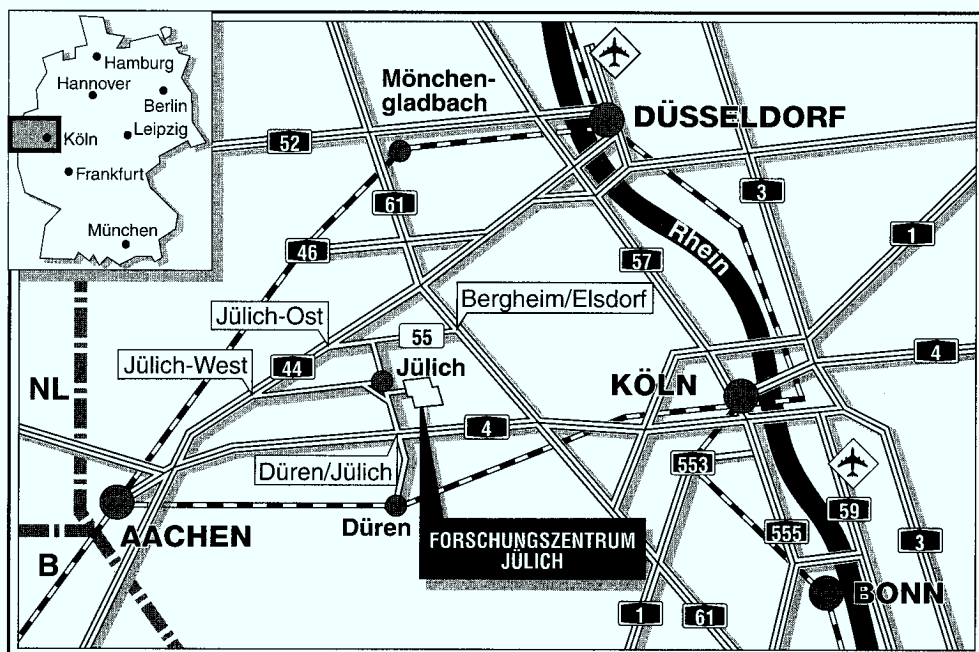


Zentrallabor für Elektronik

Faseroptische Dosimeter für die *in-vivo* Dosimetrie

herausgegeben von H. Büker



Die Deutsche Bibliothek - CIP-Einheitsaufnahme

Faseroptische Dosimeter für die *in-vivo* Dosimetrie:

Ergebnisse des BMBF-Verbundprojekts „Glasfasersensorik in Medizin“, Teilprojekt:
 „Faseroptisches Dosimeter FADOS“, Förderkennzeichen: 13MV 0023 - 13MV 0026 / Forschungs-
 zentrum Jülich GmbH, Zentralinstitut für Elektronik. Hrsg. von H. Büker ... [Hrsg.: Forschungszentrum
 Jülich GmbH, Zentralbibliothek. - Jülich : Forschungszentrum, Zentralbibliothek, 1996

ISBN 3-89336-186-3 brosch.

NE: Büker, Harald [Hrsg.]; Forschungszentrum <Jülich>

Berichte des Forschungszentrums Jülich ; 3249

ISSN 0944-2952

ISBN 3-89336-193-6

Zentrallabor für Elektronik Jül-3249

Zu beziehen durch: Forschungszentrum Jülich GmbH · Zentralbibliothek

D-52425 Jülich · Bundesrepublik Deutschland

Telefon: 02461/61-61 02 · Telefax: 02461/61-61 03 · Telex: 833 556-70 kfa d

Faseroptische Dosimeter für die *in-vivo* Dosimetrie

Ergebnisse des BMBF-Verbundprojekts Glasfasersensorik in Medizin
Teilprojekt: Faseroptisches Dosimeter FADOS
Förderkennzeichen: 13 MV 0023 - 13 MV 0026

herausgegeben von H. Büker

F. Arning, P. Berlin, H. Büker, S. Gripp, E. Gerhard, F. W. Häsing, R. Heiliger,
T. Lorenz, F. Pfeiffer, R. Quentin, H.-J. Schmitz, R. Viga

Projektpartner
Forschungszentrum Jülich GmbH
Gerhard-Mercator-Universität Duisburg
ProCom GmbH, Aachen
Vygon GmbH, Aachen

Mai 1996

Zusammenfassung

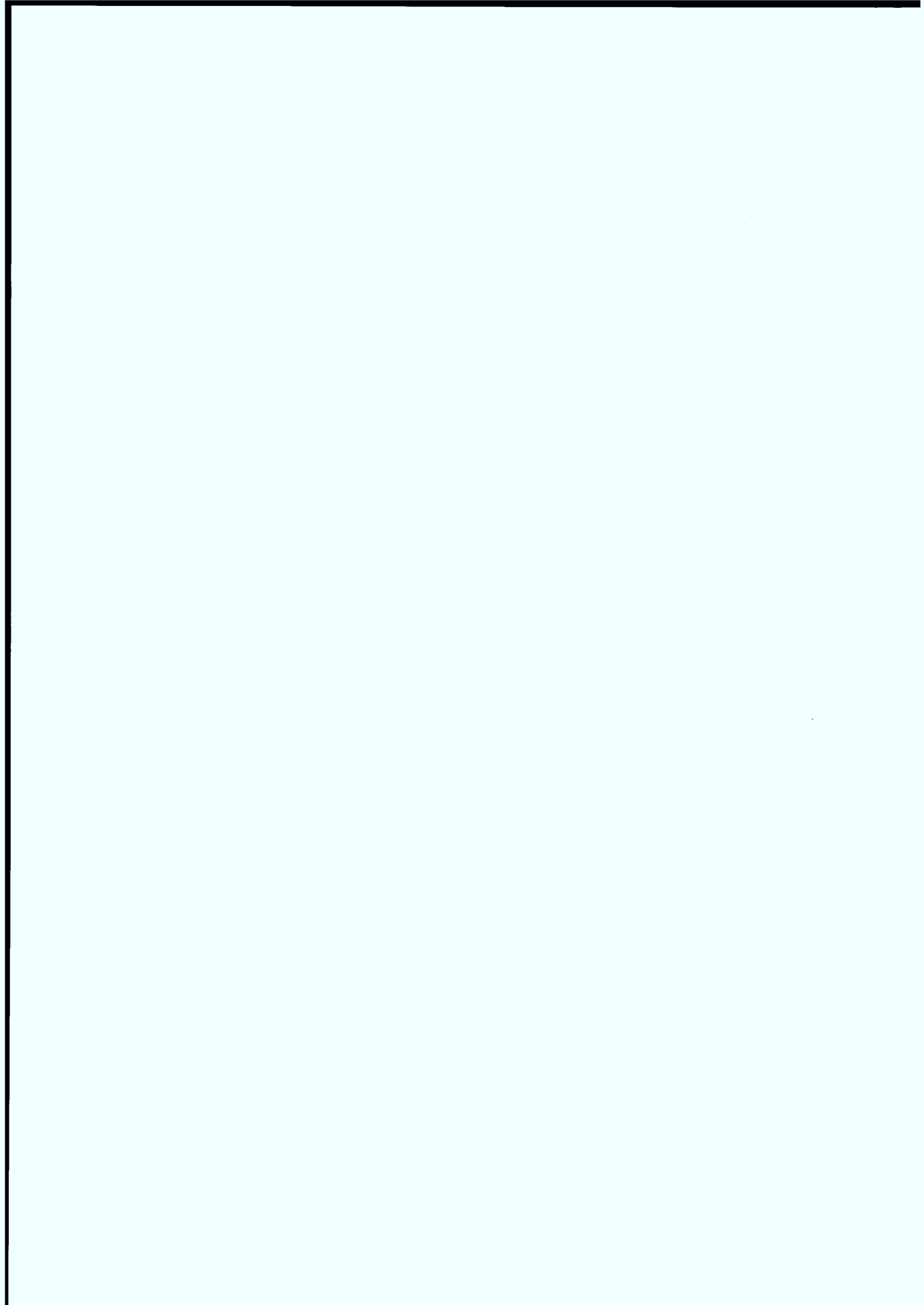
Lichtwellenleiter, die für Gamma- und Elektronenstrahlung empfindlich sind, können zur lokalen on-line Dosisbestimmung während der Strahlentherapie eingesetzt werden. Die Eigenschaften von Lichtwellenleitern (u.a. kleine geometrische Abmessungen, Flexibilität, Gewebeverträglichkeit) und die rein optische Signalentstehung und -übertragung erlauben einen intrakorporalen Einsatz von faseroptischen Dosimetern mit minimaler Belastung des Patienten. Sie erlauben eine on-line Dosisbestimmung im Tumor selbst oder im umliegenden gesunden Gewebe. Eine sichere Dosisbestimmung zur Kontrolle und Verifizierung der Bestrahlungsplanung schon während der Bestrahlung kann zu einer erheblichen Verbesserung der Therapie und damit der Tumorkontrolle beitragen.

Es werden die dosimetrischen Eigenschaften ausgewählter Lichtwellenleiter untersucht, unterschiedliche Sensortypen beschrieben und ihre Anwendungsmöglichkeiten in der Strahlentherapie aufgezeigt. On-line-Auswerteverfahren zur Korrektur der auftretenden Fadingeffekte und zur Kompensation der Abweichung der Dosisanzeige von der Gewebeäquivalenz werden mitgeteilt. Erste klinische Anwendungen einiger Sensortypen werden beschrieben.

Abstract

Optical fibers, sensitive to gamma- and electron-radiation, can be used for local on-line dose measurements during radiation therapy. The properties of optical fibers such as small dimensions, high flexibility and biocompatibility as well as the pure optical signal generation and transfer enable an intracorporal application of these dosimeters with minimal burden to the patient. They allow an on-line measurement in the tumor itself or in the surrounding tissue. A good dose determination already during the irradiations for control and verification of irradiation planning will give a considerable improvement of the therapy and so also a good tumor control.

The properties of selected optical fibers for dosimetric purposes have been investigated. Different sensor types and their applications in radiotherapy are described. On-line evaluation procedures for fading and tissue-equivalence corrections of the dose reading are also described in detail. First clinical tests with the dosimeter are being discussed.



Inhalt

Vorwort	3
I. Physikalische Grundlagen, Sensorentwicklung und klinische Tests	5
1. Ziele und Ergebnisse	9
2. Nachweis ionisierender Strahlung mit Glasfasern	11
3. Materialuntersuchungen	22
4. Das FADOS-Dosimetersystem	26
5. Datenauswertung, Kalibrierung und Dosisbestimmung des FADOS-Systems	39
6. Klinische Tests	60
7. Ausblick	71
8. Literatur	82
II. Meßtechnik und Auswertesystem	85
1. Aufgabenstellung, Ziele und Ergebnisse des Teilprojekts	89
2. Stand der Technik	96
3. Meßprinzip für das faseroptische Dosimeter FADOS	99
4. Meßelektronik zur Erfassung der FADOS-Sensorsignale	104
5. Softwaresystem zur Untersuchung des FADOS-Sensors	128
6. Einsatzmöglichkeiten und Nutzen	138
III. Querempfindlichkeiten und Multisensorik	139
Zusammenfassung	143
1. Einleitung	144
2. Querempfindlichkeiten und deren methodische Untersuchung	146
3. Ursachen der Querempfindlichkeiten und ihre Bewertung	154
4. Messungen an Sensor-Versuchsmustern	195
5. Mehrfach-Meßtechnik in der Strömungs-/Durchflußsensorik	200
6. Ausblick in Richtung Multisensorik	209
Anhang	218
IV. Katheterentwicklung und Assemblierung	223
1. Kathetermaterial	227
2. Extrusionslinie	230
3. Katheter	236
4. Evaluationstests	242

Vorwort

An dem Verbundprojekt zur Entwicklung des FADOS-Dosimeters nahmen vier Projektpartner teil. Diese setzten sich zusammen aus zwei mittelständischen Industrieunternehmen -die Firmen ProCom GmbH, Aachen und VYGON GmbH, Aachen -, einer Hochschule - die Universität Duisburg - und einer Forschungseinrichtung -die Forschungszentrum Jülich GmbH, Jülich -. Die Aufgabenverteilung zwischen den Projektpartnern geht aus der Tabelle hervor.

Projektpartner	Arbeitsbereiche
KFA	- Wissenschaftliche Projektleitung - Grundlagenuntersuchungen - Untersuchungen von Sensormaterialien - Strahlungsempfindlichkeit (Temperatur, Strahlungsenergie, Strahlungsart) - Fadingeffekte - Entwicklung von Meß- und Auswerteverfahren - Sensordesign - Aufbau- und Verbindungstechnik - Betreuung klinischer Tests
ProCom	- Entwicklung Meßelektronik - Software-Entwicklung, Datenerfassung und Verarbeitung
Vygon	- Entwicklung Langzeitverweilkatheter - Assemblierung des Sensors im Katheter - Unterstützung bei klinischen Tests
Uni Duisburg	- Messung von Querempfindlichkeiten (Druck, Temperatur, Feuchte etc.) - Faseroptische Multisensorik

Die Gesamtprojektkosten betrugen ca. 16,5 Mio DM, wovon auf die BMBF-Förderung ca. 7,7 Mio DM entfallen. Die Entwicklungszeit für den Sensor betrug ca. 5 Jahre.

Das gesamte Arbeitsprogramm des Verbundprojektes war so angelegt, daß nach Projektablauf ein funktionsfähiges Labormuster des Sensors vorliegen sollte. Dieses sollte dann in einem anschließenden neuen Verbundprojekt von den beiden Industriepartnern zu einem vermarktungsfähigen Prototyp weiterentwickelt werden. Die Forschungseinrichtung und die Universität sollten hierbei nur noch begleitende Unterstützung geben, aber nicht in vollem Umfange Projektpartner sein.

Das Projektziel wurde erreicht, und das Labormuster des Sensors liegt vor, so daß nunmehr die Prototypentwicklung begonnen werden kann.

Nachdem die Firma VYGON nach Projektende eine Beteiligung an der Prototypentwicklung abgelehnt hatte, konnte die Firma IMECH GmbH, Moers, als zweiter Industriepartner hierfür gewonnen werden. Die Prototypentwicklung des FADOS-Sensors wird wiederum als ein vom BMBF gefördertes Verbundprojekt durchgeführt werden. Die Projektarbeiten werden in der ersten Hälfte des Jahres 1996 beginnen. Für die Vermarktung und den weltweiten Vertrieb des Sensors konnte die Firma HARSHAW-BICRON gewonnen werden, die zu den führenden Ausrüstern von Strahlenkliniken zählt.

Forschungszentrum Jülich GmbH

Zentrallabor für Elektronik
Entwicklungsgruppe Glasfasersensorik

I. Physikalische Grundlagen, Sensorentwicklung und klinische Tests

Autoren: H. Büker
P. Berlin
S. Gripp (Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf)
F.W. Häsing
F. Pfeiffer

Danksagung:

Bei Herrn Prof. Dr. Gerd Schmitt und Herrn Dr. Stephan Gripp von der Klinik für Strahlentherapie und Radiologische Onkologie der Heinrich-Heine-Universität bedanken wir uns für zahlreiche fruchtbare Diskussionen und die Durchführung der klinischen Tests. Ohne Ihre Unterstützung wären eine so zügige Entwicklung des Dosimetersystems und die bisherigen klinischen Tests des FADOS-Systems nicht möglich gewesen.

Für Ihren großen Einsatz bei der Vorbereitung und Durchführung der Experimente sowie für zahlreiche fruchtbare Diskussionen danken wir den Herren G. Böling, St. Nicolai und B. Wolters. Für die Mitarbeit beim Schreiben dieses Berichtes bedanken wir uns bei Frau I. Köllner.

Inhalt

1.	Ziele und Ergebnisse	9
2.	Nachweis ionisierender Strahlung mit Glasfasern	11
2.1	Strahlungsinduzierte Dämpfung in Lichtwellenleitern	14
2.2	Physikalische Beschreibung des Zusammenhangs zwischen der strahlungsinduzierten Dämpfung und der Gewebedosis	15
2.2.1	Strahlungsinduzierte Dämpfung und Farbzentrendichte	15
2.2.2	Relaxation der Farbzentrendichte	16
2.2.3	Wirkung der ionisierenden Strahlung	17
2.3	Phänomenologisches Modell zur Dosisbestimmung aus der strahlungsinduzierten Dämpfung	18
2.3.1	Bestimmung der Gewebedosis bei unbekanntem Energiespektrum der ionisierenden Strahlung	20
2.3.2	Fadingverhalten der strahlungsinduzierten Dämpfung	20
3.	Materialuntersuchungen	22
3.1	Physikalische Mechanismen	22
3.2	Gewebeäquivalenz	22
3.3	Meßergebnisse	23
4.	Das FADOS-Dosimetersystem	26
4.1	Faserauswahl	27
4.2	Dosimetertypen	27
4.2.1	PbO-Sensor	27
4.2.2	Aufbau des Doppelsensors	31
4.2.3	Augensensor	33
4.3	Optikmodul	34
4.3.1	Lichtquellen	34
4.3.2	Koppler	35
4.4	Bedampfung	38
5.	Datenauswertung, Kalibrierung und Dosisbestimmung des FADOS-Systems	39
5.1	Ablauf der Meßwertauswertung für das faseroptische Dosimetersystem FADOS	40
5.1.1	Struktur der Datenauswertung	40
5.1.2	Berechnung der Dämpfungswerte	42
5.2	On-line-Korrektur der Relaxation der strahlungsinduzierten Dämpfung	43
5.2.1	Relaxationskorrektur der Dosisvorbelastung des Sensors und Korrektur der Drift des Meßsystems	43
5.2.2	Bestimmung des Bestrahlungsstarts	44
5.2.3	Relaxation der während der Bestrahlung erzeugten Farbzentren	45
5.3	Dosisbestimmung und Kalibrierung	49
5.3.1	Zusammenhang zwischen strahlungsinduzierter Dämpfung und Gewebedosis	49
5.3.2	Dosisbestimmung mit faseroptischen Sensoren mit einem Sensorelement	52
5.3.3	Kalibrierung faseroptischer Sensoren mit einem Sensorelement	53
5.3.4	Dosisbestimmung mit dem Doppelsensor	53
5.3.5	Kalibrierung des Doppelsensors	55
5.4	Bestimmung der Auswerteparameter	56

6.	Klinische Tests	60
6.1	Einleitung	60
6.2	Klinische Tests der Dosimetereigenschaften in Phantomen	62
6.2.1	Dosisanzeige der FADOS-Sensoren in Abhängigkeit von der Eindringtiefe der ionisierenden Strahlung im Phantom	62
6.2.2	Vergleichsmessungen mit TLD's am Alderson Phantom	64
6.3	In-vivo-Anwendungen von FADOS-Sensoren	65
6.3.1	Bestimmung der Dosis der Augenlinse aufgrund von Streustrahlung während der Bestrahlung von Gehirntumoren	65
6.3.2	In-vivo-Messung der Dosis während der Bestrahlung eines Tumors im Nasen-Rachen-Raum (Ästhesioneuroblastom)	68
6.4	Anhang	70
6.4.1	Geplante in-vivo-Anwendungen des FADOS-Dosimetersystems	70
7.	Ausblick	71
7.1	FADOS-Prototypentwicklung	71
7.1.1	Systemdesign und Systemoptimierung	71
7.1.2	Bestimmung der Auswerteparameter, Auswerteverfahren, Systemtests	71
7.1.3	Optimierung und Weiterentwicklung von Verfahren zur gewebeäquivalenten Dosisanzeige	72
7.1.4	Unterstützung der klinischen Tests	72
7.1.5	Optimierung des Sensordesigns und der Aufbau- und Verbindungstechnik	72
7.1.6	Entwicklung von Ausheilverfahren zur Regeneration von Sensoren	72
7.2	Multipath-Cavity	73
7.3	(Bio)chemisches Dosimeter - (bio)chemische Materialien für faseroptische Dosimeter-Entwicklungen	75
7.3.1	Chemische Grundlagen des gewebeäquivalenten Reaktionsverhaltens und strahlungssensitiver (bio)chemischer Materialien für Dosimeter	76
7.3.2	Ausgewählte Reaktionsansätze im Hinblick auf (bio)chemische Dosimeter-Materialien	78
8.	Literatur	82
8.1	Veröffentlichungen	82
8.2	Patentanmeldungen	84

1. Ziele und Ergebnisse

Im Rahmen des vom BMBF geförderten Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin" wurde von der KFA das Teilprojekt "Entwicklung eines Glasfaserdosimeters (FADOS)" bearbeitet.

Ziel dieses Vorhabens war die Entwicklung eines implantierbaren Glasfaserdosimeters für die Strahlentherapie. Am Projektende sollte ein funktionsfähiges Labormuster eines solchen Sensors vorliegen, das - zumindest in begrenztem Umfang - auch schon klinisch getestet sein sollte. Dieses Projektziel wurde in vollem Umfang erreicht. Es liegen drei unterschiedliche Glasfaserdosimeter vor, die jeweils spezielle Anwendungsbereiche der Strahlentherapie abdecken: ein Dosimeter, das als Sensorelement eine mit 60 Gw-% PbO dotierte Bleiglasfaser besitzt (PbO-Sensor), ein Dosimeter, das als Sensorfaser eine mit Germanium und Phosphor dotierte Glasfaser hat (Ge-P-Sensor) und ein Dosimeter, das einen PbO- und einen oder zwei Ge-P-Sensoren enthält, also einen Doppelsensor darstellt. In Tab. 1.1 sind die Anwendungsbereiche und die Kalibrierbedingungen für die drei FADOS-Sensoren zusammengestellt.

FADOS-Dosimeter	Anwendungsbereich	Kalibrierbedingung
PbO-Sensor	Bestrahlung mit Elektronen (E_e 4 - 20 MeV) - gewebeäquivalente Dosisanzeige - geeignet für in-vivo-Dosimetrie Bestrahlung mit Photonen ($E_{ph} < 8$ MeV) - keine gewebeäquivalente Dosisanzeige - begrenzt geeignet für in-vivo-Dosimetrie - geeignet für Dosimetrie an der Körperoberfläche Bestrahlung mit Photonen ($E_{ph} > 8$ MeV) - quasi gewebeäquivalente Dosisanzeige - geeignet für in-vivo-Dosimetrie	Jeder Sensor muß einmalig im Phantom kalibriert werden Jeder Sensor muß individuell für jede Bestrahlungsbedingung im Phantom kalibriert werden Jeder Sensor muß einmalig im Phantom kalibriert werden
Ge-P-Sensor	Bestrahlung mit Photonen ($E_{ph} < 8$ MeV) - wie PbO-Sensor - Gewebeäquivalenz 20% besser - Nachweisempfindlichkeit geringer Bestrahlung mit Photonen ($E_{ph} > 8$ MeV) - wie PbO-Sensor, aber Nachweisempfindlichkeit geringer	Jeder Sensor muß einmal bei einer vom Anwender definierten Tiefe im Phantom kalibriert werden
Doppelsensor	Bestrahlung mit Photonen oder Elektronen - quasi gewebeäquivalente Dosisanzeige unabhängig von der Energie der Strahlung - geeignet für in-vivo-Dosimetrie	Jeder Sensor muß einmal unter spezifizierten Bestrahlungsbedingungen kalibriert werden

Tab. 1.1 Anwendungsbereiche und Kalibrierbedingungen für FADOS-Dosimeter

In der strahlentherapeutischen Anwendung unterscheiden sich diese Dosimeter hinsichtlich des Grades ihrer Gewebeäquivalenz. Der PbO-Sensor arbeitet im Photonen-Energiebereich oberhalb etwa 8 MeV bei hoher Strahlenempfindlichkeit nahezu gewebeäquivalent. Der Ge-P-Sensor hat in diesem Energiebereich eine bessere Gewebeäquivalenz aber eine geringere Strahlenempfindlichkeit als der PbO-Sensor. Im Energiebereich unterhalb 8 MeV arbeiten beide Sensoren in tieferen Gewebeschichten nicht hinreichend gewebeäquivalent. Lediglich an der Körperoberfläche ist eine hinreichende Gewebeäquivalenz gegeben. Ihr Einsatz im Körperinneren ist hier mit aufwendigen Kalibrierverfahren verbunden. In diesem Energiebereich arbeitet der Doppelsensor jedoch auch in tieferen Gewebeschichten nahezu gewebeäquivalent, so daß sein Haupteinsatzgebiet der "nieder-energetische" Bereich der Photonenstrahlung ist.

Neben der Photonenbestrahlung spielt in der Strahlentherapie auch die Elektronenbestrahlung eine wichtige Rolle. Dabei ist der Energiebereich der Elektronen zwischen 4 MeV und 20 MeV besonders interessant. In diesem Energiebereich arbeiten alle drei Sensoren nahezu gewebeäquivalent.

Die drei Dosimetertypen arbeiten mit derselben FADOS-Meßelektronik sowie mit derselben Datenerfassungs- und Auswertesoftware. Sowohl die Maßelektronik als auch die Software wurden ebenfalls im Rahmen des Verbundprojektes entwickelt. Diese Entwicklungen erfolgten schwerpunktmäßig beim Verbundpartner ProCom, wobei die Auswertealgorithmen in der KFA erarbeitet wurden.

Alle Arbeiten zur Entwicklung des FADOS-Dosimetersystems wurden von Anbeginn in enger Kooperation mit den Anwendern, d.h. zunächst mit der Abteilung für Strahlentherapie des Klinikums der RWTH-Aachen (Prof. Ammon) und später mit der Klinik für Strahlentherapie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf (Prof. Schmitt), durchgeführt. Nur so konnte gewährleistet werden, daß die Sensorauslegung und das Softwaredesign streng anwendungsorientiert erfolgten.

Mit Abschluß des Projektes sind die klinischen Tests der FADOS-Sensoren jedoch noch nicht abgeschlossen. In den folgenden 2-3 Jahren sind noch umfangreiche Tests für die verschiedensten strahlentherapeutischen Anwendungen geplant. Diese Tests werden schwerpunktmäßig an der Klinik für Strahlentherapie der Heinrich-Heine-Universität in Düsseldorf durchgeführt. Aber auch andere Kliniken werden in diese Tests mit einbezogen werden, wie z.B. die Abteilung für Strahlentherapie der Universität Essen, die Klinik für Strahlentherapie der Universität Heidelberg und die Abteilung für Strahlentherapie des Klinikums der RWTH Aachen.

2. Nachweis ionisierender Strahlung mit Glasfasern

Ionisierende Strahlung (Photonen, Elektronen, Protonen, Neutronen, schwere Ionen) verursacht bei Wechselwirkung mit Lichtwellenleitern (LWL) eine Veränderung ihrer optischen Eigenschaften. In der Abbildung 2.1 ist ein Überblick über die wichtigsten optischen Effekte gegeben, die bei Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Lichtwellenleitern auftreten können.

Leitungsband Valenzband	Leitungsband Valenzband	Leitungsband Valenzband	Leitungsband Valenzband
Induzierte Dämpfung	Radiophotolumineszenz	Thermolumineszenz	Szintillation
Messung der Absorption aufgrund eingefangener Ladungsträger	Anregung eingefangener Ladungsträger durch UV-Strahlung ($h \cdot \nu_1$) Messung der Fluoreszenz ($h \cdot \nu_2$)	thermische Anregung eingefangener Ladungsträger Messung der Fluoreszenz	Messung der Szintillationen
• durch ionisierende Strahlung erzeugte Ladungsträger			

Abb. 2.1: Optische Effekte in Lichtwellenleitern aufgrund der Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit dem Fasermaterial

Abhängig vom Fasermaterial werden die in der Abb. 2.1 dargestellten Effekte einzeln oder auch gleichzeitig beobachtet. Während die Szintillation ein transienter Effekt ist, der nur während der Bestrahlung beobachtet wird, werden die andern Effekte durch permanente oder nur langsam relaxierende Veränderungen des Fasermaterials verursacht. All diese Effekte können zum Nachweis der ionisierenden Strahlung genutzt werden.

Weit verbreitet sind Verfahren, die mit szintillierenden Fasern arbeiten. Diese werden insbesondere in der Grundlagenforschung (Elementarteilchenphysik) genutzt. Auch im Bereich der Dosimetrie für die Strahlentherapie gibt es Dosimeterentwicklungen, die auf szintillierenden Fasern basieren. Wesentliche Nachteile sind einerseits, daß eine aufwendige Elektronik (Photon-Counting) benutzt werden muß, und daß bei den meisten szintillierenden Fasern mit hohem Wirkungsgrad Licht mit einer Wellenlänge von etwa 400 nm entsteht, daß mit den handelsüblichen Lichtwellenleitern nur über relativ kurze Strecken übertragen werden kann.

Andererseits kann das Szintillationslicht bei Einstrahlung der ionisierenden Strahlung unter einem bestimmten Winkel zur Faserachse von Cherenkov-Strahlung überlagert werden. Dieses führt zu einer Abhängigkeit des Meßsignals von dem Winkel zwischen der Faserachse und der Richtung der ionisierenden Strahlung.

Weitere Methoden zur Strahlungsmessung beruhen auf dem Prinzip der Radiophoto- und Thermolumineszenz. Materialien, die sich für diese Verfahren eignen, sind in langjähriger Entwicklung optimiert worden, so daß sie heute zu den Standardverfahren der Dosimetrie gehören. Zur lokalen On-line-Dosimetrie ist jedoch die Methode der Thermolumineszenz nicht geeignet, da das sensitive Element nicht on-line und in-vivo ausgelesen werden kann.

Entwicklungen auf der Basis der Radiophotolumineszenz werden durch einen hohen Aufwand bei dem Meßverfahren (hohe Leistungsdichte und Stabilität des die Lumineszenz anregenden Lichtes am Ort des Sensorelements) erschwert.

Für die Entwicklung des faseroptischen Dosimetersystems wurde daher der Effekt der strahlungsinduzierten Dämpfung ausgewählt. Durch Messung der Lichtleistung am Sensordetektor bei ausgeschalteter Lichtquelle kann bei diesem Meßverfahren eine Korrektur des Fremdluchteinflusses (Vorteil gegenüber dem Szintillationsverfahren) durchgeführt werden. Zum Auslesen der strahlungsinduzierten Dämpfung steht eine Anzahl Lichtquellen (LED's) mit unterschiedlichen Wellenlängen zur Verfügung. Durch geeignete Wahl des Fasermaterials und der Wellenlänge des Ausleselichts kann der Nachweisempfindlichkeit der jeweiligen Meßaufgabe in weiten Bereichen angepaßt werden.

Betrachtet man das Fasermaterial (Glas, transparente Kunststoffe) im Bändermodell, so können die optischen Effekte auf den Einfang von freien Ladungsträgern (Elektronen, Defektelektronen) in Fehlstellen des Materials zurückgeführt werden. Die freien Ladungsträger werden hierbei durch die Wechselwirkung der ionisierenden Strahlung mit dem Fasermaterial erzeugt oder diffundieren aus der Umgebung (Ionisation in dem die Faser umgebenden Material) in die Faser hinein. Ein Gleichgewicht (Anzahl der in das Fasermaterial hinein diffundierenden Ladungsträger = Anzahl der aus der Faser hinausdiffundierenden Ladungsträger) ist im allgemeinen nur gegeben, wenn die Wechselwirkungsquerschnitte des Fasermaterials mit denen der Umgebung übereinstimmen. Die Fehlstellen (Störniveaus zwischen Valenz- und Leitungsband) liegen im Material des LWL einerseits aufgrund von Dotierungen bzw. Verunreinigungen des Materials vor. Sie können auch durch den Ziehprozeß der Faser entstehen. Andererseits können durch die Wechselwirkung mit der ionisierenden Strahlung zusätzliche Fehlstellen erzeugt werden. Diese können zum einen selbst die o.g. optischen Effekte hervorrufen, zum anderen aber auch die Eigenschaften des Materials durch den Einfang von freien Ladungsträgern verändern.

Die Bestrahlung mit Photonen und Elektronen führt im Gegensatz zur Bestrahlung mit schweren Teilchen im allgemeinen nicht zur Bildung neuer Fehlstellen im Fasermaterial.

In der Abb. 2.2 sind die möglichen Wechselwirkungsprozesse mit Materie schematisch dargestellt. Insbesondere die Einfang- bzw. Relaxationsprozesse in Gitterfehlstellen, die zur Farbzentrenpopulation bzw. -depopulation beitragen, sind für das Haupteinsatzgebiet der FADOS-Dosimeter (Nachweis von Photonen- und Elektronenstrahlung) von großer Bedeutung. Aus diesem Grunde wird auf sie in den folgenden Kapiteln näher eingegangen.

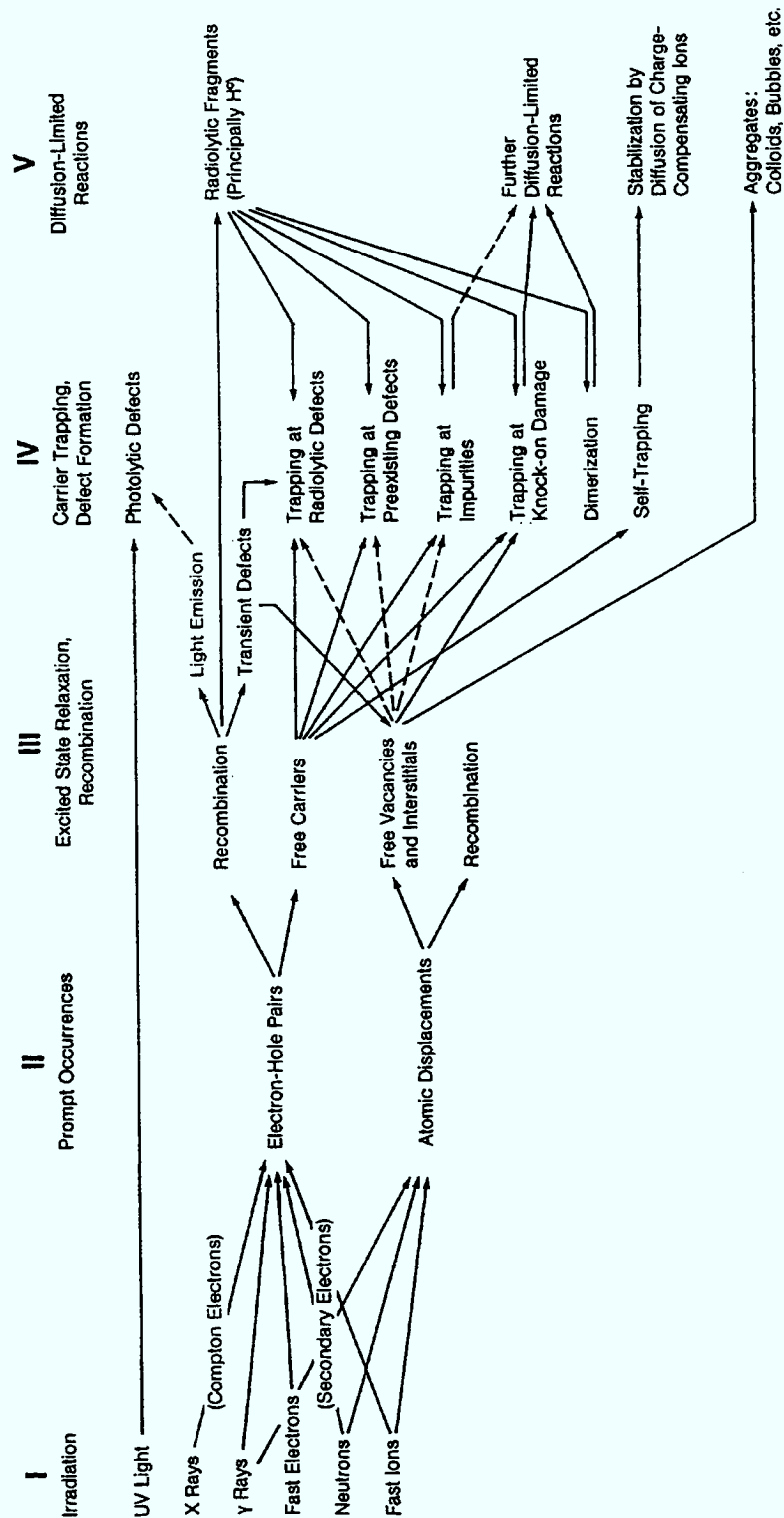


Abb. 2.2: Schematische Darstellung der Wechselwirkungsprozesse bei der Einwirkung ionisierender Strahlung auf Materie¹

¹ Griscom, D.L. "Nature of defects and defect generation in optical glasses" SPIE Vol. 541, 1985, S. 38ff

2.1 Strahlungsinduzierte Dämpfung in Lichtwellenleitern

Die strahlungsinduzierte Dämpfung wird durch den Einfang von Ladungsträgern in Energieniveaus zwischen dem Valenz- und Leitungsband verursacht. In der Abb. 2.3 sind drei Energieniveaus von Fehlstellen (Störniveaus) mit unterschiedlichem Energieabstand zum Leitungsband im Bild dargestellt. Solange diese Energieniveaus nicht besetzt sind, findet beim Durchgang von Licht durch die Faser keine Schwächung statt. Werden jedoch Ladungsträger, wie sie beispielsweise durch ionisierende Strahlung erzeugt werden, in diesen Niveaus eingefangen, können sie mittels des Ausleselichts durch optische Anregung in höhere Energiezustände bzw. in das Leitungsband angehoben werden. Diese Anregung wird als Dämpfung detektiert. Neben der unmittelbaren Absorption des Ausleselichts können Änderungen des optischen Transmissionsverhaltens des Lichtwellenleiters auch dadurch eintreten, daß sich der Brechungsindex von Kern- und Mantelmaterial unterschiedlich ändert. Bei einer Veränderung der Differenz der Brechungsindizes von Kern und Mantel werden die Lichtführungseigenschaften der Faser ebenfalls verändert. Bei Lichtwellenleitern, bei denen eine Absorptionslinie (Resonanzstelle des Brechungsindex) durch die ionisierende Strahlung erzeugt wird, tritt aufgrund der anomalen Dispersion auf einer Flanke der Linie eine Verbesserung der Lichtführungseigenschaften auf der anderen eine Verschlechterung ein. Derartige Effekte wurden insbesondere bei Flüssiglichtwellenleitern beobachtet, bei denen solche Resonanzen im sichtbaren Spektralbereich liegen. Die Gesamtdämpfung, die sich aus der Absorption und der Änderung der Brechzahldifferenzen von Kern und Mantel ergibt, ist die strahlungsinduzierte Dämpfung.

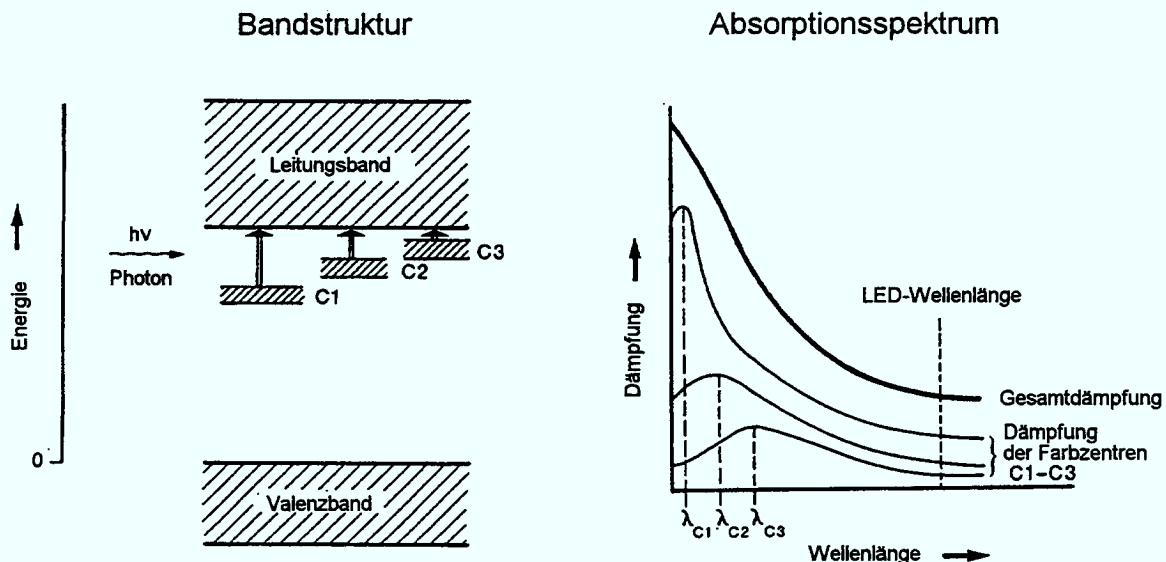


Abb. 2.3: Schematische Darstellung des Auslesens der strahlungsinduzierten Dämpfung mit dem FADOS-System

Absorptionsbänder mit unterschiedlicher Zentralwellenlänge können sich spektral überlagern und ein breites Absorptionband bilden. Die Stärke der Beiträge der einzelnen Farbzentrentypen zu der Gesamtabsorption bei einer gegebenen Wellenlänge ist außer von der Zentralwellenlänge der Absorptionsbanden auch von der Farbzentrendichte und der Oszillatorstärke der Absorptionsbanden abhängig.

2.2 Physikalische Beschreibung des Zusammenhangs zwischen der strahlungsinduzierten Dämpfung und der Gewebedosis

Die Besetzungsdichte der Fehlstellen (Farbzentren) bei der Dämpfungsmessung entspricht nur dann der durch die ionisierende Strahlung erzeugten Ladungsträgerdichte, wenn zwischenzeitlich keine Depopulation der Fehlstellen durch thermische oder optische Anregung stattgefunden hat.

Dieses ist nur dann gegeben, wenn der Abstand der Einfangsniveaus vom Leitungsband größer ist, als es der thermischen Anregung entspricht. Daher werden strahlungsinduzierte Farbzentrenabsorptionsbanden mit langer Lebensdauer in Glasfasern vorwiegend im blauen und ultravioletten Spektralbereich beobachtet.

Die Depopulation durch optische Anregung (Photobleaching) erfolgt bei der Messung durch Absorption des Ausleselichts auch dann, wenn die Sensorfaser vollständig im dunklen liegt. Sie ist nur zu vernachlässigen, wenn die Leistungsdichte des Ausleselichts in der Faser hinreichend gering ist (ca. $1 \mu\text{W}$).

2.2.1 Strahlungsinduzierte Dämpfung und Farbzentren

Der Zusammenhang zwischen der strahlungsinduzierten Farbzentren und der gemessenen Faserdämpfung lässt sich wie folgt beschreiben. Ist Φ_0 die Lichtleistung, die vor der Bestrahlung zum Sensordetektor gelangt, Φ_1 die Lichtleistung am Sensordetektor nach der Bestrahlung, L_s die Länge des Lichtweges durch die Sensorfaser, N_i die Farbzentren des Farbzentrums i , $F_i = \sum f_{ik}$ die Gesamtoszillatorstärke der Absorptionsbande der Farbzentren N_i , $P_i(\lambda - \lambda_{0i})$ die spektrale Verteilung der Absorptionsbande und $P_{LED}(\lambda - \lambda_{0,LED})$ die spektrale Verteilung der Lichtleistung der LED so gilt

$$(2.1) \quad \frac{\Phi_1}{\Phi_0} = \int_0^\infty P(\lambda - \lambda_{0,LED}) \cdot e^{-c \cdot F_i \cdot N_i \cdot P(\lambda - \lambda_{0,i}) \cdot L_s} d\lambda$$

Solange über den Wellenlängenbereich der LED die spektrale Verteilung der Absorptionsbande nahezu konstant ist, ergibt sich die strahlungsinduzierte Dämpfung für den Farbzentren i zu

$$(2.2) \quad a(\lambda_{0,LED}) = 10 \cdot \log \left[\frac{\Phi_1}{\Phi_0} \right] = -10 \cdot c \cdot F_i \cdot N_i \cdot P(\lambda_{0,LED} - \lambda_{0,i}) \cdot L_s \cdot a_i(\lambda_{0,LED})$$

mit

$$(2.3) \quad C_{M,i}(\lambda_{0,LED}, \lambda_{0,i}) = -10 \cdot c \cdot F_i \cdot P(\lambda_{0,LED} - \lambda_{0,i})$$

ergibt sich

$$(2.4) \quad a_i(\lambda_{0,LED}) = C_{M,i}(\lambda_{0,LED}, \lambda_{0,i}) \cdot N_i \cdot L_s$$

Die Gesamtdämpfung bei der LED-Wellenlänge, die von allen Farbzentrentypen verursacht wird, ist dann gegeben durch

$$(2.5) \quad a(\lambda_{0,LED}) = \sum_{i=1}^{N_F} a_i(\lambda_{0,LED})$$

2.2.2 Relaxation der Farbzentrendichte

Der Zeitverlauf des Dämpfungsverhaltens einer strahlungsbelasteten Faser läßt sich am besten durch Ratengleichungen für die Farbzentrendichte beschreiben. Diese lauten

$$(2.6) \quad \begin{aligned} \frac{\partial N_i}{\partial t} = & R_{E,i} \cdot N_{e,F} \cdot (N_{S,i} - N_i) && \text{Besetzung der Fehlstellen durch} \\ & && \text{Einfang der freien Ladungsträger} \\ & - N_i \cdot \sum_{k=1}^{N_{ES}} B_{i,k} \cdot \Phi_{i,k} + \sum_{k=1}^{N_{ES}} (A_{k,i} - B_{k,i} \cdot \Phi_{i,k}) \cdot N_k && \text{Population und Depopulation} \\ & && \text{durch optische Strahlung} \\ & - N_i \cdot \sum_{k=1}^{N_{ES}} R_{S,ik} + \sum_{k=1}^{N_{ES}} R_{S,ki} \cdot N_k && \text{Population und Depopulation} \\ & && \text{durch thermische Anregung} \end{aligned}$$

Hierbei ist

- $R_{E,i}$ die Rate für den Einfang der freien Ladungsträger in den Fehlstellen N_i
- $N_{e,F}$ die Dichte der freien Ladungsträger im Fasermaterial
- $N_{S,i}$ die Dichte der im Material vorhandenen Störstellen vom Typ i
- N_i die Farbzentrendichte des Typs i
- A_{ki} spontane Übergangswahrscheinlichkeit für den optischen Übergang vom Zustand k nach i
- B_{ki} Übergangswahrscheinlichkeit für die induzierte Emission vom Zustand k nach i
- B_{ik} Übergangswahrscheinlichkeit für die Absorption vom Zustand i nach k
- $R_{S,ik}$ die Rate für die Depopulation der Fehlstellen i in die Fehlstellen k durch strahlungslose Übergänge
- $R_{S,ki}$ die Rate für die Population der Fehlstellen i durch strahlungslose Übergänge von Ladungsträgern in den Fehlstellen k

In der Ratengleichung beschreibt der Term in der ersten Zeile die Wirkung der ionisierenden Strahlung, die beiden Terme in der zweiten Zeile beschreiben die Wirkung von Licht auf die Farbzentrendichte. Diese beiden Terme führen zum Fading der Dämpfung durch Photobleaching. Die Terme in der dritten Zeile schließlich führen zur Relaxation der Dämpfung durch thermische Anregung.

2.2.3 Wirkung der ionisierenden Strahlung

Die Dichte der freien Ladungsträger $N_{e,F}$ im Fasermaterial wird durch die Wechselwirkung der ionisierenden Strahlung mit dem Fasermaterial und durch den Austausch der Ladungsträger mit der Umgebung bestimmt. Vereinfacht kann die Anzahl der freien Ladungsträger wie folgt ermittelt werden

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial N_{e,F}}{\partial t} = & \sum_{k=1}^{N_J} \int_0^{\infty} \sigma_{M,k}(E) \cdot \Phi_{M,k}(E) dE && \text{Ionisation durch die Wechselwirkung der ionisierenden Strahlung mit dem Fasermaterial} \\
 (2.7) \quad & + C_D \cdot (N_{e,U} - N_{e,F}) && \text{Ladungsträgeraustausch mit der Umgebung} \\
 & - \sum_{k=1}^{N_{ES}} R_{E,k} \cdot N_{e,F} \cdot (N_{S,k} - N_k) && \text{Einfang der Ladungsträger in Fehlstellen des Fasermaterials}
 \end{aligned}$$

Hierbei ist

$N_{e,F}$	die Dichte der freien Ladungsträger im Fasermaterial
$N_{e,G}$	die Dichte der freien Ladungsträger in der Umgebung (Gewebe)
$\Phi_{M,k}$	Strahlungsstrom der Strahlungsart k im Material M
	M=F Faser
	M=G Umgebung (Gewebe)
$\sigma_{M,k}$	Wechselwirkungsquerschnitt des Materials M für die Strahlungsart k
	M=F Faser
	M=G Umgebung (Gewebe)

Die Zusammensetzung der ionisierenden Strahlung im Gewebe, d.h. die Größe der Strahlungsströme $\Phi_{G,k}$, hängt bei bekannten Strahlungseigenschaften von der Zusammensetzung der bis zum Meßort durchdrungenen Materie ab. Die Strahlungsströme im Fasermaterial und damit die Anzahl der freien Ladungsträger in der Faser hängen außerdem noch vom Sensoraufbau und der Faserzusammensetzung ab. Sie lassen sich bei bekannten Bestrahlungsbedingungen und Materialkonstanten durch Lösung der Strahlungstransportgleichung berechnen. Daraus kann dann die im Gewebe bzw. im Sensor deponierte Dosis ermittelt werden.

Die Dosis ist die im Material pro Masseneinheit deponierte Energie. Die Gesamtdosisleistung kann beschrieben werden als Summe über die Dosisleistungsanteile, die durch Wechselwirkung der vorhandenen ionisierenden Strahlungsarten $\Phi_{M,k}$ mit der lokal vorhandenen Materie erzeugt werden. Es gilt

$$(2.8) \quad \frac{\partial D_M}{\partial t} = konst \cdot \sum_{k=1}^{N_J} \int_0^{\infty} \sigma_{M,k}(E) \cdot \Phi_{M,k}(E) dE$$

hier ist	D_M	die im Material M deponierte Dosis
	$\sigma_{M,k}$	Wechselwirkungsquerschnitt des Materials M für die Strahlungart k
		M=F Faser
		M=G Umgebung (Gewebe)

Die Wechselwirkungsquerschnitte $\sigma_{M,k}$ hängen von der Zusammensetzung des Materials sowie von Art und der Energie der ionisierenden Strahlung ab. Bei Bestrahlung mit Photonen sind die wichtigsten Effekte der Photoeffekt (Strahlungsenergien < 1 MeV), der Comptoneffekt und der Paarbildungseffekt (Energie > 3 MeV). Die Wirkungsquerschnitte für diese Effekte hängen in folgender Weise von der Ordnungszahl des Materials und der Energie der Strahlung ab.

$$(2.9) \quad \sigma_{Phot} \approx konst \cdot N \cdot Z^5 \cdot E^{-3,5} \quad \text{Photoeffekt}$$

$$(2.10) \quad \sigma_{Compt} \approx konst \cdot \frac{N \cdot Z}{E \cdot [\ln(2 E / m_{0e} v^2 + 1/2)]} \quad \text{Comptoneffekt}$$

$$(2.11) \quad \sigma_{Paar} \approx konst \cdot N \cdot Z^2 \cdot \ln E \quad \text{Paarbildungseffekt}$$

Hierin ist N die Dichte und Z die Ordnungszahl des Materials, E ist die Energie der Strahlung. Bei Materialien, die aus unterschiedlichen Atomen bestehen, kann eine "effektive" Ordnungszahl Z_{eff} definiert werden, die dann die Wechselwirkungskoeffizienten für das Material beschreibt.

Die Gleichungen zeigen, daß insbesondere im Bereich des Photoeffektes der Wirkungsquerschnitt stark von der effektiven Ordnungszahl des Materials abhängt. Dieses bedeutet, daß in diesem Energiebereich nur dann ein von der Energie der ionisierenden Strahlung unabhängiger Zusammenhang zwischen der Gewebedosis und der Dichte der freien Ladungsträger im Fasermaterial gegeben ist, wenn die effektiven Ordnungszahlen von Gewebe und Sensor gleich sind.

2.3 Phänomenologisches Modell zur Dosisbestimmung aus der strahlungsinduzierten Dämpfung

Die obige Beschreibung des Signaltransfers von der Meßgröße bis zum Signal am Sensordetektor zeigt welche physikalischen Effekte die Dosisbestimmung mit faseroptischen Sensoren beeinflussen.

Diese Beschreibung stellt ein System von miteinander gekoppelten Differentialgleichungen dar, das eine große Zahl von Wechselwirkungs- und Materialkonstanten enthält. Eine explizite Lösung dieses Gleichungssystems für einen realen Sensor unter konkreten Bestrahlungsbedingungen ist nicht möglich. Auf der Basis dieser Beschreibung kann jedoch ein phänomenologisches Modell entwickelt werden, das die wichtigsten Einflüsse beschreibt und Parameter enthält, die experimentell bestimmt werden können.

Für das phänomenologische Modell werden folgende Annahmen getroffen:

1. Die Anzahl der freien Ladungsträger ist proportional der im Material deponierten Dosis. Gemessen werden soll die im Gewebe deponierte Dosis D_G . Die Anzahl der im Fasermaterial erzeugten freien Ladungsträger und die im Gewebe deponierte Dosis sind proportional der Strahlungsdichte der ionisierenden Strahlung. Daher kann die Dichte der freien Ladungsträger im Fasermaterial proportional der Gewebedosis gesetzt werden. Der Proportionalitätsfaktor ist abhängig von

den Materialeigenschaften des faseroptischen Sensors, den Materialeigenschaften des Gewebes sowie von der spektralen Energieverteilung der Strahlung im Gewebe und in der Faser. Die Besetzungsrate der Fehlstellen durch den Einfang der erzeugten Ladungsträger kann geschrieben werden als

$$(2.12) \quad R_{E,i} \cdot N_{e,F} = A_{E,i} [\Phi_{M,k}(E)] \cdot \frac{\partial D_G}{\partial t}$$

Hierbei ist $A_{E,i} [\Phi_{M,i}(E)]$ eine von der Energie und der Art der ionisierenden Strahlung abhängige Materialkonstante der Faser bezogen auf die Gewebedosis.

2. Der Zeitverlauf der strahlungsinduzierten Dämpfung in der Faser kann mit einem vereinfachten Ratengleichungssystem beschrieben werden. Ausgedrückt in den Größen der strahlungsinduzierten Dämpfung und der Dosisleistung lautet dieses

$$(2.13) \quad \frac{\partial a_{M,i}}{\partial t} = C_M(\Phi_{M,k}) \cdot A_{M,i} \cdot \frac{\partial D_G}{\partial t} - B_{M,i}(\theta, \Phi_{LED}) \cdot a_{M,i}$$

Hierbei ist

$$(2.14) \quad C_M(\Phi_{M,k}) \cdot A_{M,i} = A_{E,i} [\Phi_{M,k}(E)] \cdot N_{S,i}$$

Es wurde die Annahme gemacht, daß die Anzahl der im Material vorliegenden Fehlstellen des Typs i so groß ist, daß die Einfangrate nicht durch die Population der Fehlstellen beeinflußt wird. Dieses gilt nur solange wie keine Sättigung eintritt. Die experimentellen Ergebnisse zeigen, daß diese Annahme im Dosismeßbereich der Sensoren berechtigt ist. $A_{M,i}$ sind die relativen Anteile der Einfangrate der Farbzentrentypen i an der gesamten Einfangrate aller zur Absorption bei der Meßwellenlänge beitragenden Farbzentrentypen. C_M stellt den Proportionalitätsfaktor zwischen der Dämpfung und der Gewebedosis dar.

$B_{M,i}$ beschreibt das Fading der durch den Farbzentrentyp i verursachten Dämpfung. Es setzt sich zusammen aus der optischen Relaxation (Photobleaching) und der thermischen Relaxation. Der Zusammenhang mit den in den Ratengleichungen angegebenen Termen ist gegeben durch

$$(2.15) \quad B_{M,i}(\theta, \Phi_{LED}) \cdot a_{M,i} = \underset{\text{Photobleaching}}{\text{konst} \cdot [-N_i \cdot \sum_{k=1}^{N_{ES}} B_{i,k} \cdot \Phi_{i,k}]} - \underset{\text{thermische Relaxation}}{N_i \cdot \sum_{k=1}^{N_{ES}} c_{S,ik}(\theta)}$$

Zur Vereinfachung wurde die Besetzung der Fehlstelle durch Strahlungsrekombination aus den anderen Störniveaus vernachlässigt. Darüberhinaus wurde angenommen, daß sich die Besetzungsdichten der Fehlstellen im thermischen Gleichgewicht befinden.

Mit diesen Annahmen erhält man ein System nicht gekoppelter inhomogener Differentialgleichungen. Sie können unabhängig voneinander gelöst werden. Die Lösungen sind Exponentialfunktionen mit von den Eigenschaften der Fehlstellentypen i abhängigen Relaxationskonstanten $B_{M,i}$. Diese Relaxationskonstanten können experimentell für die Faser bestimmt werden.

Der Zeitverlauf der gemessenen Dämpfung ist dann durch die Superposition der Dämpfungen aller beteiligten Farbzentrentypen gegeben.

Das oben beschriebene phänomenologische Modell ermöglicht die Korrektur der Relaxationseffekte schon während der Messung auch bei schwankender Dosisleistung. Die hierzu erforderlichen Algorithmen und Parameter sowie Meßbeispiele sind in Kapitel 5 angegeben.

2.3.1 Bestimmung der Gewebedosis bei unbekanntem Energiespektrum der ionisierenden Strahlung

Bei unbekannten Energiespektren ist die Proportionalitätskonstante zwischen induzierter Dämpfung und der Gewebedosis bei der Verwendung eines Fasermaterials mit einer effektiven Ordnungszahl, die erheblich von der des Gewebes abweicht, nicht bekannt. Sie kann jedoch während des Bestrahlungsvorgangs bestimmt werden, wenn eine zweite Faser mit einer anderen effektiven Ordnungszahl gleichzeitig am Meßort ausgelesen wird. Die effektive Ordnungszahl der zweiten Faser kann dabei ebenfalls von der des Gewebes abweichen. Das Verhältnis der gemessenen strahlungsinduzierten Dämpfungen der beiden Fasern mit unterschiedlichen effektiven Ordnungszahlen ist nicht von der Gewebedosis wohl aber von der spektralen Energieverteilung der ionisierenden Strahlung abhängig. Die Abhängigkeit der Proportionalitätskonstanten kann experimentell bestimmt werden und zur Dosisbestimmung mit dem FADOS-"Doppelsensor" genutzt werden. Parameter und experimentelle Ergebnisse sind in Kapitel 5 gegeben.

2.3.2 Fadingverhalten der strahlungsinduzierten Dämpfung

Bei konstanter Dosisleistung wurden die Fadingeffekte der im Meßsystem verwendeten PbO-Faser untersucht. Die Abb. 2.4 zeigt den gemessenen Dämpfungsverlauf bei einer Meßwellenlänge von 850 nm. Eingezeichnet sind auch die Dämpfungsanteile, die sich aus der rechnerischen Bestimmung der Relaxationszeiten und -anteile unterschiedlicher Farbzentrentypen ergeben.

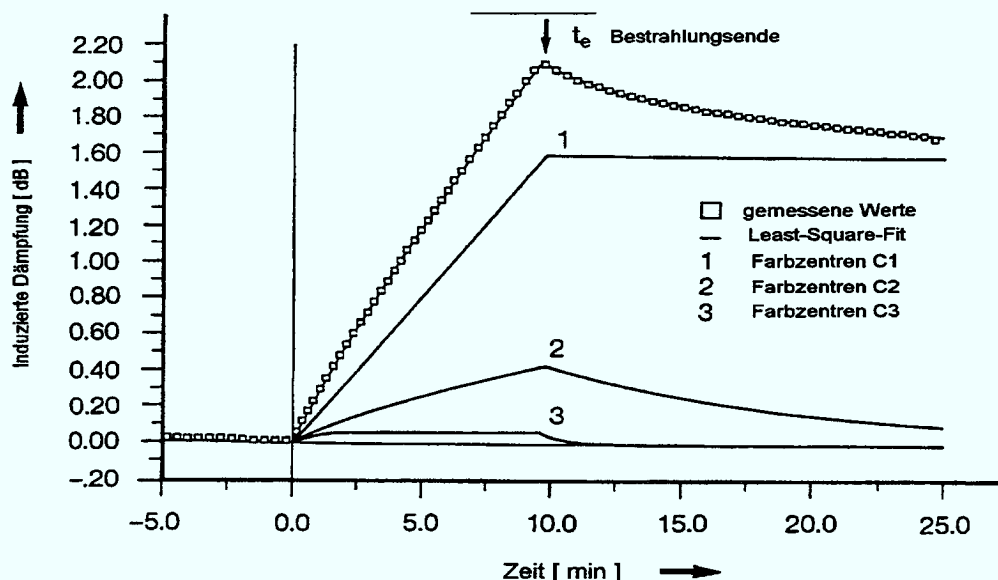


Abb. 2.4: Dämpfungsanteile einzelner Farbzentrentypen bei konstanter Dosisleistung

Der Effekt des Photobleachings ist in Abb. 2.5 dargestellt. Die Abbildung zeigt, daß Lichtleistungen von weniger als 1 μW in der PbO-Glasfaser keine meßbare optische Relaxation verursachen.

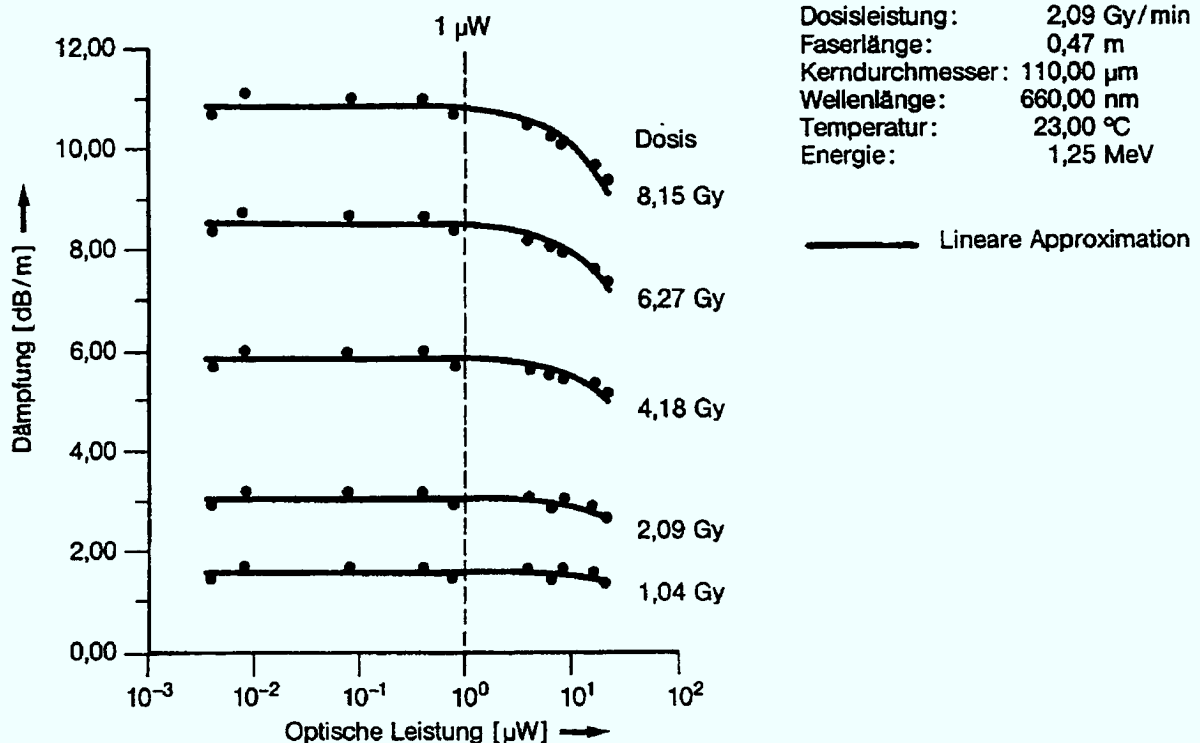


Abb.2.5: Einfluß der in eine PbO-Glasfaser eingekoppelten Lichtleistung auf die ausgelesene strahlungsinduzierte Dämpfung.

Für die Fadingkorrektur der Dämpfung ergeben sich Zeitkonstanten zwischen einigen Sekunden und einigen Stunden. Im Temperaturbereich von 15°C bis 45°C zeigen sich nur geringe Abhängigkeiten der Relaxationsparameter. Die Untersuchung der Temperaturabhängigkeit der Dämpfung zeigt jedoch eine Abnahme der Dämpfung mit steigender Temperatur. Dieses ist auf eine erhöhte Relaxation zurückzuführen, die mit kleineren Zeitkonstanten erfolgt als die Zeitauflösung der Dämpfungsmessung. Um diese Temperaturabhängigkeit bei der Auswertung zu berücksichtigen, werden temperaturabhängige Proportionalitätskonstanten bei der Dosisbestimmung benutzt.

3. Materialuntersuchungen

Für das faseroptische Dosimetersystem sind außer strahlungssensitiven Fasern auch strahlungsresistente Fasern von Bedeutung. Da man mit möglichst hoher Ortsauflösung ionisierende Strahlung messen will, ist es nötig, kurze Stücke strahlungsempfindlicher Faser mit strahlungsresistenten Übertragungsfasern zu verbinden, die zumindest Streustrahlung ausgesetzt sind und so die Ergebnisse verfälschen können. Deshalb wurden Untersuchungen zum Verhalten von Gläsern im Feld ionisierender Strahlung durchgeführt und in diesem Zusammenhang verschiedene Fasern detailliert untersucht.

3.1 Physikalische Mechanismen¹

Transparente Materialien haben eine Bandlücke E_g von mindestens 3,1 eV und absorbieren deshalb kein sichtbares Licht. Im Feld ionisierender Strahlen können jedoch neue Niveaus in der Bandlücke erzeugt werden, in die Ladungsträger angeregt werden können. Eine sichtbare Verfärbung des Glases ist die Folge. Ein klassisches Beispiel ist die Generierung von Farbzentren, Anionenfehlstellen, die durch ein Elektron besetzt wurden. Es resultiert fast immer eine Absorption im blauen oder ultravioletten Teil des Spektrums, deren Stärke typischerweise etwa eine Größenordnung über der im nahen Infrarot liegt. Um große Meßeffekte zu erzielen, werden deshalb beim FA-DOS-Dosimetersystem möglichst kurze Wellenlängen benutzt.

Auch die Zusammensetzung des Glases beeinflusst das Verhalten der Fasern unter Bestrahlung erheblich. Im Normalfall werden bei der Faserherstellung der Faserkern und der Mantel mit bestimmten Elementen dotiert, um den erforderlichen radialen Brechzahlverlauf zu erzielen. Elemente, wie Bor oder Phosphor, die als Netzwerkbildner bezeichnet werden, fügen sich praktisch nahtlos in die Glasstruktur ein. Alkaliatome, wie Natrium, Calcium oder Barium unterbrechen dagegen das Netzwerk und erzeugen eine Si-O-Gruppe, die ein strahlungsinduziertes Defektelektron einfangen kann, bevor es rekombinieren kann. Der daraus resultierende Absorptionsmechanismus ist in der Regel um Größenordnungen stärker, als die durch F-Zentren oder ähnliche Defekte erzeugte Absorption.

Im Falle von Quarzglasfasern liegt das Glas in einer festen Netzwerkstruktur vor, die nur an einigen Stellen offene Atombindungen aufweist, die durch den Prozeß des Faserziehens entstehen. Solche Fasern sind relativ strahlungsresistent und zeigen erst nach Bestrahlungsdosen von einigen Kilo-Gray signifikante Dämpfungen.

Die Dotierstoffe beeinflussen die Strahlungsempfindlichkeit der Fasern nicht nur durch ihr Verhalten im Netzwerk der Silizium- und Sauerstoffatome, sondern auch durch ihr Atomgewicht. Schwere Elemente absorbieren in hohem Maße γ -Strahlen und Elektronen und wirken sich dadurch günstig auf die Strahlungsempfindlichkeit aus.

3.2 Gewebeäquivalenz

Neben einer hohen Strahlungsempfindlichkeit wird von der Strahlentherapie eine gewebeäquivalente Dosisanzeige gefordert. Das bedeutet, daß das Absorptionsverhalten des Sensors dem des menschlichen Gewebes möglichst ähnlich sein soll. Der atomare Absorptionswirkungsquerschnitt eines Elementes der Ordnungszahl Z ist der Größe Z^n proportional, wobei n mit Werten zwischen 1 und

¹ Holmes-Siedle et. al., Handbook of radiation effects, Oxford University Press, 1993

5 von der Art des Wechselwirkungsprozesses (Photoeffekt, Comptoneffekt, Paarbildung) und der Photonenenergie abhängt. Als Maß für die Gewebeäquivalenz wird die "effektive" Ordnungszahl berechnet. Sie setzt sich aus den gewichteten Anteilen der in einem Material enthaltenen Elemente zusammen. Dabei gilt

$$(3.1) \quad Z_{\text{eff}} = \left(\sum_i a_i \cdot Z_i^{n-1} \right)^{\frac{1}{n-1}}$$

$$(3.2) \quad \text{mit} \quad a_i = \frac{p_i \left(\frac{Z_i}{A_{ri}} \right)}{\sum p_i \left(\frac{Z_i}{A_{ri}} \right)}$$

Z_i = Ordnungszahl der Komponente i
 a_i = relativer Elektronenanteil der Komponente i
 A_r = relative Atommasse eines Nuklids
 p_i = relativer Massenanteil der Komponente i

$n \approx 4,6$ für Photoeffekte (bis 70 keV)

$n \approx 2$ für Paarbildung bei Photonen und Strahlungsbremung sowie Vielfachstreuung bei Elektronen

$n \approx 1$ für Comptoneffekt bei Photonen und Stoßbremung bei Elektronen

Für die strahlentherapeutische Anwendung wurde mit $n = 4$ gerechnet. Die Ergebnisse werden im nächsten Abschnitt dargestellt.

3.3 Meßergebnisse

Mit ausgewählten Fasern wurden Messungen zur Strahlungsempfindlichkeit durchgeführt. Dazu wurden mehrere Meter der jeweiligen Faser einige Minuten lang mit Photonen einer Co60-Quelle bestrahlt (Dosis: ca. 20 Gy, Photonenenergie 1,3 MeV) und on-line die induzierte Zusatzdämpfung der Faser gemessen. Die Faserempfindlichkeit errechnet sich aus diesem Wert bezogen auf einen Meter Faserlänge und eine Dosis von 1 Gy.

Es ergaben sich Empfindlichkeiten zwischen $6 \text{ dB m}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ und $0,03 \text{ dB m}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ bei einer Wellenlänge von 470 nm, siehe Abb. 3.1.

Die Zusammensetzungen einiger Fasern wurden darüberhinaus analysiert, um eine Korrelation zwischen den Dotierstoffen und der Nachweisempfindlichkeit herstellen zu können. Es wurde eine massenspektroskopische Untersuchung mit induktiv gekoppelter Plasmaionisation (ICP-MS) und eine orts aufgelöste Sekundärionenmassenspektroskopie (SIMS) durchgeführt. Die Ergebnisse bestätigen die theoretischen Überlegungen und zeigen eine Tendenz auf, welche Dotierstoffe sich vorteilhaft auf eine hohe Strahlungsempfindlichkeit auswirken.

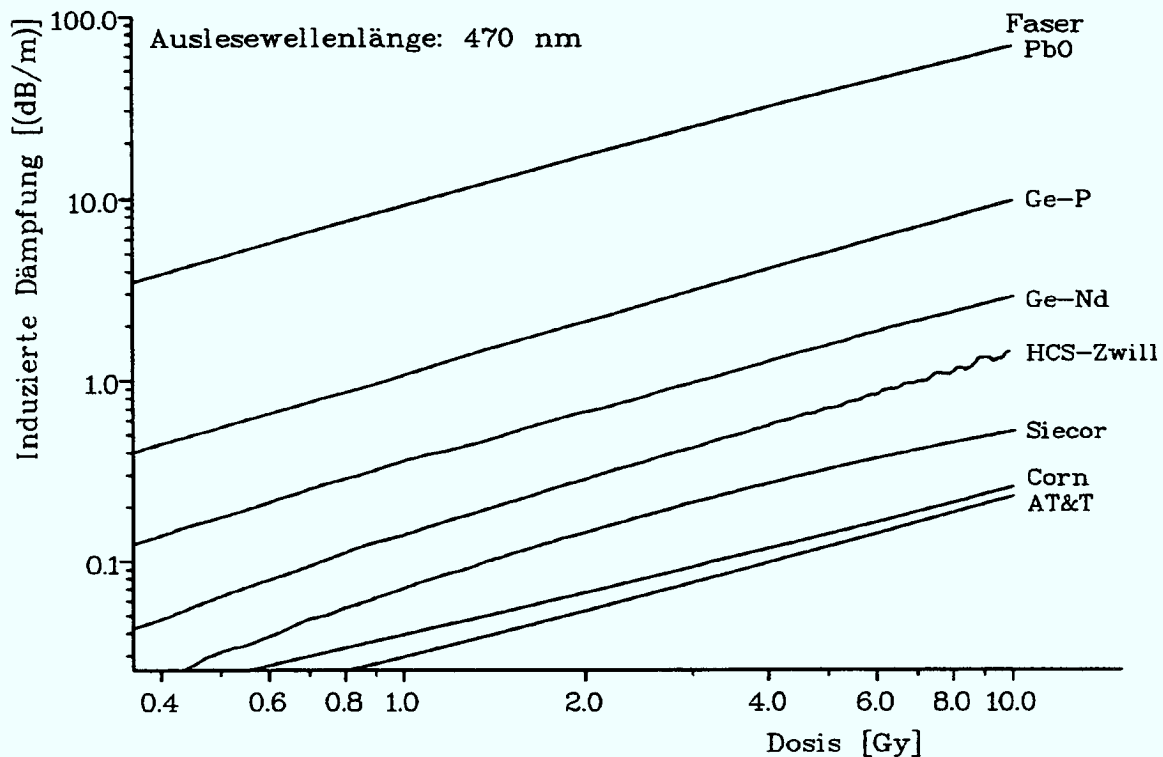


Abb. 3.1: Strahleninduzierte Dämpfung verschiedener Lichtwellenleiter

Die empfindlichste Faser ist mit 60 Gew% PbO versetzt und absorbiert deshalb Photonen sehr gut. Blei wirkt in dieser Faser außerdem als Netzwerkwandler. Bei einer mit Germanium und Phosphor dotierten Faser ist die Phosphordotierung des Claddings für die Strahlungsempfindlichkeit entscheidend. Andere Elemente, die zu den Netzwerkwandlern gehören und positiven Einfluß auf die Strahlungsempfindlichkeit haben sind Lithium, Natrium, Magnesium, Kalium und Calcium. Es konnte jedoch keine direkte Korrelation zwischen der Nachweisempfindlichkeit und bestimmten Dotierstoffen gefunden werden. Vermutlich gehen noch andere Parameter ein, die sich unter Umständen noch gegenseitig beeinflussen.

Für die empfindlichsten Fasern wurde aufgrund der Herstellerangaben und der Analysenergebnisse die effektive Ordnungszahl Z_{eff} berechnet. Für die PbO-Faser ergibt sich $Z_{\text{eff}} = 67$, für die Ge-P-Faser $Z_{\text{eff}} = 23$. In Anbetracht der Tatsache, daß Z_{eff} für das menschliche Gewebe ungefähr 8 beträgt, wird das Einsatzfeld der PbO-Faser eingeschränkt. Andererseits ist die Ge-P-Faser bei einer angestrebten Länge der strahlungsempfindlichen Faser von 25 mm für die meisten Anwendungen zu unempfindlich. Für Bestrahlungen mit Photonen im Energiebereich unter 8 MeV wird deshalb eine Kombination beider Fasern als Doppelsensor eingesetzt. Für Elektronenbestrahlungen ab 8 MeV kann die PbO-Faser alleine verwendet werden, da sie in diesem Bereich eine gewebeäquivalente Dosisanzeige liefert. Bei Applikationen, die eine große Faserlänge erlauben, wird die Ge-P-Faser verwendet. Ein Beispiel für derartige Messungen wird im Kapitel 6 dargestellt (Augensensor).

Als strahlungsresistente Übertragungsfaser wird im Falle des Augensensors und des Ge-P-Sensorelements des Doppelsensors eine AT&T-Faser eingesetzt. Die als Übertragungsfaser für den PbO-Sensor ausgewählte Zwillingsfaser weist mit $0,15 \text{ dB m}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ eine relativ hohe, jedoch unerwünschte Nachweisempfindlichkeit auf. Hier muß im Rahmen der Prototypentwicklung noch eine Optimierung durchgeführt werden.

Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde eine Faser getestet, die eine ausreichend große Nachweisempfindlichkeit hat, sowie einen Z_{eff} -Wert von 22. Die chemische Analyse ergab, daß zahlreiche Verunreinigungen enthalten sind, vor allem Lithium, Natrium, Magnesium, Chlor, Kalium und Arsen. Es handelte sich um eine kommerziell nicht mehr verfügbare Testfaser, die noch nicht unter den heute üblichen Reinraumbedingungen hergestellt worden war. Abb. 3.2 zeigt eine mit dieser Faser gemessene Tiefendosisverteilung.

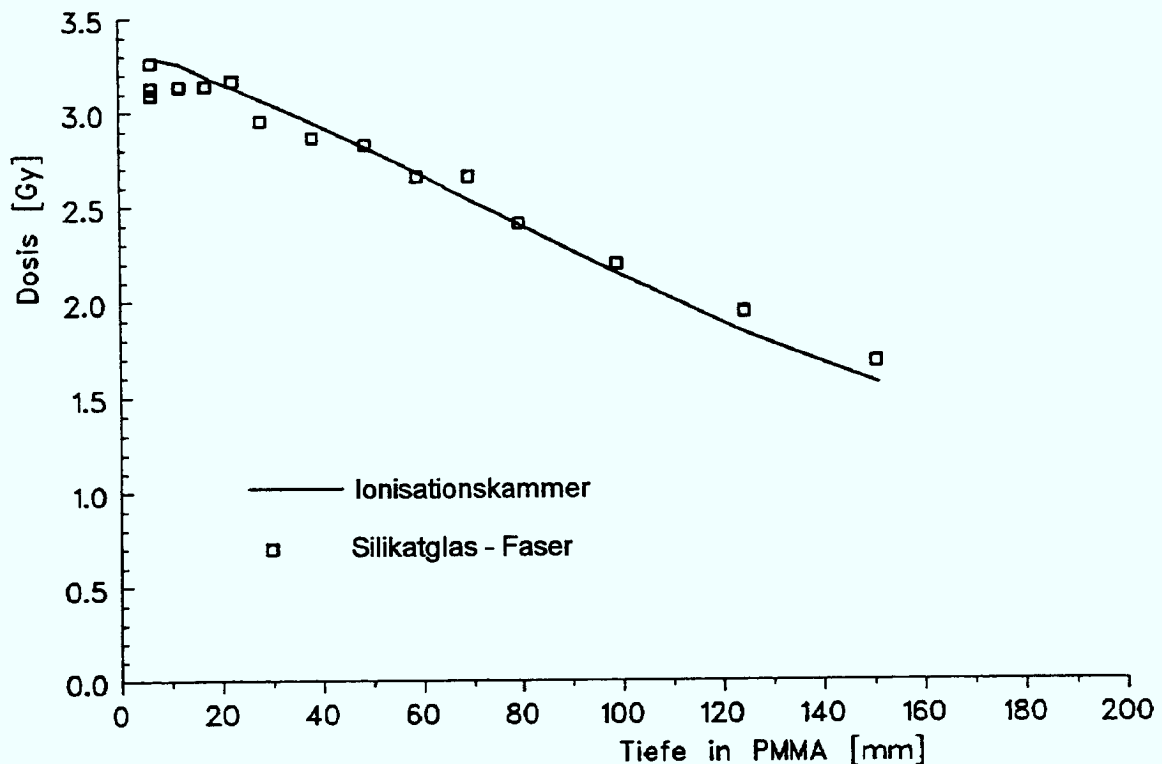


Abb. 3.2: Gemessene Tiefendosisverteilung

Man erkennt, daß die Dosisanzeige der Faser annähernd gewebeäquivalent ist. Es wird deutlich, daß die derzeit verfügbaren hochreinen Fasern das vorhandene Potential nicht voll ausschöpfen. Für zukünftige Weiterentwicklungen besteht die Option, aus ausgewählten Silikatgläsern Lichtwellenleiter zu ziehen.

4. Das FADOS-Dosimetersystem

Das FADOS-Dosimetersystem stellt ein implantierbares Glasfaserdosimeter dar, das es in der Strahlentherapie erlaubt, die Dosis unmittelbar am Tumor oder im umliegenden gesunden Gewebe on-line zu messen. Das Dosimeter ist in einem gewebeverträglichen Katheterschlauch platziert, so daß es während der gesamten strahlentherapeutischen Behandlung des Patienten in seinem Körper verbleiben kann. Es kann an der Körperoberfläche, im tieferliegenden Gewebe oder in Körperhöhlen eingesetzt werden.

Das Meßprinzip basiert auf dem Effekt der strahlungsinduzierten Dämpfung in einer Glasfaser. Zur besseren Übersicht wird der Meßaufbau, wie er in der täglichen klinischen Praxis zum Einsatz kommen wird, kurz dargestellt (siehe Abb. 4.1). Der implementierte Sensor ist über faseroptische Übertragungskabel an die FADOS-Elektronik angeschlossen, die vom Projektpartner ProCom GmbH entwickelt wurde. Diese ist mit einem PC verbunden, der die Steuerung des Meßablaufs übernimmt. Beide Geräte sind außerhalb des Bestrahlungsraumes untergebracht.

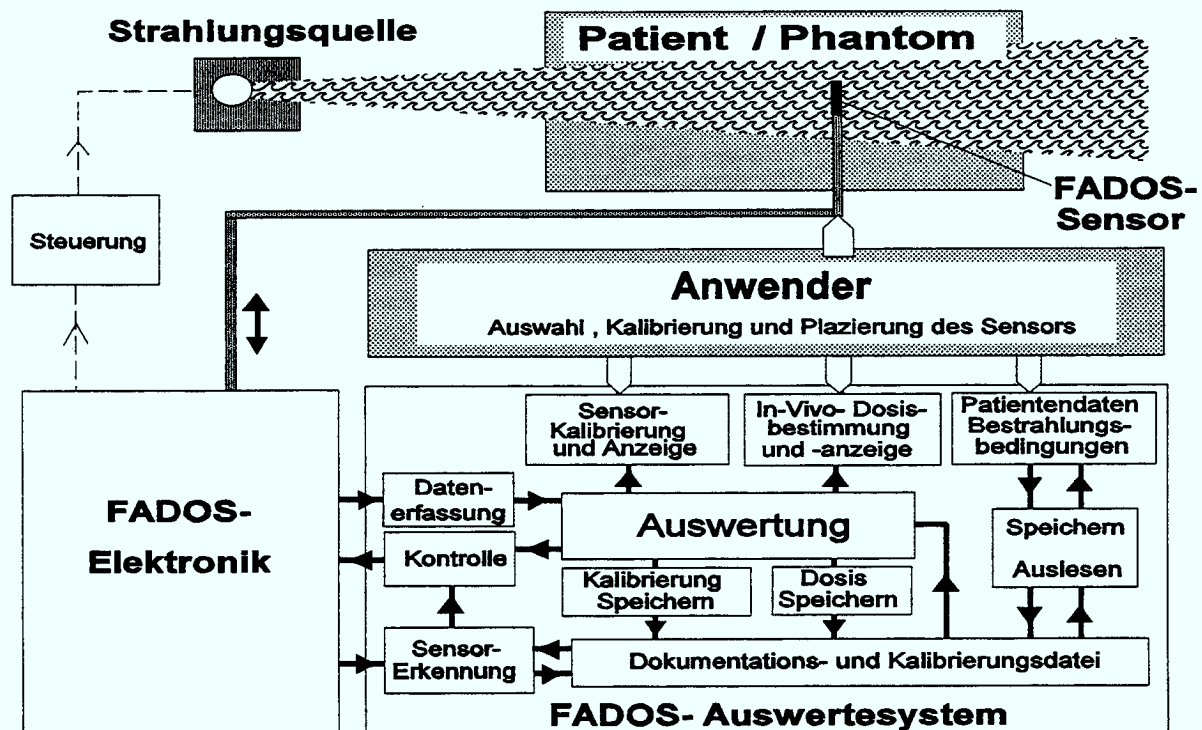


Abb. 4.1: Das FADOS-Dosimetersystem

Nach der Eingabe von Patientendaten, Sensor- und Bestrahlungsparametern durch den Therapeuten ist das System meßbereit. Das Optikmodul wandelt die vom Sensor kommenden Lichtsignale in elektrische Signale um, die von der Systemsoftware interpretiert werden. Die Berechnung der applizierten Gewebedosis erfolgt on-line und wird während der Bestrahlung angezeigt. Prinzipiell ist es möglich, die Strahlungsquelle nach Erreichen einer vorgegebenen Solldosis abzuschalten. Diese Funktion ist derzeit noch nicht implementiert.

Alle therapiespezifischen Daten können zur Dokumentation abgespeichert werden.

Aufbau und Funktion der FADOS-Elektronik sowie die Systemsoftware sind im Abschlußbericht des Verbundpartners ProCom GmbH beschrieben.

4.1 Faserauswahl

Die Entwicklung eines implantierbaren Glasfaserdosimeters impliziert, daß der Sensor sterilisierbar und gewebeverträglich sein muß. Der äußere Durchmesser einschließlich Katheterschlauch sollte nicht größer als 1,6 mm sein.

Das FADOS-Dosimetersystem besteht aus drei unterschiedlichen Sensoren, die jeweils für spezielle Anwendungen optimiert wurden. Dies bezieht sich auf die Auswahl und Kombination der strahlungsempfindlichen Fasern sowie auf die Sensorgeometrie.

Aus den Materialuntersuchungen sowie den durchgeführten Versuchen zur Bestimmung der Strahlungsempfindlichkeit wurde deutlich, daß eine hohe Sensitivität gegenüber ionisierender Strahlung zwangsläufig mit einem hohen Gehalt bestimmter Dotierstoffe, die durch Unterbrechung der Netzwerkstruktur Energieniveaus bilden, verbunden ist. Diese Elemente verursachen darüberhinaus eine Erniedrigung der Erweichungstemperatur T_g des Glases. T_g beträgt bei der eingesetzten PbO-Faser etwa 400°C. Dies hat für den Bau der Sensoren die unmittelbare Folge, daß eine Verbindung dieser Fasern mit strahlungsresistenten Fasern, die der Signalübertragung dienen, nicht in der üblichen Spleißtechnik ausführbar ist, da der Unterschied der Erweichungstemperaturen T_g der zu verspleißenden Lichtwellenleiter mehrere hundert Grad beträgt. Da strahlungsresistente Fasern einen hochreinen Quarzglaskern besitzen, liegt ihre Erweichungstemperatur bei etwa 1500°C.

Unter Berücksichtigung der Verfügbarkeit, der reproduzierbaren Eigenschaften und ihrer Strahlungsempfindlichkeit wurden drei verschiedene Fasern ausgewählt. Zwei davon sind mit 60 Gew% Blei(II)oxid dotiert und liegen in verschiedenen Abmessungen vor, die dritte ist eine mit 0,72 mol% Germanium und 0,1 mol% Phosphor dotierte Gradientenindexfaser. Die Nachweisempfindlichkeit der PbO-Faser beträgt bei 470 nm 6 dB m⁻¹ Gy⁻¹, die der Ge-P-Faser 1 dB m⁻¹ Gy⁻¹.

Die Gradientenindexfaser wird beim Doppelsensor und beim Augensensor eingesetzt und kann gespleißt werden. Sie ist jedoch relativ unempfindlich gegenüber ionisierender Strahlung, so daß bei ihrem alleinigen Einsatz entsprechend lange Faserstücke verwendet werden müssen, wie dieses beim Augensensor der Fall ist. In der Mehrzahl der therapeutischen Anwendungen muß jedoch eine Kombination mit der PbO-Faser gewählt werden (Doppelsensor).

4.2 Dosimetertypen

4.2.1 PbO-Sensor

Für die PbO-Faser mußte eine Kopplung mit der strahlungsresistenten Übertragungsfaser entwickelt werden, die folgenden Anforderungen genügt:

- Geringer Platzbedarf
- Möglichst geringe Dämpfung
- Stabilität gegenüber Langzeitdrift
- Vermeidung von Fresnelreflexionen, die die Messung stören
- Mechanische Stabilität
- Reproduzierbarkeit

Die Forderung nach der Vermeidung von Fresnelreflexionen, die zum Detektor gelangen, wird erfüllt, indem zwei strahlungsresistente HCS-Fasern verwendet wurden, die an eine strahlungsempfindliche Faser gekoppelt wurden, siehe Abb. 4.2.

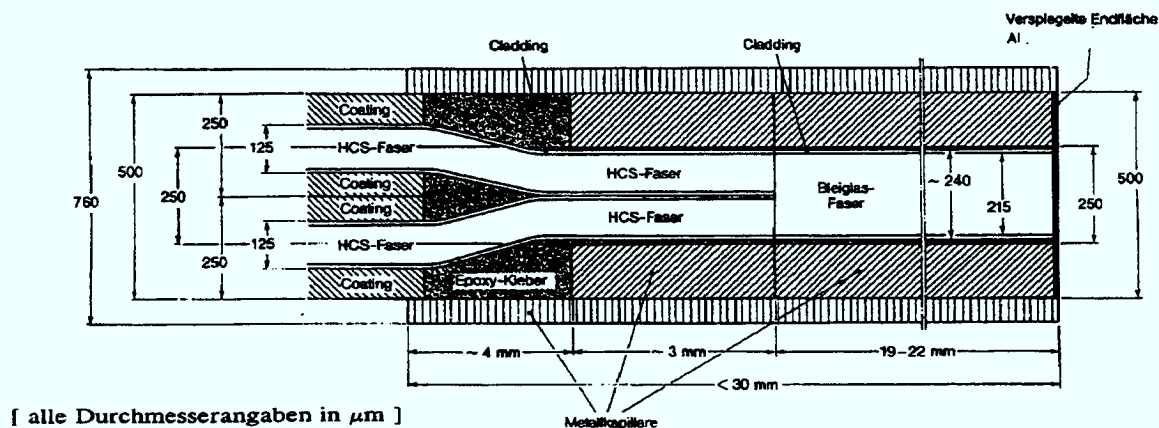


Abb. 4.2: Stoßkopplung mit Stahlkapillaren

Durch eine HCS-Faser wird das Licht in die PbO-Faser eingekoppelt, wechselwirkt dort mit strahlungsinduzierten Zentren, wird an der verspiegelten Endfläche reflektiert, in die zweite HCS-Faser eingekoppelt und zum Detektor zurückgeführt. An allen Grenzflächen treten zwar Fresnel-Reflexionen auf, sie gelangen jedoch nicht zum Detektor.

Abb. 4.2 zeigt, wie die Ankopplung dieser drei Fasern realisiert wurde: Die beiden strahlungsresistenten HCS-Fasern wurden abgemantelt und mit Epoxylebstoff in eine Stahlkapillare geklebt. Die PbO-Faser wurde in gleicher Weise in eine Stahlkapillare desselben Außendurchmessers geklebt. Typische Faserlängen der PbO-Faser liegen bei 25 mm. Je nach Anwendungszweck können auch kürzere Stücke bis zu 10 mm eingesetzt werden, wodurch die Ortsauflösung entsprechend erhöht wird. Alle Faserstirnflächen wurden poliert. Nach der Bedampfung einer der Stirnflächen der PbO-Faser mit einer reflektiven Aluminiumschicht wurden die beiden Stahlkapillaren in einer weiteren Stahlkapillare, deren Innendurchmesser dem Außendurchmesser der beiden zu verbindenden Röhrchen entspricht, mit Cyanacrylatklebstoff verklebt.

Während dieses Arbeitsschritts wird die Dämpfung der Koppelstelle laufend kontrolliert und die Fasern durch Rotation gegeneinander auf minimale Dämpfung justiert. Typische Dämpfungen des Gesamtsensors liegen zwischen 7 dB und 10 dB. Durch die zwangsläufige Fehlanpassung der Faserquerschnitte an der Koppelstelle ergibt sich eine theoretische Mindestdämpfung von 5,8 dB.

Für die Konfektionierung aller faseroptischen Steckverbindungen wurden DIN-Stecker verwendet. Der Sensor wird in einem röntgenkontrastmittelfreien Katheterschlauch verpackt und ist nach der Sterilisierung einsatzbereit. Handelsübliche Katheterschläuche enthalten hohe Anteile von BaSO_4 oder ähnlichen Substanzen um die Sichtbarkeit des Katheters auf einem Röntgenschirm zu gewährleisten. Für die FADOS-Sensoren sind solche Schläuche ungeeignet, da zum Beispiel γ -Strahlung von 1,3 MeV in ihnen niederenergetische Streustrahlung erzeugt, für die die PbO-Faser besonders empfindlich ist. Es würde also eine höhere Dosis gemessen werden, als tatsächlich appliziert wurde.

Die beschriebene Technik der Kopplung erfüllt die oben aufgestellten Forderungen weitgehend. Insbesondere die mechanische Stabilität und die gute Handhabbarkeit der Komponenten ist durch den robusten Aufbau gewährleistet.

Die Forderung nach Langzeitdriftstabilität konnte durch dieses Design nicht erfüllt werden. Softwareseitige Korrekturen der Drift waren nicht möglich, da das Driftverhalten der Koppelstelle zu unreproduziert war.

Untersuchungen zeigten, daß die Steckverbindungen des Sensors zur FADOS-Auswertelektronik zum Teil dafür verantwortlich sind. Vermutlich treten in den Steckverbindungen Fabry-Pérot-Effekte auf, die thermisch instabil sind und somit bei geringfügigen Temperaturänderungen unreproduzierte Effekte liefern. Das bedeutet, daß die Dämpfung des Sensors innerhalb einer Stunde ohne äußere Strahlenbelastung um ± 0.05 dB schwankte. Durch schrägen Anschliff der Steckerstirnseiten unter einem Winkel von 10° konnte dieser Effekt vermieden werden. Es treten dann zwar immer noch Reflexionen an den Glas-Luft-Grenzflächen auf, dieses reflektierte Licht wird jedoch nicht mehr in die Faser eingekoppelt, da der Anschliffwinkel größer als der Akzeptanzwinkel der Faser ist.

Andererseits führt der Aufbau an der Koppelstelle mit ineinander geschobenen und verklebten Stahlkapillaren ebenfalls zu Instabilitäten der Sensordämpfung. Insbesondere bei plötzlichen Temperaturänderungen, wie sie in der Praxis beim Implantieren des Sensors auftreten, dauerte es bis zu 30 Minuten bis sich der Sensor wieder im thermischen Gleichgewicht befand. Offenbar bauen sich beim vorliegenden Sensordesign thermisch induzierte mechanische Spannungen nur relativ langsam ab. Dieses Problem wurde durch die Verwendung einer strahlungsresistenten Zwillingsfaser und einer geänderten Kopplung an die PbO-Faser beseitigt. Bei einer Zwillingsfaser liegen zwei einzelne Lichtwellenleiter in einem gemeinsamen Coating. Dieses Coating hat den gleichen Durchmesser wie

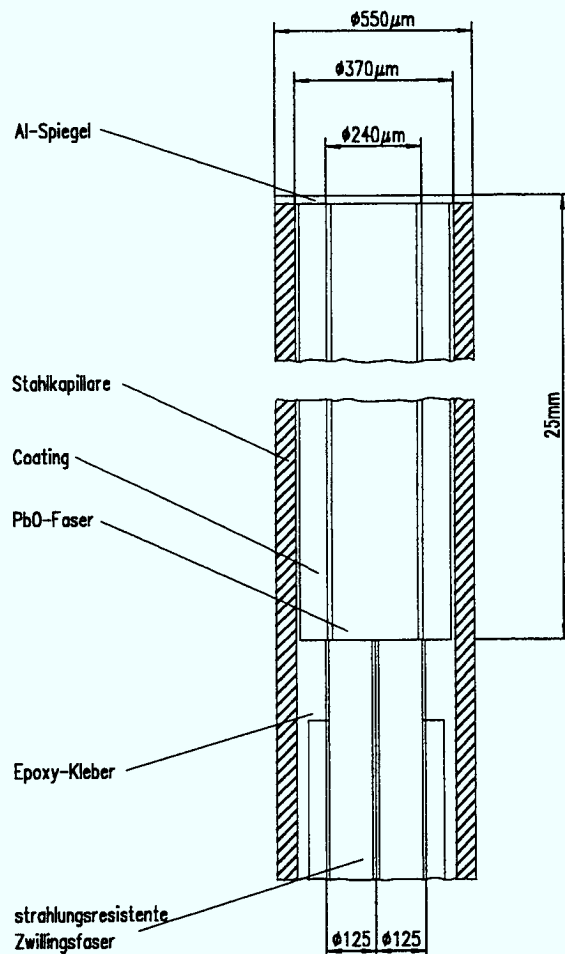


Abb. 4.3: Stoßkopplung mit Zwillingsfaser

die gecoatete PbO-Faser. Man benötigt deshalb nur eine Stahlkapillare, die gleichzeitig für die Positionierung der Fasern und deren Schutz sorgt. Die Ankopplung wird in Abb. 4.3 verdeutlicht.

Allerdings ist die Handhabung der einzelnen Komponenten bei dieser Bauform des Sensors komplizierter, da die Endflächen der PbO-Faser poliert werden müssen, ohne die Faser stabil in eine Stahlkapillare einkleben zu können. Weiterhin ist es nötig, an beiden Enden der Zwillingsfaser gleichzeitig einen Spiegelbruch zu erzeugen, um unterschiedliche Faserlängen zu vermeiden, die die Sensordämpfung erhöhen würden.

Die resultierenden Grunddämpfungen eines so aufgebauten Sensors liegen typischerweise zwischen 9 dB und 12 dB. Er erfüllt alle oben genannten Anforderungen: Der Außendurchmesser des Sensorkopfes beträgt 550 µm, so daß Abmessungen unter 1 mm für den Sensor im Katheterschlauch erreichbar sind. Die Drift über eine Stunde beträgt $-0,012$ dB, siehe Abb. 4.4.

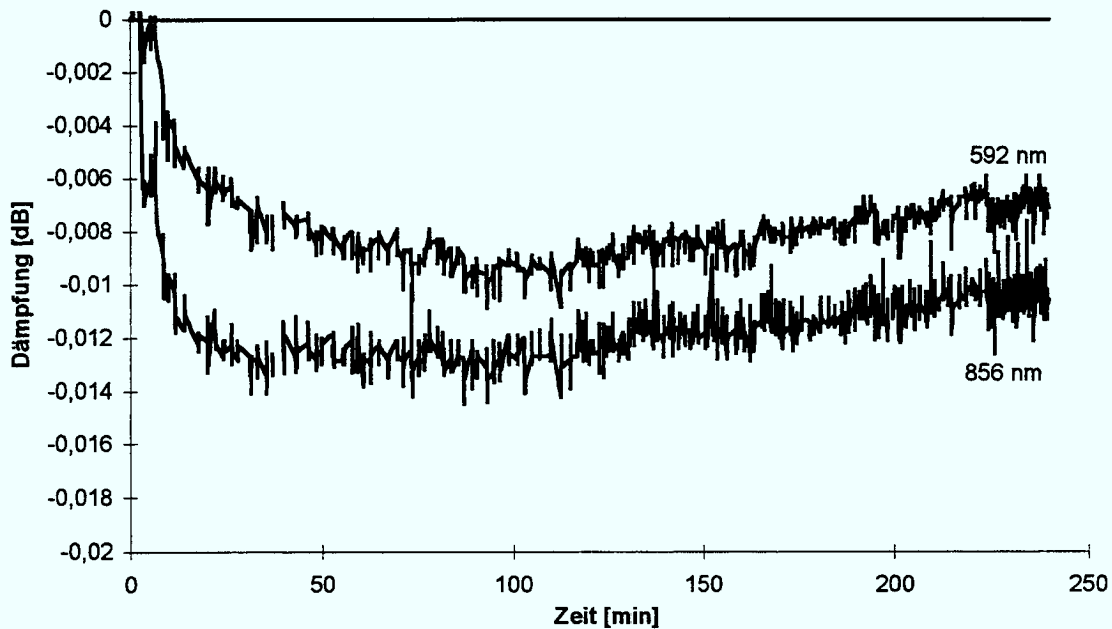


Abb. 4.4: Driftstabilität des PbO-Sensors

Wie Abb. 4.5 verdeutlicht, befindet sich der Sensor innerhalb weniger Sekunden wieder im thermischen Gleichgewicht, nachdem er einer plötzlichen Temperaturerhöhung von 20°C unterzogen wurde. Der Sensor wurde abwechselnd jeweils 30 Minuten unter Raumtemperatur und unter 40°C gehalten.

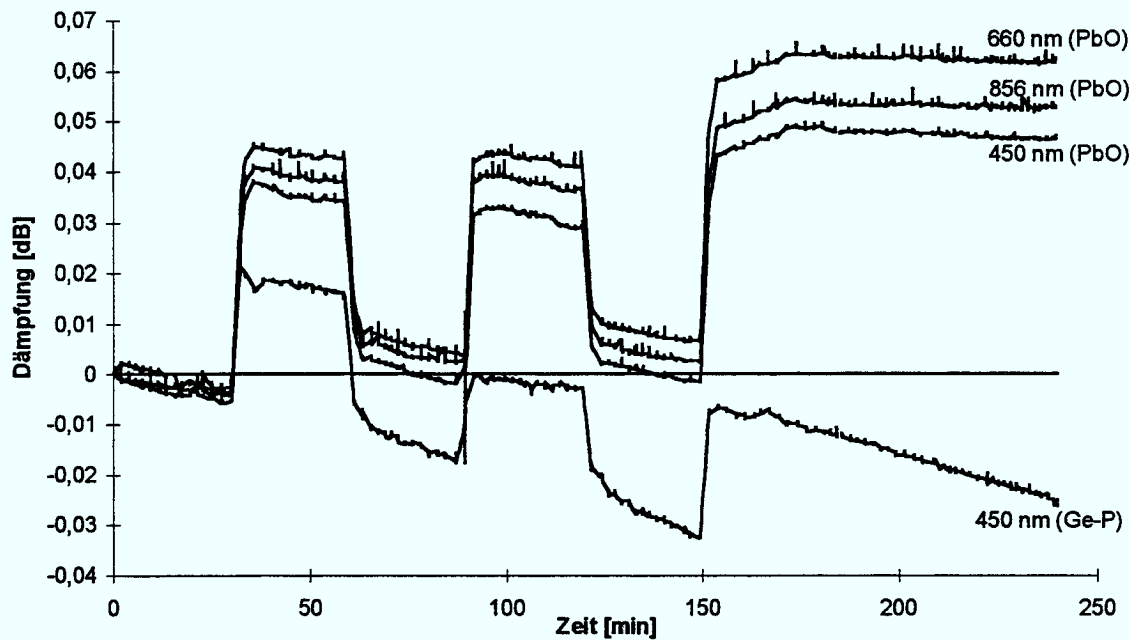


Abb. 4.5: Temperatureinfluß auf den Doppelsensor

Daß dabei die Sensordämpfung um 0,05 dB zunimmt, ist von untergeordneter Bedeutung, da in der Bestrahlungspraxis nur relative Dämpfungsänderungen gemessen werden. Die Drift des Ge-P-Sensorelements ist auf die LED zurückzuführen. Sie kann jedoch einfach korrigiert werden, da es sich um eine lineare Abhängigkeit handelt.

Abb. 4.6 zeigt den fertig assemblierten PbO-Sensor.

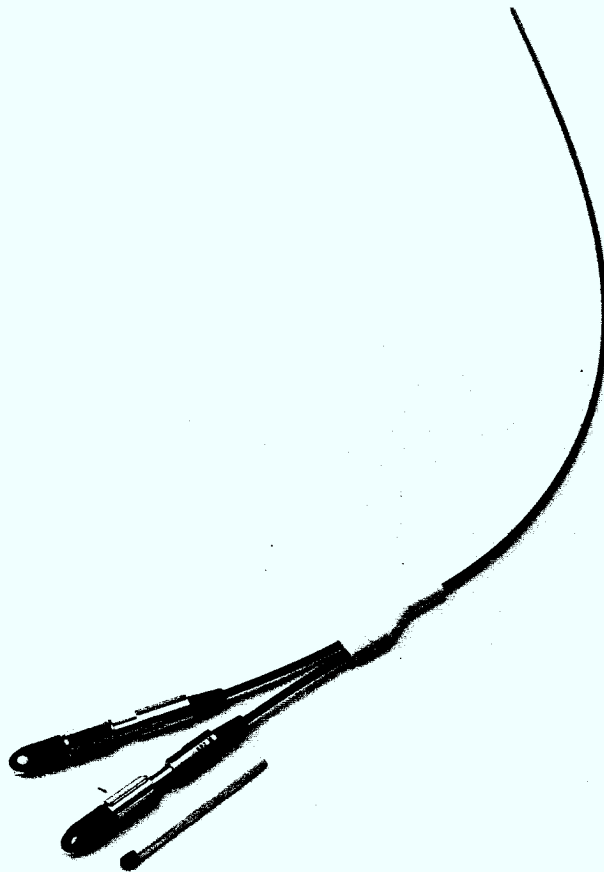
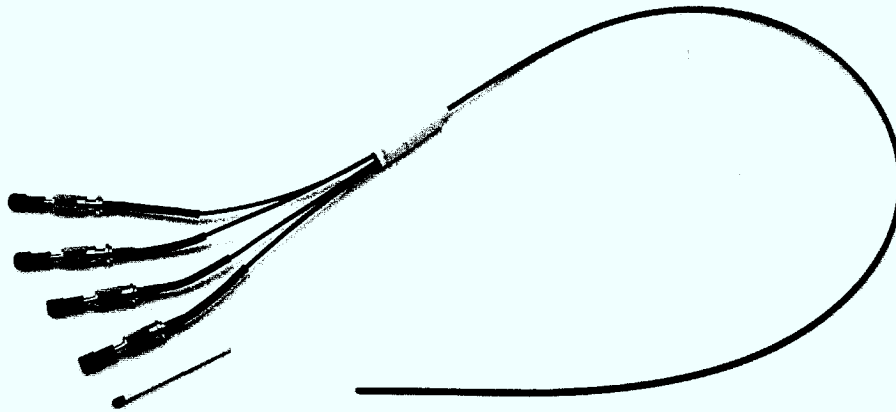


Abb. 4.6: PbO-Sensor

4.2.2 Aufbau des Doppelsensors

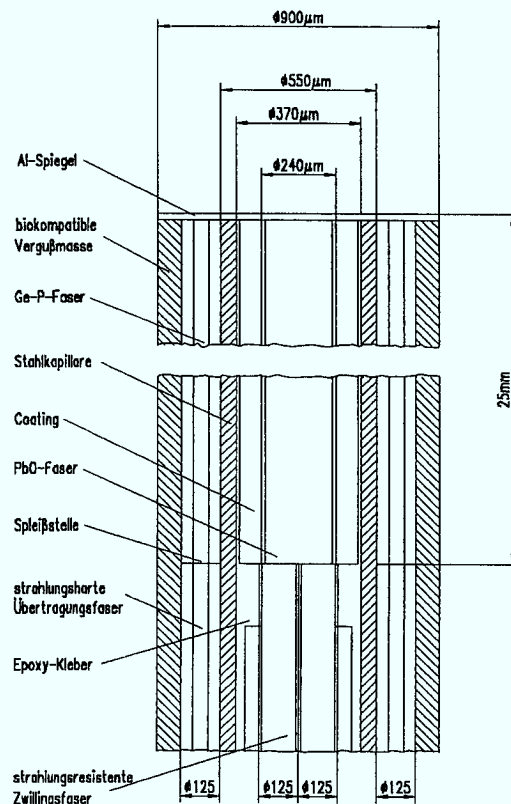
Für die gewebeäquivalente Dosisbestimmung bei Bestrahlungen mit Photonen unterhalb einer Energie von 8 MeV ist es nötig, ein zweites Sensorelement dem PbO-Sensor hinzuzufügen. Hierfür wird eine mit Germanium und Phosphor dotierte Gradientenindexfaser verwendet. Der Vorteil dieser Faser ist, daß sie thermisch verspleißt werden kann. Deshalb kann hier für die Ein- und Auskopplung des Lichtes ein und dieselbe Faser benutzt werden. Fresnel-Reflektionen treten hier praktisch nicht auf. Darüberhinaus ist diese Technik platzsparend; innerhalb des zur Verfügung stehenden Raumes können sogar zwei dieser Sensorelemente untergebracht werden um das Meßsignal zu erhöhen. Die

Länge der Ge-P-Sensorelemente entspricht der der zusammen mit ihnen verwendeten PbO-Faser. Nach dem Abmanteln und Verspleißen der beiden Ge-P-Fasern mit einer strahlungsresistenten Übertragungsfaser werden die anderen Enden der Ge-P-Fasern spiegelgebrochen und bedampft. Die beiden Ge-P-Sensorelemente werden mit dem PbO-Sensor derart assembliert, daß die vier Übertragungsfasern ca. 10 cm hinter den Steckverbindern in einem 4er-Verzweiger zusammengefaßt werden, aus dem ein einzelner Katheterschlauch herausführt, der die Zwillingsfaser des PbO-Sensors und die beiden Ge-P-Sensorelemente enthält, siehe Abb. 4.7.



Die vorderen 40 mm der Sensorspitze sind mit einem flexibel aushärtenden Klebstoff gefüllt, der die ungecoateten Enden der Ge-P-Sensorelemente schützen soll. Dieser Klebstoff dient außerdem dazu, den Katheterschlauch mit einer atraumatischen Spitze zu verschließen, um Gewebeschädigungen beim Implantieren zu vermeiden.

Abb. 4.7: Doppelsensor



Den Aufbau der Sensorspitze verdeutlicht Abb. 4.8. In der Praxis liegt allerdings keine symmetrische Anordnung der drei Sensorelemente vor. Abb. 4.9 zeigt deren tatsächliche Lage: Um die Sensorelemente besser erkennen zu können, wurde die Aluminiumverspiegelung wegpoliert und Licht in die Fasern eingekoppelt. Es ist deutlich zu sehen, daß sich die beiden dünneren Ge-P-Sensorelemente auf einer Seite des dickeren PbO-Sensorelements anordnen.

Abb. 4.8: Aufbau der Sensorspitze des Doppelsensors



Abb. 4.9: Stirnseitiger Anschliff des Doppelsensors

Messungen, bei denen der Sensor unter verschiedenen Winkeln mit 1,3 MeV-Photonen bestrahlt wurde, zeigten, daß im Rahmen der Meßgenauigkeit keine Abschattungseffekte durch das PbO-Sensorelement auftreten. Für die Kleinserienfertigung im Rahmen der Prototypentwicklung wird man aus fertigungstechnischen Gründen auf eine planare symmetrische Anordnung der Sensorelemente übergehen.

Die Forderung nach einem maximalen Außendurchmesser von 1,6 mm für den Katheterschlauch, sowie dessen Sterilisierbarkeit ist mit dem gewählten Schlauch erfüllt. Die Gewebeverträglichkeit impliziert jedoch auch die Verwendung von entsprechend getesteten Materialien im Inneren des Sensors.

Kritische Komponenten wurden geprüft und entsprechend ausgewählt. Insbesondere die drei verwendeten Klebstoffe erfüllen die gestellten Anforderungen. Andere Komponenten, wie die Stahlkapillare oder die Glasfaser sind diesbezüglich unkritisch.

4.2.3 Augensensor

Der FADOS-Augensensor ist ein empfindliches Dosimeter zum Messen von Streustrahlung. Er besteht aus einer strahlungsempfindlichen Faser, die zu einer Spule mit einem Durchmesser von ca. 3 cm aufgewickelt ist. Sie wird zwischen zwei selbstklebende Transparentfolien geklebt und an eine strahlungsresistente Übertragungsfaser gekoppelt. Dieser Sensor kann nahe am Auge positioniert werden und so die für die Augenlinse schädliche Streustrahlung detektieren.

Der Sensor wird in vier Modifikationen gebaut, die sich jedoch nur in ihren Abmessungen und im Assemblierungsaufwand unterscheiden. Zum einen wird eine PbO-Faser mit einem Kerndurchmesser von 120 μm eingesetzt, die sehr strahlungsempfindlich ist ($6 \text{ dB m}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$), zum anderen die beim Doppelsensor verwendete Ge-P-Faser. Der Vorteil der PbO-Faser besteht darin, daß man typischerweise mit Faserlängen von 50 cm auskommt, wodurch die Faserspule einlagig gewickelt werden kann. Der Nachteil ist jedoch, daß diese Faser nur über die aufwendige Stoßkopplung (s. o.) mittels Stahlkapillaren an die strahlungsresistente Übertragungsfaser gekoppelt werden kann.

Bei Verwendung der Ge-P-Faser müssen entsprechend ihrer geringeren Nachweisempfindlichkeit größere Faserlängen verwendet werden. Die Faserspule wird deshalb mehrlagig, was in den meisten Fällen der Bestrahlungspraxis jedoch keinen Nachteil bedeutet. Der Vorteil besteht darin, daß die Ge-P-Faser mit einer strahlungsresistenten Übertragungsfaser verspleißt werden kann, wodurch eine reproduzierbare und schnelle Fertigung gewährleistet ist.

Der Sensor kann mit beiden Fasern jeweils als Transmissions- oder als Reflexionssensor konfiguriert werden. Dem Reflexionssensor ist der Vorzug zu geben, da die benötigte Faserlänge im Vergleich zum Transmissionsensor halbiert wird.

Für den typischen Augensensor werden 2,5 m der Ge-P-Faser benötigt, die zu einer Spule aufgewickelt wird. Eines ihrer spiegelgebrochenen Enden wurde mit einer reflektiven Aluminiumschicht bedampft, das andere Ende an eine strahlungsresistente Übertragungsfaser gespleißt. Mit einer

übergezogenen Stahlkapillare wurde die Spleißstelle geschützt. Die Faserspule wird zwischen zwei Transparentfolien eingeklebt. Der verwendete Glasfaserstecker wird unter einem Winkel von 10° schräg angeschliffen.

Abb. 4.10 zeigt schematisch den Aufbau des Augensensors.

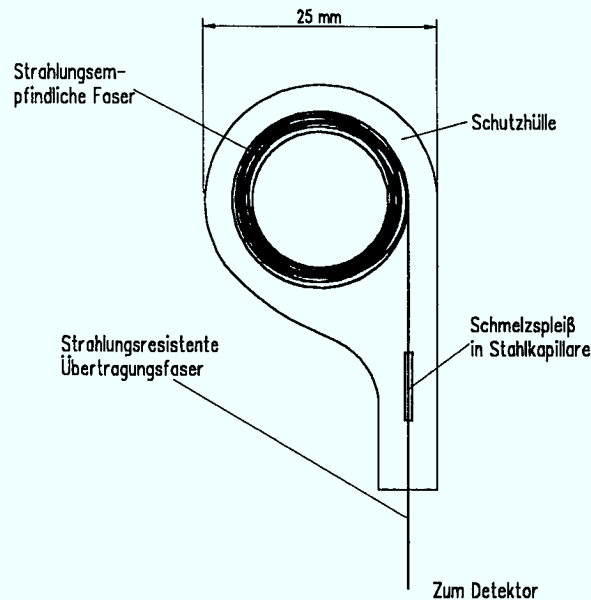


Abb. 4.10: Aufbau des Augensensors

Optikmodul

Das Optikmodul stellt das Bindeglied zwischen dem faseroptischen Dosimeter und der Auswertelektronik dar. Es beinhaltet die Lichtquellen, die Photodetektoren, Teile der Ansteuerelektronik sowie die faseroptischen Verbindungen zum Geräteausgang.

4.3.1 Lichtquellen

Das FADOS-Dosimetersystem arbeitet mit LED der Wellenlängen 450 nm, 660 nm und 856 nm im Zeitmultiplexverfahren. Sollten Störeinflüsse das Signal einer Wellenlänge beeinflussen, kann das mit Hilfe der beiden anderen Signale kompensiert werden. LED-Lichtquellen wurde aus mehreren Gründen der Vorzug gegenüber Lasern gegeben. Die Lichtleistungen sollten $1\mu\text{W}$ in der Faser nicht überschreiten, um das Ausbleichen (Photobleaching) der entstandenen Zentren durch das Meßlicht zu vermeiden. Das ist mit einer LED besser zu erreichen. LED sind darüberhinaus billiger und unempfindlicher. Die Materialuntersuchungen haben gezeigt, daß die Nachweisempfindlichkeit der Fasern im blauen Bereich des Spektrums wesentlich größer ist als bei 660 nm oder 856 nm. Für diesen Bereich stehen zur Zeit noch keine geeigneten Laser zur Verfügung.

Die LED wurden nach folgenden Kriterien ausgewählt:

Lichtleistung

Da bei einer LED immer nur ein kleiner Teil der emittierten Leistung in eine Glasfaser eingekoppelt werden kann, für einen stabilen Betrieb des Sensors aber eine Mindestlichtmenge benötigt wird, kommt der Intensität der Quellen eine besondere Bedeutung zu. Insbesondere im unteren Wellenlängenbereich (450–600 nm), sind leistungsstarke LED selten. Deshalb wurde die gesamte Lichtleistung gemessen, die die LED emittieren. Bei gleichen Bauteilen konnte so ermittelt werden, welche LED-Typen die meiste Leistung bereitstellen. Die so vorselektierten Bauteile wurden an eine Faser gekoppelt. Durch Vergleich dieser Leistungspegel konnte beurteilt werden, welcher Leuchtdiodentyp eine maximale in die Faser einkoppelbare Lichtleistung ermöglicht.

Spektrale Reinheit

Da der Sensor ein wellenlängenspezifisches Verhalten aufweist, wird von den Lichtquellen spektrale Reinheit gefordert, d.h. neben dem Peak der Nennwellenlänge dürfen keine weiteren Peaks auftreten. Treten unerwünschte Nebenmaxima im spektralen Verlauf auf, führt dies zu Fehlern bei der Auswertung. Häufig treten Nebenmaxima im nahen Infrarot auf. Eine Messung des spektralen Verlaufes und eine Selektion der Lichtquellen ist daher erforderlich.

LED im sichtbaren Bereich des Spektrums sind im allgemeinen für Anzeigeelemente und Displays optimiert. Für die Einkopplung in Lichtwellenleiter stört bei ihnen insbesondere der konvexe Diodenkörper, der sich über dem Chip befindet. Häufig werden Linsen benutzt, um die Effektivität zu erhöhen; wie die Untersuchungen ergaben, erreicht man jedoch keine Steigerung der eingekoppelten Lichtleistung bei Lichtquellen, deren Leuchtfleck wesentlich größer ist als der Kerndurchmesser der Faser. Kantenemittierende Leuchtdioden standen zu diesem Zeitpunkt in der entsprechenden Wellenlänge nicht zur Verfügung. Es zeigte sich jedoch, daß sich die eingekoppelte Lichtleistung erhöhen läßt, wenn der Diodenkörper so weit wie möglich abgeschliffen und anschließend poliert wird. So kann die Faser näher am Chip positioniert werden. Der Diodenkörper wurde bis auf wenige Mikrometer Abstand vom Bonddraht abgetragen. Faser und LED werden in jeweils speziell angefertigte Hülsen eingeklebt und mit Hilfe von Mikrostellelementen positioniert. Die Faser wird in Richtung der optischen Achse so nahe wie möglich an der LED plziert. Das Intensitätsmaximum der Lichtemission liegt im Normalfall exzentrisch und muß in lateraler Richtung gesucht werden. Ist die ideale Position der Faser gefunden, werden beide Komponenten mit optischem Klebstoff fixiert.

4.3.2. Koppler

Das Optikmodul stellt zwei voneinander unabhängige Kanäle zur Verfügung. Die faseroptische Verschaltung zeigt Abb. 4.11. Das Licht der LED 1 bis 3 wird über einen während der Projektlaufzeit entwickelten speziellen Sternkoppler in eine Stufenindexfaser mit einem Kerndurchmesser von 330 µm gekoppelt und zum Geräteausgang geführt. Dort wird die Übertragungsfaser des PbO-Sensors angeschlossen. Das aus dem Sensor reflektierte Licht wird über eine zweite 330 µm-Faser auf den Sensordetektor geführt. Dieses stellt den ersten Kanal des Optikmoduls dar, der auch für Messungen mit einem Transmissioinsaugenssensor benutzt wird.

Mittels des zweiten Kanals werden alle Sensoren ausgelesen, die für die Hin- und Rückführung des Lichts nur eine Faser benutzen, so der Reflexionsaugenssensor und der Ge-P-Teil des Doppelsensors. Das Licht der LED 4 wird über einen X-Koppler auf zwei Anschlüsse verteilt. Durch dieselben Fasern wird das vom Sensor reflektierte Licht über den X-Koppler auf den Sensordetektor geführt. Um die Stabilität der Lichtleistung der Leuchtdioden zu gewährleisten, werden diese durch den Referenzdetektor überwacht und gegebenenfalls nachgeregelt. Die Abmessungen der Fasern sind der Abbildung zu entnehmen.

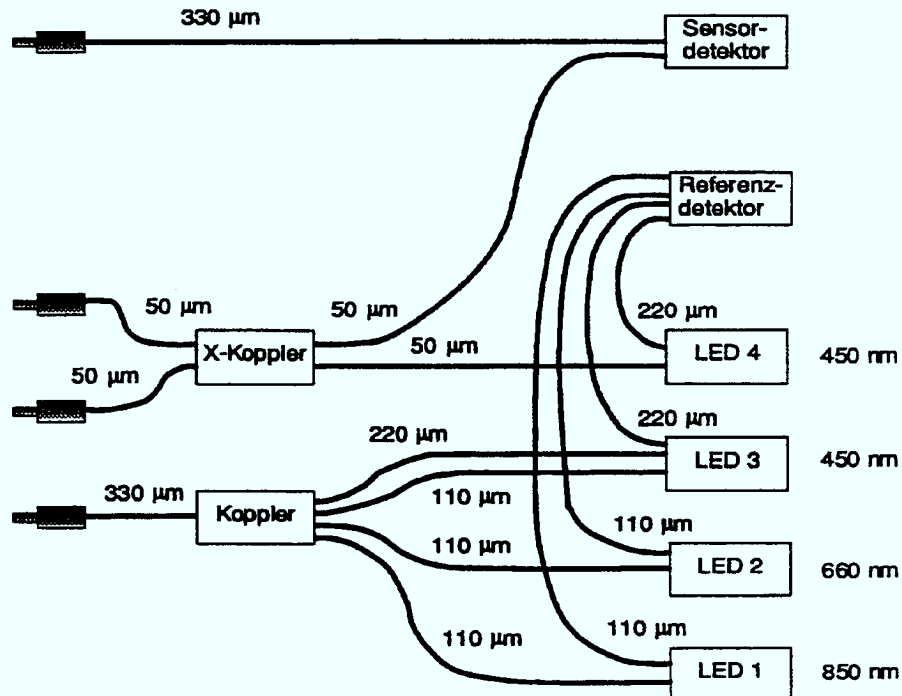


Abb. 4.11: Faseroptische Verschaltung des Optikmoduls

Die Entwicklung des Sternkopplers erfolgte neben den Anforderungen an Reproduzierbarkeit, Platzbedarf und optischer sowie mechanischer Stabilität unter dem Gesichtspunkt der Möglichkeit, die unterschiedlichen Lichtleistungen, die die jeweiligen LED einkoppeln, einander anzugleichen. Dabei mußte man sich an den lichtschwächsten LED orientieren und die stärkeren Lichtquellen entsprechend drosseln. Die von den LED 1 bis 3 kommenden HCN-Fasern, deren Kerndurchmesser 110 µm bzw. 220 µm beträgt, wurden in einer Messinghülse verklebt und in einer weiteren Hülse an die 300 µm-Faser gekoppelt. Der Leistungsausgleich erfolgte durch geringfügiges Herausziehen der Fasern mit der höchsten Lichtleistung aus ihrer Hülse mit Hilfe von Mikrostellelementen. Anschließend wurde der Klebstoff ausgehärtet.

Das fertig zusammengebaute Modul zeigt Abb. 4.12.

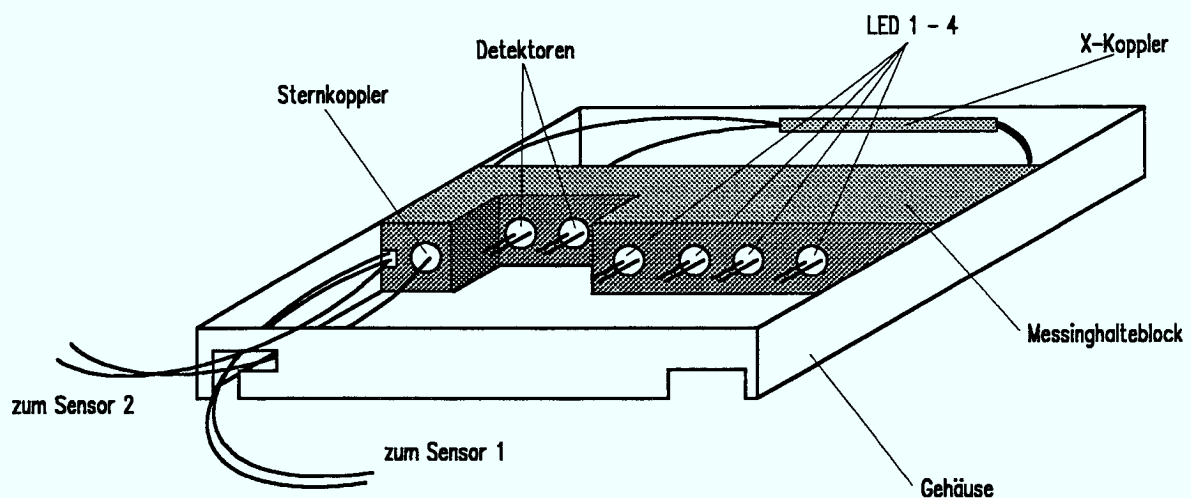


Abb. 4.12: Aufbau des Optikmoduls

Das Modul ist 120 mm lang, 100 mm breit und 15 mm hoch. Es wird in die vom Projektpartner Firma ProCom gebaute Meßelektronik eingebaut. Um die Stabilität der Optoelektronik zu gewährleisten, wird das Modul während des Betriebs gekühlt.

Die Technologie des Optikmoduls wurde im Rahmen des Verbundprojekts am Forschungszentrum Jülich entwickelt. Der routinemäßige Bau von insgesamt acht Optikmodulen wurde von der Firma IMECH GmbH, Moers durchgeführt. Bei den ersten Mustern traten Stabilitätsprobleme auf, die zum Teil die Funktion des gesamten Moduls beeinträchtigten. Im einzelnen waren folgende Effekte zu beobachten:

Drift der Lichtquellen

Die Lichtleistungen am Modulausgang zeigten über die Zeit eine deutliche Drift nach unten. Da diese Drifterscheinungen nicht bei allen Leuchtdioden gleich stark waren, führte dies zu einer Verschlechterung der bei der Assemblierung eingestellten Leistungsverteilung im Sensor- und Referenzkanal.

Drift des Kopplers

Bei der Assemblierung wurde versucht, den Koppler so zu justieren, daß die Ausgangsleistungen um weniger als 30% differieren. Falls möglich, wurde eine Einstellung gewählt, bei der die Leuchtdiode mit der niedrigsten Wellenlänge die größte Leistung in die Sensorfaser abgab. Nach dem Verkleben des Kopplers war zu beobachten, daß sich die Leistungen geändert hatten. Es traten Abweichungen im Bereich von 10-20% auf. Da der Koppler in diesem Stadium bereits in ein Schutzrohr geklebt war, konnte keine Nachjustage erfolgen.

Detektorankopplung

Bereits beim Klebevorgang während der Assemblierung zeigten sich Veränderungen der eingestellten Werte. Da bei den Referenzfasern eine möglichst gute Gleichverteilung der Lichtleistung gefordert ist, stellte dieses ein ernsthaftes Problem dar. Nach der Aushärtung des Klebers ergab sich zunächst ein stabiler Zustand. Die nachfolgenden Bearbeitungsschritte (Einbringung und Aushärtung einer Vergußmasse) hatten eine zum Teil deutliche Veränderung der detektierten Werte zur Folge.

Sprunghafte Veränderung der Referenzleistungen

Bei einigen Modulen wurden nach der Auslieferung signifikant andere Referenzleistungen gemessen, als bei den Abschlußmessungen nach Ende der Fertigung. Da Meßfehler als Ursache hierfür auszuschließen sind, lag die Vermutung nahe, daß Spannungen in den Klebe- bzw. Vergußmassen zu einer Änderung des Modulverhaltens geführt haben.

Um die Stabilität der Module zu verbessern wurden folgende Maßnahmen ergriffen:

Lichtquellen

Da die oben beschriebene Drift der Leuchtdioden ein typischer und unvermeidbarer Alterungseffekt ist, kann eine Verbesserung der Stabilität nur über eine vorzeitige Alterung der Sendeelemente (burn-in) erreicht werden. Rückfragen bei den LED-Herstellern bezüglich optimaler Durchführung von burn-in-Maßnahmen führten zu keinem Ergebnis, so daß ein eigenes burn-in-Programm entwickelt wurde.

Es hat sich bewährt, die Lichtquellen einige Stunden einer Temperatur nahe der maximal zulässigen (meist 110°C) auszusetzen und sie anschließend einem achtundvierzigstündigem Wechselzyklus von Raumtemperatur und 80°C (je zwei Stunden) zu unterziehen. Nach dieser Behandlung hat sich die emittierte Leistung verringert, dafür ist die Einschwingzeit bis zum Erreichen eines konstanten Leistungspegels kürzer geworden. Dies ist von besondere Wichtigkeit, da die Lichtquellen des FADOS-Systems im Zeitmultiplex-Verfahren betrieben werden.

Assemblierung des Kopplers

Die bei der Kopplermontage zu beobachtenden Leistungsverchiebungen sind vermutlich auf die Art der Assemblierung zurückzuführen. An einem Leistungsmeßplatz wurde der Koppler mit Hilfe eines dreiachsigen Verfahrtes justiert. Nach der Justage wurde Klebstoff auf die Koppelfläche aufgebracht. Um einen spannungsarmen Zustand der Koppelstelle zu erreichen, wurde die Aushärtung der Koppler bei Raumtemperatur durchgeführt. Nach 48 Stunden hat der Klebstoff eine ausreichende Festigkeit erreicht. Wie die fertigungsbegleitenden Messungen gezeigt haben, konnte durch diese Maßnahme die Drift-Stabilität der Koppler um ca. eine Größenordnung verbessert werden. Es wurde daher entschieden, auch die Ankopplung der Fasern an die LED bei Raumtemperatur durchzuführen.

Detektorankopplung

Um einen besseren Leistungsausgleich bei der Justage der Ankopplung des Referenzkanals zu realisieren und die Stabilität der Ankopplung zu verbessern, wurde die Gestaltung der Ankoppelbuchsen verändert. Die Kanülenführung wurde nicht auf ganzer Länge durchgebohrt, sondern nur zu 80%. Die verbleibende Strecke wurde zunächst mit einem Kleinstbohrer (0,3 mm) durchbohrt. Bei einer Testankopplung wurde die jeweils detektierte Leistung gemessen. War diese zu gering, wurde der Durchmesser der Bohrung solange vergrößert, bis sich ein optimaler Zustand einstellte.

Sprunghafte Veränderungen der Referenzleistungen

Um die offen im Gehäuse liegenden Fasern zu schützen, wurden diese mit einer wärmeleitenden Masse vergossen. Als Folge dieses Vergußes konnten sowohl Veränderungen der optischen, als auch der mechanischen Eigenschaften der Module beobachtet werden. Da diese Effekte nicht beherrschbar sind, wurde auf einen Verguß verzichtet, so daß die Fasern weiterhin offen im Modulgehäuse liegen. Das führt beim Betrieb des Systems zu keinen weiteren Problemen. In der optischen Nachrichtentechnik findet man häufig Situationen, wo Fasern schleifenförmig offen im Gerätegehäuse liegen.

4.4 Bedampfung

Für den Bau von Reflexionssensoren wurden die Faserenden mit einer reflektiven Aluminiumschicht bedampft. Die Schichtdicke beträgt $1,7 \mu\text{m}$, als Schutzschicht wurden zusätzlich $0,8 \mu\text{m}$ SiO_2 aufgebracht.

Die Bedampfungen wurden in einer PVD-Anlage durchgeführt, die das abzuscheidende Material mit einem Elektronenstrahl verdampft. Die verdampften Teilchen kondensieren auf den Faserenden und bilden eine stabile lichtundurchlässige Schicht.

Es wurden weitere Versuche mit reflektiven Gold- und Silberschichten durchgeführt. Insbesondere Silber wäre für den bei den FADOS-Dosimetern benutzten Spektralbereich aufgrund seiner hohen Reflektivität bei 450 nm sehr gut geeignet; es zeigte sich jedoch, daß Silberschichten auf den hier verwendeten Fasern nicht ausreichend fest haften.

5. Datenauswertung, Kalibrierung und Dosisbestimmung des FADOS-Systems

Da die Dosisbestimmung mit dem FADOS-System auf der Messung der strahlungsinduzierten Dämpfung der Sensorfaser basiert, müssen die Dämpfungsänderungen durch die Strahlungsbelastung mit hoher Reproduzierbarkeit (Kalibrierfähigkeit des Sensors) und hoher Auflösung (hinreichende Nachweisempfindlichkeit bei kleiner Länge der Sensorfaser) gemessen werden.

Um die Messung der Dämpfung mit der erforderlichen Genauigkeit (ca. 10^{-3} dB) reproduzierbar durchführen zu können, muß als Bezugswert für die Dämpfungsmessung der Meßwert unmittelbar vor Beginn der Bestrahlung gewählt werden. Nur so sind die Unreproduzierbarkeiten, die sich aus der Ankopplung des Sensor über Steckverbindungen ergeben, zu vermeiden.

Weitere Meßstörungen können sich aus Biegebelastungen der Übertragungsfasern und der Sensorfaser ergeben. Die klinischen Tests zeigen, daß Biegebelastungen nach der Plazierung und Ankopplung des Sensors während einer Patientenbestrahlung die Messung nicht stören. Mit der Temperaturänderung des Sensors während der Plazierung sind zwar Dämpfungsänderungen verbunden, die jedoch bereits nach kurzer Verweilzeit des Sensors im Patienten (etwa 1-2 min) so weit abgeklungen sind, daß sie keinen Einfluß auf das Meßergebnis der strahlungsinduzierten Dämpfung besitzen.

Die physikalischen Eigenschaften des Sensormaterials (siehe Kap.2) führen nach Ankopplung des Sensors an das Meßsystem zur Drift des Meßsignals aufgrund der optischen und thermischen Relaxation von Farbzentren, die sich durch bereits erfolgte Strahlungsbelastungen der Sensorfaser ergeben. Diese Drift ist sensorbedingt und daher unvermeidbar. Eine solche Relaxation betrifft auch die Farbzentren die erst während der Bestrahlung gebildet werden. Unmittelbar der Dosis proportional ist nur die Anzahl der freien Ladungsträger die während der Bestrahlung von den Störniveaus eingefangen werden. Um eine von der Dosisleistung unabhängige Meßgröße zu gewinnen, muß das Meßergebnis der Dämpfungsmessung um die Anzahl dieser relaxierenden Farbzentren korrigiert werden.

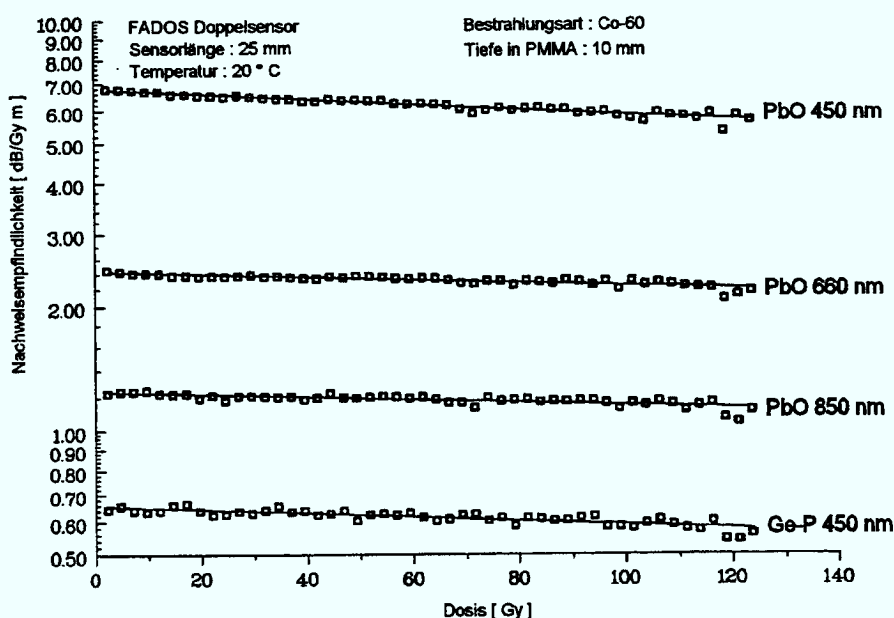


Abb. 5.1: Fadingkorrigierte Nachweisempfindlichkeit der Sensorelemente eines FADOS-Doppelsensors bei 50 Einzelbestrahlungen in Abhängigkeit von der Dosisvorbelastung

Die so korrigierte Dämpfung ist reproduzierbar und von der Dosisleistung unabhängig. Die Abb. 5.1 zeigt 50 Messungen der fadingkorrigierten strahlungsinduzierten Dämpfung pro Dosiseneinheit und Längeneinheit der Sensorfaser bei konstanten Bestrahlungsbedingungen.

Die fadingkorrigierte Dämpfung kann zur individuellen Kalibrierung eines Sensors benutzt werden, wenn während der Bestrahlung unter definierten Bestrahlungsbedingungen die Dosis bekannt ist bzw. mit einem Sekundär-Standarddosimeter (z.B. geeichte Ionisationskammer) parallel gemessen wurde. Nach der Kalibrierung kann diese Meßgröße zur Dosisbestimmung während der Patientenbestrahlung benutzt werden.

Für die Umrechnung auf die Gewebedosis müssen bei der Messung mit einem FADOS-Dosimeter im allgemeinen Art und Energie der ionisierenden Strahlung bekannt sein. Dieses gilt insbesondere für einen PbO-Sensor. Unabhängig von Energie und Art der Strahlung ist nur der FADOS-Doppelsensor.

5.1 Ablauf der Meßwertauswertung für das faseroptische Dosimetersystem FADOS

Die Auswertung der FADOS-Daten kann in drei Bereiche aufgeteilt werden.

Der erste Bereich umfaßt die Korrektur der gemessenen Lichtintensitäten am Sensordetektor. Hier sind zwei Effekte zu berücksichtigen. Zunächst müssen die durch Fremdlichtquellen eingestreuten Lichtleistungen beachtet werden. Sie überlagern die durch den Sensor transmittierten Lichtleistungen. Dann müssen als weitere Störquellen Lichtleistungen aufgrund von Fresnelreflexionen berücksichtigt werden. Die Überlagerung von Lichtleistungen infolge von Fresnelreflexionen tritt auf, wenn mit Sensoren gearbeitet wird, bei denen das Ausleselicht über denselben Lichtwellenleiter in die Sensorfaser ein- und ausgekoppelt wird.

Der zweite Bereich umfaßt die Initialisierungs- und Vorlaufphase. In der Initialisierungsphase werden die Meßabläufe vom Anwender festgelegt und die zur Dosisberechnung notwendigen Eingaben durch ihn vorgenommen. Es kann hierbei eine Kontrolle der Eingabe des Sensornamens auf der Basis der Erkennung des Sensortyps durch das Meßsystem erfolgen. Die Erkennung des Sensortyps kann auch benutzt werden, um die Sensorankopplung bzw. die Lebensdauer des Sensors zu prüfen. Die Systemabfrage zur Erkennung des Sensortyps steuert den Auswerteablauf. Meßwerte, die eine minimal vorgegebene Meßspannung unterschreiten, werden in der Auswertung nicht benutzt. In der Vorlaufphase werden die für die Driftkorrektur und die Bestimmung des Bestrahlungsstarts erforderlichen Anfangs- und Schwellwerte aus den aktuellen Meßdaten bestimmt.

Im dritten Bereich erfolgt die eigentliche Auswertung durch die Drift- und Fadingkorrektur der gemessenen Dämpfungen und die Dosisberechnung.

5.1.1 Struktur der Datenauswertung

In der Abb. 5.2 ist eine Übersicht über den Ablauf der On-line-Auswertung der Meßdaten gegeben. Die wichtigsten Eingabedaten sind aufgeteilt nach Anwendereingaben und systeminternen Daten. Die Abbildung zeigt, daß nur wenige Daten durch den Anwender eingegeben werden müssen. Die für die Auswertung erforderlichen Angaben des Anwenders sind:

Sensorname	Mit ihm liest das System die sensorspezifischen Eigenschaften wie Sensorenlänge und gegebenenfalls vorhandene sensorspezifische Kalibrierfaktoren (z.B. Kalibrierung des Sensors durch den Anwender) zur Auswertung ein.
-------------------	--

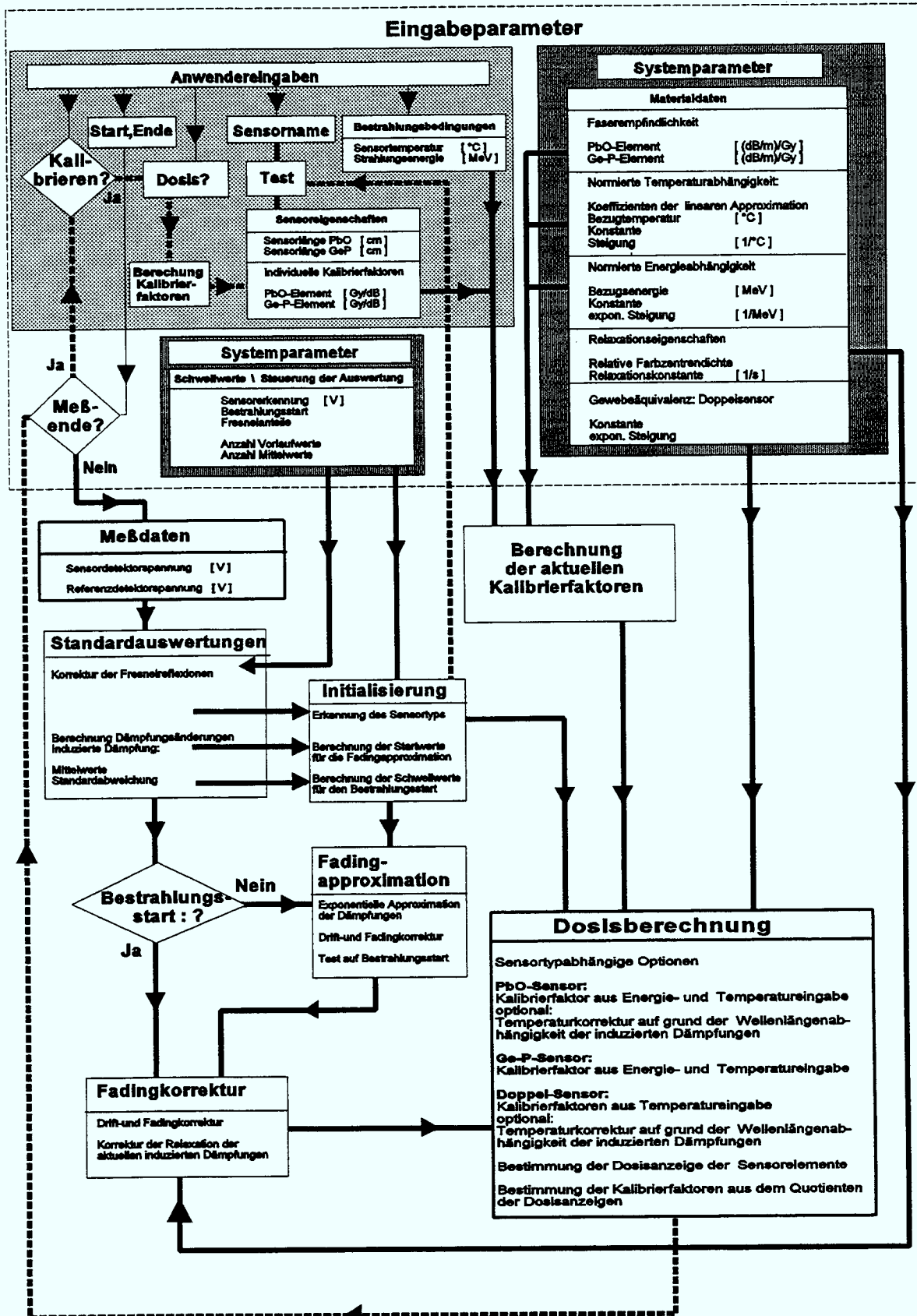


Abb. 5.2: Struktur der Datenauswertung

Meßtemperatur	Im gegenwärtigen Entwicklungsstadium des Systems ist diese Angabe zur Berücksichtigung der Temperaturabhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit erforderlich.
Energie der ionisierenden Strahlung	Diese Angabe ist bei Verwendung eines Sensors mit nur einem Sensorelement (PbO bzw. GeP-Sensor) erforderlich, um die Energieabhängigkeit der Sensorempfindlichkeit zu berücksichtigen. Bei Verwendung eines Doppelsensors ist diese Angabe nur erforderlich, um bei den ersten Meßwerten (bis ca. 10 s nach Bestrahlungsbeginn) mit Defaultwerten die Dosisanzeigen auf die Gewebedosis umzurechnen.

Als weitere Angabe des Anwenders wird nur noch benötigt, ob er eine Kalibrierung durchführen möchte. Ist dieses der Fall, muß der Anwender vor oder nach der Bestrahlung die Dosis angeben, mit der der Sensor bei der Kalibrierung belastet wird. Bei der Kalibrierung wird die sensorspezifische Nachweisempfindlichkeit vom System berechnet und zusammen mit den Kalibrierbedingungen im System (Sensordatei) abgespeichert.

Der weitere Meß- und Auswerteablauf für die beiden Optionen "Dosismessung / Kalibrierung" ist identisch. Alle anderen benötigten Daten sind im Meßsystem gespeichert.

Sobald das Meßsystem in Betrieb ist, werden die "Standardauswertungen" durchgeführt und während der Initialisierungs- und Vorlaufphase die Startparameter für die Auswertung ermittelt.

Nach Ablauf der Vorlaufphase wird, solange der Bestrahlungsstart nicht erkannt wurde, die Approximationsfunktion zur Korrektur der Fadingeffekte aufgrund der vorherigen Strahlungsbelastung des Sensors bestimmt.

Nach dem Bestrahlungsstart werden zur Korrektur der Relaxationseffekte die Dämpfungsänderungen aufgrund der bis zum gegenwärtigen Zeitpunkt erzeugten Farbzentren rekursiv berechnet und bei der Bestimmung der in dem letzten Zeitintervall erzeugten strahlungsinduzierten Dämpfung berücksichtigt.

Aus den so ermittelten drift- und fadingfreien Meßwerten wird auf der Basis der Kalibrierfaktoren die Gewebedosis berechnet und angezeigt.

5.1.2 Berechnung der Dämpfungswerte

Die vom Meßsystem angezeigte Dämpfung wird auf die Meßspannungswerte bei Start der Messung bezogen. Dieses ist erforderlich, um Systemdämpfungsunsicherheiten durch die Steckerankopplung für die Messung auszuschalten. Gleichzeitig bedeutet dieses, daß eine absolute Bestimmung der Sensordämpfung und damit ein Auslesen der durch alle bisherigen Bestrahlungen erzeugten Gesamtdämpfung mit hinreichender Genauigkeit nicht möglich ist. Die Dämpfungen sind gegeben durch

$$(5.1) \quad \alpha_{\lambda}(n) = -10 \cdot \log \left[\frac{U_{\lambda S}(n) / U_{\lambda S}(1)}{U_{\lambda R}(n) / U_{\lambda R}(1)} \right]$$

hierbei sind	$U_{\lambda S}(n)$	Meßspannung am Sensordetektor zum Zeitpunkt n
	$U_{\lambda S}(1)$	Meßspannung am Sensordetektor bei Meßstart
	$U_{\lambda R}(n)$	Meßspannung am Referenzdetektor zum Zeitpunkt n
	$U_{\lambda R}(1)$	Meßspannung am Referenzdetektor bei Meßstart

Die Dämpfungswerte sind so definiert, daß die Werte mit zunehmender Dämpfung (abnehmender Lichtleistung) positiv sind. Dieses ist das umgekehrte Vorzeichen zu der üblichen Definition. Grund hierfür ist, daß bei der Anzeige in Dämpfungseinheiten der Meßwert mit zunehmender Dosis positiv dargestellt werden soll.

5.2 On-line-Korrektur der Relaxation der strahlungsinduzierten Dämpfung

Die on-line-Korrektur der Fadingerscheinungen und der Drift des Meßsystem kann in zwei Bereiche aufgeteilt werden.

Der erste Bereich umfaßt die Meßsystemdrift und das von dieser meßtechnisch nicht zu trennende Fading des Sensors aufgrund der Relaxation von strahlungsinduzierten Farbzentren, die durch die Dosisvorbelastung des Sensors im Sensormaterial vorhanden sind. Der andere Bereich beinhaltet die Fadingeffekte, die aufgrund der Relaxation der Farbzentrendichte auftreten, die während der aktuellen Bestrahlung erzeugt wurde.

5.2.1 Relaxationskorrektur der Dosisvorbelastung des Sensors und Korrektur der Drift des Meßsystems

Die Drift des Meßsystems, die im wesentlichen durch die Fadingeffekte des Sensors aufgrund der Dosisvorbelastung bestimmt wird, kann aus den Meßwerten der aktuellen Sensorankopplung bestimmt werden, solange eine neue Bestrahlung des Sensors nicht begonnen hat.

Die Tatsache, daß die Drift stark durch die Relaxation der Farbzentren im Sensor bestimmt wird, legt es nahe, die Drift als Exponentialfunktion in Abhängigkeit von der Meßdauer zu bestimmen. Die Auswertung der bisher verfügbaren Meßergebnisse zeigt, daß die Meßsystemdrift durch diesen Ansatz korrekt beschrieben und dementsprechend bei der Auswertung eliminiert werden kann. Um eine hinreichende Approximationsgenauigkeit zu erreichen, ist eine Meßdauer von ca. 30 s erforderlich. Es wird daher nach der Sensorankopplung eine Meßdauer von mindestens 30 s benötigt, bevor die Meßbereitschaft des Systems gegeben ist und die Bestrahlung begonnen werden kann. Diese Phase wird als Vorlaufzeit t_v bezeichnet und die Dämpfungswerte $a_{v,\lambda}(n)$ werden als Vorlaufwerte bezeichnet. Die Anzahl der Vorlaufwerte N_v sollte mindestens 30 betragen. Außer zur Bestimmung der Koeffizienten für die exponentielle Approximation der Drift, wird die Vorlaufzeit benötigt, um die mittlere Standardabweichung der Dämpfungsmeßwerte von der Approximation über eine Anzahl von $N_M = 2 N_m + 1$ Meßzeitpunkten zu bestimmen. Diese werden benötigt, um ein von den Sensoreigenschaften und der Güte der Sensorankopplung unabhängiges Maß zur Berechnung des Schwellwerts zur Erkennung des Bestrahlungsstarts (Kap 5.2.2) zu erhalten. Die Erkennung des Bestrahlungsstarts basiert auf den Mittelwerten der driftkorrigierten Meßwerte der Dämpfungen.

Ein wesentlicher Vorteil des Verfahrens liegt darin, daß die Vorgeschichte (Zeitverlauf der Dosisvorbelastung) des Sensors bei der Auswertung implizit berücksichtigt wird, ohne daß dieser Zeitverlauf im Meßsystem vollständig dokumentiert sein muß.

Die Relaxation aufgrund des Photobleachings und die thermische Relaxation werden durch die explizite Bestimmung der Relaxationskonstanten unter den aktuellen Meßbedingungen (Temperatur des Sensors, Leistungsdichte des Ausleselichts) für die Meßdauer eliminiert. Dieses ist insbesondere bei einer hohen Dosisvorbelastung des Sensors, bei der schon geringe Leistungsdichten des Ausleselichtes zu signifikanten Änderungen der Dämpfung führen können, mit anderen Verfahren (Speicherung der Vorgeschichte des Sensors) nur mit erheblich größerem Aufwand möglich.

5.2.2 Bestimmung des Bestrahlungsstarts

Um zu vermeiden, daß einzelne Meßwertausreißer zu einer Fehlbestimmung des Bestrahlungsstarts führen, erfolgt der Test über $N_m + 1$ Meßzyklen. Der Bestrahlungsstart wird erkannt, wenn eine vorgegebene Anzahl N_{START} an Meßwerten die definierten Schwellwerte $SW_{BS\lambda}$ überschritten hat. N_{START} ist von der Anzahl der in einem Meßzyklus gemessenen Werte, vom Sensortyp und von der Anzahl der zum Test benutzten Meßzyklen abhängig.

Wird ein Sensor in einem Meßzyklus mit mehreren Meßwellenlängen (LED's) ausgelesen, werden auch die Differenzen $a_{k\lambda-\lambda'} = a_{k\lambda} - a_{k\lambda'}$ der driftkorrigierten Dämpfungswerte bei unterschiedlichen Meßwellenlängen zur Erkennung des Bestrahlungsanfangs benutzt. Es werden nur diejenigen Differenzen ausgewertet, für die die Differenz der Nachweisempfindlichkeiten positiv ist. Die Schwellwerte für die Differenzen werden analog zu den Schwellwerten für die Dämpfungen berechnet. Die Gesamtzahl N_T der für den Test benutzten Meßwerte ist gegeben durch

$$(5.2) \quad N_T = (N_m + 1) \cdot \left\{ \sum_{\lambda=1}^{N_\lambda} ST(\lambda) + \sum_{\lambda_d=1}^{N_{\lambda-\lambda'}} ST(\lambda_d) \right\}$$

Hierbei ist

N_λ	Anzahl der Meßwellenlängen
$N_{\lambda-\lambda'}$	Anzahl der zur Auswertung benutzten Dämpfungsdifferenzen bei unterschiedlichen Meßwellenlängen
$ST(\lambda) = 0$	nicht genutzte Meßwellenlänge bzw. LED
$ST(\lambda) = 1$	genutzte Meßwellenlänge bzw. LED
$ST(\lambda_d) = 0$	nicht genutzte Differenz der Dämpfungen
$ST(\lambda_d) = 1$	genutzte Differenz der Dämpfungen

Die Anzahl der Meßwerte N_{SW} , die den Schwellwert überschritten haben, ist

$$(5.3) \quad N_{SW} = (N_m + 1) \cdot \left\{ \sum_{\lambda=1}^{N_\lambda} ST(\lambda) \cdot BE(\lambda) + \sum_{\lambda_d=1}^{N_{\lambda-\lambda'}} ST(\lambda_d) \cdot BE(\lambda_d) \right\}$$

hierbei gilt

$BE(\lambda) = 0$ für $a_{k\lambda} < SW_{BS,\lambda}$	$BE(\lambda_d) = 0$ für $a_{k\lambda d} < SW_{BS,\lambda}$
$BE(\lambda) = 1$ für $a_{k\lambda} > SW_{BS,\lambda}$	$BE(\lambda_d) = 1$ für $a_{k\lambda d} > SW_{BS,\lambda}$

Ein Bestrahlungsstart wird erkannt, wenn gilt

$$N_{SW} > N_{START} = N_T - N_{aus}$$

Die Anzahl der zur Erkennung des Bestrahlungsstarts erforderlichen Schwellwertüberschreitungen wird um eine im System festgelegte Anzahl N_{aus} verringert, um zu vermeiden, daß Meßwertausreißer nach Bestrahlungsbeginn, die Erkennung des Bestrahlungsstarts verhindern. (Eine genau auf die mögliche Zahl ausgelegte Abfrage ist zu scharf!)

Die gegenüber dem tatsächlichen Bestrahlungsstart verzögerte Erkennung verzögert nicht die Meßwertanzeige des Dosimeters, da für die Dosisanzeige die ungemittelten Dämpfungswerte auch schon vor der Erkennung des Bestrahlungsstarts ausgewertet werden.

Für die Dosisanzeige des Doppelsensors gilt hierbei die Einschränkung, daß die Umrechnung auf die gewebeäquivalente Dosisanzeige erst dann erfolgen kann, wenn der Quotient $Q_{\text{PbO/GeP}}$ und damit die Umrechnungsfaktoren nach einer hinreichenden Anzahl von Meßpunkten während der Bestrahlung mit guter Genauigkeit bestimmt wurden. Solange diese Bestimmung nicht durchgeführt wurde, wird die Dosisanzeige mit Umrechnungsfaktoren errechnet, die sich aus den Angaben des Anwenders über die Bestrahlungsbedingungen ergeben. Die Anzahl der benötigten Meßpunkte hängt von der Dosisleistung und der Sensorlänge ab, mit der die Bestrahlung stattfindet. Nach den bisherigen Erfahrungen werden bei einer Dosisleistung von 0.5 Gy/min und einer Sensorlänge von 25 mm 10 Meßpunkte benötigt, was einer Meßzeit von etwa 10 s entspricht.

5.2.3 Relaxation der während der Bestrahlung erzeugten Farbzentren

Die zur Zeit $t(n)$ gemessene strahlungsinduzierte Dämpfung, die durch die während der Bestrahlung erzeugten Farbzentren verursacht wird, wird durch die Relaxation dieser Farbzentren (optisch, thermisch) beeinflusst. Die Farbzentrentypen, die schon während der Bestrahlungsdauer relaxieren, besitzen Relaxationszeiten von einigen Sekunden bis zu einigen Minuten. Für Bestrahlungsdauern bis zu 30 min kann das Relaxationsverhalten durch eine Überlagerung von drei Exponentialfunktionen mit unterschiedlichen Zeitkonstanten hinreichend beschrieben werden. Zusammen mit einem für die betrachteten Meßzeiten "permanenten" Anteil der strahlungsinduzierten Dämpfung ergibt sich bei konstanter Dosisleistung zur Zeit t nach Bestrahlungsstart

$$(5.4) \quad a_{M,\lambda}(t) = C_{M,\lambda}(\theta, E) \cdot L_s \cdot D \cdot \left\{ A_{M,\lambda}(1) + \sum_{i=2}^{N_F} \frac{A_{M,\lambda}(i)}{B_{M,\lambda}(i) \cdot t} \cdot \left(1 - e^{-B_{M,\lambda}(i) \cdot t} \right) \right\}$$

mit

$$(5.5) \quad \sum_{i=1}^{N_F} A_{\lambda}(i) = 1 \quad \text{und} \quad D = D l_G \cdot t$$

hierbei ist

$A_{M,\lambda}(1)$	Anteil der "permanenten" Farbzentren
Dl	Dosisleistung
$C_{M,\lambda}$	Nachweisempfindlichkeit der Faser bei den aktuellen Meßbedingungen
LS	Länge des Sensors

Da bei den Patientenbestrahlungen nicht grundsätzlich davon ausgegangen werden kann, daß die Dosisleistung konstant bleibt, kann die obige Gleichung nicht zur Korrektur der Fadingeffekte zu allen Meßzeiten benutzt werden. Um bei einer veränderlichen Dosisleistung während der Bestrahlung die Relaxation korrigieren zu können, wird die Bestrahlungsdauer in Zeitabschnitte aufgeteilt, in denen von einer konstanten Dosisleistung ausgegangen werden kann. Als kleinstes Zeitintervall ist aufgrund des Meßablaufs die Zeitdifferenz zwischen zwei aufeinander folgenden Meßzyklen (Auswertezyklen) vorgegeben. Bei den üblichen Bestrahlungsdauern ist eine Zeitauflösung von ca. einer Sekunde ausreichend. Mit $\Delta t(n) = t(n) - t(n-1)$ und mit $\Delta D(n) = Dl(n) \cdot \Delta t(n)$ ergibt sich für

die im Meßintervall $\Delta t(n)$ erzeugte Dämpfungsänderung durch die Farbzentrum des Typs i

$$(5.6) \quad \Delta a_{\lambda}(i, n) = C_{\lambda} \cdot \Delta D(n) \cdot \frac{A_{\lambda}(i)}{B_{\lambda}(i) \cdot \Delta t(n)} \cdot (1 - e^{-B_{\lambda}(i) \cdot \Delta t(n)})$$

mit

$$(5.7) \quad C_{\lambda} = C_{M, \lambda}(\theta, E) \cdot L_s$$

Die Dämpfungsänderung im Zeitintervall $\Delta t(n)$ durch die Relaxation aller Farbzentrentypen ist gegeben durch :

$$(5.8) \quad a_{\lambda R}(n) = \sum_{i=1}^{N_F} a_{\lambda}(i, n-1) \cdot (e^{-B_{\lambda}(i) \cdot \Delta t(n)} - 1)$$

Hierbei ist $a_{\lambda}(i, n-1)$ die strahlungsinduzierte Dämpfung, die zum Meßzeitpunkt $t(n-1)$ durch die Farbzentrendichte des Farbzentrentyps i aufgrund der aktuell durchgeführten Bestrahlung vorhanden ist.

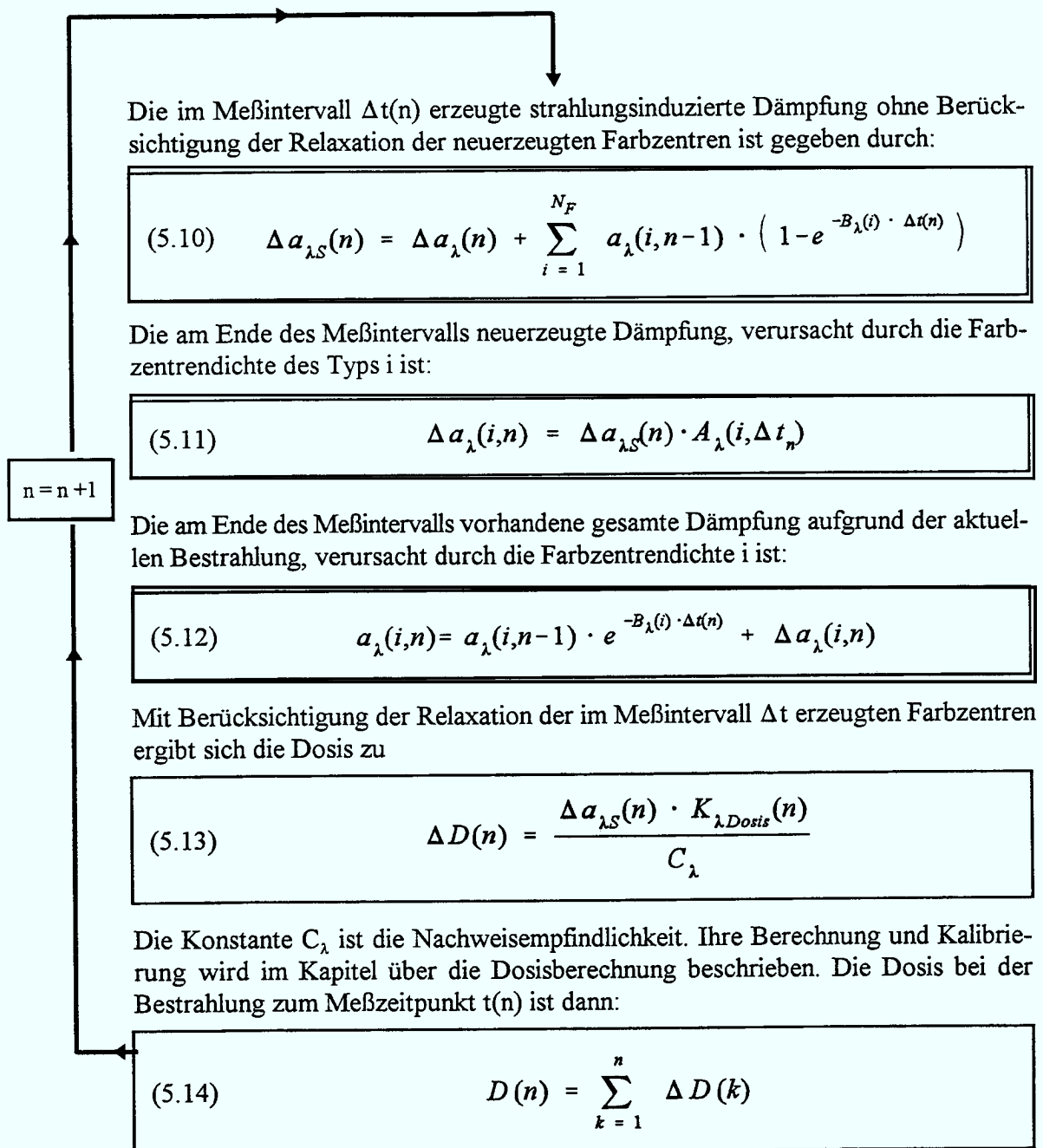
Proportional zur Dosis ΔD ist die Anzahl der freien Ladungsträger, die in die Störniveaus eingefangen werden. Die Dämpfung $\Delta a_{\lambda E}(n) = C_{\lambda} \Delta D(n)$, die ohne Berücksichtigung der Relaxation verursacht würde, kann aus der im Meßintervall durch die Bestrahlung erzeugte Dämpfungsänderung $\Delta a_{\lambda S}$ wie folgt berechnet werden

$$(5.9) \quad \Delta a_{\lambda E}(n) = K_{\lambda Dosis}(n) \cdot \Delta a_{\lambda S}(n) = \frac{\Delta a_{\lambda S}(n)}{\sum_{i=1}^{N_F} \frac{A_{\lambda}(i)}{B_{\lambda}(i) \cdot \Delta t(n)} \cdot (1 - e^{-B_{\lambda}(i) \cdot \Delta t(n)})}$$

Für kleine Zeitintervalle ist $\Delta a_{\lambda E}(n) = \Delta a_{\lambda S}(n)$, d.h. $K_{\lambda Dosis} = 1$.

Zur Berechnung der zu jedem Zeitpunkt $t(n)$ vorhandenen Farbzentrendichten und zur Korrektur der Relaxation der Farbzentrendichte, die eine von der Dosisleistung und der Sensorvorgeschichte unabhängige Dosisbestimmung ermöglicht, kann ein rekursives Rechenverfahren benutzt werden.

Der Rechenablauf ist schematisch wie folgt dargestellt:



Falls der eingesetzte Sensor ein Doppelsensor ist, müssen jeweils noch die Umrechnungen auf die Gewebedosis D_G durchgeführt werden (siehe Kap. 5.3.4).

Die Abb. 5.3 zeigt die Fadingkorrektur der gemessenen Dämpfungswerte vor und nach Bestrahlungsbeginn. Dargestellt sind die Originalmeßkurven, die Approximation des Fadingverhaltens des Sensors aufgrund vorhergehender Bestrahlungen, die strahlungsinduzierte Dämpfung mit Fadingkorrektur aus vorhergehenden Bestrahlungen und die Kurven mit zusätzlicher Fadingkorrektur für die laufende Bestrahlung. Der Verlauf der fadingkorrigierten Meßwerte nach Bestrahlungsende zeigt, daß die Fadingeffekte mit dem angegebenen Verfahren nahezu vollständig korrigiert werden können. Die Fadingparameter sind in Tab. 5.3 auf Seite 59 angegeben.

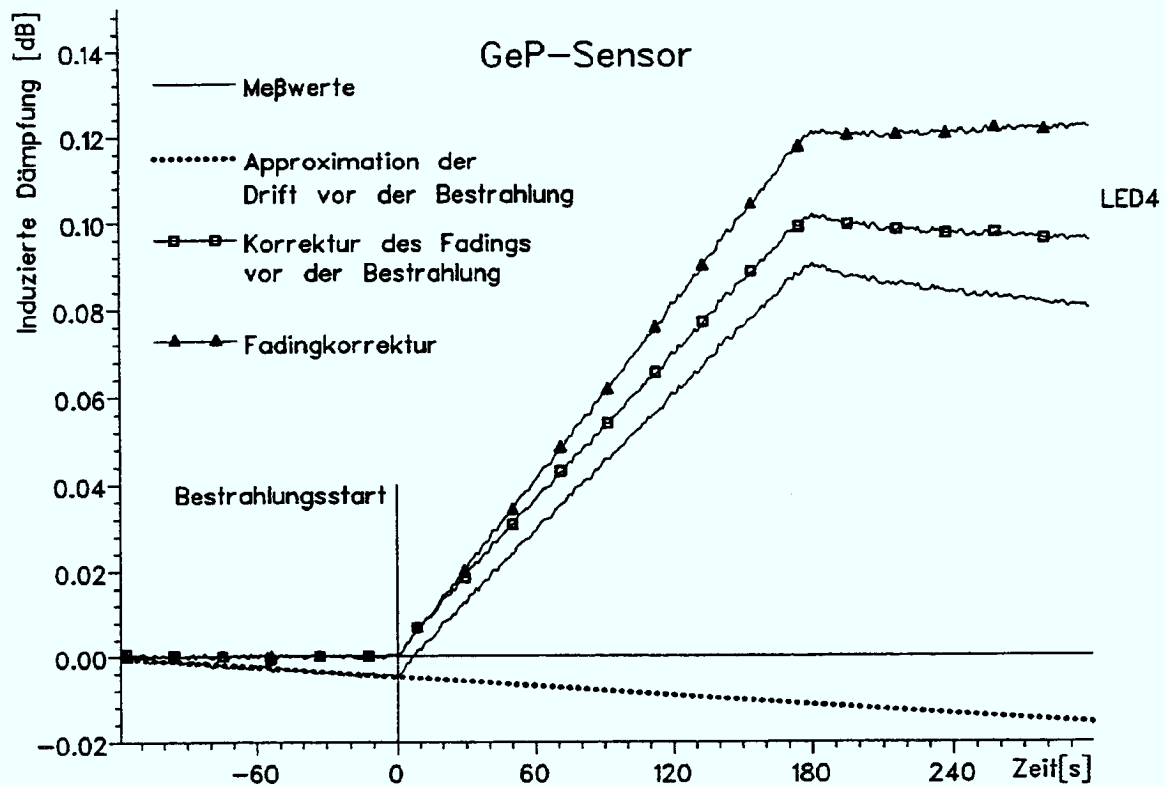
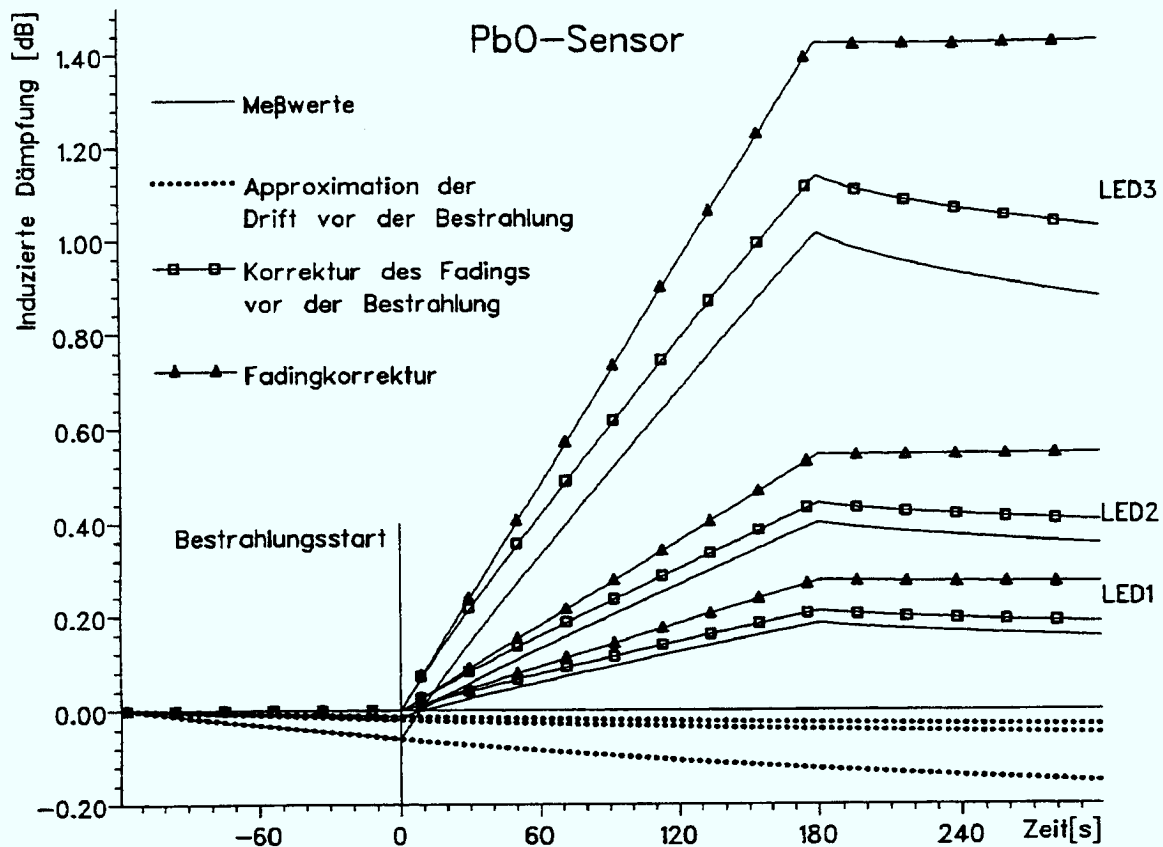


Abb. 5.3: Fadingkorrektur der gemessenen Dämpfungswerte

Die Abb. 5.4 zeigt, daß das Verfahren auch dann zu einer korrekten Dosisbestimmung führt, wenn die Dosisleistung nicht konstant bleibt. Bei der Bestrahlung eines PbO-Sensors mit Elektronen wurde während der Bestrahlung die Dosisleistung verstellt. Das Gerät schaltete bei der vorgegebenen Dosisleistung von 0,5 Gy ab. Der obere Teil der Abbildung zeigt den mit dem FADOS-Sensor

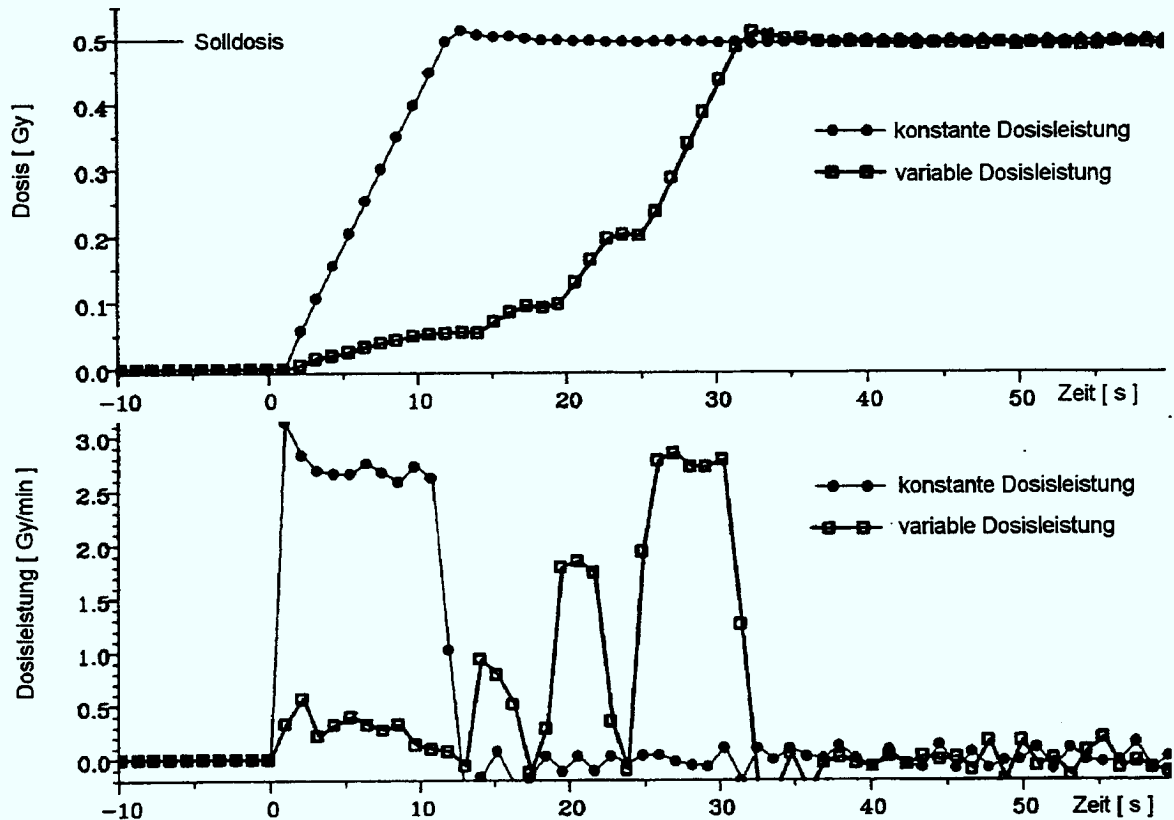


Abb. 5.4 Dosis und Dosisleistungsanzeige eines FADOS-Sensors bei variabler und konstanter Dosisleistung während der Bestrahlung mit Elektronen

gemessenen Dosisverlauf. Zum Vergleich ist die unmittelbar darauf folgende Messung mit der gleichen Dosisvorgabe aber bei konstanter Dosisleistung angegeben. Der vorher kalibrierte Sensor zeigt am Ende von beiden Bestrahlungen den vorgegebenen Dosiswert an. Die Dosisleistungsanzeige zeigt den Dosisleistungsbereich, der bei dieser Messung überstrichen wurde.

5.3 Dosisbestimmung und Kalibrierung

5.3.1 Zusammenhang zwischen strahlungsinduzierter Dämpfung und Gewebedosis

Die mit dem faseroptischen Sensor gemessene induzierte Dämpfung a_i ist proportional zur Länge l_s der Sensorfaser und zur Strahldichte I_j der ionisierenden Strahlung. Hierbei ist E_j die Energie der ionisierenden Strahlung. θ_s ist die Sensortemperatur und M_s beschreibt die Materialeigenschaften des Sensors (z.B. Anzahl der Störstellen des Materials, die effektive Ordnungszahl Z_{eff} , die Relaxationseigenschaften).

Die Anzahl der im Fasermaterial erzeugten freien Ladungsträger (Elektronen, Defektelektronen) hängt von den Materialeigenschaften der Faser - insbesondere der effektiven Ordnungszahl Z_{eff} - sowie von Art und Energie der ionisierenden Strahlung ab (Abb. 5.5).

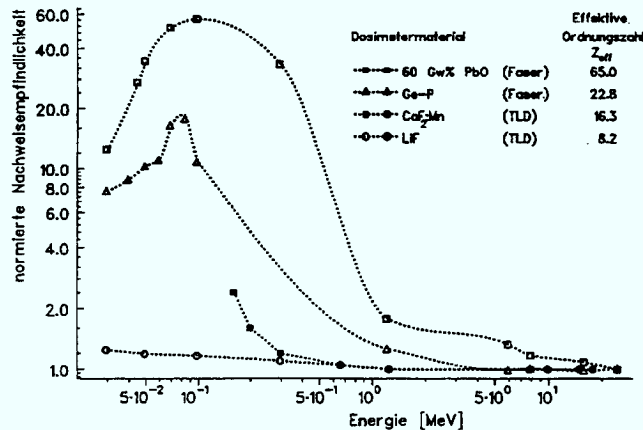


Abb. 5.5: Energieabhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit für Photonenstrahlung von ausgewählten Dosimetermaterialien

ximale Dosisbelastung (Lebensdauer des Sensors) abhängig. Die Temperaturabhängigkeit und die Relaxationseigenschaften (Fading der Sensordämpfung) hängen von der Tiefe der Störniveaus ab.

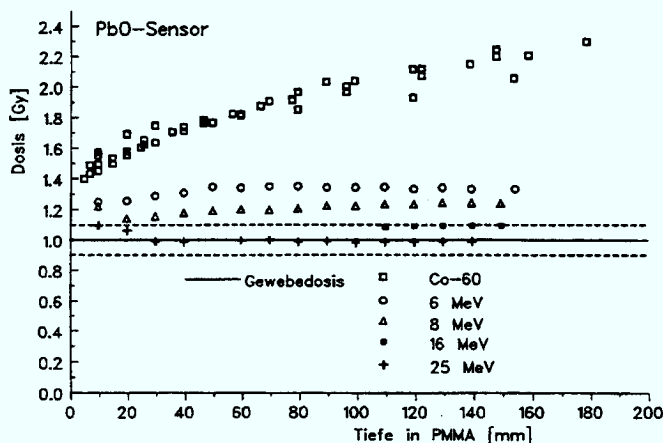


Abb. 5.6: Abhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit des PbO-Sensors von der Eindringtiefe der ionisierenden Strahlung in ein PMMA-Phantom mit der Energie der ionisierenden Strahlung als Parameter

empfindlichkeit von der Energie der ionisierenden Photonenstrahlung. Bei Bestrahlungen mit Photonen im Energiebereich 8 MeV bis 25 MeV ist die Nachweisempfindlichkeit zwar von der Energie, nicht aber von der Eindringtiefe in das Gewebe abhängig. Das bedeutet, in diesem Energiebereich arbeitet der Sensor gewebeäquivalent (Abb. 5.6).

Diese Abhängigkeit führt zu einer Abweichung der Dosisanzeige gegenüber der vom Gewebe absorbierten Dosis, wenn die Materialeigenschaften (Z_{eff}) der Faser nicht mit denen des Gewebes übereinstimmen und die Kalibrierung des Dosimeters nicht mit derselben Zusammensetzung der ionisierenden Strahlung hinsichtlich Strahlungsart und Energie durchgeführt wurde, mit der während der Dosismessung der Sensor bestrahlt wird.

Die permanent oder vorübergehend in die Sensorfaser induzierte Dämpfung hängt auch von der Anzahl der im Fasermaterial vorhandenen bzw. durch die Bestrahlung erzeugten Störstellen ab, in die die freien Ladungsträger eingefangen werden können. Von der Anzahl der unbesetzten Störstellen sind auch die Sättigungseigenschaften des Materials und damit die ma-

Die Bestimmung der Nachweisempfindlichkeit (induzierte Dämpfung bezogen auf die Faserlänge und die gewebeäquivalente Dosiseneinheit) unterschiedlicher Lichtwellenleiter zeigt, daß vorwiegend Fasern mit großer effektiver Ordnungszahl, d.h. mit einem Z_{eff} , das von dem des Gewebes abweicht, eine hinreichend große Nachweisempfindlichkeit besitzen. Nur mit solchen Fasern können Sensoren mit der notwendigen lokalen Auflösung (Sensorlänge < 30 mm) gebaut werden. Als für ein faseroptisches Dosimeter geeignete Fasern wurden eine Bleiglasfaser ($Z_{\text{eff}} \sim 68$) mit einer 60 Gw% PbO-Dotierung und einige Ge-P-dotierte Fasern ($Z_{\text{eff}} \sim 22$) ausgewählt. Die Nachweisempfindlichkeit der PbO-Faser ermöglicht eine Sensorlänge von etwa 10 mm. Diese Faser zeigt aufgrund ihrer hohen effektiven Ordnungszahl jedoch eine ausgeprägte Abhängigkeit ihrer Nachweis-

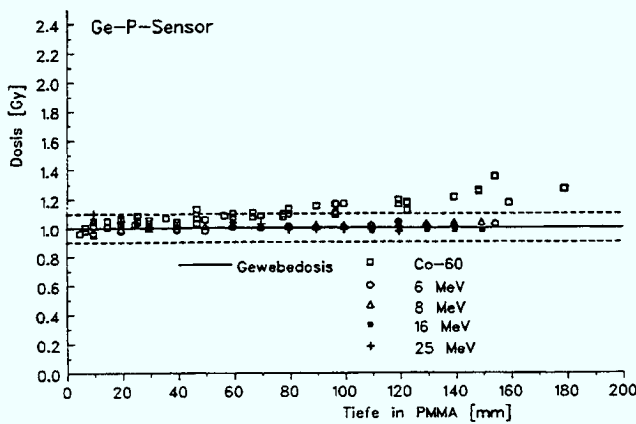


Abb. 5.7: Abhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit des GeP-Sensors von der Eindringtiefe der ionisierenden Strahlung in ein PMMA-Phantom mit der Energie der ionisierenden Strahlung als Parameter

Bei Bestrahlungen mit niederenergetischen Photonen, z.B. Co-60, $E = 1,23 \text{ MeV}$, ändert sich beim Eindringen der ionisierenden Strahlung in das Gewebe das Energiespektrum der Strahlung in Abhängigkeit von der Eindringtiefe. Das bedeutet, daß sich die Nachweisempfindlichkeit bezogen auf die Gewebedosis tiefenabhängig ändert (bei Co-60-Bestrahlungen bis zu einem Faktor 2), so daß eine Bestimmung der Gewebedosis mit einem PbO-Sensor alleine mit ausreichender Genauigkeit nicht möglich ist (Abb. 5.6). Der Sensor arbeitet in diesem Energiebereich nicht gewebeäquivalent.

Bei Bestrahlungen mit Elektronen im Energiebereich von 4 MeV bis 25 MeV ist die Nachweisempfindlichkeit unabhängig von der Energie und der Eindringtiefe in das Gewebe. Das bedeutet, auch für Elektronenbestrahlungen arbeitet das Dosimeter gewebeäquivalent.

Die Nachweisempfindlichkeit der Ge-P-Faser (etwa 10 % der Nachweisempfindlichkeit der PbO-Faser bei einer Wellenlänge des Ausleselichtes von 450 nm) ermöglicht eine Sensorlänge von etwa 25 mm bei geringfügig reduzierter Meßgenauigkeit der induzierten Dämpfung gegenüber dem PbO-Sensor. Für Photonenstrahlung mit Energien größer 8 MeV und für Bestrahlungen mit Elektronen gelten die für die PbO-Faser gemachten Aussagen zur Energieabhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit analog. Dabei ist hier jedoch die Energieabhängigkeit geringer als bei der Bleiglasfaser (Abb. 5.7). Bei Bestrahlungen mit Co-60-Photonen ergeben sich Abweichungen der Nachweisempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Eindringtiefe von bis zu 20 %. In Tab. 5.2 auf Seite 59 sind die Nachweisempfindlichkeiten in Abhängigkeit von der Eindringtiefe und der Energie der ionisierenden Strahlung zusammengestellt.

Die strahlungsinduzierte Dämpfung für die Fasern hängt mit der Gewebedosis D_G in folgender Weise zusammen.

$$(5.15) \quad a_{M,\lambda} = c_{M,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) \cdot f_{M,\lambda}(\theta_S, \theta_{0S}) \cdot f_{M,\lambda}(E, E_0) \cdot R_{M,\lambda}(t-t_0) \cdot I_{S,M} \cdot D_G$$

hierbei ist

$a_{M,\lambda}$	strahlungsinduzierte Sensordämpfung für das Material M und bei der Meßwellenlänge λ
M	Materialart der Sensorfaser, PbO (Bleiglasfaser) oder Ge-P (mit Germanium Phosphor dotierte Faser)
$c_{M,\lambda}$	Nachweisempfindlichkeit bei der Sensortemperatur θ_{0S} und der Energie E_0 der ionisierenden Photonenstrahlung für das Material M und bei der Meßwellenlänge λ
θ_S	Sensortemperatur
θ_{0S}	Bezugstemperatur für die normierten Temperaturabhängigkeiten
$f_{M,\lambda}(\theta_S, \theta_{0S})$	normierte Temperaturabhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit für das Material M und die Meßwellenlänge λ bezogen auf die Nachweisempfindlichkeit bei der Temperatur θ_{0S}

E	Energie der ionisierenden Strahlung
E ₀	Bezugsenergie für die normierte Energieabhängigkeit
f _{M,λ} (E, E ₀)	normierte Energieabhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit für das Material M und die Meßwellenlänge λ bezogen auf die Nachweisempfindlichkeit bei der Strahlungsenergie E ₀
R _{M,λ} (t-t ₀)	Fading der Sensordämpfung für das Material M, bei der Meßwellenlänge λ
t	Meßzeit
t ₀	Zeitpunkt des Bestrahlungsbeginns
l _{S,M}	Länge des Sensors aus dem Material M

Das Fading R_{M,λ}(t-t₀) der Sensordämpfung kann on-line auf der Basis der experimentell bestimmten Relaxationseigenschaften (siehe Kap. 5.2. Korrektur der Fadingeffekte) eliminiert werden.

5.3.2 Dosisbestimmung mit faseroptischen Sensoren mit einem Sensorelement

Bei bekannter Strahlungsenergie und Sensortemperatur kann die für die Dosisbestimmung benötigte Nachweisempfindlichkeit auf der Basis der experimentell ermittelten Temperatur- und Energieabhängigkeiten der Sensormaterialien berechnet werden.

Mit der fadingkorrigierten Sensordämpfung

$$(5.16) \quad a_{K_{M,\lambda}} = \frac{a_{M,\lambda}}{R_{M,\lambda}(t-t_0)}$$

und der Nachweisempfindlichkeit bei der Sensortemperatur θ_S und der Energie E

$$(5.17) \quad c_{M,\lambda}(\theta_S, E) = c_{M,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) \cdot f_{M,\lambda}(\theta_S, \theta_{0S}) \cdot f_{M,\lambda}(E, E_0)$$

ergibt sich die Gewebedosis D_G zu

$$(5.18) \quad D_G = K_{M,\lambda}(\theta_S, E) \cdot a_{K_{M,\lambda}}$$

$$\text{mit (5.19) } K_{M,\lambda}(\theta_S, E) = \frac{1}{c_{M,\lambda}(\theta_S, E) \cdot l_{S,M}} \quad \text{als individuellem Kalibrierfaktor des Sensors.}$$

Als mittlerer Dosiswert D_{Gm} wird der Mittelwert über alle Dosiswerte der verfügbaren Meßwellenlängen angezeigt. Er ist gegeben durch

$$(5.20) \quad D_{G_m} = \frac{\sum_{\lambda=1}^{N_\lambda} D_{G_\lambda}}{N_\lambda}$$

dabei ist N_λ die Anzahl der Meßwellenlängen.

5.3.3 Kalibrierung faseroptischer Sensoren mit einem Sensorelement

Der Kalibrierfaktor $K_{M,\lambda}$ kann mit Hilfe der materialspezifischen Nachweisempfindlichkeit $c_{M,\lambda}(\theta_{0S}, E_0)$, die als Materialkonstante im System gespeichert ist, der Sensorlänge und den vom Anwender angegebenen Meßbedingungen (Sensortemperatur, Energie der ionisierenden Strahlung) aus den in Kap. 2.1.2 angegebenen Gleichungen berechnet werden. Eine individuelle Kalibrierung für jeden Sensor und jede Meßbedingung durch den Anwender ist möglich. Hierzu muß der Anwender die Kalibrierbedingungen (Temperatur, Energie) und die bei der Bestrahlung angewandte Dosis angeben und für den Meßablauf die Option "Kalibrierung" eingeben. Hierbei gibt es die Möglichkeit, auch nach dem Meßende den Dosiswert (z.B. bei Parallelmessung mit einer Ionisationskammer) anzugeben. Bei der Option "Kalibrierung" wird der "Defaultwert" (die systeminterne Nachweisempfindlichkeit) für die Dosisberechnung benutzt, wobei die Meßwertanzeige nicht in Gy sondern in Skalenteilen (Skt) erfolgt.

Nach Durchführung der Messung und der Dosiseingabe berechnet das System die sensorspezifische Nachweisempfindlichkeit mit Hilfe der Gleichung

$$(5.21) \quad c_{S,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) = c_{M,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) \cdot \frac{D_{Anz} [Skt]}{D_K [Gy]}$$

hierbei ist	$c_{S,\lambda}(\theta_{0S}, E_0)$	sensorspezifische Nachweisempfindlichkeit
	$c_{M,\lambda}(\theta_{0S}, E_0)$	systeminterne Nachweisempfindlichkeit
	$D_{Anz} [Skt]$	Meßwertanzeige am Ende der Kalibriermessung
	$D_K [Gy]$	Dosis bei Kalibriermessung

Die Abweichungen der sensorspezifischen Nachweisempfindlichkeit von der systeminternen Nachweisempfindlichkeit sind auf die Abweichung der wahren Sensorlänge von der in der Sensordatei angegebenen Länge oder auf Inhomogenitäten des Fasermaterials zurückzuführen.

5.3.4 Dosisbestimmung mit dem Doppelsensor

Bei Bestrahlungen mit niederenergetischen Photonen (z.B. Co-60) ändert sich das Energiespektrum der Strahlung mit der Eindringtiefe der Strahlung in das Gewebe. Bei der aktuellen Bestrahlungssituation (Patientenbestrahlungen) ist das Energiespektrum der Strahlung am Ort des Sensors im allgemeinen nicht bekannt, so daß bei diesen Anwendungen keine Energieangabe möglich ist, mit der die korrekte Nachweisempfindlichkeit der Sensorfaser bezogen auf die Gewebedosis bestimmt werden kann. Um mit faseroptischen Dosimetern auch in solchen Bestrahlungssituationen die Gewebedosis messen zu können, wurde der FADOS-Doppelsensor entwickelt. Der Doppelsensor besteht aus zwei Sensorelementen (PbO-Faser, Ge-P-dotierte Faser) mit unterschiedlichen Z_{eff} -Werten, die am gleichen Meßort parallel ausgelesen werden.

Die fadingkorrigierten strahlungsinduzierten Dämpfungen der beiden Sensoren sind gegeben durch

$$(5.22) \quad a_{K_{PbO},\lambda} = c_{PbO,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) \cdot f_{PbO,\lambda}(\theta_S, \theta_{0S}) \cdot f_{PbO,\lambda}(E, E_0) \cdot I_{S,PbO} \cdot D_G$$

und

$$(5.23) \quad a_{K_{GeP},\lambda} = c_{GeP,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) \cdot f_{GeP,\lambda}(\theta_S, \theta_{0S}) \cdot f_{GeP,\lambda}(E, E_0) \cdot I_{S,GeP} \cdot D_G$$

Ohne Kenntnis des Energiespektrums kann mit der Nachweisempfindlichkeit bei der Bezugsenergie, der Sensortemperatur und der Sensorlänge die Dosisanzeige der beiden Sensorelemente wie folgt berechnet werden

$$(5.24) \quad D_{PbO} = \frac{a_{K_{PbO},\lambda}}{c_{PbO,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) \cdot f_{PbO,\lambda}(\theta_S, \theta_{0S}) \cdot l_{S,PbO}}$$

$$(5.25) \quad D_{GeP} = \frac{a_{K_{GeP},\lambda}}{c_{GeP,\lambda}(\theta_{0S}, E_0) \cdot f_{GeP,\lambda}(\theta_S, \theta_{0S}) \cdot l_{S,GeP}}$$

Für den Zusammenhang mit der Gewebedosis ergibt sich

$$(5.26) \quad D_{PbO} = f_{PbO,\lambda}(E, E_0) \cdot D_G$$

$$(5.27) \quad D_{GeP} = f_{GeP,\lambda}(E, E_0) \cdot D_G$$

Der Quotient $Q_{PbO/GeP}$ der beiden Dosisanzeigen ist von der Gewebedosis unabhängig und kann zur Charakterisierung für das am Meßort vorliegende Energiespektrum benutzt werden bzw. als Maß für die Eindringtiefe der ionisierenden Strahlung in das Gewebe betrachtet werden. Es gilt

$$(5.28) \quad Q_{PbO/GeP} = \frac{D_{PbO}}{D_{GeP}} = \frac{f_{PbO,\lambda}(E, E_0)}{f_{GeP,\lambda}(E, E_0)}$$

Als Dosiswert für die Quotientenbildung werden jeweils der Mittelwert der Dosisanzeigen über alle verfügbaren Meßwellenlängen benutzt.

Die vom Energiespektrum abhängigen Faktoren $G_M = 1/f_{M,\lambda}(E, E_0)$ zur Umrechnung der Sensordosisanzeigen (D_{PbO} , D_{GeP}) auf die Gewebedosis können als Funktion des Quotienten $Q_{PbO/GeP}$ dargestellt werden. Mit $G_M = 1/f_M(E, E_0)$ ist die Gewebedosis dann gegeben durch

$$(5.29) \quad D_G = G_{PbO}(Q_{PbO/GeP}) \cdot D_{PbO}$$

$$(5.30) \quad D_G = G_{GeP}(Q_{PbO/GeP}) \cdot D_{GeP}$$

Als gemessene Dosis wird dann der Mittelwert der beiden D_G -Dosiswerte angezeigt.

Abb. 5.8 zeigt die Dosis, die mit dem Doppelsensor bestimmt wurde. Es treten keine systematischen Abweichungen der Anzeige in Abhängigkeit von der Gewebetiefe und der Energie der Strahlung auf. Eine Kenntnis der Art und der Energie der ionisierenden Strahlung ist daher bei Einsatz des Doppelsensors nicht erforderlich. Die Meßwertschwankungen sind im wesentlichen auf die begrenzte Nachweisempfindlichkeit des Ge-P-Sensors zurückzuführen.

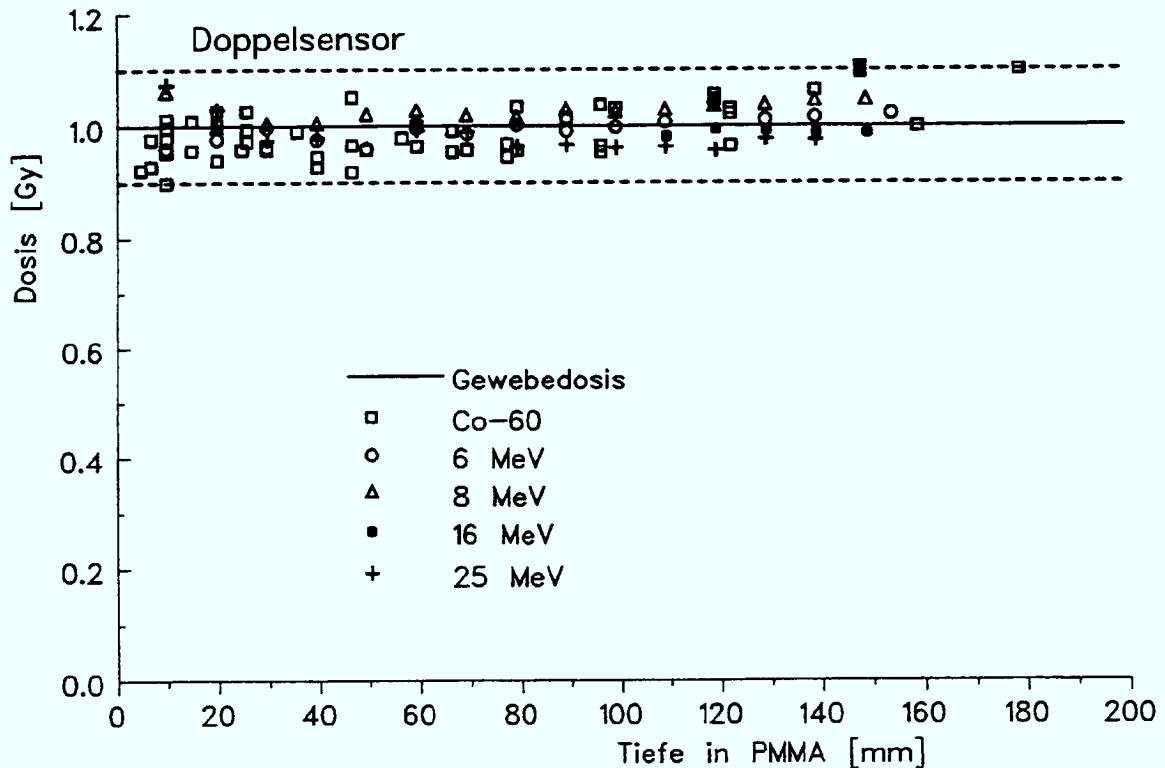


Abb. 5.8: Dosisanzeige des Doppelsensors im Vergleich zur Gewebedosis

Für die Dosisanzeige des Doppelsensors gilt hierbei die Einschränkung, daß die Umrechnung auf die gewebeäquivalente Dosisanzeige erst dann erfolgen kann, wenn der Quotient $Q_{\text{PbO/GeP}}$ und damit die Umrechnungsfaktoren nach einer hinreichenden Anzahl von Meßpunkten während der Bestrahlung mit guter Genauigkeit bestimmt wurden. Solange diese Bestimmung nicht durchgeführt ist, wird die Dosisanzeige mit Umrechnungsfaktoren errechnet, die sich aus den Angaben des Anwenders über die Bestrahlungsbedingungen ergeben. Die Anzahl der benötigten Meßpunkte hängt von der Dosisleistung und der Sensorlänge bei der jeweiligen Bestrahlung ab. Nach den bisherigen Erfahrungen werden bei einer Dosisleistung von 0.5 Gy/min und einer Sensorlänge von 25 mm etwa 10 Meßpunkte benötigt, die eine Meßzeit von etwa 10 s erfordern.

5.3.5 Kalibrierung des Doppelsensors

Die Kalibrierung des Doppelsensors erfolgt analog der Kalibrierung der Einfachsensoren. Wie bei der sensorspezifischen Bestimmung der Nachweisempfindlichkeit für den Einfachsensor, werden auch hierfür die einzelnen Sensorelemente die sensorspezifischen Nachweisempfindlichkeiten bei Standardbedingungen (Bezugstemperatur, Bezugsenergie) bestimmt.

Zu beachten ist dabei, daß die Kalibrierung in einer Standardtiefe (Wasserbad, PMMA-Block) erfolgt. Insbesondere gilt dieses, wenn zur Kalibrierung des Sensors mit einer Co-60-Quelle oder mit Strahlung noch geringerer Energie gearbeitet wird. Nur unter dieser Voraussetzung können die sensorspezifischen Nachweisempfindlichkeiten der beiden Sensorelemente bei der Bezugsenergie korrekt bestimmt werden.

5.4 Bestimmung der Auswerteparameter

Die Parameter, die zur Dosisauswertung und zur Programmsteuerung benötigt werden, wurden aus Bestrahlungsversuchen experimentell bestimmt und sind in den Tabellen 5.1 - 5.3 angegeben. Es sind Koeffizienten, die die Energieabhängigkeit, Tiefenabhängigkeit und Temperaturabhängigkeit der Sensoren beschreiben. Die angegebenen absoluten Nachweisempfindlichkeiten in $\text{dB Gy}^{-1} \text{m}^{-1}$ sind Angaben, die sich auf die korrigierten Dämpfungen beziehen. Ein Up-date der Relaxationskoeffizienten zur Fadingkorrektur führt daher zu Änderungen dieser Daten.

Die Koeffizienten können nicht benutzt werden, um aus nicht korrigierten Dämpfungsmessungen die Dosis zu bestimmen.

Als Nachweisempfindlichkeit, mit der die Abhängigkeiten von Energie, Strahlungsart, Gewebetiefe und Temperatur normiert werden, wurde die Nachweisempfindlichkeit bei Elektronenbestrahlungen bei Raumtemperatur gewählt. Die Nachweisempfindlichkeit für Elektronen ist für PbO-Sensor und GeP-Sensor unabhängig von der Energie und ist gleich der Nachweisempfindlichkeit für hoch-energetische Photonen. Die meisten Experimente wurden bei Raumtemperatur durchgeführt, d.h. bei dieser Temperatur wird auch kalibriert.

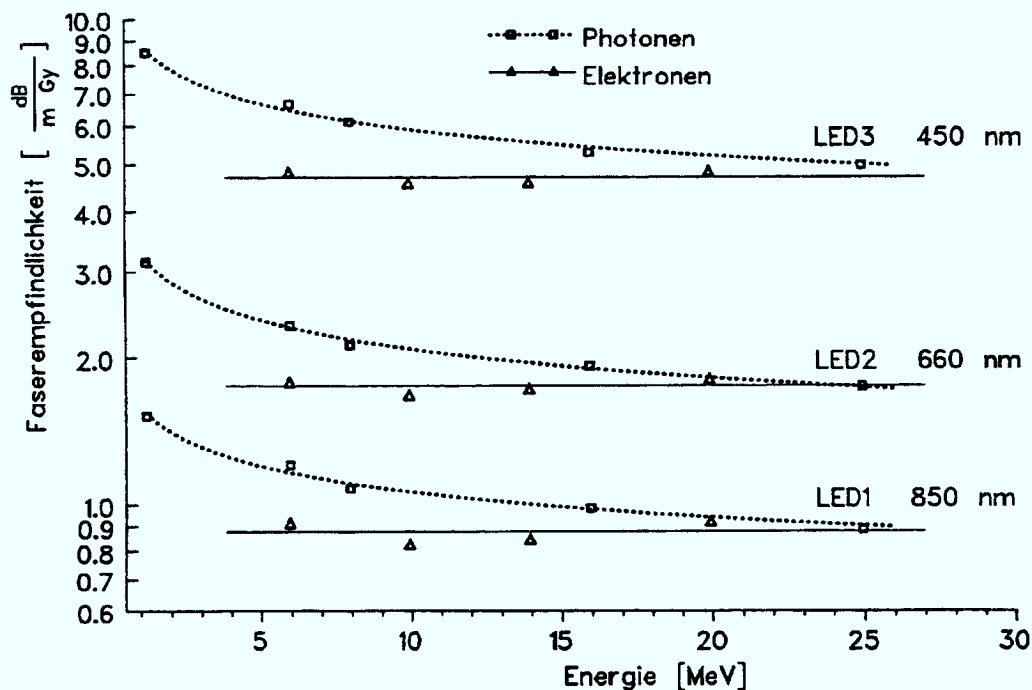


Abb. 5.9: Energieabhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit

Die Energieabhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit des PbO-Sensors für Photonen und Elektronen ist in der Abb. 5.9 dargestellt. Die Abbildung zeigt, daß die Nachweisempfindlichkeit für Elektronen unabhängig von der Energie ist und der Nachweisempfindlichkeit für Photonen mit einer Grenzenergie von 25 MeV entspricht. Die in der Tabelle 5.1 auf Seite 58 angegebenen Parameter wurden aus den hier gezeigten Meßwerten bestimmt.

Die von dem Dosisquotienten Q abhängigen Funktionen zur Umrechnung auf die Gewebedosis sind unabhängig von der Meßtemperatur und dem individuellen Sensor und sind als Systemparameter gespeichert. Sie wurden in Experimenten bestimmt, bei denen eine Anzahl Doppelsensoren unter Variation der Strahlungsenergie und der Eindringtiefe bei bekannter Gewebedosis bzw. bei Parallelmessung mit der Ionisationskammer bestrahlt wurden. Abb. 5.10 zeigt die Abhängigkeit der Dosis-

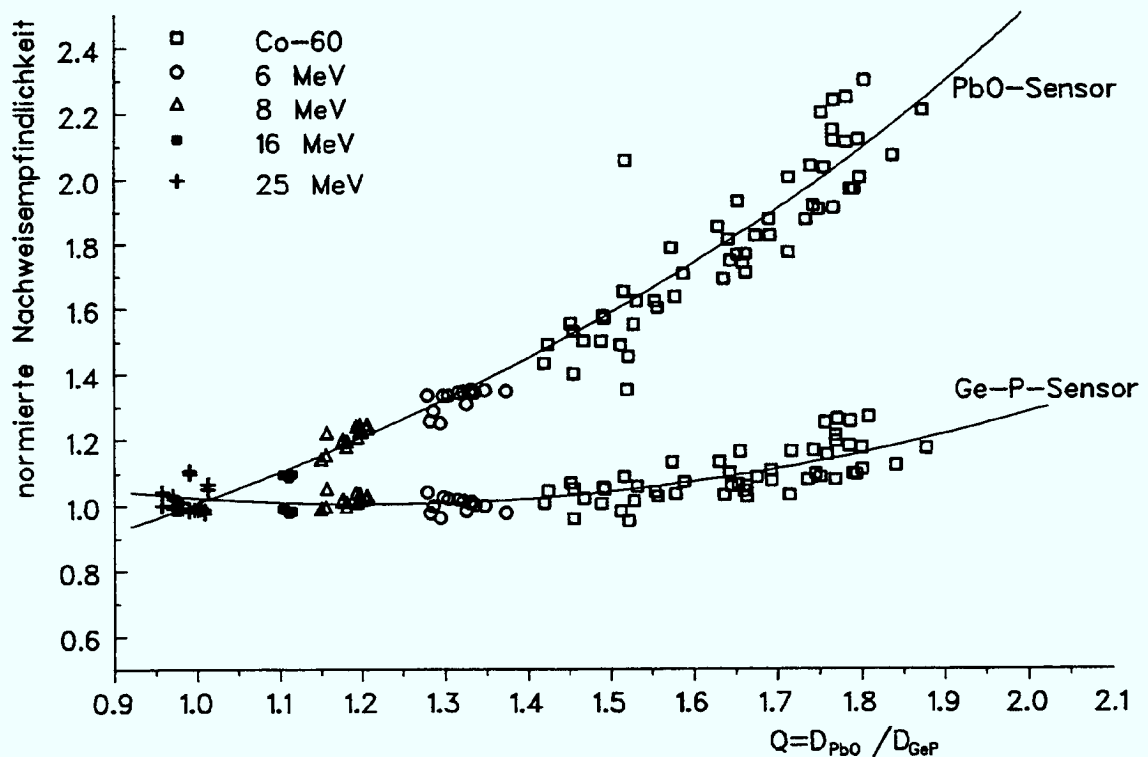


Abb. 5.10: Abhängigkeit der Dosisanzeigen von dem dosisunabhängigen Quotienten der Dosisanzeige

anzeigen für den PbO- und den GeP-Sensor von dem von der Dosis unabhängigen Quotienten der beiden Dosisanzeigen. Hieraus wurden die Umrechnungsfaktoren G_M auf die Gewebedosis bestimmt.

In der Tabelle 5.1 sind die zur Dosisbestimmung notwendigen Parameter für die im System betriebenen LED's und die beiden Sensormaterialien angegeben. Der Kalibrierfaktor $c_{M,\lambda}(\theta_s, E)$ zur Umrechnung der fadingkorrigierten induzierten Dämpfung, kann mit der Sensorlänge $l_{s,M}$ und diesen Parametern aus den Angaben des Anwenders oder den Meßwerten des Systems berechnet werden. Anstelle des systeminternen Wertes $c_{M,\lambda,sys}(\theta_{0s}, E_0)$ können auch individuell vom Anwender kalibrierte $c_{M,\lambda}(\theta_{0s}, E_0)$ -Werte benutzt werden. Falls keine Anwenderkalibrierung durchgeführt wurde, werden die systeminternen $c_{M,\lambda,sys}$ zur Meßwertanzeige benutzt.

Absolute Nachweisempfindlichkeit bei Normbedingungen $c_{M,\lambda}(\theta_{0S},E_0)$					
Strahlungsart Elektronen 25 MeV Photonen	Material / Sensor	PbO-Sensor			Ge-P-Sensor
	Wellenlänge[nm]	850	660	450	450
	Nachweisempfindlichkeit $C_{\lambda,M}(\theta_0,E_0)$ [dB/m Gy]	0,854	1,678	4,379	0,75
Temperatur 20°C					
Normierte Energieabhängigkeit $f_{M,\lambda}(E,E_0)$ bezogen auf $c_{M,\lambda}(\theta_{0S},E_0)$					
Strahlungsart Photonen	Material / Sensor	PbO-Sensor			Ge-P-Sensor
	Approximation	$f(E)=a \cdot E^b$			$f(E)=a \cdot e^{b \cdot E}$
Energiebereich 1 - 25 MeV	Wellenlänge[nm]	850	660	450	450
	Koeffizient a	1.802	1.877	1.841	1.295
	Koeffizient a_{mit}	1,840			
	Koeffizient b	-0,176	-0.197	-0,180	-0,00912
	Koeffizient b_{mit}	-0,184			
Normierte Temperaturabhängigkeit $f_{M,\lambda}(\theta,\theta_{0S})$ bezogen auf $c_{M,\lambda}(\theta_{0S})$					
Strahlungsart Photonen, Elektronen	Material / Sensor	PbO-Sensor			Ge-P-Sensor
	Approximation	$f(\theta)=a + b \cdot (\theta_{0S} - \theta)$			
Temperaturbereich 15 - 45°C $\theta_{0S}=20^\circ\text{C}$	Wellenlänge[nm]	850	660	450	450
	Koeffizient a	1	1	-	-
	Koeffizient b	$6 \cdot 10^{-3}$	$4,3 \cdot 10^{-3}$	-	-
Umrechnung $G_M(Q)$ der Dosisanzeigen des Doppelsensors auf die Gewebedosis					
Strahlungsart Photonen	Sensor	Doppelsensor			
	Material	PbO			Ge-P
Energiebereich 1 - 25 MeV	Approximation	$G_M(Q)=a \cdot e^{b \cdot Q}$			
	Wellenlänge[nm]	850	660	450	450
Tiefe in PMMA 5 - 200 mm	Koeffizient a	2,307			1,152
	Koeffizient b	-0,92			-0,203

Tabelle 5.1: Auswerteparameter zur Dosisberechnung

Nachweisempfindlichkeit $c_{M,\lambda}$ (θ_{0S}, E) in Abhängigkeit von der Eindringtiefe der ionisierenden Strahlung in das Gewebe					
Eindringtiefe in PMMA (5-200 mm)	Material / Sensor	PbO-Sensor			Ge-P-Sensor
Strahlungsart	Wellenlänge[nm]	850	660	450	450
Co-60	Approximation	$c_{M,\lambda}(z)=a + b \cdot z + c \cdot z^2$			
	a [(dB/m) / Gy]	1.39	2.84	7.23	0.76
	b [(dB/m) / (mm · Gy)]	0,00843	0,0191	0,0523	0,00107
	c [(dB/m) / (mm ² · Gy)]	$-1,80 \cdot 10^{-5}$	$-4,34 \cdot 10^{-5}$	$-1,30 \cdot 10^{-4}$	$-2,34 \cdot 10^{-6}$
Photonen 6 MeV	Approximation	$c_{M,\lambda}(z)=a + b \cdot \ln(z)$			
	a [(dB/m) / Gy]	0,99	1,93	5,42	0.57
	b [(dB/m) / Gy]	0,039	0,066	0,143	0,0088
Photonen 8MeV	a [(dB/m) / Gy]	1,04	2,04	5,53	0.73
Photonen 16MeV	a [(dB/m) / Gy]	0,94	1,84	4,97	0,70
Photonen 25 MeV	a [(dB/m) / Gy]	0,85	1,68	4,50	0,61

Tabelle 5.2: Nachweisempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Tiefe

Material Wellenlänge	Koeffizienten	Farbzentren Typ 1 "permanent"	Farbzentren Typ 2	Farbzentren Typ 3	Farbzentren Typ 4
PbO 850 nm	Relativanteil	0,5	0.1	0,222	0,178
	Relaxationskonstante [1/s]	0	$1 \cdot 10^{-3}$	$4,9 \cdot 10^{-3}$	0,079
PbO 660 nm	Relativanteil	0,52	0,09	0,254	0,132
	Relaxationskonstante [1/s]	0	$1,07 \cdot 10^{-3}$	$3,6 \cdot 10^{-3}$	0,073
PbO 450 nm	Relativanteil	0,52	0,11	0,25	0,14
	Relaxationskonstante [1/s]	0	$9,8 \cdot 10^{-4}$	$4,11 \cdot 10^{-3}$	0,071
Ge-P 450 nm	Relativanteil	0,6	-	0,3	0,1
	Relaxationskonstante [1/s]	0	-	$4,9 \cdot 10^{-3}$	0,13

Tabelle 5.3: Relaxationsparameter zur Fadingkorrektur

6. Klinische Tests

6.1 Einleitung

Um die Wirkung einer Behandlung mit ionisierender Strahlung vorhersagen zu können, wurden seit Entdeckung der Röntgenstrahlen verschiedene Meßgrößen vorgeschlagen (z.B. Erythemdosis). Forderungen an Reproduzierbarkeit, Wiederholbarkeit, Sensitivität und Beobachterunabhängigkeit (Objektivität) haben dazu geführt, daß heute allgemein die Energiedosis angegeben wird. Mit dieser Bezugsgröße wird die Therapie standardisiert, werden verschiedene Therapien in ihrer Wirksamkeit verglichen, wird die Strahlenempfindlichkeit von Tumoren abgeschätzt, und so die Strahlenexposition gesunder Gewebe ("Risikoorgane") begrenzt. Die biologische Wirkung, beschrieben durch eine "biologische Effektivdosis", beruht allerdings auf weiteren, teils nur unzureichend bekannten Faktoren (RBE der Strahlung, Strahlenempfindlichkeit des bestrahlten Gewebes, Temperatur, Oxygenierung, räumliche Dosisverteilung, zeitliche Dosisverteilung etc.). Von einer "biologischen Dosimetrie" ist man mit Einführung des Gray noch weit entfernt. Die biologische Wirkung versucht man innerhalb experimentell modellierter Dosis-Wirkungsbeziehungen (z.B. "linear-quadratisches Modell") aus der Energiedosis abzuschätzen.

Die Dosis-Wirkungsbeziehung verläuft oft sehr steil und unterscheidet sich zwischen Tumor und Normalgewebe nur wenig. In diesem Fall hat man nur eine geringe therapeutische Breite, d.h. geringe Dosisabweichungen führen zu einer beträchtlichen Zunahme der Schäden am Normalgewebe, während die Tumorkontrolle nur geringfügig verbessert wird. Die korrekte räumliche Lage der Strahlungsfelder relativ zum Patienten ist daher aus zwei Gründen wichtig:

- Befindet sich das Zielvolumen teilweise nicht im Strahlenfeld, so ist die Tumorkontrolle unmöglich.
- Viele Organe sind weit strahlenempfindlicher als die zu behandelnden Tumoren. Es muß sichergestellt werden, daß bestimmte, z.T. recht genau bekannte Toleranzdosen an den Risikoorganen nicht überschritten werden.

In der klinischen Strahlentherapie kommt damit der Dosimetrie eine entscheidene Bedeutung zu. Gerade mit neuen Entwicklungen in der Strahlentherapie, etwa der 3-dimensionalen Bestrahlungsplanung und Konformationsbestrahlung, werden eine präzisere Dosisapplikation, eine Verkleinerung des bestrahlten Volumens und eine Dosisescalation im Zielvolumen möglich. Dies bedeutet letztlich erhöhte Heilungschancen und geringere Nebenwirkungsrisiken für den Patienten. Die Qualitätssicherung dieser Verfahren stellt eine anspruchsvolle Aufgabe dar.

Die in-vivo-Dosimetrie überprüft die Summe aller Einzelschritte von der Planung bis zur Bestrahlung und erlaubt als einziges Verfahren, die tatsächlich applizierte Dosis zu bestimmen. Auch Fehler bei der Einstellung, Patientenlagerung etc. lassen sich so quantifizieren.

Die klinischen Tests des FADOS-Systems wurden parallel zu der Entwicklung der Sensoren und des Meß- und Auswertesystems gemeinsam mit der Klinik für Strahlentherapie der Universität Düsseldorf durchgeführt. Diese Tests teilen sich in zwei Gruppen auf: Bei der ersten Gruppe werden umfangreiche Messungen in verschiedenen Phantomen (Wasserbad, Plexiglasblock, Alderson Phantom) parallel zu Messungen mit Standarddosimetern der Strahlentherapie (Ionisationskammer, TLD's) durchgeführt. Dabei wurden u.a. die Gewebeäquivalenz, das Energieverhalten und die Effektivität der Fading-Korrektur untersucht. In der zweiten Gruppe werden in-vivo-Tests am Patienten durchgeführt. Voraussetzung für die Tests der zweiten Gruppe ist ein erfolgreicher Verlauf der Messungen im Phantom (Gruppe I).

Die umfangreichen Messungen zur klinischen Dosimetrie in Phantomen ermöglichen die Definition der Einsatzgebiete der unterschiedlichen Sensortypen und zeigen aufgrund der Vergleichsmöglichkeit mit konventionellen Dosimetern die Zuverlässigkeit der Dosisanzeige des FADOS-Dosimeter-

systems. Nur aufgrund dieser Tests konnten Sensordesign, Meßabläufe und Auswerteverfahren soweit entwickelt werden, daß ein in-vivo-Einsatz möglich ist.

Bisher wurden insgesamt 21 in-vivo-Anwendungen am und im Patienten durchgeführt, die mit herkömmlichen Dosimetern nicht möglich sind, so daß für diese Messungen kein unmittelbarer Vergleich mit der Anzeige eines anderen Dosimeters vorliegt. Die Verifizierung der Meßergebnisse erfolgte in diesen Fällen durch vorherige und spätere Parallelmessung mit einer Ionisationskammer bzw. mit TLD's im Phantom unter vergleichbaren Bestrahlungsbedingungen mit demselben Sensor. Die Anwendung im Patienten ist durch Röntgenaufnahmen dokumentiert. Bei allen in-vivo-Anwendungen konnte die Dosis zuverlässig mit den FADOS-Sensoren bestimmt werden. Weitere in-vivo-Anwendungen und die zur Verifizierung notwendigen Phantommessungen werden z.Z. in Düsseldorf durchgeführt bzw. vorbereitet (s. Anhang zu diesem Kapitel).

Zusammenfassend kann der gegenwärtige Stand der klinischen Tests wie folgt beschrieben werden: Insgesamt zeigen die bisherigen klinischen Tests, daß das FADOS-Dosimetersystem eine lokale on-line-Dosisbestimmung während der Patientenbestrahlung in Bestrahlungssituationen ermöglicht, in denen die bisher zur Verfügung stehenden Dosimeter nicht eingesetzt werden können. Das FADOS-Dosimetersystem wird, falls es bis zur Einsatzreife (Prototyp) entwickelt wird, in vielen Fällen zu einer Optimierung der strahlentherapeutischen Behandlung beitragen. Das Ziel besteht dabei darin, durch Einsparen von Volumen die Dosis zu eskalieren und somit die Tumor-Kontroll-Wahrscheinlichkeit zu steigern, also letztlich das Leben der Patienten zu verlängern. (Nach Prof. Schmitt führt bei vielen Tumoren eine Erhöhung der lokalen Dosis um 1 Gy zu einer Erhöhung der Heilungschance um 10 %.) Dies kann nur erreicht werden, wenn sich on-line die richtige Position des hoch präzisen Strahlenfeldes verifizieren läßt, was mit Hilfe des FADOS-Systems möglich erscheint.

Aufgrund des gegenwärtigen Standes der klinischen Tests sind die Firmen ProCom GmbH und IMECH GmbH bereit, unter Einsatz erheblicher Eigenmittel mit der Prototypentwicklung für das Meßsystem und die Sensoren zu beginnen. Die Firma HARSHAW-BICRON ist bereit, weitere klinische Tests in inländischen und ausländischen Kliniken zur Ermittlung der Akzeptanz des Systems selbst durchzuführen.

Die Einbeziehung anderer Kliniken in die klinischen Tests hängt im wesentlichen von der Verfügbarkeit der Meßsysteme und Sensoren ab und wird in enger Abstimmung mit der Klinik für Strahlentherapie und Radiologische Onkologie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf erfolgen. Ein Gespräch mit der Klinik für Strahlentherapie in Heidelberg (Prof. Wannenmacher), die als erste weitere Klinik ausgewählt wurde, wird unter Vermittlung der Firma HARSHAW-BICRON in Kürze in Düsseldorf stattfinden.

Die klinischen Tests an anderen Kliniken als Düsseldorf dienen im wesentlichen dazu, die Akzeptanz des FADOS-Systems zu ermitteln und Informationen über seine Handhabbarkeit zu gewinnen. Der Einsatz des Systems an anderen Kliniken ohne eine ausreichende einfache Handhabbarkeit kann zu seiner Ablehnung führen, die auch durch eine spätere Komplettierung des Systems kaum revidiert werden kann.

Ein hierfür geeignetes Meßsystem nebst einer Anzahl getesteter Sensoren wird etwa ab Mitte 1996 zur Verfügung stehen.

Die bisherigen klinischen Tests wurden mit einem noch in der Entwicklung befindlichen Meß- und Auswertesystem durchgeführt, das hinsichtlich Handhabbarkeit, Auswertung und Meßwertanzeige so flexibel gestaltet ist, daß notwendige Änderungen von Meßabläufen und Auswerteverfahren mit einem vertretbaren Aufwand erfolgen können. Die notwendige Flexibilität war nur dadurch zu erreichen, daß die zur on-line-Anzeige des Dosiswertes erforderlichen Auswertelgorithmen (Drift- und Fadingkorrektur, Korrektur von Energie- und Temperaturabhängigkeit) off-line entwickelt

wurden. In der Meßwerterfassungs- und Auswertesoftware sind Schnittstellen vorgesehen, die eine Implementierung der off-line entwickelten Auswerteverfahren erlauben. Die vollständige Implementierung dieser Algorithmen in die Auswertesoftware kann sinnvollerweise erst im Laufe der Prototypentwicklung erfolgen, wenn weitere Tests keine grundlegende Änderung der Auswertesoftware mehr erfordern.

6.2. Klinische Test der Dosimetereigenschaften in Phantomen (Test der Gruppe I)

Die Messungen wurden in Phantomen (Wasserbad, PMMA-Aufbauten) bei bekannter Dosisverteilung bzw. in Parallelmessung mit Standarddosimetern (Ionisationskammern, TLD's) durchgeführt. Es wurde die Eignung der FADOS-Dosimetertypen für die wichtigsten Strahlungsquellen der Strahlentherapie (Co60-Photonen, hochenergetische Photonen bis 25 MeV Grenzenergie sowie Elektronen im Energiebereich zwischen 4 und 20 MeV) untersucht. Darüber hinaus wurden in Phantomen die Meßergebnisse der in-vivo-Anwendungen verifiziert.

6.2.1 Dosisanzeige der FADOS-Sensoren in Abhängigkeit von der Eindringtiefe der ionisierenden Strahlung im Phantom

Co60-Quelle:

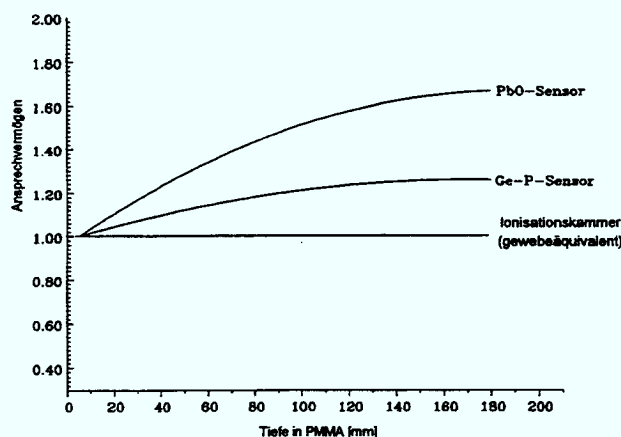


Abb. 6.1: Nachweisempfindlichkeit von PbO- und Ge-P-Sensoren

Die Abb. 6.1 zeigt die Abhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit des FADOS-PbO- und FADOS-Ge-P-Sensors von der Eindringtiefe von Co60-Strahlung in PMMA. Wie man sieht, weicht das Sensorsignal in tieferen Gewebereichen von einer gewebeäquivalenten Anzeige (Messungen mit Ionisationskammer) ab. Aufgrund dieser Ergebnisse wurde der FADOS-"Doppelsensor" entwickelt, der eine gewebeäquivalente Dosisanzeige bei Bestrahlungen mit Co60 ermöglicht.

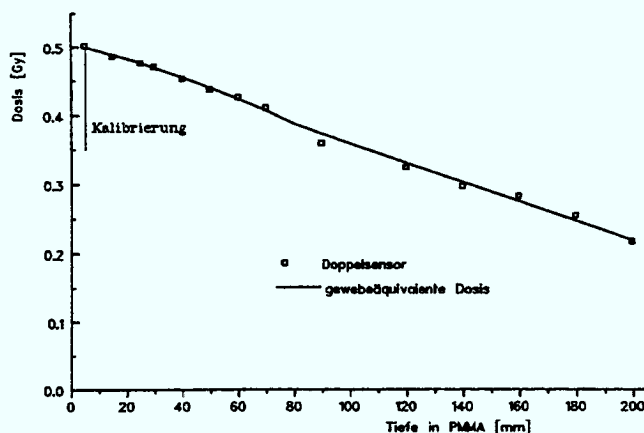


Abb. 6.2: Dosisanzeige des FADOS-Doppelsensors im Vergleich zur Ionisationskammer

Abb. 6.2 zeigt die Dosisanzeige des FADOS-"Doppelsensors" im Vergleich zur gewebeäquivalent messenden Ionisationskammer.

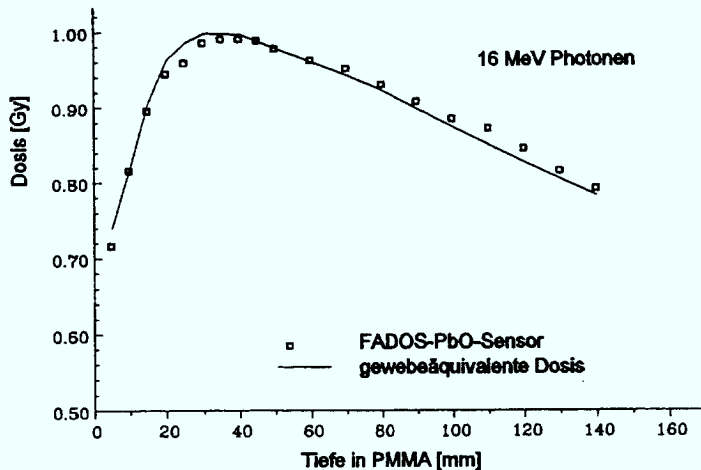


Abb. 6.3: Dosisanzeige des FADOS-PbO-Sensors bei einer Photonenenergie von 16 MeV im Vergleich zur Ionisationskammer

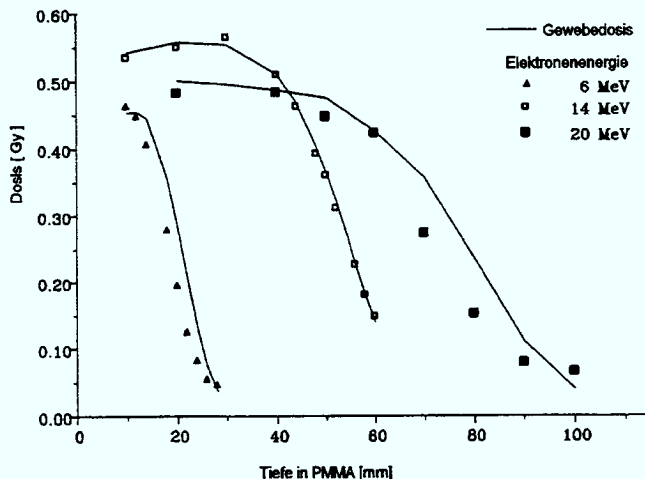


Abb. 6.4: Dosisanzeige des FADOS-PbO-Sensors bei Bestrahlung mit Elektronen unterschiedlicher Energie im Vergleich zur Ionisationskammer

Abb. 6.3 zeigt die Dosisanzeige des FADOS-PbO-Sensors im Vergleich zur Ionisationskammer bei einer Photonenenergie von 16 MeV.

Im Gegensatz zur Dosisanzeige bei Bestrahlung mit Co60 ist bei dieser Photonenenergie die Dosisanzeige des FADOS-PbO-Sensors alleine gewebeäquivalent. Ursache hierfür ist die Tatsache, daß bei diesen Photonenenergien im Medium nur wenig niederenergetische Streustrahlung entsteht im Gegensatz zur Co60-Bestrahlung.

Elektronenbestrahlung:

Abb. 6.4 zeigt die Dosisanzeige des FADOS-PbO-Sensors bei einer Bestrahlung mit 6, 14 und 20 MeV Elektronen. Die Abweichungen der Dosisanzeige von denen der Ionisationskammer können auf abweichende Energie der Elektronenstrahlung bei der Messung mit der Ionisationskammer zurückgeführt werden. Bei der 6 MeV-Bestrahlung ist sowohl die Elektronenenergie, als auch die Positionierungsgenauigkeit der Sensoren und der Ionisationskammer Ursache für die auftretenden Abweichungen. Insgesamt zeigen die Ergebnisse, daß bei Bestrahlungen mit Elektronen die Dosisanzeige des PbO-Sensors gewebeäquivalent ist.

Ein Ergebnis, das sich am Rande der klinischen Tests mit Elektronenstrahlung ergab, ist die Entwicklung eines einfachen Verfahrens zur Bestimmung der Elektronenenergie mit dem FADOS-Dosimetersystem. Dieses Verfahren wurde gemeinsam mit der Uni Düsseldorf entwickelt, verifiziert und zum Patent angemeldet. Da eine routinemäßige Bestimmung der Elektronenenergie bei medizinischen Bestrahlungsanlagen gesetzlich vorgeschrieben ist, wird ein FADOS-Dosimetersystem, das eine solche Option bietet, zur Akzeptanz erheblich beitragen. Zur Zeit erfolgt der Bau eines Labormusters eines solchen Sensors.

Insgesamt zeigen die Ergebnisse der klinischen Tests der Gruppe I, daß der FADOS-PbO-Sensor im Körper des Patienten als gewebeäquivalenter Sensor eingesetzt werden kann, wenn die Bestrahlungen mit Photonen hoher Energie (> 6 MeV) oder mit Elektronen erfolgen. In den technisch hochentwickelten Ländern haben solche Bestrahlungen schon heute die Bestrahlungen mit der Co60-Quelle weitgehend abgelöst.

Werden Bestrahlungen mit Co60 durchgeführt, kann ebenfalls mit dem FADOS-System gemessen werden, in diesen Fällen jedoch mit dem FADOS-"Doppelsensor". Es ist zu erwarten, daß der "Doppelsensor" auch bei Bestrahlungen mit anderen Strahlungsquellen niedriger Photonenenergie (z.B. Iridium) erfolgreich eingesetzt werden kann. Entsprechende Tests sind in Vorbereitung.

6.2.2 Vergleichsmessungen mit TLD's am Alderson Phantom

Als erster Test der Gruppe II erfolgte die Messung der Streustrahlung, die bei einer Gehirntumorstherapie die Augenlinse trifft. Dazu wurde ein FADOS-Sensor, der aus einer GeP-Faser bestand, verwendet. Dabei betrug die Länge der Sensorfaser 570 cm und der Durchmesser der Sensorspule ca. 20 mm. Zur Verifikation dieser in-vivo-Messungen wurden am Alderson Phantom, das eine Nachbildung der Meßanordnung und der Bestrahlungsbedingungen der Patientenbestrahlungen erlaubt, Vergleichsmessungen der Dosisanzeige von FADOS-Sensor und TLD-Sensoren durchgeführt. Die Meßanordnung, die den in-vivo-Messungen entspricht, ist in der Abb. 6.5 schematisch dargestellt. Die Tabelle 6.1 zeigt im Rahmen der angegebenen Meßgenauigkeit eine gute Übereinstimmung zwischen den FADOS- und TLD-Meßwerten. Eine Zusammenfassung der am Phantom erzielten Ergebnisse zeigt Tab. 6.2.

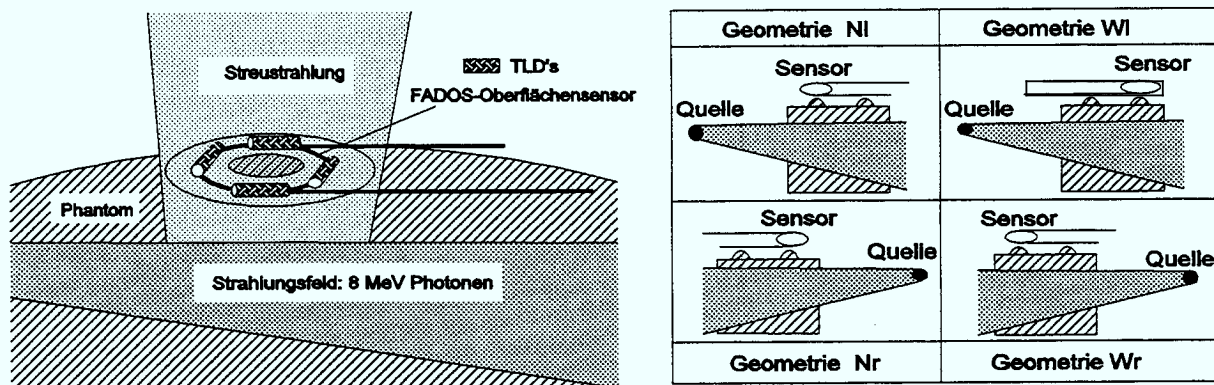


Abb. 6.5: Meß- und Bestrahlungsanordnung zur Verifizierung der Bestimmung der Augenlinsen-Dosis durch Streustrahlung

Nr.	Sensor- typ	Geo- metrie	Dosis [cGy] FADOS	Dosis [cGy] TLD	ΔD [cGy] FADOS/TLD	ΔD [cGy] FADOS	ΔD [cGy] TLD
1	GeP	WI	2,52	2,60	-0,08	0,13	0,54
2	GeP	NI	2,04	2,40	-0,36	0,12	0,33
3	GeP	NI	1,85	2,40	-0,55	0,12	0,41
4	GeP	NI	3,96	3,70	+0,26	0,2	1,20
5	GeP	WI	2,26	2,90	-0,64	0,12	1,00

Tab. 6.1: Dosisanzeigen von FADOS-Sensor und TLD's aufgrund von Streustrahlung

Streustrahlung	Faser ^a	TLD ^b
Dosis [cGy]	2.5	2.8
Bereich [cGy]	1.9 - 4.0	1.9 - 5.9
rel. Dosis [%]	2.5	2.8
a) GeP dotierte Faser b) LiF (TLD 100, Harshaw Chemicals)		

Tab. 6.2: Streustrahlung bei Orbita- Bestrahlung am Phantom

Auffällig ist die große Streuung der TLD-Auswertungen. Es wurden für eine Geometrie mehrere TLD's in der in der Abb. 6.5 dargestellten Anordnung benutzt. Der Meßfehler der FADOS-Messungen beträgt weniger als 10 %. Ursache für die Abweichungen können Ungenauigkeiten bei der Positionierung von TLD's und FADOS-Sensor sein.

6.3 In-vivo-Anwendungen von FADOS-Sensoren (Tests der Gruppe II)

6.3.1 Bestimmung der Dosis der Augenlinse aufgrund von Streustrahlung während der Bestrahlung von Gehirntumoren

Die Abb. 6.6 zeigt die Bestrahlungssituation und die Sensoranordnung während der Bestrahlung von Gehirntumoren sowie beispielhaft die Dosisanzeigen des Sensors für zwei Anwendungen. Die Bestrahlung erfolgt einmal von links (N1) und einmal von rechts (Wr).

Bei diesen Tests wurden 10 Patienten mit 20 Feldern bestrahlt. Die Diagnose war (a) M. Basedow mit Augenbeteiligung (8 Pat.), (b) Aderhautmetastasen bei Mamma-Carcinom (1 Pat.) und Nasopharynx-Ca. (1 Pat.). In allen Fällen wurden 8 MV-Photonen eines Linac (SAD = 1 m) verwendet. Die Bestrahlungstechnik war im einzelnen:

- bilateral opponierende isozentrische $4 \times 4 \text{ cm}^2$ - $4.5 \times 4.5 \text{ cm}^2$ Felder, Zentralstrahl um $1-2^\circ$ nach innen gekippt zur Divergenzkompensation. Die vordere Feldgrenze stimmt mit dem Lidwinkel überein.
- wie a), aber nach ventral verschoben. Die Felder umschließen etwa $2/3$ des Bulbus, lassen aber die Linse frei.
- $10 \times 11 \text{ cm}^2$ bilateral parallel opponierende isozentrische Felder, die den Nasopharynx umfassen. Beide Augen werden durch individuelle Blöcke geschont.

Die bei diesen Anwendungen erzielten Meßergebnisse sind in Tab. 6.3 zusammengestellt. Die geometrische Anordnung entspricht der Notation in Tab. 6.1.

Der maximale Meßfehler ΔD ist bei den einzelnen Messungen jeweils mit angegeben. Bei der überwiegenden Anzahl der Behandlungen wird eine Dosis von 3 cGy nicht überschritten. Dieses wird auch durch die in der Tabelle 6.1 angegebenen Meßwerte bestätigt. In den Fällen, in denen eine höhere Strahlungsbelastung gemessen wurde, war dieses aufgrund der vorgegebenen Bestrahlungssituation zu erwarten.

Nr. Anwendung	Nr. Patient	Dosis [cGy]	ΔD [cGy]	Datum	Geometrie
1	1	3,24	0,33	27.01.94	Nl
2	1	2,79	0,28	27.01.94	Wr
3	2	2,66	0,26	27.01.94	Wr
4	2	2,36	0,24	27.01.94	Nl
5	3	5,39	0,54	15.08.94	Wl
6	3	5,35	0,54	15.08.94	Nr
7	4	1,19	0,24	05.12.94	Wl
8	4	1,75	0,35	05.12.94	Nr
9	5	11,4	1,14	19.12.94	Wl
10	5	21,9	11,00	19.12.94	Nr
11	6	1,02	0,2	20.01.95	Wl
12	6	1,2	0,24	20.01.95	Nr
13	7	2,05	0,17	07.04.95	Wl
14	7	2,20	0,55	07.04.95	Nr
15	8	2,97	0,21	17.05.95	Wr
16	8	2,42	0,24	17.05.95	Nl
17	9	2,87	0,9	30.06.95	Nl
18	9	1,66	0,03	30.06.95	Wr
19	10	1,76	0,35	31.07.95	Wl
20	10	1,81	0,27	31.07.95	Nr

Tab. 6.3: In-vivo-Anwendungen des FADOS-Sensors

Eine Zusammenfassung der Ergebnisse dieser in-vivo-Messungen am Patienten ist in Tab. 6.4 angegeben. Die Streustrahlendosis in Augennähe beträgt etwa 2 % der Zielvolumendosis. Bei 20 Gy werden also nur ca. 0,4 Gy appliziert. Bei der Aderhaut-Metastasen-Bestrahlung liegen die Werte deutlich höher. Bei Bestrahlung des Nasopharynx unter Ausblockung der Augen (Nasopharynx-Ca) entstehen relativ hohe Dosiswerte in der Nähe der Augenlinse infolge der Durchlaßstrahlung von 8-12 %, die bei einer Gesamtdosis im ZV von ca. 70 Gy eine Katharakt verursachen kann.

Als Gesamtergebnis der in-vivo-Bestimmungen der Dosisbelastung der Augenlinse durch Streustrahlung ergibt sich, daß mit diesem FADOS-Dosimetertyp erstmalig ein Sensor zur Verfügung steht, mit dem routinemäßig bei nur geringer Belastung des Patienten durch die Sensorplatzierung die Belastung der Augenlinse on-line überwacht und dokumentiert werden kann.

	Diagnose	Feld [cm ²]	Pat.	Felder	Dosis [cGy]
a	M. Basedow	4x4 / 4.5x4.5	8	16	2.1 (1.0 - 3.2)
b	Uvea-Metastase	4x4	1	2	5.4
c	Nasopharynx-Ca	10x11	1	2	17

Tab. 6.4: Dosis in Augenlinsen-Nähe bei Orbita-Bestrahlung

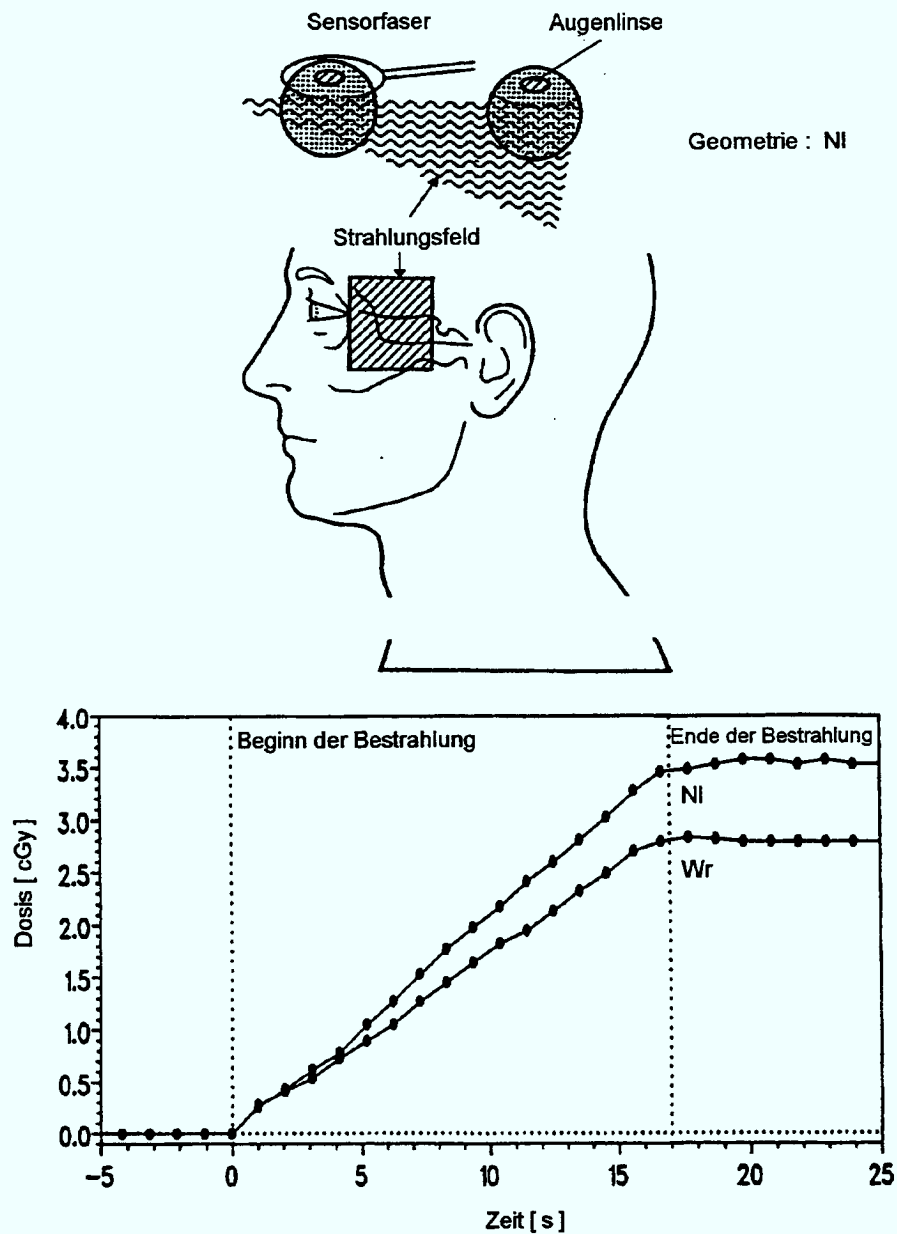


Abb. 6.6: In-vivo-Dosismessung zur Bestimmung der Strahlenbelastung der Augenlinse während der Bestrahlung von Gehirntumoren

6.3.2 In-vivo-Messung der Dosis während der Bestrahlung eines Tumors im Nasen-Rachen-Raum (Ästhesioneuroblastom)

Bei dieser Anwendung wurde ein FADOS-Sensor (Sensorlänge: 25 mm) erstmals in den Körper eines Patienten eingeführt. Der Sensor wurde im Katheter über die Nasenöffnung eingeführt und zwischen dem bestrahlten Tumor und der Hypophyse platziert (Abb. 6.8). Die Lage des Sensors ist durch Röntgenaufnahmen dokumentiert (Abb. 6.7).

Aufgrund der Bestrahlungsplanung, die die Grundlage für die Behandlung darstellt, wurde am Ort des Sensors eine Dosis von 0,59 Gy erwartet. Im unteren Teil von Abb. 6.8 ist die Dosisanzeige des FADOS-Sensors während der Bestrahlung wiedergegeben. Dabei sind die Temperatur- und Energieabhängigkeit des Sensors entsprechend berücksichtigt. Ebenfalls in die Abbildung eingetragen ist eine Messung am Phantom, die mit demselben Sensor nach dem in-vivo-Einsatz unter vergleichbaren Bedingungen durchgeführt wurde. Am Ort des Sensors wurde danach eine um etwa 20 % geringere Dosis gemessen als aufgrund der Bestrahlungsplanung zu erwarten war. Dieser Fehler kann auf Abweichungen in der Positionierung des Sensors relativ zum Strahlungsfeld (der Sensor lag am Rand des Strahlungsfeldes), oder auf Abweichungen der individuellen Patienteneigenschaften von den bei der Bestrahlungsplanung angenommenen zurückgeführt werden. Welche Ursachen tatsächlich für die Abweichung verantwortlich sind, wird z.Z. durch Messungen am Phantom und weitere analoge in-vivo-Einsätze untersucht, die sich z.Z. in der Planung befinden.

Insgesamt zeigen die bisherigen klinischen Tests, daß das FADOS-Dosimetersystem eine lokale on-line-Dosisbestimmung während der Patientenbestrahlung in Bestrahlungssituationen ermöglicht, in denen die bisher zur Verfügung stehenden Dosimeter nicht eingesetzt werden können und entsprechend eine Dosismessung nicht möglich war. Das FADOS-Dosimetersystem wird, falls es bis zur Einsatzreife (Prototyp) entwickelt wird, in vielen Fällen zu einer Optimierung der strahlentherapeutischen Behandlung beitragen und für eine Vielzahl von Patienten eine Erhöhung ihrer Heilungschance ermöglichen.

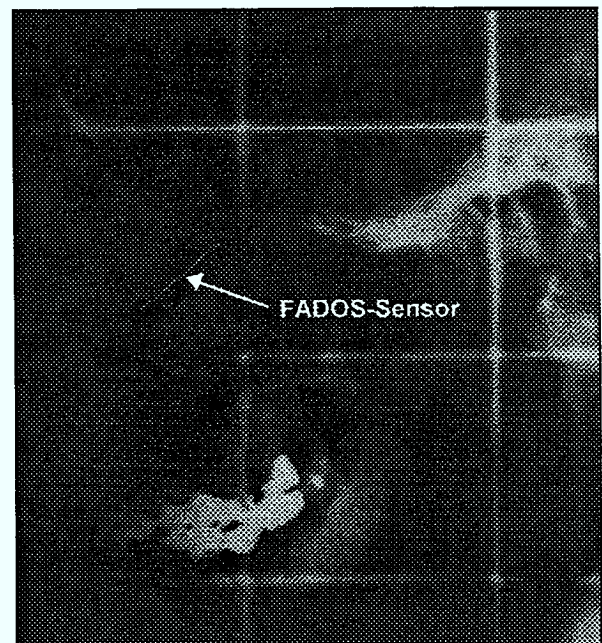
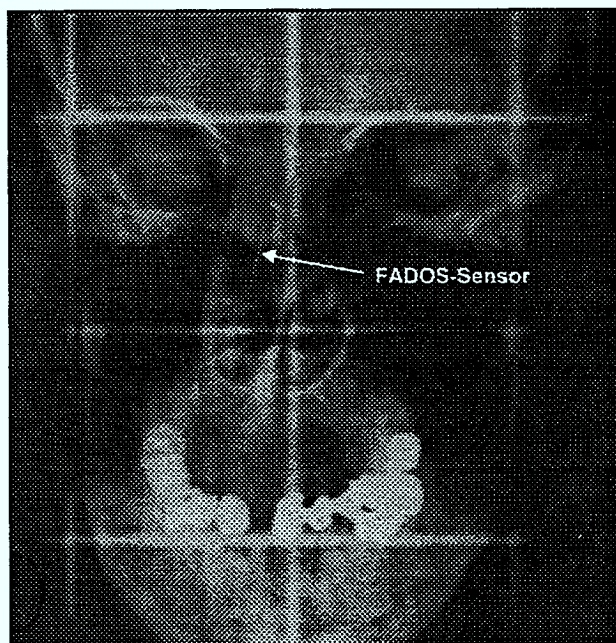


Abb. 6.7: Lage des FADOS-Sensors bei der Bestrahlung eines Ästhesioneuroblastoms (Röntgenaufnahme)

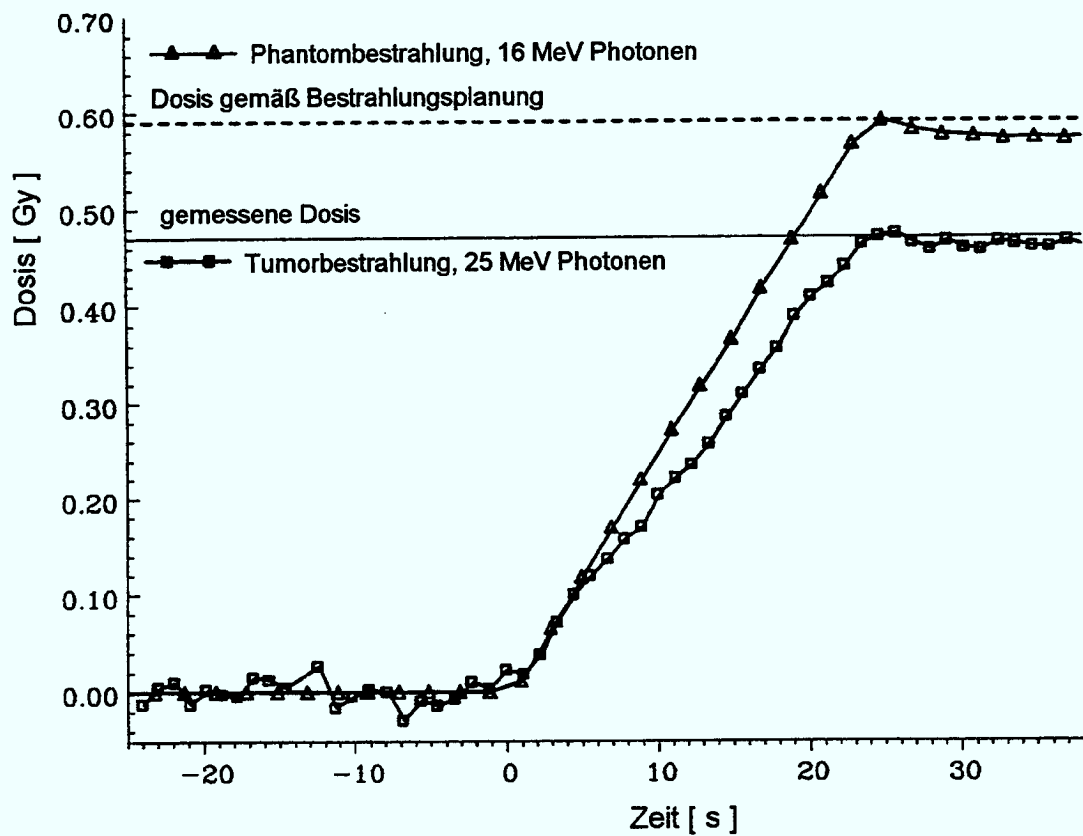
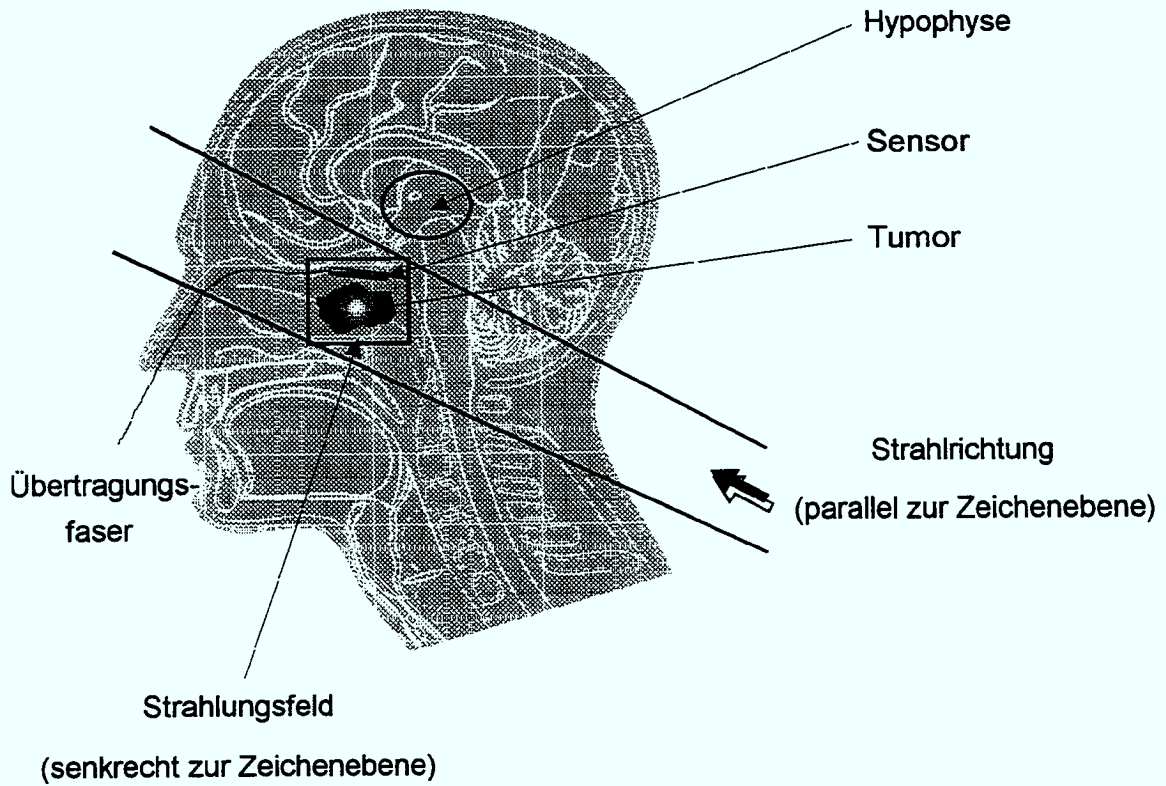


Abb. 6.8: In-vivo-Dosisbestimmung während einer Tumorbestrahlung

6.4 Anhang

6.4.1 Geplante in-vivo-Anwendungen des FADOS-Dosimetersystems

1. Meßreihen zur Dosimetrie in Mundhöhle, Pharynx und Hypopharynx zur Verifikation komplizierter Bestrahlungspläne, insbesondere 3-D-Pläne.
2. Dosimetrie der Dosisverschiebungen durch Fixationshilfen, wie Gesichtsmasken o.ä..
3. Messungen an der Schädelbasis bei Bestrahlung von Nasennebenhöhlen-Tumoren.
Wie ein erster klinischer Test zeigt, läßt sich über einen nasalen Zugang auf wenige Millimeter eine besonders kritische Struktur, die Hypophyse, erreichen.
4. Phantom-Messungen, um die Eignung des FADOS-Dosimetersystems in der Brachytherapie zu untersuchen. Danach soll die interstitielle Afterloading-Therapie mit Ir-192-Drähten mit dem FADOS-Dosimetersystem untersucht werden.
Eine besonders interessante Anwendung könnte neben den klassischen Indikationen (Belastung von Darm und Blase bei Bestrahlung gynäkologischer Tumore) die von Prof. Roth (Düsseldorf) entwickelte low-dose-rate-¹⁹²Ir-Therapie sein. Hierbei bleiben Schläuche, in denen sich die aktiven Iridium-Drähte befinden, über mehrere Stunden bis Tage liegen. Über diesen Schläuchen sollen FADOS-Dosimeter platziert werden. Die sehr komplizierte Dosisberechnung in diesen Fällen, die zudem mit großen Unsicherheiten behaftet ist, ließe sich auf diese Weise erstmals überprüfen.
5. Intraoperative Strahlentherapie (IORT).
In Zusammenarbeit mit anderen Universitätskliniken (Aachen oder Essen) soll die Dosis an kritischen Organen gemessen werden. Bei der IORT wird intraoperativ am geöffneten Patienten bestrahlt. Das erfolgt i.d.R. nur einmal mit einer entsprechend hohen Dosis. Hier ist eine on-line-Dosimetrie besonders wichtig, um eine Korrektur der Bestrahlungsfelder zu ermöglichen. Das Dosimeter wird im Operationssaal an den gefährdeten Stellen implantiert, evtl. auch im Tumor.
6. Intratumorale Platzierung eines Dosimeters nach perkutaner Punktion eines Tumors.
Das heißt, man wird über dieselbe Kanüle, über die eine Gewebeprobe - beispielsweise eines Bronchialcarcinoms - gewonnen wird, das FADOS-Dosimetersystem für die Dauer der Bestrahlungen platzieren.
7. Im Rahmen der "Radio-Chirurgie" am Gehirn kann das FADOS-Dosimeter über den Bohrkanal der stereotaktischen Biopsie in das Hirn eingeführt werden. Die hochpräzise, auf wenige Millimeter genau Dosis-Applikation würde so erstmals nachprüfbar.
8. Intrakorporale Dosismessungen über Angiographie-Katheter.
Diese sehr aufwendige Anwendung soll erst nach umfangreicheren Erfahrungen mit dem FADOS-Dosimetersystem in Angriff genommen werden. Sie erschließt mittels etablierter angiographischer Prozeduren z.B. die Nähe des Rückenmarks, das Hirn im Bereich der großen Hirnarterien, Herz, Aorta, etc.
9. Terminplan
 - Test an der Klinik für Strahlentherapie in Düsseldorf 1995 - 1998.
 - In der zweiten Hälfte 1996 Tests an einer weiteren deutschen Klinik, geplant an der Klinik für Strahlentherapie in Heidelberg (Prof. Wannenmacher);
Dauer ca. 3 - 6 Monate.
 - Weitere Tests in Essen oder Aachen voraussichtlich ab Ende 1996.

7. Ausblick

7.1 FADOS-Prototypentwicklung

Auf der Basis der im Bericht dargestellten Ergebnisse wird in Zusammenarbeit mit der Industrie die Weiterentwicklung des FADOS-Systems zum Prototyp stattfinden. Aus den Ergebnissen des Verbundprojekts ergibt sich, daß die Prototypentwicklung, die von der Industrie durchgeführt wird, noch durch Forschungs- und Entwicklungsarbeiten am Systemdesign und im Grundlagenbereich begleitet werden muß, die von der KFA durchgeführt werden müssen. Es zeichnen sich folgende Schwerpunkte ab:

- Redesign des Systems auf der Basis einer gemeinsam mit dem Industriepartner ProCom durchgeführten Analyse des Entwicklungsstands des FADOS-Systems
- Experimentelle Untersuchungen der Sensormaterialien und Bestimmung der Parameter für die Dosisbestimmung
- Optimierung der entwickelten Auswerteverfahren
- Optimierung des Sensordesigns und der Aufbau- und Verbindungstechnik
- Wissenschaftliche Unterstützung der klinischen Tests
- Entwicklung von Ausheilverfahren für die faseroptischen Dosimeter

7.1.1 Systemdesign und Systemoptimierung

Aus den bisher vorliegenden Tests (Messungen im Labor, klinische Tests) des Funktionsmusters des FADOS-Dosimetersystems ergeben sich Änderungen am Systemdesign für die FADOS-Prototypentwicklung. Das erforderliche Redesign des Systems wird nach einer eingehenden Analyse der bisherigen Testergebnisse und der Schwachpunkte des Funktionsmusters erfolgen. Die Analyse und das Redesign des Systems kann nur von ProCom und der KFA gemeinsam durchgeführt werden. Es können dabei weitere Arbeiten erforderlich werden, die sich aus der Systemanalyse ergeben.

Schwerpunkte des System-Redesigns werden sein

- die Erhöhung der Nachweisempfindlichkeit und der Stabilität des optischen Sende- und Empfangsmoduls sowie der faseroptischen Übertragungsstrecke
- die Optimierung der Meßsicherheit und Handhabbarkeit des Systems
- die Erhöhung der Nachweisempfindlichkeit und Meßsicherheit des Ge-P-Sensors

Nicht unmittelbar der Prototypentwicklung zugeordnet und bisher nicht vorgesehen, aber eine konsequente und interessante Weiterentwicklung des Systems, kann die Integration eines Temperatursensors in das Meßsystem darstellen. Mit einer solchen Weiterentwicklung wird einerseits eine Erhöhung der Meßsicherheit durch eine von dem Strahlungssensor unabhängige Temperaturbestimmung erreicht, andererseits wird die Temperatur des bestrahlten Gewebes während der Bestrahlung als Meßgröße verfügbar. Diese ist insbesondere bei gleichzeitiger Strahlentherapie- und Hyperthermiebehandlung ein weiterer großer Schritt in der Kontrolle der Behandlung.

7.1.2. Bestimmung der Auswerteparameter, Auswerteverfahren, Systemtests

Für die Prototypentwicklung des Dosimetersystems müssen die im Rahmen des FADOS-Projekts durchgeführten Arbeiten zur Charakterisierung der Sensoreigenschaften fortgeführt, überprüft und ergänzt werden. Teilweise müssen Untersuchungen, die bereits im FADOS-Projekt parallel zur

Geräteentwicklung durchgeführt wurden, aufgrund der Modifikationen an Lichtquellen des Auswertesystems wiederholt werden (z.B. Temperaturabhängigkeit des PbO-Sensors). Das Ergebnis dieser Untersuchungen wird die Bestimmung der Auswerteparameter (Temperaturabhängigkeit, Energieabhängigkeit, Relaxationsparameter) sein, die in die Auswertealgorithmen eingehen.

7.1.3 Optimierung und Weiterentwicklung von Verfahren zur gewebeäquivalenten Dosisanzeige

Die bisher entwickelten Auswerteverfahren müssen auf der Basis der vorliegenden Ergebnisse modifiziert und vereinfacht werden und aufgrund der im Rahmen der Prototypentwicklung bestimmten Auswerteparameter ergänzt werden. Ansätze zur vereinfachten Fadingkorrektur und optimierten Dosisbestimmung müssen überprüft und an den vorhandenen und den im Zuge der Prototypentwicklung ermittelten Meßdaten getestet werden. Weiteres Ziel der Entwicklung der Auswerteverfahren, ist die systeminterne Korrektur der Abhängigkeit des Meßsignals von der Sensortemperatur ohne Eingabe der Temperatur durch den Anwender.

7.1.4. Unterstützung der klinischen Tests

Solange die Entwicklung des Prototyps des Sensors nicht soweit fortgeschritten ist, daß IMECH größere Stückzahlen (Kleinserienfertigung) des Sensors bauen kann, müssen die für die klinischen Tests benötigten Sensoren von der KFA unter Mitarbeit von IMECH zur Verfügung gestellt werden. Die Unterstützung der klinischen Test in der ersten Projekthälfte umfaßt auch die Einweisung der Anwender in den Kliniken. Wesentliche Aufgaben sind hierbei die Einführung der Anwender in die physikalischen Meßprinzipien und die Diskussion der Anwendungsbereiche (gemeinsam mit der Klinik für Strahlentherapie der Universität Düsseldorf). Eine weitere Aufgabe ist die Dokumentation, Auswertung und Analyse der klinischen Tests während der Prototypentwicklung.

7.1.5 Optimierung des Sensordesigns und der Aufbau- und Verbindungstechnik

Schwerpunkte in diesem Bereich sind die Unterstützung der Arbeiten des Industriepartners IMECH bei der Optimierung des Sensoraufbaus und der Sensorfertigung sowie die Erhöhung der Nachweisempfindlichkeit und der Meßsicherheit für den Ge-P-Sensor.

7.1.6. Entwicklung von Ausheilverfahren zur Regeneration von Sensoren

Die Ergebnisse des FADOS-Projekts zur Aufbau- und Verbindungstechnik und zur Sensorkalibrierung lassen erwarten, daß der Einsatz des Dosimeters kostengünstiger wird, wenn die Sensoren wiederverwendet werden können, nachdem sie ihre maximale Dosisbelastung erreicht haben. Hierzu können optische bzw. thermische "Ausheilverfahren" eingesetzt werden, mit denen durch Anregung der in den Fehlstellen des Sensormaterials eingefangenen Elektronen die strahlungsinduzierte Dämpfung beseitigt wird. Neben dem Vorteil der Wiederverwendung des Sensors ist zu erwarten, daß diese Verfahren zu einer Verbesserung der Reproduzierbarkeit und zu einer Vereinfachung der Sensorhandhabung führen.

Zur Entwicklung dieser Verfahren werden die Sensoren mehrmals bis zur maximalen Dosisbelastung bestrahlt und regeneriert. Untersucht werden thermische und optische Verfahren zur Relaxation der strahlungsinduzierten Farbzentren. Auf der Basis dieser Grundlagenuntersuchungen wird das Verfahren ausgewählt, das für den Einsatz im Dosimetersystem geeignet ist.

Ziel dieser Arbeiten ist der Bau eines Labormusters, das in das Meßsystem integrierbar ist.

7.2 Multipath-Cavity

Die Materialuntersuchungen haben gezeigt, daß eine hohe Empfindlichkeit der Lichtwellenleiter gegenüber ionisierender Strahlung und eine gewebeäquivalente Dosisanzeige konkurrierende Ziele sind. Das Problem könnte dadurch gelöst werden, daß man die Länge der strahlungsempfindlichen Faser vergrößert. Dadurch erniedrigt sich allerdings die Ortsauflösung des Sensors.

Ein anderer Ansatz ist der der sogenannten Multipath-Cavity (MPC), deren Prinzip einem Laserresonator ähnelt und den Lichtweg in der strahlungsempfindlichen Faser verlängert. Der Aufbau ist in Abb. 7.1 dargestellt:

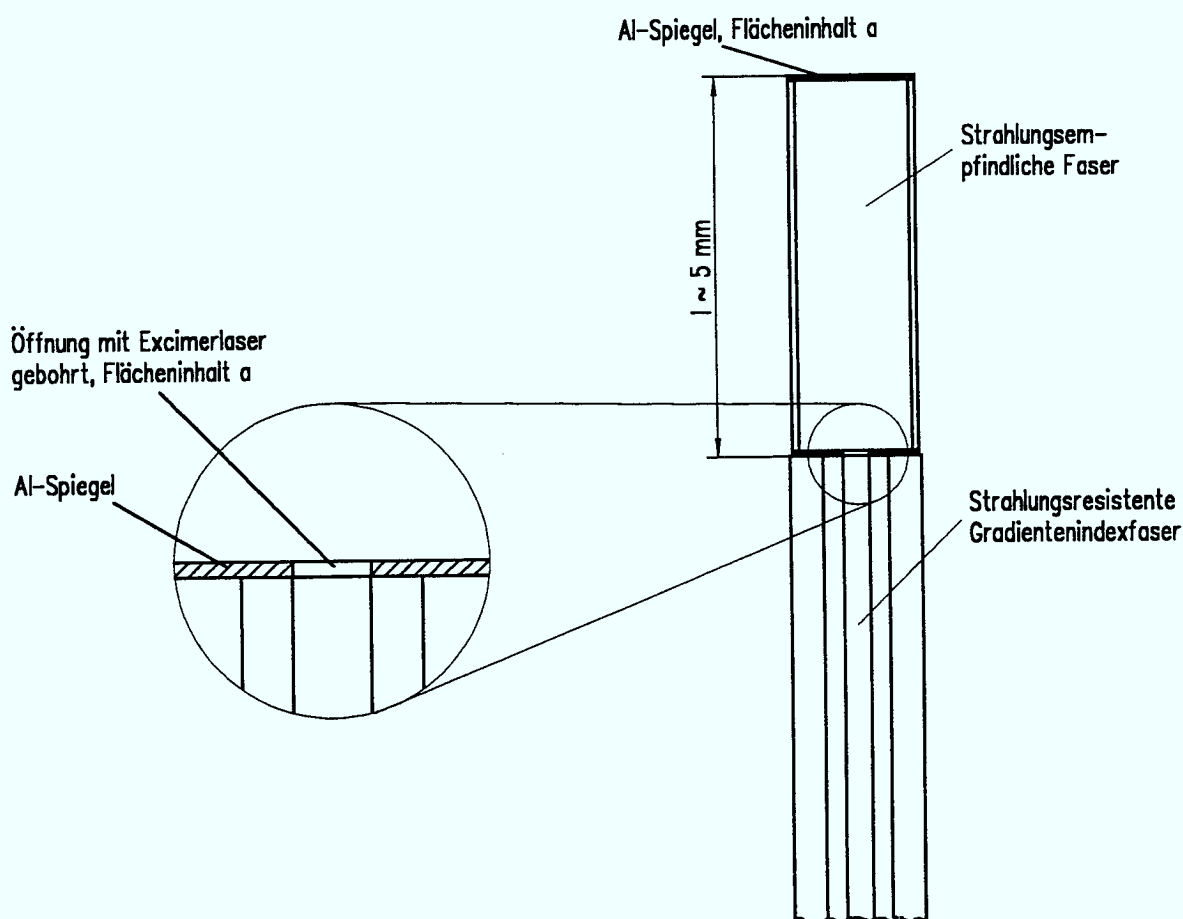


Abb. 7.1: Aufbau der Multipath-Cavity

Es wird eine strahlungsempfindliche Faser der Länge l zugrunde gelegt, die einen Querschnitt a_1 hat, an beiden Enden verspiegelt ist (Reflektivität r) und an einer Stirnseite eine Aussparung mit dem Flächeninhalt a_2 hat, um eine strahlungsresistente Faser ankoppeln zu können. Das eingestrahlte Licht durchläuft die Cavity und wird am anderen Ende reflektiert. Davon wird nach dem Rücklauf ein Teil in die Faser durch die Fläche a_2 ausgekoppelt, der Rest wird wieder reflektiert.

Die Intensität I der ausgekoppelten Strahlung ist

$$(7.1) \quad I = I_0 \cdot \eta$$

Der Faktor η ist ein Maß für die Effektivität der Cavity, I_0 die eingekoppelte Intensität. η errechnet sich aus folgender Formel:

$$(7.2) \quad \eta = \frac{a \cdot r \cdot 10^{\frac{-2\alpha l}{10 \text{ dB}}}}{1 - \left[(1 - a) r^2 \cdot 10^{\frac{-2\alpha l}{10 \text{ dB}}} \right]}$$

mit $a = \frac{a_2}{a_1}$

r : Reflektivität der Verspiegelung der Cavity
 l : Länge der Cavity in cm
 α : Dämpfung der Faser in dB/cm

Der Term $(1-a)$ stellt den Anteil der Strahlung dar, der pro Zyklus nicht ausgekoppelt wird. Je kleiner die Fläche der angekoppelten Faser ist, desto größer ist dieser Anteil. Wird diese Fläche klein, so ergibt sich rechnerisch ein hoher Wirkungsgrad der Anordnung, da die Wechselwirkungsstrecke sehr lang ist.

Führt man mit Hilfe einer Computersimulation diese Berechnung für verschiedene Flächenverhältnisse a durch, so erhält man das in Abb. 7.2 dargestellte Ergebnis. Die Abbildung zeigt eine simulierte Bestrahlung mit folgenden Parametern:

Faserempfindlichkeit: $0,06 \text{ dB cm}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$;
 Fasergrunddämpfung: $0,1 \text{ dB cm}^{-1}$;
 Diese Werte gelten für die derzeit verwendete PbO-Faser bei $\lambda=450\text{nm}$.

Dosisrate: $0,0235 \text{ Gy s}^{-1}$
 Cavity-Länge: 5 mm
 Reflektivität 99% .

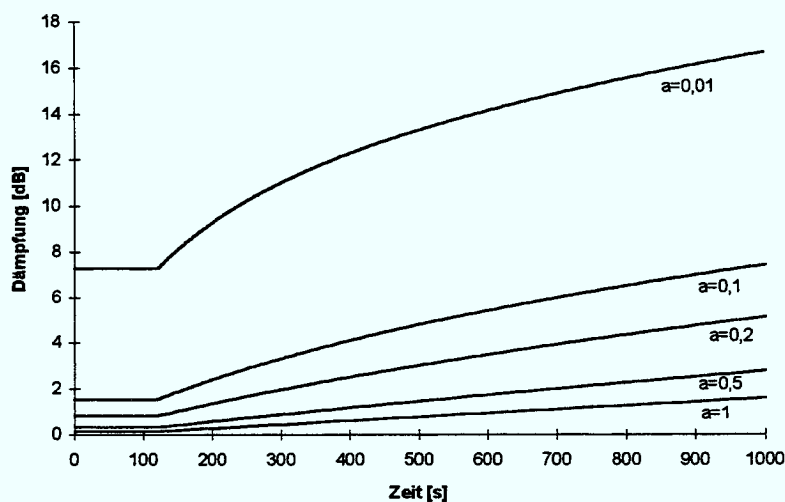


Abb. 7.2: Simulation verschiedener Multipath-Cavities

Der simulierte Bestrahlungsstart erfolgte nach 120 Sekunden. Die unterste Kurve zeigt das Verhalten eines Sensors mit $a=1$, d.h. einen PbO-Sensor einfacher Bauart. Für kleiner werdendes a (MPC) vergrößert sich die Sensorgrunddämpfung. Die Nachweisempfindlichkeit steigt ebenfalls stark an.

Die effektive Empfindlichkeit liegt im Falle von $a=1$ bei $0,14 \text{ dB cm}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$, mit $a=0,1$ bei $0,56$ und mit $a=0,01$ bei $0,9 \text{ dB cm}^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ (gemittelt über 880 Sekunden). Zu Beginn der Bestrahlung sind die Empfindlichkeiten noch höher.

In der praktischen Anwendung ist es nicht sinnvoll, immer kleinere Flächenverhältnisse a_2/a_1 zu wählen. Die Nachweisempfindlichkeit wird zwar größer, die absolute Intensität des ausgekoppelten Lichts wird jedoch kleiner, bis es nicht mehr mit ausreichender Genauigkeit detektiert werden kann. Ein weiteres Problem ist die Nichtlinearität des Signals wie Abb. 7.2 zeigt. Wird die Dämpfung des Systems zu hoch, sei es durch starke Bestrahlung, hohe Fasergrunddämpfung oder kleines Flächenverhältnis a_2/a_1 , nimmt die Nachweisempfindlichkeit ab. Bei einem Sensor, der bereits zuvor bestrahlt worden war, muß die Vorgeschichte bekannt sein, da sonst keine Aussage gemacht werden kann, ob die Nachweisempfindlichkeit noch dem vorderen Teil der Kurve entsprechend ihren Anfangswert hat, oder bereits abnimmt.

Im Rahmen des Verbundprojekts wurden erste Versuche mit einer MPC durchgeführt. Die Öffnung in der reflektiven Aluminiumschicht zur Ankopplung der strahlungsempfindlichen Faser wurde mit einem Excimerlaser erzeugt. Die Schwierigkeit besteht im mikromechanischen Aufbau des Sensors. Die Ankopplung muß sehr präzise erfolgen, um Lecks zu vermeiden, die die Effektivität des Sensors verringern. Für diese Zwecke wurden V-Nuten anisotrop in Silizium geätzt, um die Fasern gegeneinander exakt positionieren und verkleben zu können.

Die Messungen unterstützten die theoretischen Überlegungen. Es zeigte sich jedoch, daß die Reflektivität der Aluminiumspiegelschichten für den Einsatz bei der MPC zu gering sind. Als Alternative bieten sich dielektrische Spiegelschichten an.

Die Multipathcavity ist für folgende Fälle sinnvoll einsetzbar:

- Messung kleiner Dämpfungsänderungen
- geringe Faserempfindlichkeit gegenüber ionisierender Strahlung
- geringe Sensorlänge und damit verbundene hohe Ortsauflösung

Entscheidend ist, daß die Systemdämpfung nicht zu groß wird, sei es durch Bestrahlung, durch die vorhandene Grunddämpfung, oder durch zu große Faserlänge. Andernfalls ist die Dynamik des Systems eingeschränkt.

7.3 (Bio)chemisches Dosimeter - (bio)chemische Materialien für faseroptische Dosimeter-Entwicklungen

In der Fachliteratur findet man eine große Vielfalt Arbeiten, die sich mit der Wirkung ionisierender Strahlung auf (bio)chemische Verbindungen bzw. auf Reaktions-Systeme unterschiedlicher Komplexität befassen, und zwar auf

- zellulärer,
- cytotogenetischer und
- makro- bzw. niedermolekularer

Strukturebene (vgl. Übersichtsliteratur, z.B. /1/ bis /4/).

Insbesondere die Anwendung (bio)chemischer Materialien als strahlungssensitiver Bestandteil von Dosimetern verspricht in Kombination mit entsprechenden Meßprinzipien, wie ESR, calorischer,

elektrischer, spektrophotometrischer Detektion, z.B. beim faseroptischen Dosimeterprinzip, am ehesten sog. gewebeäquivalente Dosiswerte.

Die Wirkung ionisierender Strahlung auf Humangewebe, d.h. auf Bestandteile der Zelle, erfolgt direkt, wenn die Strahlung unmittelbar auf sensitive Makromoleküle (Biomoleküle) trifft, oder indirekt, indem im Zellinnern durch Wasser-Radiolyse und/oder aus O_2 -Molekülen Elektronen bzw. Radikalspezies freigesetzt werden, die ihrerseits bei sensitiven Molekülen Radikalreaktionen induzieren. Das Ausmaß der Wirkung hängt von der Menge an zugeführter Energie der Strahlendosis und der Strahlungsart ab.

7.3.1 Chemische Grundlagen des gewebeäquivalenten Reaktionsverhaltens und strahlungssensitiver (bio)chemischer Materialien für Dosimeter

Die Maßzahl für gewebeäquivalente Materialien ist ihre effektive Ordnungszahl Z_{eff} wie im Kapitel 3.2 dargelegt wurde. Tab. 7.1 zeigt Z_{eff} -Werte für einige Materialzusammensetzungen.

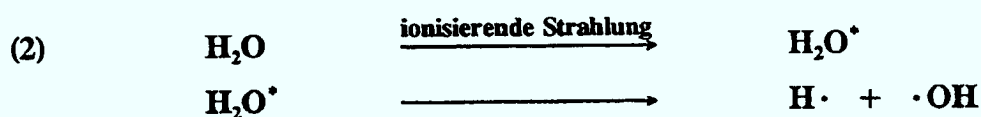
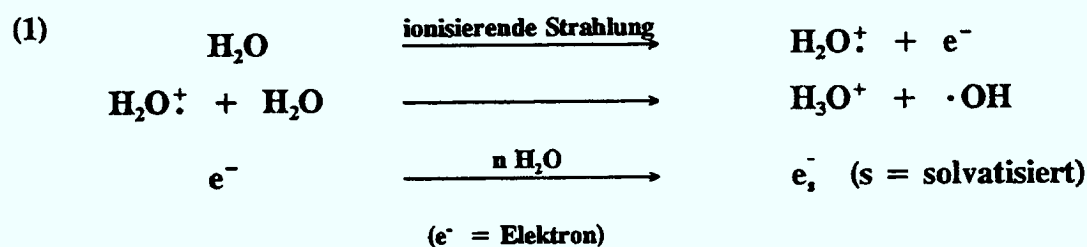
Das folgende Reaktionsschema zeigt die durch Strahlung induzierte Bildung von sog. "Wasser-Radikalen" bzw. von instabilen Reaktionsprodukten und den " O_2 -Effekt". Die hochreaktiven Spezies sind Ursprung des gewebeäquivalenten Reaktionsverhaltens bzw. die Ursache der Radikal-Folgereaktionen (vom Redoxotyp) mit Verbindungen, "RH", verschiedenster Strukturen und Molekülgrößen, z.B. mit makro- und niedermolekularen Bestandteilen der Zelle (vgl. Z_{eff} -Werte von Wasser, Luft, Fettgewebe und Muskel, siehe Tab. 7.1). Das Schema symbolisiert zugleich auch die Grundreaktionen (bio)chemischer Dosimeter-Materialien, wenn "RH" für die Ausgangsstruktur einer (Strahlungs-) "Indikatorreaktion" steht, die es nach einem geeigneten Meßprinzip zu vermessen gilt.

Material	Dichte (g/cm ³)	Zusammensetzung (Massengehalt in %)	Z_{eff} (für $(n-1) = 3,5$)
Wasser	0,9982	H(11,19) O(88,81)	7,52 (20°C)
Luft (20°C, 101,3 kPa)	1,204 E ⁻³	N(75,5) O(23,2) Ar(1,3)	7,78
Fettgewebe	0,92	H(11,95) C(63,72) N(0,797) O(23,23) Na(0,05) Mg(0,002) P(0,016) S(0,073) Cl(0,119) K(0,032) Ca(0,002) Fe(0,002) Zn(0,002)	6,93
Muskel	1,04	H(10,2) C(12,3) N(3,5) O(72,9) Na(0,08) Mg(0,02) P(0,2) S(0,5) K(0,3)	7,63
Paraffin (C ₂₅ H ₅₂)	0,88	H(14,86) C(85,14)	5,51
Polyethylen (fett- äquivalent) (CH ₂)	0,92	H(14,37) C(85,63)	5,53
PMMA (Plexiglas) (C ₅ H ₈ O ₂)	1,18	H(8,05) C(59,99) O(31,96)	6,56

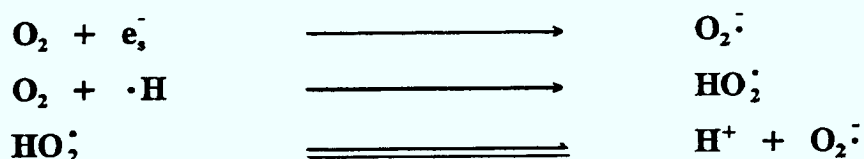
Tab. 7.1: Schätzwert-Beispiele für Z_{eff} bzw. für die Zusammensetzung gewebeäquivalenter Materialien

Wasser-Radiolyse: Radikale durch ionisierende Strahlenwirkung auf H₂O

Reaktionsvarianten:

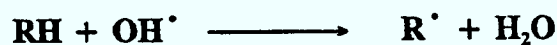


O₂-Effekt: Superoxid-Radikale durch Folgereaktionen mit O₂

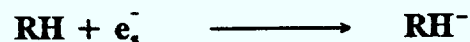


Schema: Radikal-Reaktionen sensibler Verbindungen "RH"

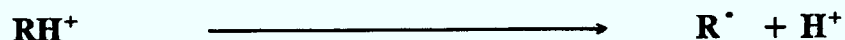
(1) mit "Wasser-Radikalen", z.B. OH· oder H·



und/oder



(2) direkt induziert durch ionisierende Strahlung



7.3.2 Ausgewählte Reaktionsansätze im Hinblick auf (bio)chemische Dosimeter-Materialien

Indirekte und direkte Radikalreaktionen von DNA-Strukturen - den Trägern des Erbgutes - in der Zelle sind besonders folgeschwer. Deshalb gibt es zahlreiche Arbeiten, die Anwendungsmöglichkeiten von DNA-Modellstrukturen als strahlungssensitive Dosimeter-Materialien in Kombination mit optischen bzw. abbildenden Meßprinzipien zum Ziel haben (siehe z.B. bei /5/ bis /8/). Obwohl umfangreiche Grundlagen-Erkenntnisse über entsprechende Reaktionsdaten in der Literatur vorliegen, ist ein Durchbruch auf diesem Gebiet jedoch noch nicht zu verzeichnen. Aus den zahlreich bekannten Reaktionsdaten ist im folgenden eine Beispielauswahl aufgeführt.

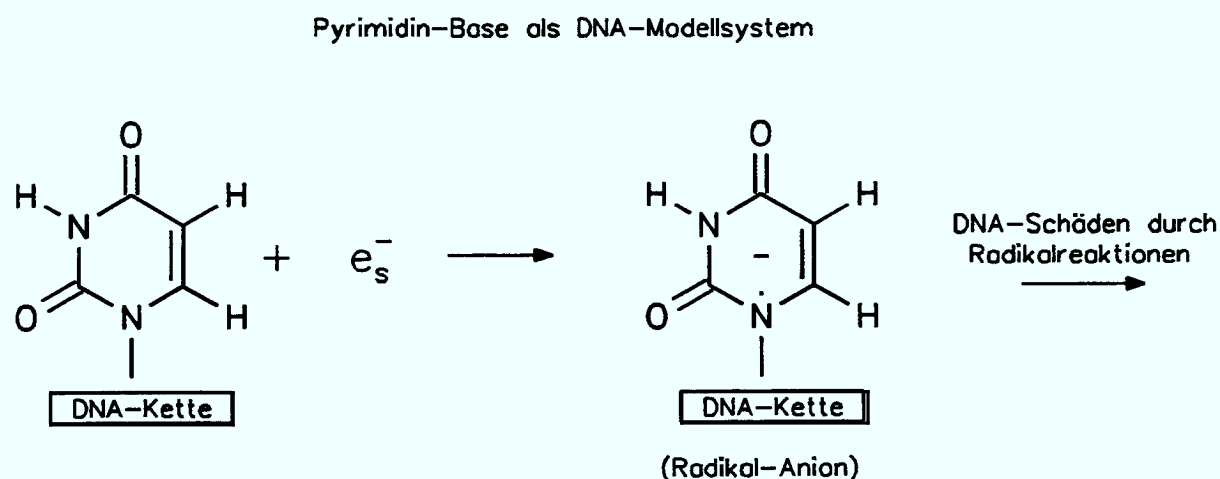


Abb. 7.3: Beispiel einer strahlungsinduzierten Folgereaktion mit DNA-Ketten

Substrate	Reaktive Spezies aus der Wasser-Radiolyse		
	e_s^-	$HO^\cdot$	$H^\cdot$
Adenin	$9 \cdot 10^9$	$5 \cdot 10^9$	10^8
Thymin	$1,7 \cdot 10^{10}$	$5 \cdot 10^9$	$5 \cdot 10^8$
Uracil	$9 \cdot 10^9$	$6 \cdot 10^9$	$3 \cdot 10^8$
Cytosin	$1,3 \cdot 10^{10}$	$4,5 \cdot 10^9$	10^8
Guanin	$1,3 \cdot 10^{10}$	$9 \cdot 10^9$	-
DNA	$1,4 \cdot 10^8$	$6 \cdot 10^8$	$5 \cdot 10^7$
Poly(A)	$2,5 \cdot 10^8$	$3,8 \cdot 10^8$	-
Poly(U)	$7,5 \cdot 10^8$	$1,3 \cdot 10^9$	$3,8 \cdot 10^8$

Tab. 7.2: Geschwindigkeitskonstanten "k" ($\text{dm}^3 \cdot \text{Mol}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1}$) der Reaktionen von e_s^- , $HO^\cdot$ und $H^\cdot$ mit DNA-Bausteinen bzw. der DNA-Kette und mit Modellverbindungen^{*)}

^{*)} vgl. in Übersichtsliteratur, z.B. /2/; Poly(A) = Polyadenylsäure; Poly(U) = Polyuridylsäure

Die tabellierten k-Werte sind Ausdruck einer hohen Reaktivität der Radikalspezies. Ihre Vermessung mittels empfindlicher Meßprinzipien und unter den hohen Anforderungen bei in-vivo-Bedingungen, z.B. bei einem hohen Miniaturisierungsgrad usw., konnte bisher noch nicht gelöst werden. Weitere umfangreiche Erkenntnisse über Reaktionen durch ionisierende Strahlung sind bei einer großen Verbindungs-Vielfalt ("RH") in der Fachliteratur dokumentiert. Im folgenden sind einige Beispiele aus verschiedenen Verbindungsklassen aufgeführt.

Substrat-Beispiel	k (dm ³ ·Mol ⁻¹ ·sec ⁻¹) bei Radikalspezies	
	HO ₂ [·]	O ₂ ⁻
Cu-Ionen	10 ⁸ ... 10 ⁹	10 ⁹ ... 10 ¹⁰
α-Tocopherol (85 % Äthanol)	2 · 10 ⁵	< 6
Adrenalin	1,9 · 10 ⁴	2,3 · 10 ⁷
Ascorbinsäure	1,6 · 10 ⁴	10 ⁴ ... 10 ⁶
Linolensäure	1,7 · 10 ³	-
L-Cystein	≤ 601	< 15
Cu/Zn-Superoxid-Dismutase	-	2,4 · 10 ⁹
p-Benzochinon	-	10 ⁹
Fe(II/III)-Chelate	-	10 ⁷ ... 10 ⁹
Peroxidase (Comp. II)	-	10 ⁹

Tab. 7.3: Beispiele für Geschwindigkeitskonstanten "k" der Reaktion von "Wasser"- bzw. O₂-Radikalspezies mit ausgewählten (bio)chemischen Redox-Substraten^{*)}

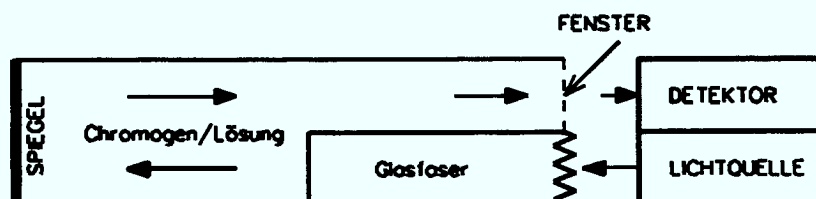
^{*)} Beispiele aus einer großen Verbindungs-Vielfalt, vgl. in Übersichtsliteratur, z.B. /2/.

Untersuchungen, die sich mit der Einsatzmöglichkeit strahlungssensitiver Verbindungen verschiedenster Strukturen bzw. Komplexizität als Dosimeter-Material befassen, sind aus der Fachliteratur zahlreich bekannt. Entsprechende Mikrosensoren auf (bio)chemischer Materialbasis haben bisher jedoch nicht den Reifegrad, um in der medizinischen in-vivo-Dosimetrie angewendet zu werden.

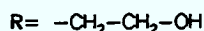
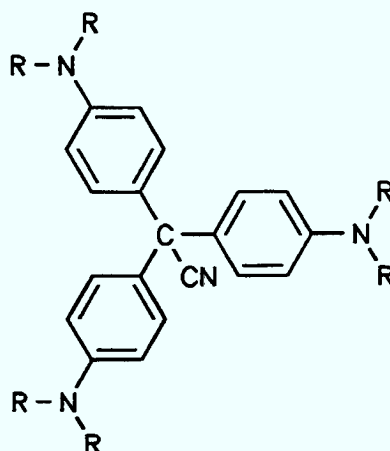
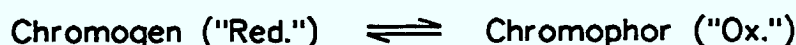
Eine Reihe von Untersuchungsansätzen in der Literatur zeigen interessante Möglichkeiten der Entwicklung (bio)chemischer Dosimeter-Materialien auf, z.B.

- die Nutzungsmöglichkeit der Änderung epidermaler "nicht-spezifischer Esterase"-Enzymaktivität durch ionisierende Strahlung /9/;
- die Anwendungsmöglichkeit der Enzym-Inaktivierung, insbesondere bei redoxaktiven Enzymen, wie Dehydrogenasen, z.B. Malat-Dehydrogenase, /10/ oder Metallo-Enzymen /11/, z.B. Peroxidase (vgl. k-Wert in der o.a. Tab.), durch ionisierende Strahlung;
- gewebeäquivalentes Medium für magnetische Resonanz-Bildauswertung von ionisierender Strahlungs-Dosis-Verteilung bzw. optischen Trübungsmessungen ausgehend von einem Material (Plexiglas-ähnlich, vgl. Z_{eff}-Werte in Tab. unter 7.1) bestehend aus Agarose-Gel/Acrylamid/N,N'-Methylen-bis-acrylamid /12/ (Effekt: Trübung des Materials mit zunehmender Dosis, bedingt durch radikalisch induzierte Polymerisation bzw. Vernetzung).

Es gibt auch Untersuchungsergebnisse auf dem Gebiet sog. radiochromer Verbindungen, die, wie in der folgenden Schema-Darstellung gezeigt, in der faseroptischen Dosimeter-Entwicklung eingesetzt wurden /13/.



Redox-Reaktion:



Hexahydroxyäthyl-p-rosanilin-cyanid

Abb. 7.4: Faseroptisches Dosimeter auf radiochromer Farbstoffbasis /13/

Desweiteren sind frühere Untersuchungen über sog. chemische Dosimeter bekannt, z.B. solche auf der Grundlage von Verbindungsgemischen aus 4,4'(5-Chloro-2-theniliden) bis N,N'-dimethylanilin und als "Mohrsches Salz" bezeichnete Fe(II/III)-Lösungen (vgl. k-Wert für Fe(II/III)-Chelate in der o.a. Tab.) /14/.

In wieweit derartige Verbindungen bei faseroptischen Dosimeter-Entwicklungen für die medizinische in-vivo-Anwendung geeignet sind, ist bisher nicht bekannt geworden.

Im Rahmen des FADOS-Projektes waren grundlegende Vorarbeiten zur Entwicklung (bio)chemischer Materialien für den faseroptischen Dosimeter-Einsatz vorgesehen. Dabei wurde die Absicht verfolgt, ausgehend von (bio)chemischem Sensor-know how, eine aussichtsreiche Basis für entsprechende Dosimeter-Weiterentwicklungen zu schaffen. Wegen der Komplexität dieses Themenkreises und der Kürze der zur Verfügung stehenden Zeit konnten jedoch nur erste Überlegungen durchgeführt werden. Diese zeigten jedoch, daß hier noch ein großes Entwicklungspotential für derartige Mikrodosimeter besteht.

Literaturauswahl

- /1/ "An introduction to radiobiology", Ed.: A.H.W. Nias, Wiley and Sons (1990)
- /2/ "Advances in Radiation Biology - Effects of Low Dose and Low Dose Rate Radiation", Vol. 16, Series Ed.: J.T. Lett u.a., Academic Press INC. (1992)
- /3/ "Ionizing Radiation Damage to DNA: Molecular Aspects", Ed.: S.S. Wallace u.a., Wiley-Liss, INC. (1990)
- /4/ A.W. Guy, Health Phys. 53, 569...584 (1987) - Review
- /5/ U. Hacker, J. Schumann u. W. Gohde, Acta Radiol. Oncol. 19, 361...368 (1980)
- /6/ R.R. O'Neil, L.G. Mitchell, C.R. Merrill u. W.S. Rasband, Appl. Theor. Electrophor. 1(3), 163...167 (1989)
- /7/ S. Wolff, Prog. Clin. Biol. Res. 372, 351...362 (1991)
- /8/ K. Sankaranarayanan, Mutat. Res. 304(1), 139...158 (1994) - Review
- /9/ S.P. Barton, D.R. Black, S.A. Gaskell, R. Marks, J.R. Sathiyarayana u. I. Paterson, Br. Radiol. 58, 73...78 (1985)
- /10/ E.S. Kempner u. H.T. Haigler, J. Biol. Chem. 257(22), 13297...13299 (1982)
- /11/ D.T. Goddhead u. H. Nikjoo, Int. J. Radiat. Biol. Relat. Stud. Phys. Chem. Med. 52, 651...658 (1987)
- /12/ M.J. Maryanski, J.C. Gore, R.P. Kennan u. R.J. Schulz, Magn. Reson. Imaging 11, 253...258 (1993)
- /13/ US-Patent 4,489,240
- /14/ K. Sakamaki, M. Ida, T. Inoue, T. Takeda, Y. Hiriyama, K. Fusayasu u. T. Nakamura, Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 25(2), 109...112 (1978)

8. Literatur

8.1 Veröffentlichungen

1. R. Hille Dosimetrie von Kernstrahlung mit Lichtwellenleitern.
H. Bükér KFA-ASS-Bericht Nr. 0493 (1989)
F.W. Häsing
St. Nicolai

2. H. Bükér Fiber-Optic Radiation Dosimetry for Medical Application.
F.W. Häsing SPIE, Vol. 1201, Optical Fibers in Medicine V, S. 419-429 (1990)
St. Nicolai
B. Wolters

3. R. Hille, Glass Fibers as Radiation Detectors.
H.Bükér Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res., A 299, S. 217-221 (1990)
F.W. Häsing

4. H. Bükér A Fiber-Optic Dosimeter for Radiotherapy.
F.W. Häsing Int. Conf. on Optics in Life Sciences, ICO 15 SAT, Garmisch-Partenkirchen,
12.-16. Aug. 1990, Springer Series of Optical Sciences

5. H. Bükér Radiation Dosimetry with Fiber-Optic Sensor.
F.W. Häsing Seventh ASTM-EURATOM Symposium on Reactor Dosimetry, Strasbourg,
27.-31. August 1990

6. H. Bükér Temperature and Fading Effects of Fiber-Optic Dosimeters for
S. Gripp Radiotherapy.
F.W. Häsing SPIE, Vol. 1572, Int. Conf. on Optical Fibre Sensors, Wuhan, China,
S. 410-418 (1991)

7. H. Bükér Physical Properties and Concepts for Applications of Attenuation-based
E. Gerhard Fiber-Optic Dosimeters for medical Instrumentation.
F.W. Häsing SPIE, Vol. 1648, Fiber Optic Medical and Fluorescent Sensors and
Applications, S. 63-70 (1992)

8. H. Bükér Compensation of Fading-Effects of Radition Induced Loss by Multiple
E. Gerhard Wavelength Measurement.
F.W. Häsing SPIE, Vol. 1795, Fiber Optic and Laser Sensors X, S. 296-302 (1992)

9. H. Bükér Fiber Optic dosimetry for Medical Applications.
NATO-Research and Study Group XII, San Diego (1992)

10. H. Bükér Glasfasersensorik in der Medizin.
1. Statusseminar des Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin",
Teilprojekt FADOS, KFA (1992)

11. H. Bükér Änderung der Transmissionseigenschaften von ausgewählten Glasfasern im
Feld ionisierender Strahlung.
1. Statusseminar des Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin",
Teilprojekt FADOS, KFA (1992)

12. H. B ker
A Fiberoptic Dosimeter for in-vivo-Applications in Radiotherapy.
Proceedings of the 8. Annual Symposium, Societe Belge des Physiciens des
Hopitaux, Centre Hospitalier Universitaire de Liege, Liege, Dezember 1992
13. H. B ker
Glasfasersensorik in der Medizin.
Vortragsveranstaltung "Mikrosystemtechnik" im Max-Planck-Institut,
Stuttgart (1993)
14. H. B ker
Das Verbundprojekt "Faseroptisches Dosimetrsystem (FADOS)"
Wissenschaftliches Kolloquium und 2. Statusseminar des Verbundpro-
jektes "Glasfasersensorik in der Medizin", Universität Duisburg (1993)
15. F.W. H sing
Änderung der Dämpfungseigenschaften von Sensorfasern durch Einwirkung
radioaktiver Strahlung
Wissenschaftliches Kolloquium und 2. Statusseminar des Verbundpro-
jektes "Glasfasersensorik in der Medizin", Universität Duisburg (1993)
16. St. Wanzek
Optomechanische Aufbau- und Verbindungstechniken im FADOS-Ver-
bundprojekt
Wissenschaftliches Kolloquium und 2. Statusseminar des Verbundpro-
jektes "Glasfasersensorik in der Medizin", Universität Duisburg (1993)
17. H. B ker
Glasfasersensorik als neue Disziplin der Mikrosensorik
7. IAR-Kolloquium -Sensorik im Wandel-, Universität Duisburg (1993)
18. H. B ker
Glasfasersensorik in der Medizin
Optoelektronisches Kolloquium, Fachbereich Elektrotechnik,
Universität Duisburg (1993)
19. H. B ker
F.W. H sing
A Fiber-Optic Dosimeter for Radiotherapy.
Optics in Medicine, Biology and Environmental Research, Elsevier Science
Publishers, Amsterdam, London, New York, S. 106-110 (1993)
20. S. Gripp
H. B ker
F.W. H sing
J. Ammon
Glasfaserdosimetrie
Zentralblatt Radiologie, Springer Verlag (1993)
21. S. Gripp
H. B ker
F.W. H sing
J. Ammon
Dosimetrische Untersuchungen mit Glasfasern.
Strahlentherapie und Onkologie, Bd. 170, Nr. 1, S. 48-53 (1994)
22. S. Gripp
F.W. Haesing
H. Bueker
G. Schmitt
Clinical in vivo dosimetry using optical fibers.
37. Annual Meeting ASTRO, Miami, Florida
Int. J.Rad. Onc. Biol. Phys. (1995): 32 suppl 1,121
23. S. Gripp
F.W. Haesing
H. Bueker
G. Schmitt
Faseroptische Dosimetrie - Erste in vivo Ergebnisse bei Retrobulb rbe-
strahlung.
1. Deutscher Kongreß für Radioonkologie, Baden-Baden
Strahlentherapie & Oncologie (1995): 71 suppl 1, V178

24. S. Gripp Clinical in vivo dosimetry using optical sensor fibers.
 F.W. Haesing 8. Annual Meeting ECCO, Paris
 H. Bueker EJC (1995): 31a suppl 5, 160b
 G. Schmitt

25. S. Gripp Glasfasern in der klinischen Dosimetrie.
 F.W. Haesing 76. Deutscher Röntgenkongreß
 H. Bueker Der Radiologe (1995): 35,4 suppl 1 P12:008
 G. Schmitt

26. S. Gripp Optical fiber radiation sensors: first in vivo measurements during
 B. Bannach orbital irradiation.
 K. Muskalla 3. Biennal Meeting on Physics in Radiotherapy, Gardone Italien
 F.W. Haesing Radiotherapy & Oncology (1995): 37 suppl 1, 192
 H. Bueker
 G. Schmitt

8.2 Patentanmeldungen

1. F.W. Häsing Meßverfahren und Sensor zur on-line-vivo Bestimmung der gewebe-
 H. Bükér äquivalenten Dosis bei der Strahlentherapie.
 Deutsche Patentanmeldung 195 03 647.6

2. F.W. Häsing Verfahren und Vorrichtung zur Messung der Strahlungstiefe einer Strahlung.
 H. Bükér Deutsche Patentanmeldung 195 28 096.2
 S. Gripp

3. F.W. Häsing In-vivo-Sensor und Meßverfahren zur gewebeäquivalenten on-line-Bestim-
 F. Pfeiffer mung der applizierten Bestrahlungsdosis in der Strahlentherapie bei gleich-
 H. Bükér zeitiger hoher Ortsauflösung.
 Pat.Nr. vom Deutschen Patentamt noch nicht erteilt

ProCom Ingenieurunternehmen GmbH

II. Meßtechnik und Auswertesystem

Autoren: F. Arning
H.-J. Schmitz

Inhalt

1	Aufgabenstellung, Ziele und Ergebnisse des Teilprojekts	89
2	Stand der Technik	96
2.1	Optische Meßverfahren in der faseroptischen Dosimetrie	96
2.2	Voraussetzungen für ein Faseroptisches Dosimeter	96
2.3	Konzept für ein Faseroptisches Dosimeter	97
3	Meßprinzip für das Faseroptische Dosimeter FADOS	99
3.1	Systemanforderungen und Auswahl des Meßverfahrens	99
3.2	Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren	101
3.3	Korrektur der Störeinflüsse auf das Meßsignal	102
4	Meßelektronik zur Erfassung der FADOS-Sensorsignale	104
4.1	Meßplatz für Bestrahlungsversuche	104
4.2	Aufbau und Funktionen der FADOS-Meßelektronik	108
4.3	Optikmodule für das Faseroptische Dosimeter	112
4.3.1	Entwicklungsziele und Anforderungen	112
4.3.2	Modulelektronik und Modulaufbau	113
4.3.3	Peltierkühlsystem für das Optikmodul	119
4.4	Ergebnisse der Meßelektronik- und Optikmodulentwicklung	124
5	Softwaresystem zur Untersuchung des FADOS-Sensors	128
5.1	Funktionen des FADOS-Softwaresystems	128
5.2	FADOS-Systemkenngrößen	130
5.3	FADOS-Softwaresystem zur Erfassung der Sensorsignale	133
5.4	Softwarestruktur für die Online-Auswertung	136
6	Einsatzmöglichkeiten und Nutzen	138

1. Aufgabenstellung, Ziele und Ergebnisse des Teilprojekts

Aufgabenstellung und Ziele

In diesem Forschungsvorhaben soll in Zusammenarbeit mit den Verbundpartnern ein faseroptisches Dosimeter FADOS entwickelt werden, mit dem während einer Bestrahlung in Echtzeit die Strahlendosis am Meßort gemessen werden kann.

Im Teilprojekt 'Meßtechnik und Auswertesystem' soll für das faseroptische Dosimeter FADOS ein Funktionsmuster der Meßelektronik und des Systems zur Erfassung und Auswertung der induzierten Dämpfungsänderung am Sensorelement entwickelt und aufgebaut werden.

Beim faseroptischen Dosimeter FADOS soll das Prinzip der durch Kernstrahlung in der Sensorfaser induzierten Dämpfungsänderung zur Bestimmung der Strahlendosis ausgenutzt werden. Die durch Strahleneinwirkung in der Sensorfaser verursachte Dämpfungsänderung des Lichtwellenleiters soll nach dem Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren gemessen werden.

Es soll gezeigt werden, daß die störenden Einflüsse während der Messung (fehlende Streckenneutralität, Querempfindlichkeiten, Fading-Effekte) durch die Entwicklung einer optoelektronischen/mikroelektronischen Meßtechnik und softwaregestützter Auswerteverfahren kompensiert werden können. In Laborversuchen soll gezeigt werden, daß mit dem faseroptischen Dosimeter FADOS die Dosismessung, auch bei dem zu erwartenden ungünstigen Signal-/Rausch-Verhältnis, reproduzierbar und mit ausreichender Genauigkeit realisiert werden kann.

In Laborversuchen und Experimenten soll unter ausgewählten klinischen Bedingungen gezeigt werden, daß mit dem Funktionsmuster des faseroptischen Dosimeters FADOS die Strahlendosis mit einem in-vivo platzierten Sensorelement in Echtzeit gemessen werden kann.

Ergebnisse

Das Meßsystem ist parallel zu den physikalischen Grundlagenuntersuchungen und den klinischen Tests entwickelt worden. Mit fortschreitender Projektdauer ist es zum wesentlichen Instrument für alle Meßversuche der Projektpartner und die klinischen Experimente geworden. Die angepasste Funktionalität und große Flexibilität des Meßsystems ermöglichen seinen Einsatz sowohl bei den physikalischen Grundlagenuntersuchungen - Nachweisempfindlichkeit der Sensoren, Temperatur- und Energieabhängigkeit, Querempfindlichkeit (Uni Duisburg) -, als auch bei den klinischen Tests in Phantomen sowie am und im Patienten.

Die Einsatzmöglichkeiten des Faseroptischen Dosimeters FADOS zeigen die folgenden Meßergebnisse, die im Rahmen der klinischen Tests in Zusammenarbeit mit den Verbundpartnern ermittelt worden sind.

In Abb. 1.1 ist das Ergebnis einer Vergleichsmessung zwischen FADOS-Sensor und Ionisationskammer dargestellt. Zum Vergleich ist die Dosisanzeige von FADOS-Sensor und Ionisationskammer in Abhängigkeit von der Eindringtiefe der ionisierenden Strahlung in ein Plexiglasphantom dargestellt. Die Messung ist vom Verbundpartner KFA/EGS in Zusammenarbeit mit der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radiologische Onkologie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf durchgeführt worden. Bei Bestrahlung des FADOS-Sensors mit 16 MeV Photonen ist gegenüber der Ionisationskammer eine max. Abweichung von < 10 % abhängig von der Tiefe in

PMMA erreicht worden. Diese Abweichung kann deutlich verringert werden, wenn bei der Auswertung die Abhängigkeit von der Eindringtiefe berücksichtigt wird (Doppelsensorprinzip, s. dazu Bericht des Verbundpartners KFA/EGS).

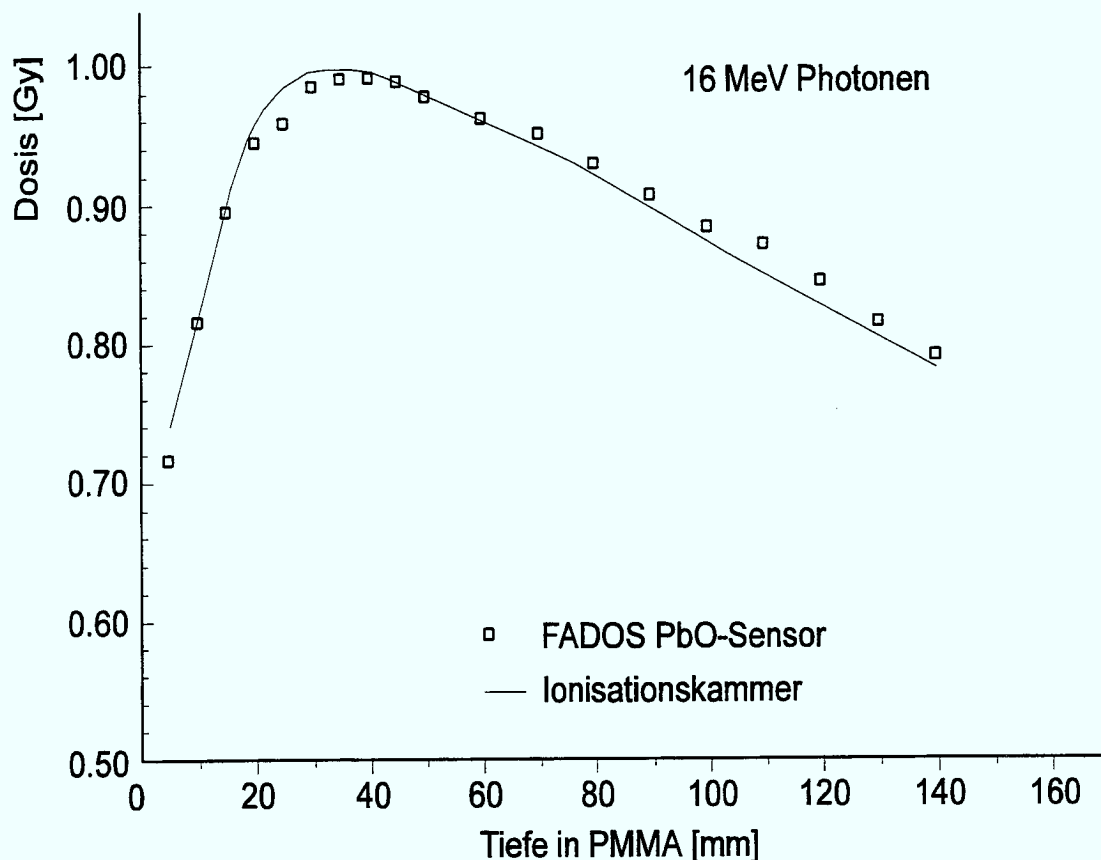


Abb. 1.1: Dosisanzeige des FADOS-Meßsystems im Vergleich zu Ionisationskammer

An der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf ist als erste In-Vivo-Anwendung des FADOS-Dosimetersystems die Dosisbelastung der Augenlinse durch Streustrahlung während der Bestrahlung eines Patienten mit Gehirntumor ermittelt worden. Die Auswertung des Ergebnisses erfolgte durch den Verbundpartner KFA/EGS.

In Abb. 1.2 ist die Dosimeter- und Bestrahlungsanordnung während der Patientenbestrahlung dargestellt. Unmittelbar oberhalb des Auges ist ein ringförmiger FADOS-Sensor (Sensoraufbau: Faserlänge ~60 cm, Durchmesser ~15 mm) platziert worden, so daß von dem Sensor die Streustrahlung registriert wird, die im Bereich des Bestrahlungsfeldes entsteht und durch die Augenlinse tritt.

Das Meßergebnis in Abb. 1.2 zeigt, daß bei einer Bestrahlung mit 8 MeV Photonen eine Dosis von 3.7 cGy ($1 \text{ cGy} = 10^{-2} \text{ Gy}$) nicht überschritten wird. Die Bestrahlung des Patienten ist von der rechten und von der linken Seite aus erfolgt. Die Positionierung des Sensors ist nicht verändert worden. In Abb. 1.2 sind die Meßergebnisse für beide Bestrahlungen dargestellt. Die Messungen wurden durch Vergleichsmessungen mit TLDs der Firma Harshaw am Alderson verifiziert. Dieses Beispiel einer In-Vivo-Anwendung zeigt, daß mit dem entwickelten Funktionsmuster bereits kleinste Dosisbelastungen mit ausreichender Auflösung und Genauigkeit gemessen werden können.

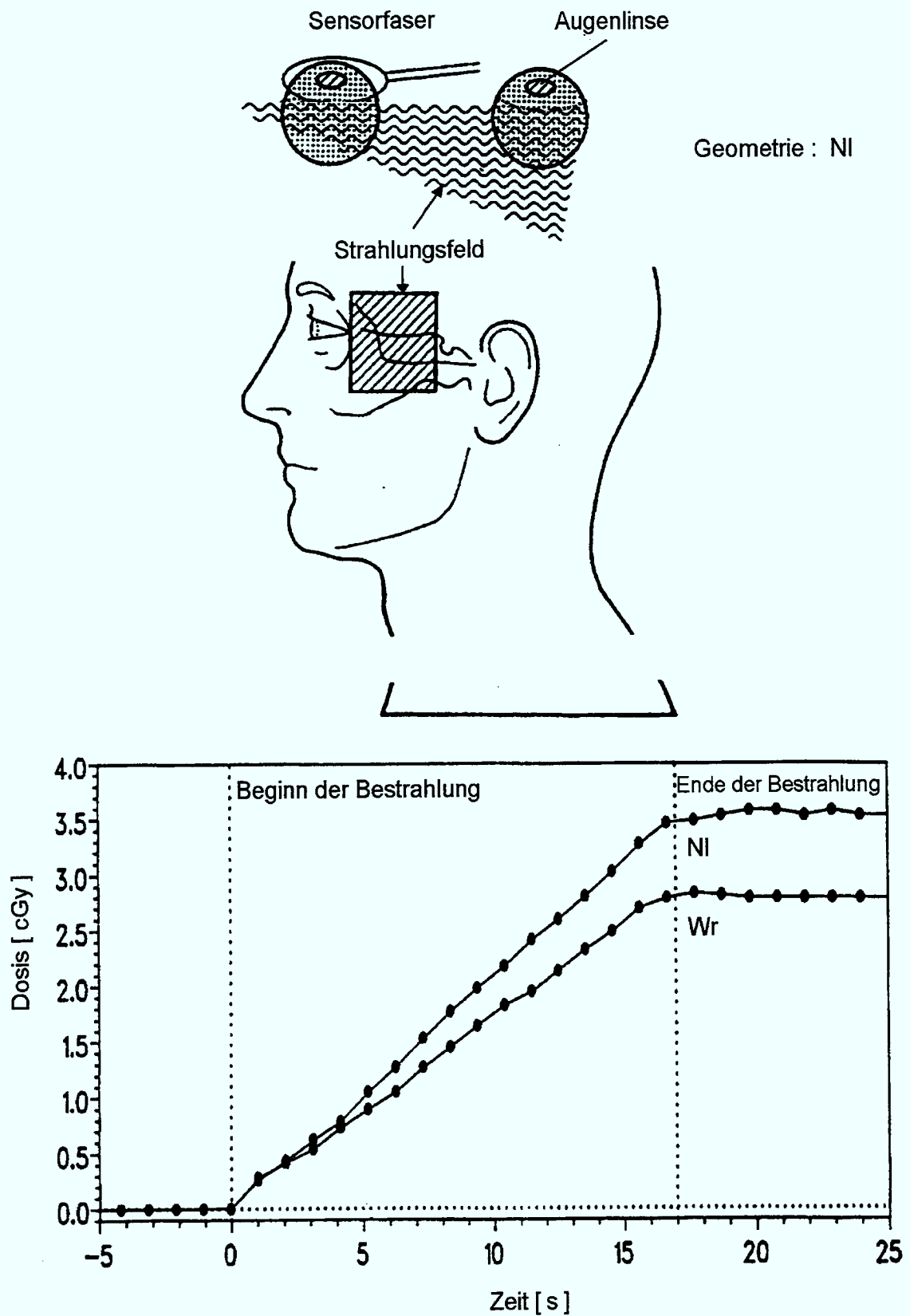


Abb. 1.2: In-Vivo-Anwendung zur Bestimmung der Strahlenbelastung der Augenlinse

Durch den Verbundpartner KFA/EGS sind mit einem Doppelsensor Reproduzierbarkeitsmessungen durchgeführt worden. In Abb. 1.3 bis Abb. 1.5 sind die Ergebnisse für das PbO-Sensorelement für die Meßwellenlängen 450 nm, 660 nm und 850 nm dargestellt. Das Meßergebnis für das GeP-Sensorelement - Meßwellenlänge 450 nm - zeigt Abb. 1.6.

Bei dem Test ist der Doppelsensor in unmittelbarer Folge mit Bestrahlungen von jeweils 2 Gy belastet worden. Die Darstellungen zeigen die gemessene induzierte Dämpfung - Fading-Effekte der aktuellen Messung nicht linearisiert, Nullpunktdrift durch Fading-Effekte der Vorbelastung korrigiert.

Es zeigt sich eine geringe Abhängigkeit der Meßergebnisse von der Dosisvorbelastung (Abweichung < 3 %). Diese Vorbelastung kann durch eine zusätzliche Korrekturrechnung im Auswertesystem kompensiert werden. Die dabei zu berücksichtigenden Wirkungsfaktoren sollen im Rahmen der weiteren geplanten klinischen Tests bestimmt werden.

Wesentliche Teilergebnisse

In den folgenden Kapiteln des Schlußberichts sind die wesentlichen Teilergebnisse des Projekts 'Meßtechnik und Auswertesystem' ausführlich dargestellt worden. Die folgenden Abschnitte geben eine Übersicht zu den erreichten Teilergebnissen.

In Kapitel 2 sind der Stand der Technik und die Voraussetzungen zu Projektbeginn dargestellt. In Kapitel 3 wird das Meßprinzip zur Bestimmung der strahlungsinduzierten Dämpfungsänderung nach dem Mehrwellen-Zeitmultiplex-Verfahren dargestellt. Darüber hinaus sind die Prinzipien zur Korrektur der Querempfindlichkeiten und die Verfahren zur Streckenneutralität - d.h. Unabhängigkeit des Meßergebnisses von den Eigenschaften der Übertragungsstrecke Sensor/Meßelektronik - angegeben.

Die Ergebnisse der Meßelektronikentwicklung sind in Kapitel 4 zusammengefaßt worden. Schwerpunktmäßig werden der Aufbau der Meßelektronik, die Entwicklung des Optikmoduls - optoelektronische Schnittstelle zwischen Meßgerät und Sensor -, das Kühlsystem zur Optimierung der Systemstabilität und der hohe Stand der erreichten Geräteeigenschaften dargestellt.

Im abschließenden Kapitel 5 werden das entwickelte Auswertesystem und die realisierte Systemfunktionalität für die Durchführung der Experimente und Tests ausführlich dargestellt. Wichtige Teilfunktionen der erforderlichen Gesamtfunktionalität des Auswertesystems sind die Benutzeroberfläche, das Dateihandling, die Ablaufsteuerung, die grafische und tabellarische Ergebnisanzeige, die Schnittstellen zur Auswertung und die Auswerteverfahren.

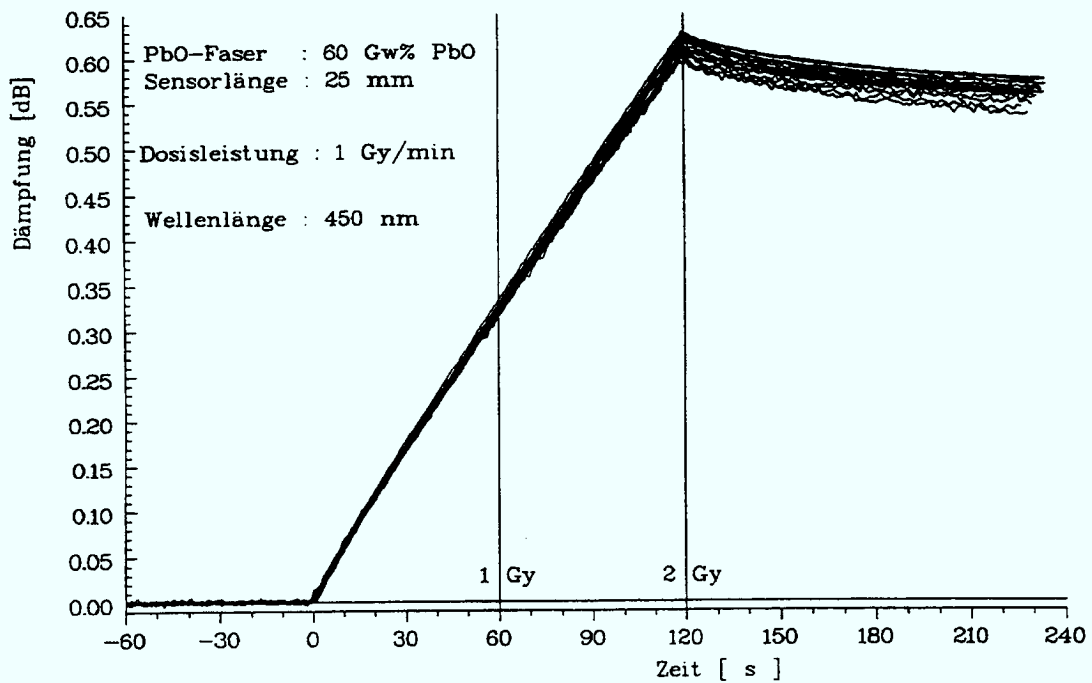


Abb. 1.3: Reproduzierbarkeit bei 20 Bestrahlungen
Dämpfungsänderung PbO-Sensor für Wellenlänge $\lambda = 450$ nm

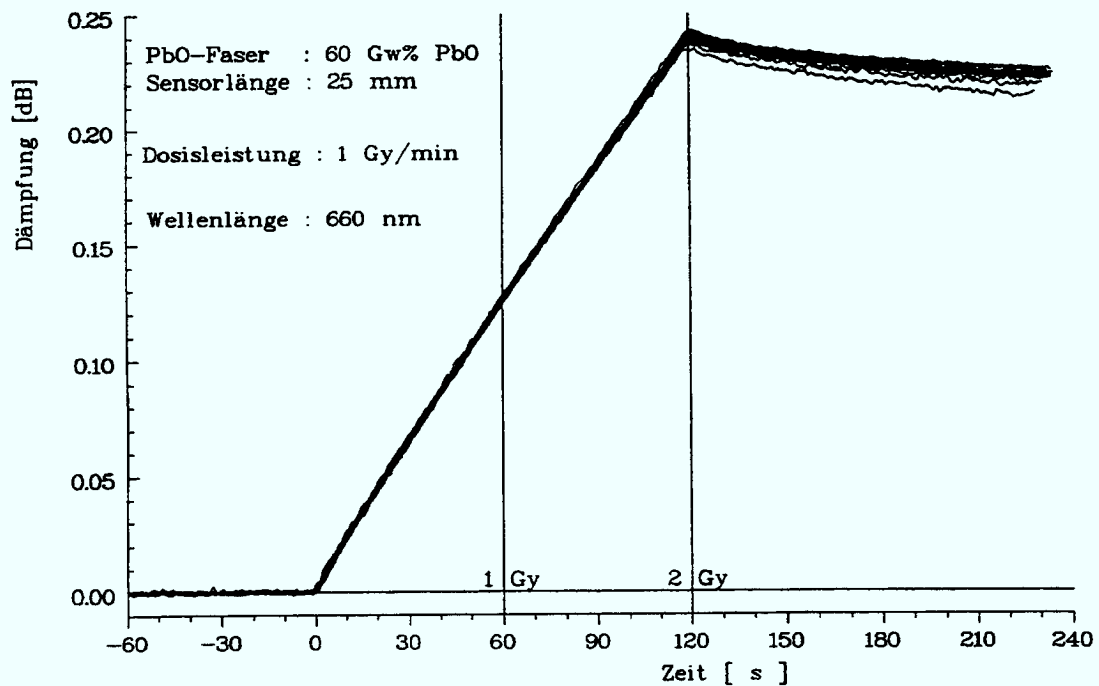


Abb. 1.4: Reproduzierbarkeit bei 20 Bestrahlungen
Dämpfungsänderung PbO-Sensor für Wellenlänge $\lambda = 660$ nm

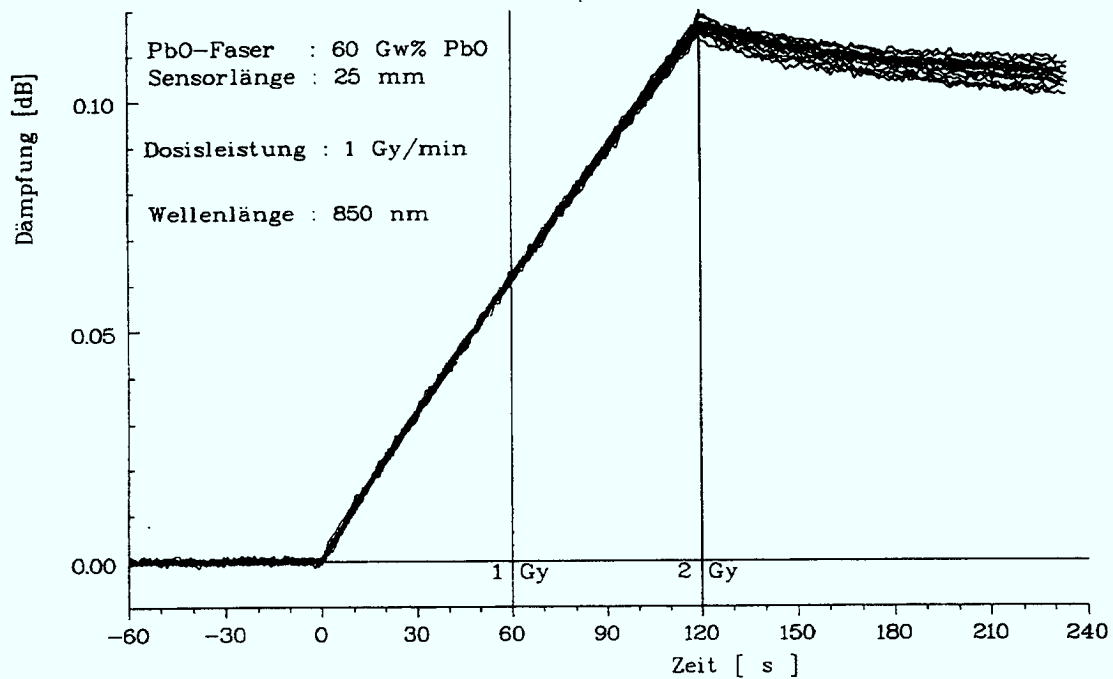


Abb. 1.5: Reproduzierbarkeit bei 20 Bestrahlungen
Dämpfungsänderung PbO-Sensor für Wellenlänge $\lambda = 850$ nm

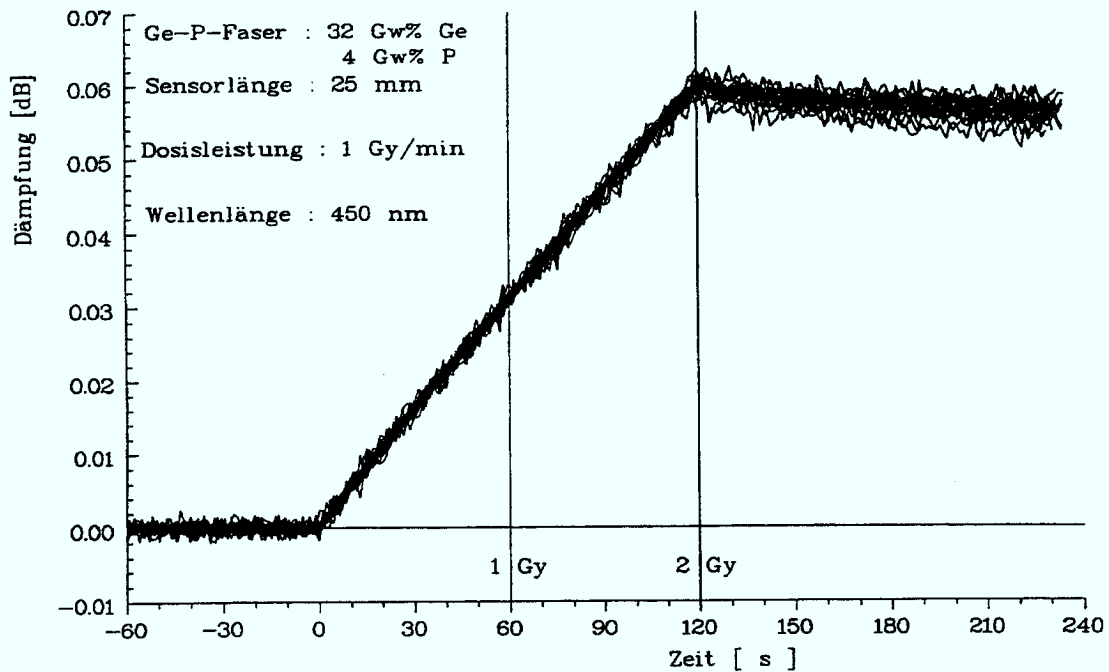


Abb. 1.6: Reproduzierbarkeit bei 20 Bestrahlungen
Dämpfungsänderung Ge-P-Sensor für Wellenlänge $\lambda = 450$ nm

Zusammenfassung

Mit den durchgeführten Arbeiten ist das primäre Ziel, die prinzipielle Eignung des physikalischen Effekts der strahlungsinduzierten Dämpfung als Grundlage für den Bau eines Meßsystems für die Online-Dosismessung zu untersuchen und nachzuweisen, erreicht worden. Die angepaßte Funktionalität und große Flexibilität des Auswerte- und Meßsystems ermöglichen seinen Einsatz sowohl bei den physikalischen Grundlagenuntersuchungen als auch bei den klinischen Tests in Phantomen sowie am und im Patienten. Die realisierte Grundfunktionalität des Auswertesystems ist an die Erfordernisse der experimentellen Untersuchungen des FADOS-Sensors und der klinischen Tests angepaßt. Für einen routinemäßigen klinischen Meßbetrieb sind eine Vereinfachung der Handhabung - d.h. Auswertung des Meßergebnisses ohne aufwendige Zwischenschritte und komplexe Bedienungsvorgänge - und eine Optimierung der Bedienungsergonomie notwendig und wünschenswert. Die Meßaufgabe erfordert ein System, das nach heutigen Maßstäben extreme technische Anforderungen hinsichtlich Auflösung, Meßbereichsdynamik, Langzeitstabilität und Reproduzierbarkeit erfüllen muß. Das entwickelte FADOS-Funktionsmuster erfüllt diese Anforderungen sowohl bei experimentellen Untersuchungen als auch bei klinischen Tests.

2. Stand der Technik

2.1 Optische Meßverfahren in der faseroptischen Dosimetrie

Faseroptische Strahlungssensoren können in zwei große Gruppen aufgeteilt werden:

- (a) Sensoren zur Messung der Intensität des Strahlungsfeldes am Ort des Meßfühlers (Strahlungsdosimeter).

Die Messung kann durch Bestimmung der vom Strahlungsfeld verursachten Änderung der optischen Eigenschaften der Glasfaser (intrinsische Sensoren) oder durch am Faserende angekoppelte szintillierende oder lumineszierende Kristalle oder Fasern (extrinsische Sensoren) erfolgen. Zur Ermittlung der Wirkung des Strahlungsfeldes auf die Sensorumgebung müssen Wirkungsfaktoren ermittelt werden.

- (b) Sensoren zur Messung der Wirkung von Strahlung auf die Umgebung.

Im Gegensatz zu den unter a) genannten Sensoren sollen diese Sensoren die Wirkung der Strahlung auf die Umgebung (z.B. Körpergewebe) nachweisen. Nur mit dieser Methode kann tatsächlich eine gewebeäquivalente Dosis bzw. Dosisleistung ermittelt werden. Der Sensor selbst sollte in dieser Betriebsart kein Ansprechvermögen auf die Strahlung, deren Wirkung ermittelt werden soll, besitzen.

Im Rahmen des Forschungsvorhabens soll ein Glasfaserdosimeter entwickelt werden, mit dem während einer Bestrahlung in Echtzeit die Strahlenbelastung im Körper eines Patienten gemessen werden kann. Die einsetzbaren optischen Nachweismethoden für die Glasfaserdosimetrie und ihre Vor- und Nachteile sind in Tab. 2.1 gegenübergestellt.

2.2 Voraussetzungen für ein Faseroptisches Dosimeter

In der Strahlentherapie werden Bestrahlungsdosen zwischen 1 und 40 Gy je nach Anwendungsfall bei Einzelbestrahlungen eingesetzt. Damit liegt die geforderte Nachweisempfindlichkeit im mittleren Dosisbereich, so daß die Vorteile genutzt werden können, die die induzierte Dämpfungsänderung bietet. Von besonderer Bedeutung für die Anwendung in der Medizin ist die Möglichkeit, weitgehende Streckenneutralität (Unabhängigkeit des Sensorsignals von der Verbindung Sensor/Meßelektronik) und eine Kompensation von Querempfindlichkeiten (Signaländerungen durch Störungen des Meßsignals durch die Umgebung, z.B. Temperaturänderung) zu erreichen. Darüber hinaus können verteilte Sensoren (kontinuierliche lokale Auflösung des Meßsignals entlang der Faser) entwickelt werden, die es ermöglichen, Verteilungen von Strahlungsfeldern auch in komplizierten Geometrien zu ermitteln.

Bei den vorbereitenden Untersuchungen zur Glasfaserdosimetrie des Verbundpartners KFA/EGS konnte gezeigt werden, daß unter Laborbedingungen die Messung von Co-60-Dosen im Dosisbereich oberhalb 0.1 Gy nach der Methode der induzierten Dämpfung bei einer lokalen Auflösung von $0.1 * 0.1 * 20 \text{ mm}^3$ möglich erscheint.

Verfahren	Vorteile	Nachteile
Strahlungsinduzierte Dämpfungsänderung	- freie Wahl von Meßwellenlänge und Fasermaterial - Möglichkeit von 'verteilten' Sensoren - Streckenneutralität	- nur mittlere Empfindlichkeit - Fading-Effekte - keine Messung der Dosisleistung
Radio-Photolumineszenz	- hohe Empfindlichkeit - Messung der Dosisleistung - Streckenneutralität	- Nichtlinearität bei hohen und mittleren Dosen - keine Möglichkeit von verteilten Sensoren - beschränkt auf kurze Faserlängen - teure Meßanordnung
Thermo-Lumineszenz	- hohe Empfindlichkeit	- keine Echtzeitmessung - Fading-Effekte - keine Streckenneutralität
Szintillation	- hohe Empfindlichkeit - keine externen Lichtquellen - Messung der Dosisleistung	- keine Streckenneutralität - Beschränkung auf kurze Faserlänge (einige Meter) für die Signalübertragung

Tab. 2.1: Bewertung von optischen Meßverfahren in der Glasfaserdosimetrie

2.3 Konzept für ein Faseroptisches Dosimeter

In Abb. 2.1 ist ein Konzept der In-Vivo-Anwendung von Glasfaserdosimetern dargestellt. Aus den verfügbaren faseroptischen Dosimetersensoren (FADOS-Sensoren) wird der für den jeweiligen Anwendungsfall geeignete Sensor ausgewählt. Dieser Sensor wird anschließend einmalig im Strahlungsfeld der für die Therapie benutzten Quelle kalibriert. Die Kalibrierdaten dieses Sensors werden zusammen mit den sensorcharakteristischen Eigenschaften (z.B. absolute Dämpfung der Wellenlängen) und den Bestrahlungsbedingungen (ggfs. auch Patientendaten) abgespeichert. Anschließend wird der Sensor am oder im Körper des Patienten positioniert (z.B. über ein Katheter oder während einer Operation). Bis zum Ende der Strahlentherapie kann der implantierte Sensor im Körper des Patienten verbleiben.

Der Sensor ist über eine Steckverbindung mit der Meßelektronik verbunden. Für jede Einzelbestrahlung wird der Sensor an die FADOS-Meßelektronik angeschlossen und über den Auswerterechner identifiziert. Die im Auswerterechner gespeicherten Daten (Kalibrierung des Sensors, bisherige Strahlenbelastung, Bestrahlungsbedingungen und ggfs. Patientendaten) werden auf dem Bildschirm dargestellt. Während der Bestrahlung werden die aktuelle Strahlenbelastung und die bisher applizierte Gesamtdosis dargestellt. Dieses Verfahren schließt weitgehend eine Fehlbestrahlung (z.B. erhöhte Dosis, Verwechslung von Daten der Quelle oder des Sensors) aus.

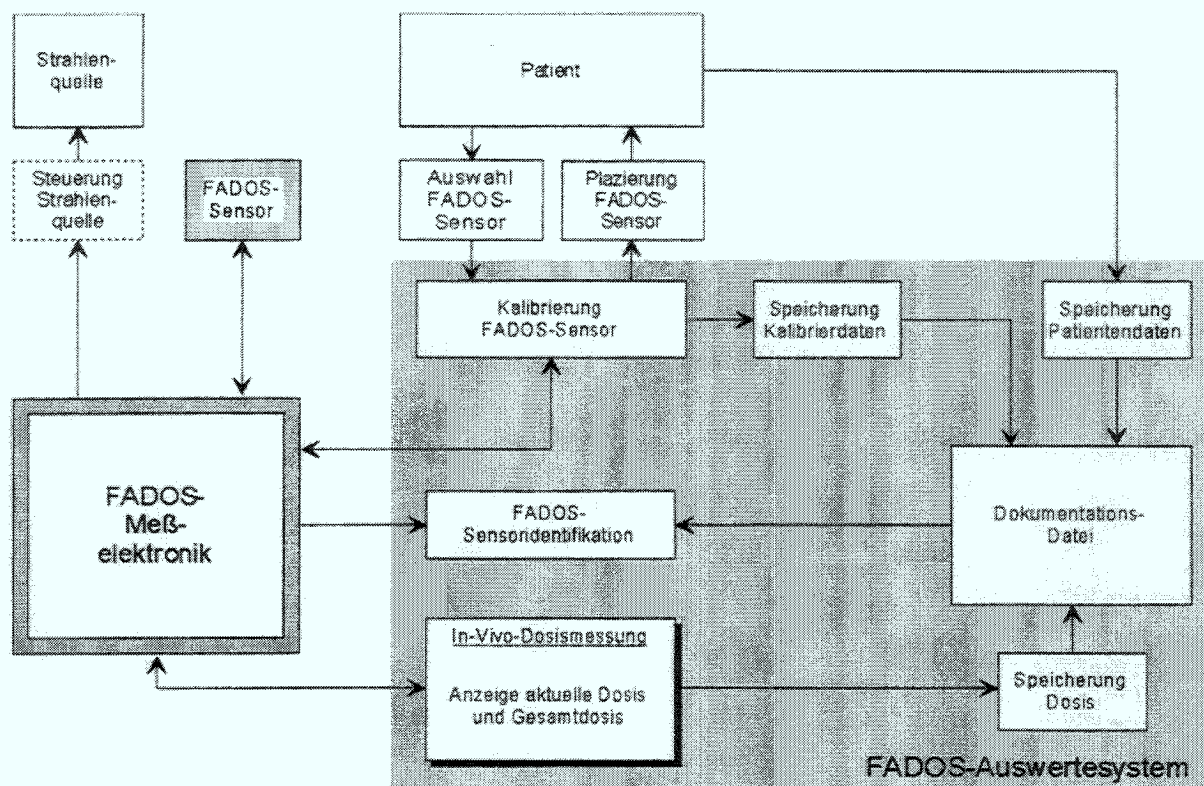


Abb. 2.1: Konzept eines Faseroptischen Dosimetersystems

3. Meßprinzip für das Faseroptische Dosimeter FADOS

3.1 Systemanforderungen und Auswahl des Meßverfahrens

Anforderungen an das Meßsystem

An das Meßsystem für das Faseroptische Dosimeter FADOS zum Auslesen der unter Einwirkung von Kernstrahlung induzierten Dämpfungsänderung am FADOS-Sensor sind die folgenden Anforderungen zu stellen:

- (a) Reproduzierbarkeit der Dosismessung,
- (b) streckenneutrales Auswerteverfahren,
- (c) weitgehende Kompensation bzw. Unterdrückung von Querempfindlichkeiten und
- (d) hohe Empfindlichkeit/Auflösung der Dämpfungsmessung.

Diese Anforderungen können durch ein Meßsystem mit den folgenden Eigenschaften erfüllt werden:

- (a) Ausschaltung von Störeinflüssen durch Relativmessung und
- (b) Konsistenzprüfung durch zwei voneinander unabhängige Meßsignale.

Lösungsansätze

In Zusammenarbeit mit dem Verbundpartner KFA/EGS sind Verfahren zur Messung der induzierten Dämpfungsänderung bei LWL-Sensoren entwickelt und auf ihre Einsetzbarkeit für das Faseroptische Dosimeter FADOS überprüft worden. Als besonders aussichtsreich für den Einsatz werden die folgenden drei Meßprinzipien bewertet:

- (a) Zwei LEDs moduliert (Modulationsverfahren),
- (b) zwei LEDs getaktet mit Referenz, Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren und
- (c) wahlweise eine oder zwei LEDs und Strahlteiler.

Zwei LEDs moduliert (Modulationsverfahren)

Die Intensität von zwei LEDs wird in Gegenphase amplitudenmoduliert. Vor Beginn der Bestrahlung wird die Phasenverschiebung der Intensität von LED2 gegenüber der von LED1 so abgeglichen, daß am Sensordetektor ein reiner Gleichanteil gemessen wird. Die durch Bestrahlung verursachte Dämpfungsänderung der Sensorfaser führt zu einer Phasenverschiebung der Lichtintensitäten am Sensordetektor. Am Sensordetektor ist dadurch ein Wechselspannungsanteil meßbar, der ein Maß für die Strahlendosis am Ort des Glasfasersensors ist. Dieses Verfahren ist durch den Verbundpartner KFA/EGS zum Patent angemeldet worden.

Zwei LEDs getaktet mit Referenz, Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren

Das Licht von zwei LEDs unterschiedlicher Wellenlänge wird, im Zeitmultiplex-Verfahren getaktet, in das Sensorsystem eingespeist. Über eine geeignete Koppleranordnung wird ein Teil des LED-Lichts zur Referenzbildung dem Referenzdetektor zugeführt. Der Referenzwert dient zur Korrektur von Intensitätsschwankungen der Lichtquellen. Das am Sensor reflektierte und gedämpfte Licht wird dem Sensordetektor zugeführt.

Die im Zeitmultiplex-Verfahren erfaßten unabhängigen Meßsignale dienen der Konsistenzprüfung. Die Differenz des Dämpfungswerts zum aktuellen Meßzeitpunkt und des Dämpfungswerts zu Beginn der Messung ist ein Maß für die Strahlendosis am Ort des Sensors (vgl. Abschnitt 3.2).

Wahlweise eine oder zwei LEDs und Strahlteiler

Das Licht einer oder zwei LEDs wird in das Sensorsystem eingespeist. Das am Sensor reflektierte Licht wird über einen Strahlteiler geführt. Zur Gewinnung von zwei unabhängigen Meßsignalen werden die Strahlanteile über optische Filter unterschiedlicher Wellenlänge auf zwei Detektoren geführt. Die Ausgangsspannungen der Detektorschaltungen werden im Zeitmultiplex-Verfahren oder parallel erfaßt. Wie zuvor ist die Differenz des Dämpfungswerts zum aktuellen Meßzeitpunkt und des Dämpfungswerts zu Beginn der Messung ein Maß für die Strahlendosis am Ort des Sensors.

Verfahrensauswahl

In Tab. 3.1 sind die besonderen Vor- und Nachteile der untersuchten Meßprinzipien gegenübergestellt worden. Insbesondere im Hinblick auf eine günstige Realisierbarkeit ist das Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren für das Faseroptische Dosimeter FADOS ausgewählt worden.

Meßverfahren	Vorteile	Nachteile
Zwei LEDs, moduliert	- automatische Bildung des Referenzsignals - einfache Optik	- aufwendige Analogschaltung erforderlich - empfindlicher Abgleich vor Bestrahlungsbeginn erforderlich
Zwei LEDs getaktet mit Referenz, Wellenlängen-Zeitmultiplexverfahren	- Zeitmultiplex-Verfahren ist an das digitale Auswertesystem angepaßt - einfache Optik	- Störeinflüsse während eines Meßintervalls beeinflussen das Meßergebnis (durch geeignete Wahl der Systemparameter beherrschbar)
Ein oder zwei LEDs und Strahlteiler	- Realisierbar mit einer Lichtquelle, daher minimale Fehlereinflüsse durch Intensitätsschwankungen der Lichtquelle	- Aufwendige Optik - Temperaturdrift des Strahlteilers

Tab. 3.1: Auswahl des Meßverfahrens

3.2 Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren

Die geforderte Relativmessung zwischen zwei unabhängigen Meßsignalen wird bei diesem Meßprinzip durch die Messung der induzierten Dämpfungsänderungen des Lichts von zwei LEDs mit unterschiedlicher Wellenlänge erreicht. Die Unabhängigkeit der Dämpfungsmessung wird durch ein Meß- und Auswertesystem realisiert, das die beiden LEDs im Zeitmultiplex-Verfahren ansteuert und zeitversetzt die Dämpfungsänderung für LED1 und LED2 erfaßt (s. Abb. 3.1).

Die Auswertung der beiden unabhängig gemessenen Dämpfungsänderungen für LED1 und LED2, bezogen auf die jeweils zu Beginn der Bestrahlung gemessenen Dämpfungswerte für LED1 und LED2, erfolgt rechnerisch durch das Auswertesystem.

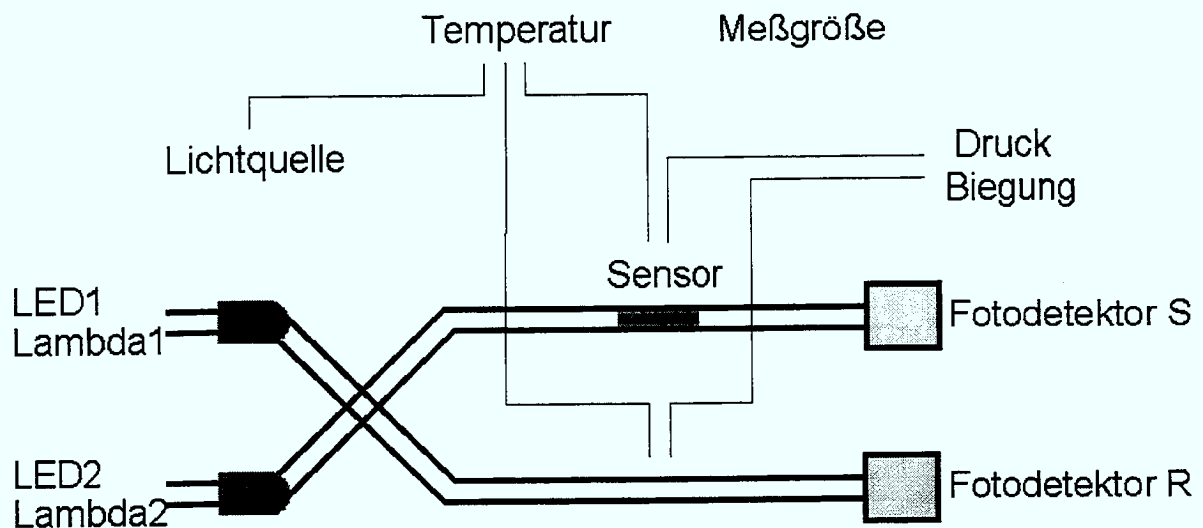


Abb. 3.1: FADOS-Meßprinzip, Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren

Die besonderen Vorteile dieses Verfahrens sind:

- (a) einfacherer Analogschaltungsteil als beim Modulationsverfahren,
- (b) das Zeitmultiplex-Verfahren ist an das digitale Auswertesystem optimal angepaßt und
- (c) durch zusätzliche Referenzmessung der in das Sensorsystem eingespeisten Lichtleistung über einen zweiten Detektor können Drifterscheinungen der Meßelektronik erfaßt und durch das Auswertesystem rechnerisch kompensiert werden.

Unter Berücksichtigung der in Punkt (c) genannten Referenzmessung kann die zur Strahlendosis proportionale Dämpfungsänderung wie folgt bestimmt werden:

$$a(t) = -10 * \{ \log[U_{s1}(t_m) / U_{s1}(t_0)] - \log[U_{r1}(t_m) / U_{r1}(t_0)] - \log[U_{s2}(t_m) / U_{s2}(t_0)] + \log[U_{r2}(t_m) / U_{r2}(t_0)] \} \quad (3.1)$$

mit:

- t_0 = Bestrahlungsbeginn
- t_m = Meßzeitpunkt
- U_{sn} = Spannungswert Sensordetektor für die LED n
- U_{rn} = Spannungswert Referenzdetektor für die LED n

Ein Nachteil dieses Verfahrens ist es, daß kurzzeitige Störungen - d.h. Störungen die nur für die Dauer einer Messung innerhalb eines Meßintervalls auftreten - zu einem Fehler in der Berechnung der Dämpfungsänderung führen. Solche Störungen können beispielsweise durch Biegung oder Druck der Fasern hervorgerufen werden. Diesem Nachteil kann durch geeignete Wahl der folgenden Systemparameter begegnet werden:

- (a) Wahl einer kurzen Meßzeit bezogen auf die Dauer einer zu erwartenden Störung und
- (b) Konsistenzprüfung aufeinanderfolgender Meßwerte durch das Auswertesystem.

3.3 Korrektur der Störeinflüsse auf das Meßsignal

Durch Querempfindlichkeiten des Sensorsystems und der LWL-Übertragungsstrecke ist das Meßsignal systembedingt Störeinflüssen unterworfen:

- (a) Dämpfungsänderung durch Biegung der Übertragungs- oder Sensorfaser (fehlende Streckenneutralität),
- (b) Druck und
- (c) Temperatureinflüsse auf Koppelstellen, optomechanische und optoelektronische Komponenten des Meßsystems.

Die Relativmessung ermöglicht die Kompensation der Streckenabhängigkeit und der Systemdrift infolge von Temperaturabhängigkeit durch das Auswertesystem nach dem folgenden Verfahren:

gemessene
Summendämpfung $a_{11}(\lambda_1, D) + a_{12}(B) + a_{13}(T_D, \lambda_1) = A_1(\lambda_1, D, B, T_D)$ (3.2 a)

$$a_{21}(\lambda_2, D) + a_{22}(B) + a_{23}(T_D, \lambda_2) = A_2(\lambda_2, D, B, T_D) \quad (3.2 \text{ b})$$

Kompensation der Drift $a_{11}(\lambda_1, D) + a_{12}(B) = A_1(\lambda_1, D, B, T_D) - a_{13}(T_D, \lambda_1)$ (3.3 a)

$$a_{21}(\lambda_2, D) + a_{22}(B) = A_2(\lambda_2, D, B, T_D) - a_{23}(T_D, \lambda_2) \quad (3.3 \text{ b})$$

$$a_{11}(\lambda_1, D) + a_{12}(B) = A_1^* \quad (3.4 \text{ a})$$

$$a_{21}(\lambda_2, D) + a_{22}(B) = A_2^* \quad (3.4 \text{ b})$$

Kompensation der Biegung $[a_{11}(\lambda_1, D) + a_{12}(B)] - [a_{21}(\lambda_2, D) + a_{22}(B)] = A_1^* - A_2^* \quad (3.5)$

$$\text{da } a_{12}(B) = a_{22}(B) \text{ und mit } A_1^* - A_2^* = A \text{ ist}$$

$$a_{11}(\lambda_1, D) - a_{21}(\lambda_2, D) = A(\lambda_1, \lambda_2, D) \quad (3.6)$$

$$\text{für } \lambda_1, \lambda_2 = \text{konst.}$$

korrigierter Dämpfungswert $A = f(D) \quad (3.7)$

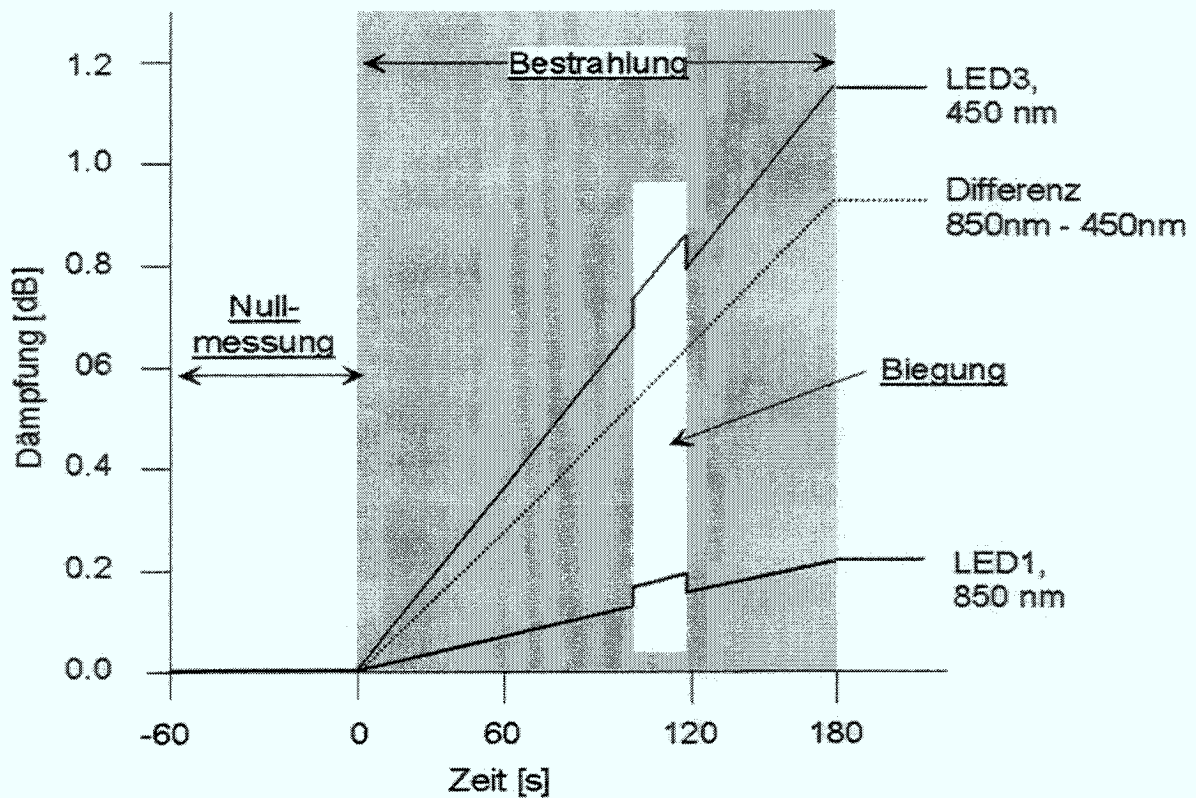


Abb. 3.2: Streckenneutralität bei Biegung der Zuleitungsfaser (Prinzip)

Das Prinzip der Streckenneutralität bei Biegung der Zuleitungsfaser zeigt Abb. 3.2. Die Dämpfungswerte für die einzelnen Meßwellenlängen zeigen während der Biegung der Zuleitungsfaser eine Änderung des Dämpfungswerts. Das Differenzsignal zeigt dagegen einen störungsfreien Verlauf. Beispiele für die typische Nullpunktdrift und die Langzeitstabilität der Meßelektronik sind im Abschnitt 4 (Abb. 4.13) angegeben.

4. Meßelektronik zur Erfassung der FADOS-Sensorsignale

4.1 Meßplatz für Bestrahlungsversuche

Zur Erprobung des Meßverfahrens und des FADOS-Sensors ist ein Meßplatz für Bestrahlungsversuche und klinische Tests entwickelt und aufgebaut worden. Die Meßanordnung ist in Abb. 4.1 dargestellt.

Aufbau

Für die Systembedienung, die Ablaufsteuerung der Messung und die Ergebnisauswertung wird ein PC/AT-Rechner eingesetzt. Der Auswerterechner ist über eine für das Faseroptische Dosimeter FADOS entwickelte Interfacekarte mit der FADOS-Meßelektronik verbunden. Abb. 4.2 zeigt die FADOS-Meßelektronik mit dem angekoppelten FADOS-Sensor und die Grafikanzeige der Dämpfung bei einer typischen Bestrahlung. Die FADOS-Meßelektronik besteht aus den Komponenten Stromregler und Intensitätsregler zur Ansteuerung der LEDs, Meßsystem zur Erfassung der Detektorsignale, Optikkassette mit Peltierkühlung für das Optikmodul und dem Optikmodul selbst. Über die LWL-Übertragungsfaser wird der FADOS-Sensor an die LWL-Ausgänge des Optikmoduls angekoppelt (s. Abb. 4.3). Die Komponenten sind untereinander und mit der Interfacekarte des Auswerterechners über den FADOS-Bus verbunden. Alle Komponenten der FADOS-Meßelektronik inklusive Spannungsversorgung und Peltierkühlung sind in einem 19"-Tischgehäuse untergebracht.

Schnittstellen

Als Schnittstelle zwischen Auswerterechner und FADOS-Meßelektronik ist eine Interfacekarte auf der Basis eines anwenderprogrammierbaren LCA (Logic-Cell-Array) entwickelt worden. Die Interfacekarte stellt als Schnittstelle zur FADOS-Meßelektronik den optoelektronisch entkoppelten FADOS-Bus zur Verfügung. Über diesen Bus werden durch den Auswerterechner die Parameter der FADOS-Meßelektronik eingestellt, der Meßablauf gesteuert und die Meßergebnisse eingelesen.

Die optoelektronische Schnittstelle zum FADOS-Sensor wird durch das Optikmodul der FADOS-Meßelektronik realisiert. Das Optikmodul enthält die LEDs als Lichtquellen und die Detektoren zur Erfassung der Sensorsignale. Über die interne Faserführung des Optikmoduls wird das LED-Licht in die LWL-Übertragungsfaser eingekoppelt. Ebenfalls über die interne Faserführung wird das am Sensor gedämpfte, reflektierte Licht dem Detektor zugeführt (s. Abschnitt 4.3).

Meßvorgang

Zur Durchführung von Experimenten oder zur Kalibrierung wird der FADOS-Sensor im Plexiglasphantom plziert. Bei In-Vivo-Anwendungen wird der FADOS-Sensor durch den Arzt am oder im Patienten plziert. Aus der Liste der verfügbaren Sensoren wird am Auswerterechner der plzierte Sensor im Dialog vom Bediener ausgewählt. Die für die Auswertung relevanten Sensordaten werden damit aus der Sensordatei geladen. Im bedienergeführten Dialog stellt der Anwender am Auswerterechner die Bestrahlungsbedingungen ein und startet den Meßvorgang. Optional kann der Bediener im Dialog die Einstellung der Hardwareparameter variieren (s. Abschnitt 5.2).

Nach erfolgreichem Selbsttest des Systems wird die Messung durch das Auswertesystem automatisch durchgeführt. Während der Messung werden die Sensorsignale erfasst, ausgewertet, angezeigt (grafisch oder tabellarisch) und in der Meßdatei auf der Festplatte gespeichert. Optional können die Meßergebnisse auf Plotter oder Drucker ausgegeben werden.

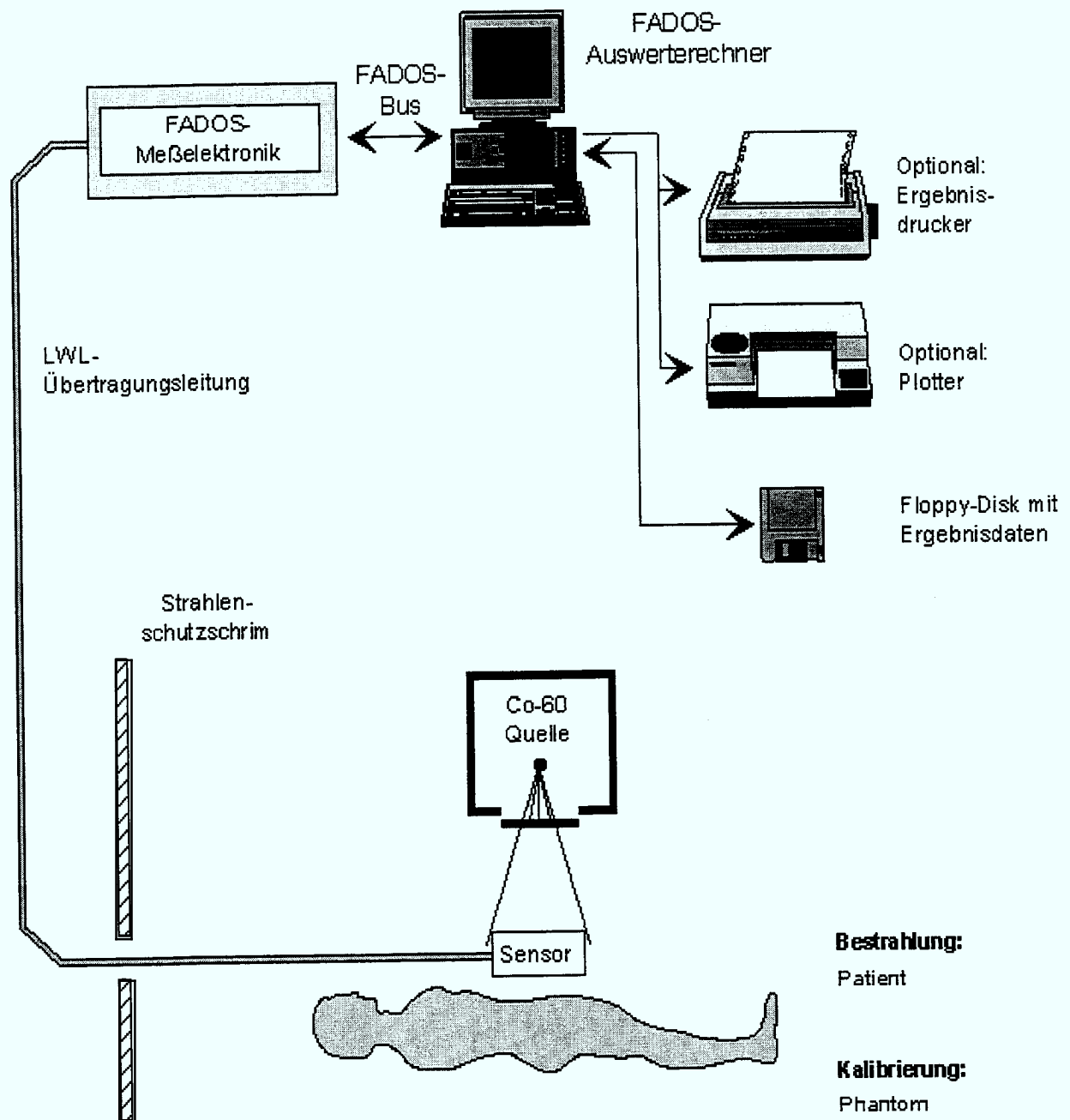


Abb. 4.1: Meßplatz für Bestrahlungsversuche und klinische Tests

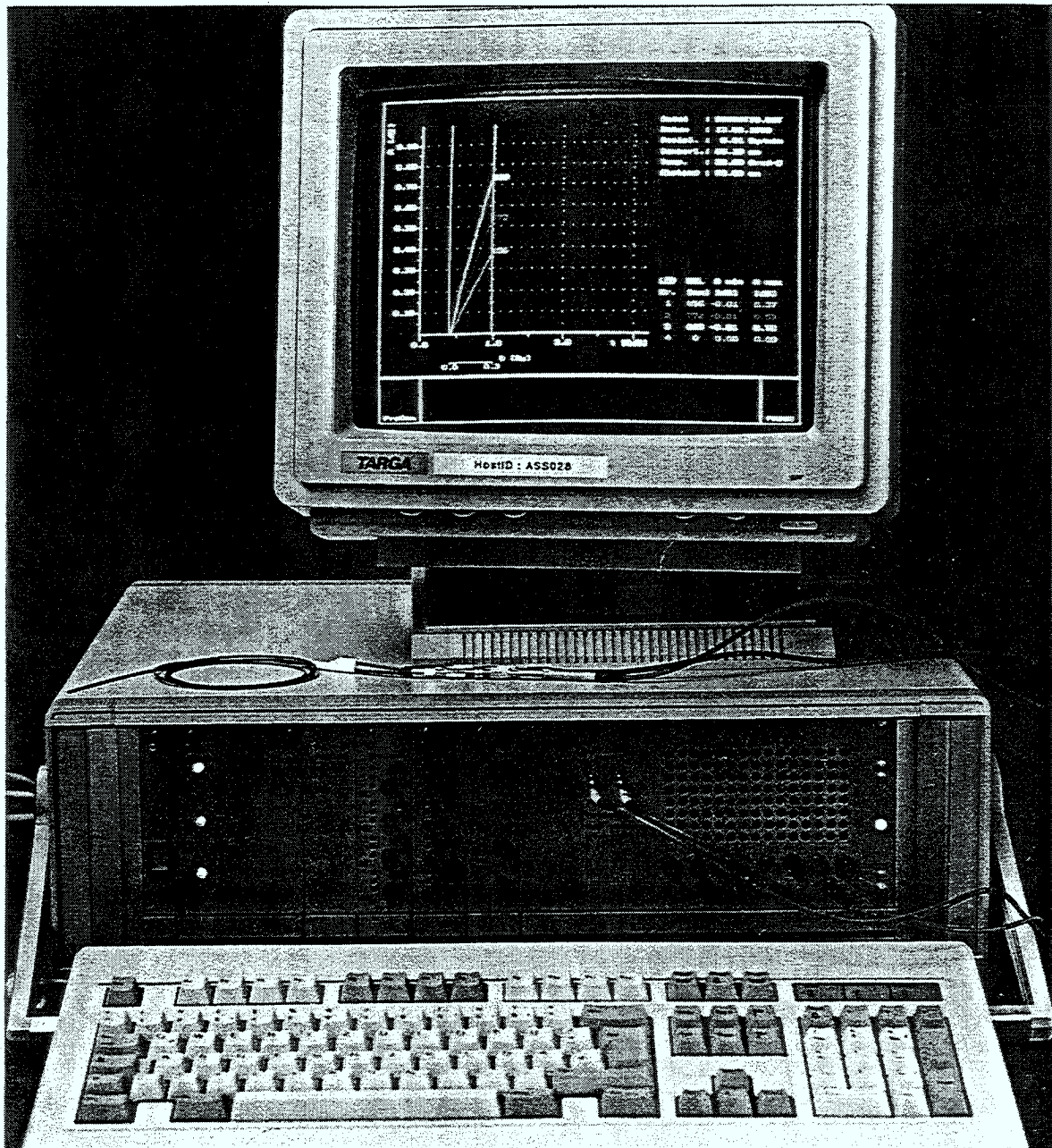


Abb. 4.2: FADOS-Meßelektronik mit FADOS-Sensor und Grafikanzeige

Auswertung

In der Meßdatei sind alle erfaßten Meßwerte inklusive Zeitstempel (Echtzeitmeßdatei) und alle eingestellten Versuchsparameter (Sensordaten, Bestrahlungsbedingungen und Hardwareparameter) gespeichert. Die gespeicherten Echtzeitdaten erlauben eine Auswertung, auch nach dem eigentlichen Bestrahlungsvorgang des Sensors. Die Echtzeitmeßdatei wird dazu von der Festplatte des Auswerterechners in das Auswertesystem geladen. Für das Auswertesystem läuft die Bestrahlung quasi erneut ab. Damit ist es möglich, zeitintensive Entwicklungen und Tests der Auswertung, unabhängig von der Verfügbarkeit eines Bestrahlungsgerätes, durchführen zu können. Diese Vorgehensweise ist ausgewählt worden, weil an den klinischen Bestrahlungsgeräten für Experimente nur eine sehr begrenzte Zeit zur Verfügung gestellt werden kann. Darüber hinaus bietet dieses Vorgehen den Vorteil, daß Varianten der Auswertung auf Basis derselben Echtzeitmeßdatei erprobt werden können, der Sensor aber nur einmal bestrahlt werden muß.

Die Aufteilung der Systemfunktionen für die Bedienung und die Ablaufsteuerung einerseits und für die Auswertung andererseits in zwei unabhängige Programmteile hat sich im Verlauf des Projektes sehr bewährt. Erst durch dieses Vorgehen ist es möglich gewesen, die notwendige Flexibilität und Anpaßbarkeit des Faseroptischen Dosimeters FADOS an die unterschiedlichen Anforderungen experimenteller und klinischer Anwender realisieren zu können.

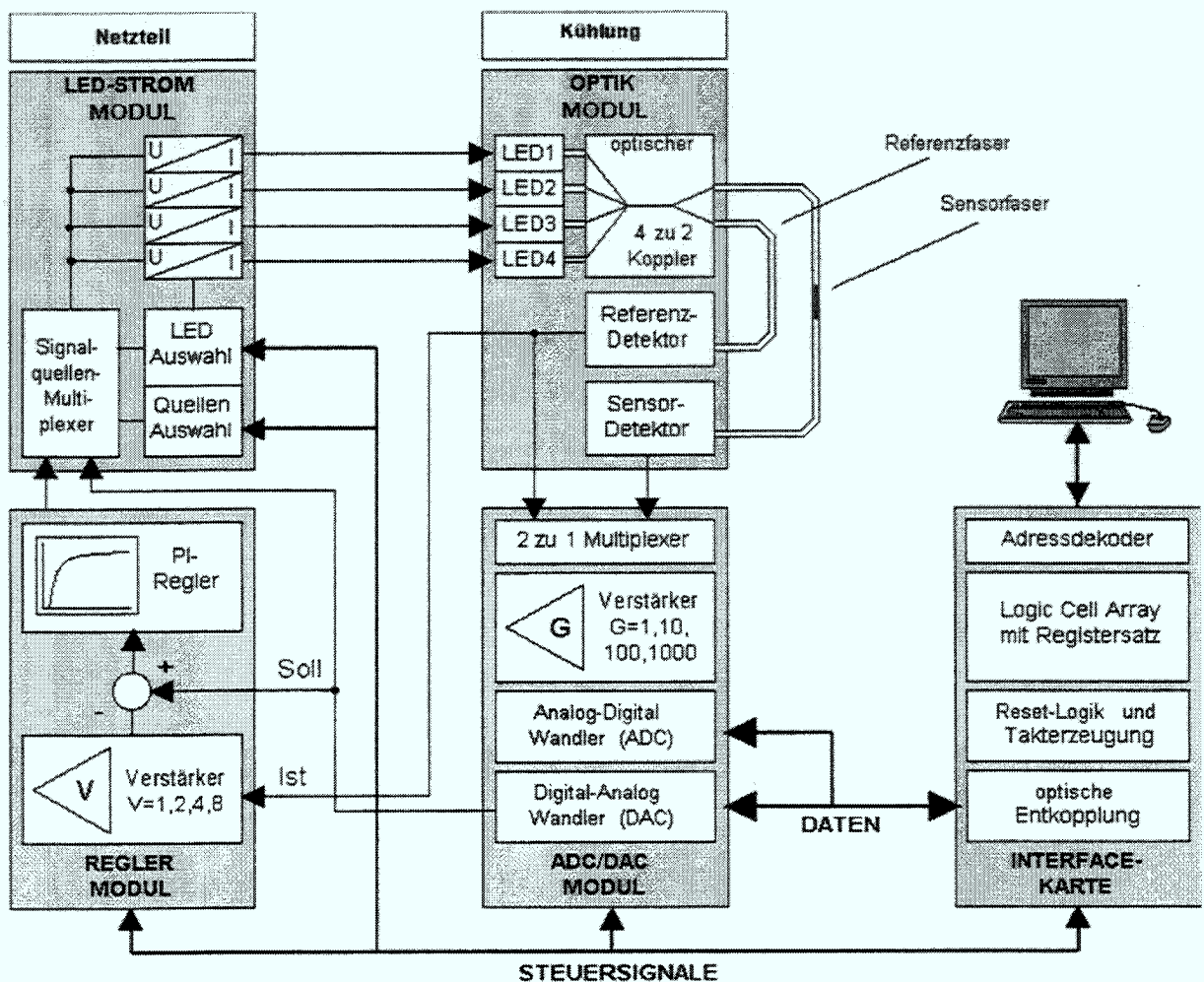


Abb. 4.3: FADOS-Meßelektronik - Blockschaltbild

4.2 Aufbau und Funktionen der FADOS-Meßelektronik

Allgemeine Anforderungen

Bei der Entwicklung und Realisierung der Maßelektronik sind die folgenden allgemeinen Anforderungen berücksichtigt worden:

- (a) Realisierung der Teilschaltungen als austauschbare, steckbare Module,
- (b) steckplatzunabhängiges Bussystem zur Verbindung der Module,
- (c) Aufbau aller Komponenten der Maßelektronik in einem 3 HE 19"-Tischgehäuse,
- (d) Einsatz eines PC/AT-Rechners zur Steuerung der FADOS-Meßelektronik und zur Auswertung der Meßsignale und
- (e) optoelektronische Entkopplung zwischen PC/AT-Rechner und Maßelektronik.

Modularisierung und mechanischer Aufbau

Das modulare Aufbaukonzept sollte insbesondere berücksichtigen, daß die folgenden Komponenten als einfach austauschbare, steckbare Baugruppen realisiert werden können: Stromregler und Intensitätsregler zur Ansteuerung der LEDs, Meßsystem zur Erfassung der Detektorsignale und Optikkassette mit Optikmodul inklusive Peltierkühlung. Das Blockschaltbild der FADOS-Meßelektronik ist in Abb. 4.3 dargestellt. Die wichtigsten Funktionen und technischen Daten der einzelnen Komponenten sind in den folgenden Abschnitten angegeben.

PC/AT-Interfacekarte

Die PC/AT-Interfacekarte verfügt über eine optoelektronisch entkoppelte Busschnittstelle zur Steuerung der folgenden Funktionen der FADOS-Meßelektronik durch den Auswerterechner:

- (a) Selektierung der aktiven LED und Einstellung der Betriebsart für die spannungsabhängige Steuerung bzw. Regelung des LED-Stroms,
- (b) Steuerung der folgenden Funktionen des Meßsystems:
 - Selektierung des Meßkanals (Sensor- oder Referenzkanal),
 - Einstellung der Verstärkungsstufe des Meßverstärkers und
 - Steuerung der Funktionen des Analog-Digital-Umsetzers,
- (c) bidirektionaler Datenbus zum Auslesen und Steuern des Analog-Digital-Umsetzer (ADC) und des Digital-Analog-Umsetzer (DAC) und
- (d) automatische Taktung der LEDs vor und nach der Bestrahlung.

Meßsystem ADC/DAC-Karte

Auf der ADC/DAC-Karte ist ein Meßsystem realisiert, das die hohen Anforderungen der Glasfaserdosimetrie hinsichtlich Stabilität, Auflösung und Meßbereichsdynamik erfüllt. Die folgenden Teilschaltungen der FADOS-Meßelektronik sind realisiert:

- (a) Multiplexer zur Selektierung von Sensor- und Referenzkanal,
- (b) programmierbarer Meßverstärker ($v = 1, 10, 100, 1000$),
- (c) integrierender 18 Bit Analog-Digital-Umsetzer (ADC) mit programmierbarer Wandlungsrate und
- (d) 12 Bit Digital-Analog-Umsetzer (DAC) zur spannungsabhängigen Steuerung des LED-Stroms oder der LED-Intensität.

LED-Stromregler LEDI-Karte

Die LED-Stromreglerkarte stellt für jede LED eine spannungsgesteuerte Präzisionsstromquelle zur Verfügung (Eingangsspannungsbereich 0 .. 10 V, Ausgangsstrombereich 0 .. 50 mA). Über den Betriebsart-Wahlschalter kann vom Auswerterechner die Quelle für die Spannungssteuerung ausgewählt werden. Die folgenden Betriebsarten sind einstellbar:

- (a) Vorgabe des Stromsollwertes über den DAC bei direkter Stromeinstellung durch den Auswerterechner,
- (b) Stromstellglied des Intensitätsreglers bei Regelung der Lichtintensität in Abhängigkeit des Referenzkanals oder
- (c) 'Dunkelschaltung' der nicht aktiven LEDs durch den Auswerterechner beim Zeitmultiplex-Verfahren.

Intensitätsregler LIR-Karte

Alternativ zu der direkten Stromeinstellung für die aktive LED durch den Auswerterechner kann über den Intensitätsregler die Lichtintensität geregelt werden, die in das Sensorsystem eingekoppelt wird. Der Intensitäts-Sollwert wird vom Auswerterechner über den DAC der ADC/DAC-Karte vorgegeben. Der Intensitäts-Istwert wird am Referenzdetektor erfaßt. Die Regelparameter des Intensitätsreglers können durch den steuernden Rechner eingestellt werden. In dieser Betriebsart arbeiten die Stromregler als Stromstellglied des Intensitätsreglers.

Optik-Kassette

Die Optikkassette dient zur Aufnahme des Optikmoduls und des Peltierkühlers. Die elektronische Ankopplung des Optikmoduls an den FADOS-Bus erfolgt über eine Businterfacekarte. Der Peltierkühler ist über eine Adapterkarte mit dem im Baugruppenträger untergebrachten Temperaturregler und Leistungsverstärker verbunden. Die räumliche Trennung zwischen Optikkassette und Leistungsverstärker ist gewählt worden, um thermische Rückkopplungen zwischen dem gekühlten Optikmodul und dem Leistungsverstärker für die Peltierelemente zu vermeiden.

Vorgehensweise bei der Realisierung

In der ersten Entwicklungsstufe ist ein Labormuster der FADOS-Meßelektronik aus den Komponenten Stromregler, Intensitätsregler, Meßsystem und Optikkassette entwickelt und realisiert worden. Das Labormuster der Optikkassette ist zunächst auf der Basis eines am Markt verfügbaren Optikmoduls und ohne aufwendiges Kühlsystem realisiert worden, um zu einem möglichst frühen Projektzeitpunkt ein Meßsystem zur Verfügung zu haben. Das ausgewählte Optikmodul verfügt über vier LEDs mit den Wellenlängen 592 nm, 660 nm, 772 nm und 850 nm.

Ergebnisse des Labormustertests

Mit diesem Labormuster sind erste Bestrahlungsversuche durchgeführt worden, um für die konsequente Weiterentwicklung der Meßelektronik und des FADOS-Sensors die notwendigen Erfahrungen zu gewinnen. Wichtige Ergebnisse dieser Versuche und die daraus abzuleitenden Anforderungen für die Weiterentwicklung der Meßelektronik sind:

- (a) Die Nachweisempfindlichkeit des Faseroptischen Dosimeters FADOS kann durch den Einsatz von LEDs mit kürzeren Wellenlängen deutlich erhöht werden (s. Abb. 4.4). Der stark nichtlineare Verlauf ist unter anderem dadurch bedingt, daß zwar die Empfindlichkeit der Sensorfaser für die nachzuweisende Kernstrahlung bei kürzeren Wellenlängen zunimmt, aber die Empfindlichkeit der als Detektor eingesetzten Si-Pin-Diode mit der Wellenlänge abnimmt (s. Abb. 4.5).
- (b) Das am Markt verfügbare Optikmodul stellt keine ausreichende Lichtleistung für die unteren Wellenlängen (592 nm und 660 nm) am Sensorausgang zur Verfügung. Die Ausgangsleistung soll auf ca. 0.8 .. 1.0 μW erhöht werden. Dabei ist es das Ziel, die Nachweisgrenze und gleichzeitig das Signal-/Rausch-Verhältnis um eine Größenordnung zu erhöhen.
- (c) Durch Temperaturstabilisierung des Optikmoduls kann die Stabilität des Meßsystems deutlich verbessert werden (s. Abschnitt 4.3.3).

Diese Anforderungen können nur durch die Entwicklung eines Optikmoduls mit Kühlung realisiert werden. Die Entwicklung des Optikmoduls ist in Abschnitt 4.3 dargestellt. Die mit der Entwicklung erreichten Ergebnisse sind in Abschnitt 4.4 zusammengefaßt.

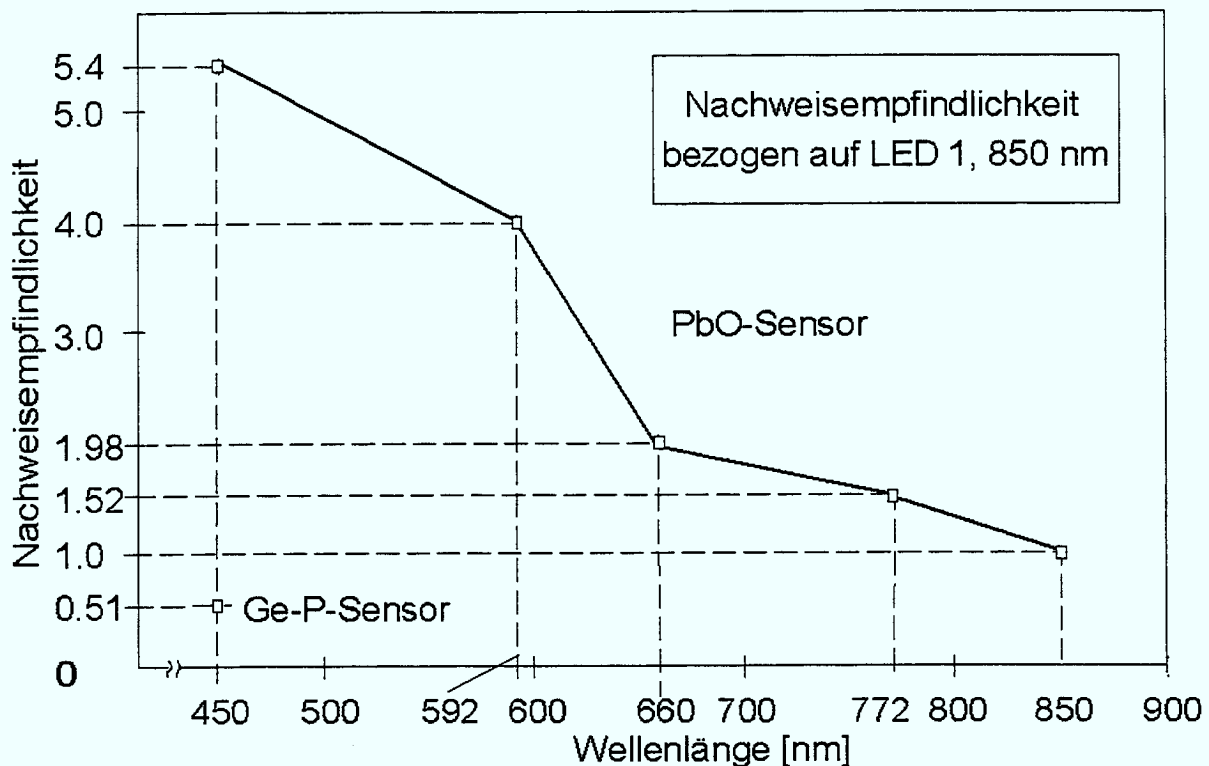


Abb. 4.4: Abhängigkeit der Nachweisempfindlichkeit von der Wellenlänge

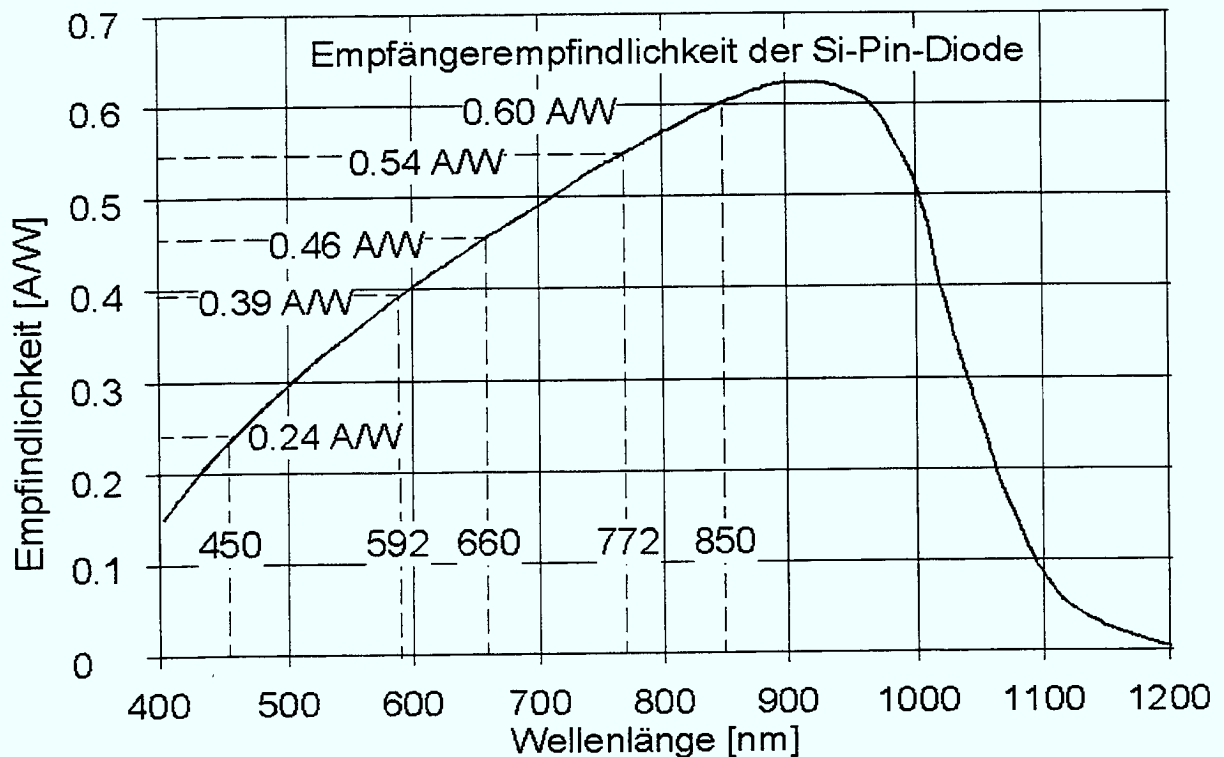


Abb. 4.5: Spektrale Empfindlichkeit des Empfängers mit integrierter Si-Pin-Diode

FADOS-Meßelektronik für den Doppelsensor

Die vom Verbundpartner KFA/EGS gemeinsam mit der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf durchgeführten Grundlagenuntersuchungen und klinischen Tests haben gezeigt, daß sich der Einsatzbereich des Faseroptischen Dosimeters FADOS durch den Einsatz von Doppelsensoren erweitern läßt (s. dazu Bericht des Verbundpartners KFA/EGS). Diese Tests sind mit dem Funktionsmuster der FADOS-Meßelektronik (mit dem entwickelten Optikmodul und Kühlung) durchgeführt worden.

Doppelsensoren aus einem PbO-Sensorelement und einem Ge-P-Sensorelement ermöglichen eine nahezu gewebeäquivalente Dosisauswertung. Die große Flexibilität und Anpaßbarkeit der FADOS-Meßelektronik erlaubt ihren Einsatz auch bei Tests mit dem Doppelsensor. Die erforderlichen Änderungen am Gerätedesign beschränken sich auf das optomechanische Design des Optikmoduls. Geräte mit diesem Optikmodul (s. Abschnitt 4.3) können sowohl für Messungen mit einzelnen Sensorelementen (PbO-Sensor oder Ge-P-Sensor) als auch für Messungen mit dem Doppelsensor eingesetzt werden.

4.3 Optikmodule für das Faseroptische Dosimeter

4.3.1 Entwicklungsziele und Anforderungen

Mit dem Verbundpartner KFA/EGS ist die Entwicklung des Optikmoduls für die FADOS-Meßelektronik geplant und durchgeführt worden. Das Ziel dieser Entwicklung ist die Realisierung der folgenden Moduleigenschaften:

Anpassung der optischen Leistung

Die optische Ausgangsleistung des Moduls soll optimal an die Anforderungen der Glasfaserdosimetrie angepaßt sein. Hier ist ein Kompromiß zwischen der maximal am Sensor zulässigen Lichtleistung und der minimal am Detektor notwendigen Lichtleistung zu finden. Die maximal zulässige Lichtleistung wird auf ca. 1 μ W begrenzt, um Fotobleaching zu vermeiden. Dadurch ist indirekt die Meßgrenze festgelegt, bei der am Detektor bei maximaler Sensordämpfung noch ein ausreichendes Meßsignal zur Verfügung steht.

Rauscharme Empfängerschaltung

Die Empfängerschaltungen sind rauscharm auszuführen, um bis zu einer maximalen Sensorkalndämpfung von 20 dB, gerechnet ab der LWL-Übertragungsleitung, noch eine Dämpfungsänderung von 0.001 dB detektieren zu können.

Geringe Drift

Die Ausgangsleistung und die Empfangselektronik dürfen zur Vermeidung von Meßfehlern während der Bestrahlungsmessung nur geringste Drift aufweisen (<0.001 dB/min).

Anpaßbares Moduldesign

Die Komponenten des Optikmoduls sollen so realisiert werden, daß sowohl Module für Einfachsensoren wie auch für Doppelsensoren aufgebaut werden können.

Allgemeine Anforderungen an das Optikmodul

Bei der Entwicklung des Optikmoduls sollen die folgenden allgemeinen Anforderungen berücksichtigt werden:

- (a) optimale Wärmekopplung an das Peltierkühlsystem aller optomechanisch und optoelektronisch relevanten Komponenten, wie LEDs, Detektoren, Sternkoppler und Koppelstellen,
- (b) geringe interne Verlustleistung der Modulelektronik, hier mit dem Ziel, die Kühlung soweit wie möglich zu entlasten,
- (c) galvanische Trennung zwischen Kühlsystem und Meßelektronik,
- (d) weichmagnetische Abschirmung der empfindlichen Empfangsschaltung und
- (e) fertigungsfreundliche Modulmontage.

4.3.2 Modulelektronik und Modulaufbau

Die Optikmodule sind in zwei unterschiedlichen Ausführungsvarianten entwickelt und hergestellt worden: Modultyp 01 für PbO-Sensoren und Modultyp 01-01 für Doppelsensorsysteme. Die Module unterscheiden sich ausschließlich durch ihr optomechanisches Design. Hinsichtlich der Modulelektronik besteht der Unterschied in den eingesetzten LEDs (Wellenlängen). Die folgenden Ausführungen zur Modulelektronik beziehen sich auf Optikmodule für PbO-Sensoren mit einem Wellenlängenbereich von 592 nm - 850 nm (vgl. Tabelle 4.1). Die abweichenden Daten der Module für den Doppelsensor sind in Tabelle 4.2 angegeben.

Optoelektronische Auslegung der Modulelektronik

Für den PbO-Sensor ist ein Design mit drei LEDs im Wellenlängenbereich von 850 nm bis 592 nm und einer zusätzlichen Test-LED mit einer Wellenlänge von 660 nm entwickelt und realisiert worden. Die optische Leistung in der 110 μm Sensorzuleitungsfaser wird auf einen Bereich von 0.8 bis 1.2 μW bei einem maximalen LED-Strom von 50 mA festgelegt. Für die Auslegung der Detektorschaltung ist die Ausgangsspannung bei der minimalen Systemdämpfung von 2.66 dB bestimmend. Bei dieser Systemgrunddämpfung soll die Ausgangsspannung am Sensordetektor minimal 3.0 V für die LED mit der kleinsten optischen Leistung betragen. Um für die Intensitätsregelung optimale Voraussetzungen zu schaffen, soll die Ausgangsspannung am Referenzdetektor in Abhängigkeit von der optischen Leistung der LED im Bereich von 3.5 bis 4.0 Volt liegen.

Ausführung der Modulelektronik

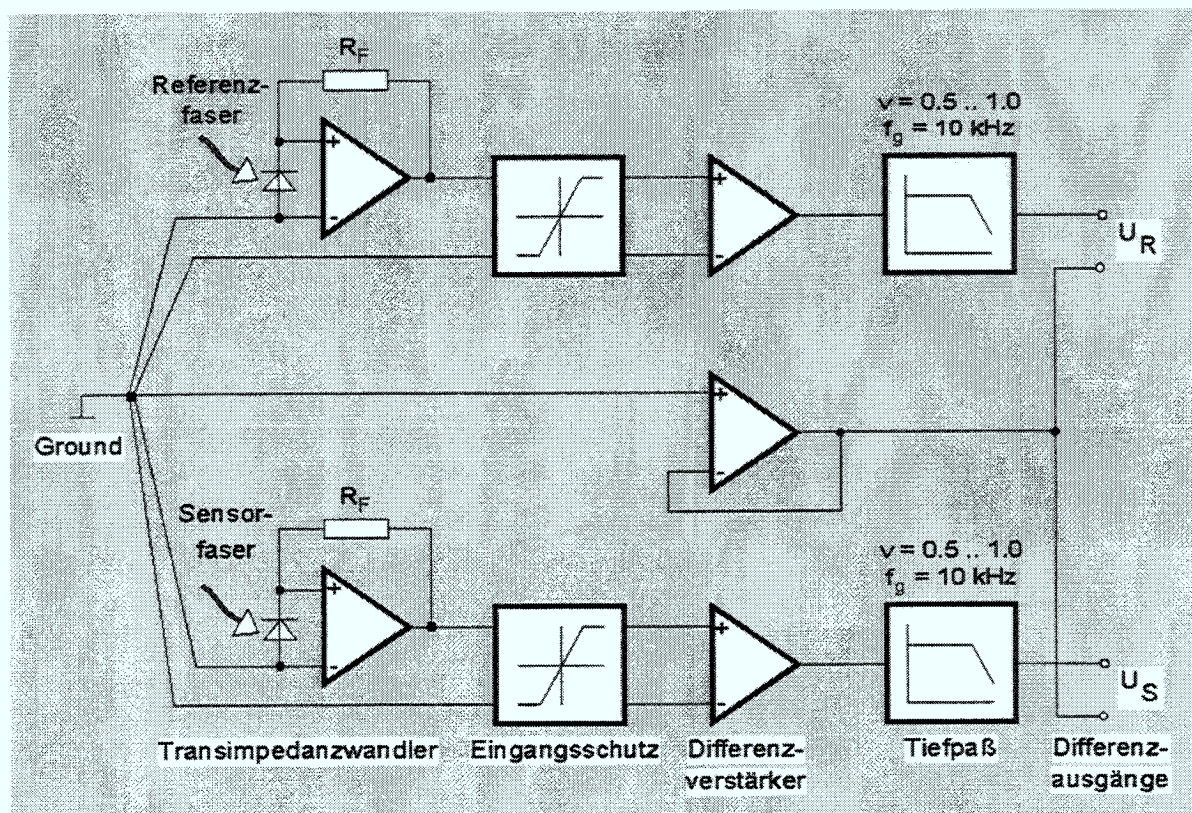


Abb. 4.6: Blockschaltbild der Empfangsschaltung

Für den Aufbau der Empfangsschaltung ist ein FET-Verstärker mit integrierter Si-Pin-Diode ausgewählt worden. Die Empfindlichkeit der Si-Pin-Diode im spektralen Bereich von 450 nm bis 850 nm Wellenlänge liegt bei 0.22 A/W bis 0.6 A/W (s. Abb. 4.5). Dieser Detektortyp ist für beide Optikmodultypen einsetzbar.

Die in Abb. 4.6 dargestellte Empfangsschaltung verfügt über je eine Detektorschaltung für den Referenz- und den Sensorkanal. Die Detektorschaltungen bestehen jeweils aus der Si-Pin-Diode, dem Transimpedanzwandler zur Strom-Spannungs-Wandlung und dem empfindlichkeitsbestimmenden Rückführungswiderstand.

Die nachfolgende Begrenzerschaltung dient dem Schutz der hochempfindlichen Meßelektronik des faseroptischen Dosimeters. Die nachgeschaltete Tiefpaßelektronik mit einstellbarer Verstärkung im Bereich zwischen 0.5 und 1 und einer Eckfrequenz von ca. 10 kHz dient der Frequenzbegrenzung und der Verstärkungsanpassung des Moduls. Am Modulausgang stehen der Referenz- und der Sensorspannungswert als Differenzsignale zur Verfügung.

Modulaufbau

Schnitt B

Schnitt A

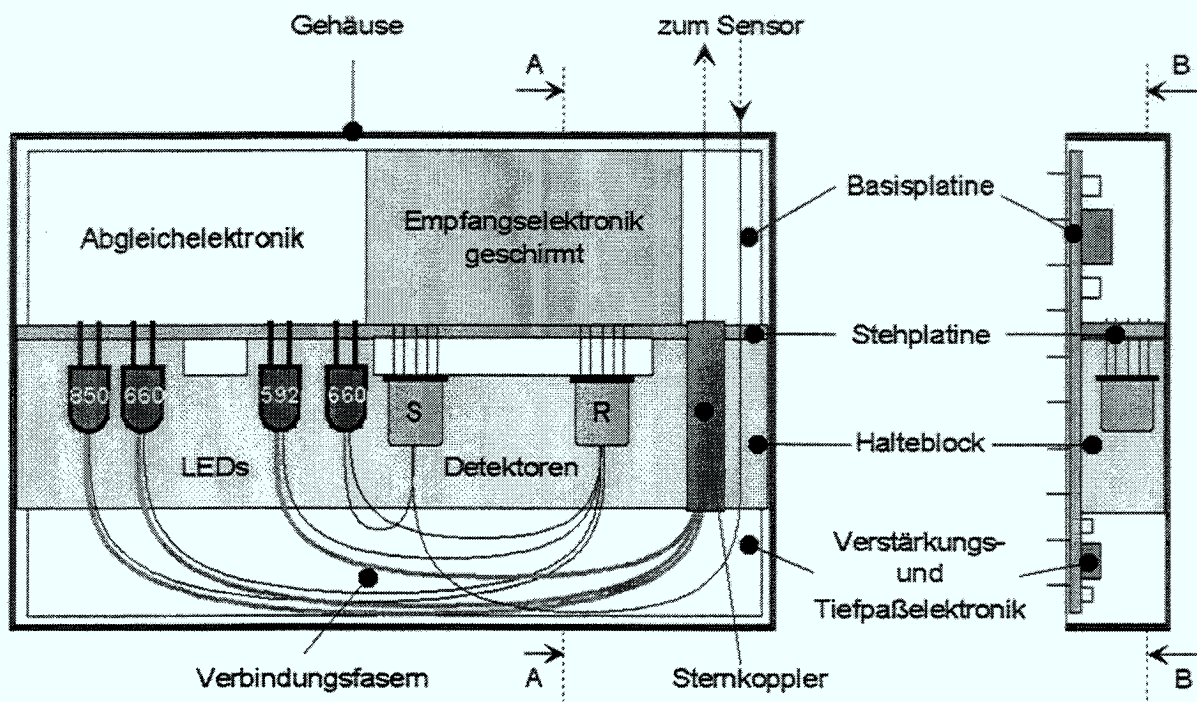


Abb. 4.7: Mechanisches Design des FADOS-Optikmoduls

In Zusammenarbeit mit dem Verbundpartner KFA/EGS und unter Mitarbeit des Instituts für Mechatronik IMECH GmbH, Moers, das die Fertigung der optomechanischen und mechanischen Komponenten durchgeführt hat, ist die in Abb. 4.7 dargestellte Anordnung der Bauelemente und Komponenten auf dem Optikmodul entwickelt worden. Die optoelektronischen und optomechanischen Komponenten - LEDs, Detektoren und Sternkoppler - werden in einem Messingblock

gehalten. Diese metallische Halterung ergibt einen günstigen Wärmeübergang zur Kaltplatte des Peltierkühlsystems. Die elektrische Verbindung der optoelektronischen Komponenten wird über eine Stehplatine realisiert, die mit dem Halteblock verschraubt wird. Die Stehplatine verfügt über Steckanschlüsse zur Basisplatine des Optikmoduls. Diese Ausführung der Elektronik und des mechanischen Designs vereinfacht die Faserassemblierung an den optoelektronischen Komponenten, da der Halteblock erst als vollständig assemblierte Komponente auf die Basisplatine des Moduls gesteckt wird.

Auf der Basisplatine sind die folgenden Schaltungsteile untergebracht:

- (a) Spannungsversorgung und Abgleichelektronik,
- (b) Empfangselektronik in einem weichmagnetischen Abschirmgehäuse und
- (c) Tiefpaßfilter und einstellbare Verstärkerschaltung.

Der große metallische Halteblock für die optoelektronischen Komponenten und die Vielzahl der unterzubringenden Elektronikkomponenten auf der Platine machten es erforderlich, den Bereich unterhalb der Faserführung für die Bestückung von elektronischen Komponenten vorzusehen. Das erforderte ein Design in SMD-Technik, da unter den Fasern nur eine geringe Höhe für Bauelemente zur Verfügung steht. Für die Platine ergibt sich ein aufwendiges Mischdesign in SMD- und konventioneller Technik, da nicht alle erforderlichen Analogkomponenten in SMD-Technik zur Verfügung stehen.

Mit dieser Ausführung des Optikmoduls ist ein guter Kompromiß unter den Aspekten Lichtwellenleiterführung, Elektronik und Kühlung gefunden worden.

Optomechanisches Design der Module Typ 01 für PbO-Sensoren

In Tab. 4.1 sind die wichtigsten Eigenschaften des Optikmoduls für den PbO-Sensor zusammengestellt. Diese Eigenschaften sind mit dem in Abb. 4.8 dargestellten optomechanischen Design erreicht worden.

LED	LED 1	LED 2	LED 3	LED 4	Einheit
Wellenlänge	850	660	592	660	[nm]
P_{opt} in 110 μm Faser	0.8 ... 1.2			..- ²⁾	[μW]
max. LED-Strom	50				[mA]
DETEKTOR					
Ausgangsspg. REF	3.5 ... 4.0				[V]
Ausgangsspg. SEN ¹⁾	3.0 ... 4.0				[V]

¹⁾ U_{SENSOR} bei einer Systemgrunddämpfung von 2.66 dB

²⁾ Test-LED über interne Faserführung an den Sensordetektor geführt

Tab. 4.1: Typische Daten des Optikmoduls für PbO-Sensoren

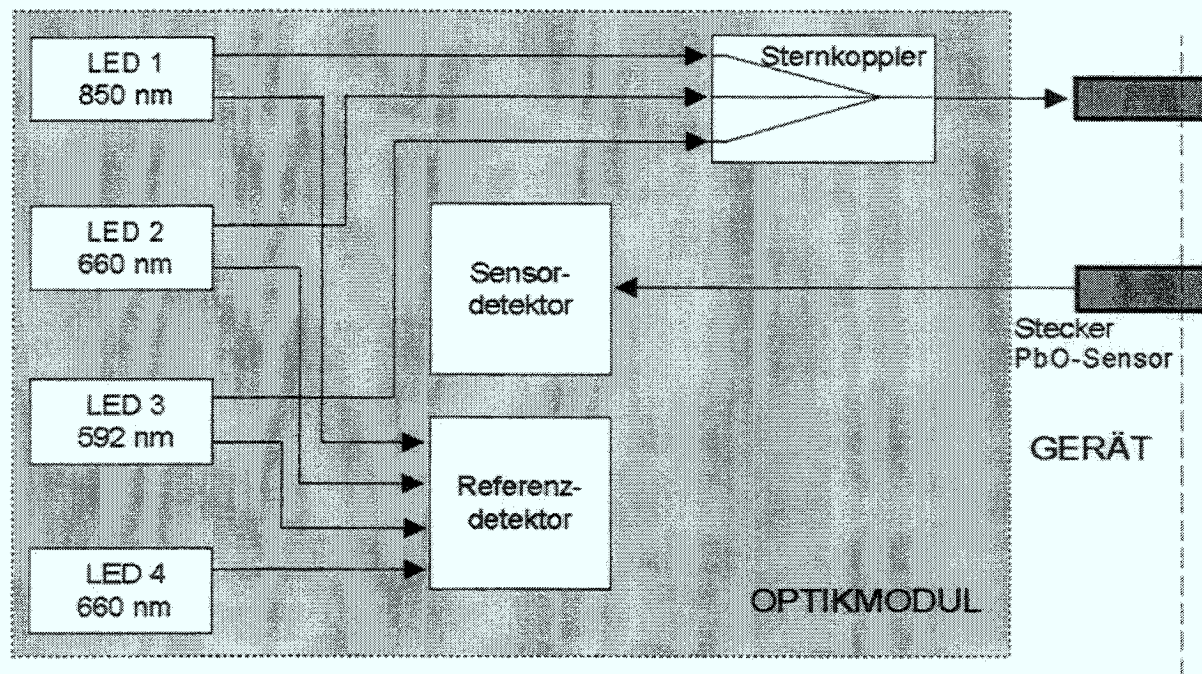


Abb. 4.8: Optomechanische Auslegung des Optikmoduls für den PbO-Sensor

Dieses vom Verbundpartner KFA/EGS entwickelte Design ermöglicht es, während der optomechanischen Assemblierung die Lichtleistung am Sensor- und Referenzdetektor optimal einzustellen. Die Einstellung erfolgt durch Justierung der LEDs gegenüber den Lichtwellenleitern, der einzelnen Lichtwellenleiter gegenüber dem Kopplereingang und der Lichtwellenleiter gegenüber den Detektoren. Hierbei ermöglicht die direkte Kopplung der LEDs mit dem Referenzdetektor die Einstellung unterschiedlicher Verteilungen der Lichtleistungen der einzelnen LEDs am Referenzdetektor und am Kopplerausgang. Dies ist notwendig, um für den Sensor einen möglichst großen Dosismeßbereich bei allen Meßwellenlängen zu erreichen. Die vierte LED wird bei diesem Design als Test-LED zur Geräteüberwachung eingesetzt.

Optomechanisches Design der Module Typ 01-01 für Doppelsensoren

Zum Auslesen des FADOS-Doppelsensors ist eine Änderung der optomechanischen Auslegung des FADOS-Optikmoduls erforderlich. Das Doppelsensorsystem und das optomechanische Design sind vom Verbundpartner KFA/EGS entwickelt worden. Der Aufbau eines Labormusters dieses Optikmodultyps erfolgte in Zusammenarbeit von KFA/EGS, ProCom und IMECH mit der folgenden bewährten Aufgabenteilung:

IMECH	Assemblierung der optoelektronischen und optomechanischen Komponenten,
KFA/EGS	Design und Test des Optikmoduls und
ProCom	Fertigung der Elektronikplatinen, Abgleich des assemblierten Optikmoduls, Einbau des Moduls in die FADOS-Meßelektronik und Gesamtabgleich der FADOS-Meßelektronik.

Die typischen Daten dieses Modultyps sind in der Tabelle 4.2 zusammengestellt. Die optomechanische Auslegung ist in Abb. 4.9 dargestellt. Das Design berücksichtigt die folgenden Änderungen:

Funktionale Anforderungen

Als zweites Sensorelement für den FADOS-Doppelsensor ist die Ge-P-Faser ausgewählt worden. Bei der Ge-P-Faser beruht der Strahlungsnachweis wie bei der PbO-Faser auf einer Dämpfungsmessung. Daher ist es erforderlich, dieses Sensorelement mit einer von der optischen Signalübertragung des PbO-Sensorelements getrennten Übertragungsstrecke auszulesen. Darüber hinaus ist die Ge-P-Faser eine 50/125 μm Gradientenindexfaser, die an eine sowohl für die Lichteinkopplung als auch für die Rückführung der reflektierten Lichtleistung benutzte strahlungsresistente Gradientenindexfaser angekoppelt werden muß. Für dieses Sensorelement muß im Gegensatz zum PbO-Sensor die Trennung der in die Übertragungsleitung eingekoppelten Lichtleistung von der vom Sensor reflektierten Lichtleistung im Optikmodul erfolgen.

Optomechanische Auslegung

Mit der in Abb. 4.9 schematisch dargestellten optoelektronischen Anordnung können die o.g. funktionalen Anforderungen für den Doppelsensor realisiert werden. Gegenüber der Auslegung für den einfachen PbO-Sensor wird jetzt die vierte LED nicht mehr für den internen Gerätetest eingesetzt, sondern als Lichtquelle für das Ge-P-Sensorelement genutzt.

Das zweite wesentliche Merkmal dieses Designs liegt in der Nutzung des X-Kopplers. Der zweite Ausgang des Kopplers wird nicht zur Auskopplung von Lichtleistung an den Referenzdetektor für die Intensitätsregelung genutzt, sondern dient der Versorgung eines zweiten Ge-P-Sensorelements.

Ein Grund für diese Auslegung liegt darin, daß wegen des geringen Kerndurchmessers der Sensorfaser eine maximale Ausnutzung der in die Anordnung eingekoppelten Lichtleistung erforderlich ist. Die Lichtleistungsänderung am Sensordetektor wird bei der Nutzung von zwei Sensorelementen verdoppelt. Bei dieser Anordnung werden nur bei der Auskopplung des von den beiden Sensorelementen reflektierten Lichts zum Sensordetektor die Verluste von 3 dB durch den 50/50 X-Koppler wirksam. Die Nutzung von zwei Ge-P-Sensorelementen erhöht darüber hinaus die Meßsicherheit des Doppelsensors.

Ein weiterer Grund für diese Auslegung ist, daß am Referenzdetektor zur optimalen Stabilisierung der LED-Lichtleistung eine höhere Lichtleistung erforderlich ist, als an einem der beiden X-Koppler-Ausgänge zur Verfügung steht. Für die Intensitätsregelung wird daher eine direkte Faserkopplung zwischen der vierten LED und dem Referenzdetektor realisiert.

Modifikation des Wellenlängenbereichs

In dem Wellenlängenbereich 592 nm bis 850 nm, wie er bei Optikmodulen für den PbO-Sensoren zur Verfügung steht, ist die Nachweisempfindlichkeit der Ge-P-Faser, die als zweites Sensorelement benutzt wird, nicht ausreichend. Seit Mitte 1994 steht jedoch ein neuer LED-Typ mit hoher Lichtleistung und der Schwerpunktwellenlänge 450 nm (Halbwertsbreite ca. 70 nm) zur Verfügung. Mit dieser LED kann in eine 50/125 μm Gradientenindexfaser eine so große Lichtleistung eingekoppelt werden, daß auch der Ge-P-Sensor im Wellenlängenbereich zwischen 400 nm und 500 nm mit einem hinreichend guten Signal-/Rausch-Verhältnis ausgelesen werden kann (s.a. Abb. 4.17). Erst der Einsatz dieser LED ermöglicht die Nutzung der Ge-P-Faser als Sensorelement in vielen Anwendungsfällen. Für das PbO-Sensorelement wird als dritte Lichtquelle ebenfalls eine LED mit der Wellenlänge 450 nm eingesetzt, um auch für dieses Sensorelement die Nachweisempfindlichkeit noch weiter zu erhöhen (s. Abb. 4.4).

Mit der FADOS-Meßelektronik und dem Optikmodul für den Doppelsensor werden z.Z. klinische Tests durchgeführt. Erste Meßergebnisse sind in Abschnitt 4.4 angegeben. Die bei den Tests eingesetzte FADOS-Meßelektronik ist mit der im nächsten Abschnitt beschriebenen Peltierkühlung ausgerüstet.

LED	LED 1	LED 2	LED 3	LED 4	Einheit
Wellenlänge	850	660	450	450	[nm]
P_{opt} in 110 μm Faser	0.8 ... 1.2			--	[μW]
P_{opt} je 50 μm Faser	--			0.3	[μW]
max. LED-Strom	50				[mA]
DETEKTOR					
Ausgangsspg. REF	3.5 ... 4.0				[V]
Ausgangsspg. SEN ¹⁾	3.0 ... 4.0				[V]

¹⁾ U_{SENSOR} bei einer Systemgrunddämpfung von 2.66 dB

Tab. 4.2: Typische Daten des Optikmoduls für Doppelsensoren

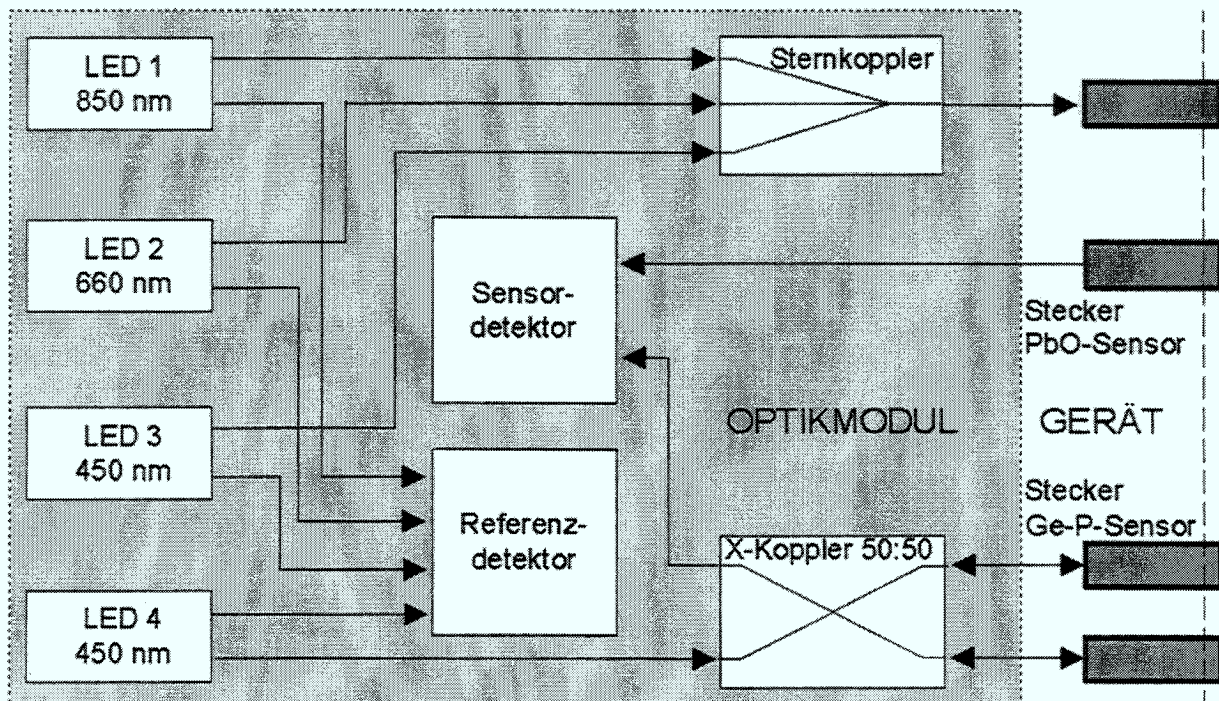


Abb. 4.9: Optomechanische Auslegung des Optikmoduls für den Doppelsensor

4.3.3 Peltierkühlsystem für das Optikmodul

Bei umfangreichen Voruntersuchungen zur Optikmodulentwicklung ist festgestellt worden, daß die geforderte geringe Drift nur durch zusätzliche konstruktive Maßnahmen erreicht werden kann, ohne die sich eine temperaturabhängige Nullpunktdrift ergibt, die oberhalb des geforderten Grenzwerts von 0.001 dB/min liegt.

Einige wichtige Ergebnisse dieser Untersuchungen sind:

Temperatureffekte an den LEDs

- | | |
|--------------------|--|
| Intensitätsdrift: | Die Intensität des von den LEDs emittierten Lichts driftet temperaturabhängig. |
| Wellenlängendrift: | Die Wellenlänge des abgestrahlten Spektrums driftet temperaturabhängig. |

Temperatureffekte an den Detektoren

- | | |
|--------------------|---|
| Empfindlichkeit: | Die Empfindlichkeit der Fotodetektoren ist temperaturabhängig. |
| Parameterstreuung: | Die Empfängereigenschaften (Temperaturabhängigkeit usw.) streuen, so daß sich die Empfindlichkeiten von Referenz- und Sensordetektor unterschiedlich und ungünstigstenfalls sogar gegenläufig in Abhängigkeit von der Temperatur ändern. Dieser Effekt wird zum einen durch die Parameterstreuung der Bauelemente selbst und zum anderen durch die räumliche Anordnung der Elemente zu den beeinflussenden Wärmequellen im Optikmodul und der Umgebung hervorgerufen. |

Der durch diesen Effekt bewirkte Anteil der Nullpunktdrift kann nicht durch das in Abschnitt 3.3 beschriebene Verfahren korrigiert werden.

Temperatureffekte an optomechanischen Komponenten

- | | |
|---|--|
| Sternkoppler,
Übertragungsstrecke und
Sensormaterial: | Die Querempfindlichkeiten dieser Komponenten sind eingehend von den Verbundpartnern KFA/EGS und Uni Duisburg untersucht worden und sind hier nur der Vollständigkeit halber angeführt. |
|---|--|

Die o.a. Ergebnisse zeigen, daß die entscheidende Ursache für die Nullpunktdrift des Dämpfungssignals die Temperaturabhängigkeit des Optikmoduls ist. Im folgenden Abschnitt werden Lösungsmöglichkeiten zur Verbesserung des Temperaturverhaltens des Optikmoduls untersucht.

Passives Kühlsystem mit Kühlkörper und Zwangsbelüftung

Als erste Maßnahme zur Verbesserung der Temperaturstabilität des Optikmoduls ist eine Anordnung mit Kühlkörper auf dem Optikmodul und Zwangsbelüftung durch einen Ventilator untersucht worden.

Diese Anordnung ermöglicht die Durchführung von Bestrahlungsmessungen mit ausreichender Genauigkeit, wenn folgende Randbedingungen eingehalten werden:

- (a) Sensor von einigen Zentimetern Länge,
- (b) Umgebungstemperatur $T_u < 27^\circ\text{C}$,
- (c) Änderung der Umgebungstemperatur während der Messung $\Delta T_u < 1^\circ\text{C}$ und
- (d) max. Gesamtsystemdämpfung $a_{\text{SYSmax}} \leq 20 \text{ dB}$.

Im Hinblick auf die angestrebte Reduzierung der Sensorlänge und die dazu erforderliche Erhöhung des Auflösungsvermögens wird eine weitere Verbesserung der Temperaturstabilität bei weitestgehender Unabhängigkeit von der aktuellen Umgebungstemperatur (innerhalb des üblichen Raumtemperaturbereichs) für wünschenswert angesehen. Dieses Ziel kann jedoch nur mit einer aktiven Temperaturregelung erreicht werden. Lösungsansätze dazu werden im folgenden Abschnitt diskutiert.

Aktives Kühl-/Heizsystem mit Temperaturregelung

Zur Regelung der Temperatur des Optikmoduls auf einen festgelegten Temperatursollwert können u.a. folgende Systeme eingesetzt werden:

- Heizsystem: Heizsystem zur Erwärmung des Optikmoduls auf einen Temperaturwert oberhalb eines maximal zu erwartenden Raumtemperaturwerts.
- Peltierelement: Aufbau eines Kühlsystems mit Peltierelement zur Kühlung des Optikmoduls auf einen Temperatursollwert von ca. $T_u = 20^\circ\text{C}$.

Einige Vor- und Nachteile dieser Lösungsmöglichkeiten sind in Tab. 4.3 gegenübergestellt. Für die Temperaturregelung des Optikmoduls in der FADOS-Meßelektronik ist ein Peltierkühlsystem ausgewählt worden. Ausschlaggebend für diese Wahl sind die in der Tabelle angegebenen Vorteile dieses Kühlsystems gegenüber dem einfacheren, kostengünstigeren Heizsystem. Darüber hinaus bietet das Peltierkühlsystem für das Dosimetersystem FADOS noch die folgenden Vorteile, wenn eine optimale Wärmekopplung aller temperaturkritischen Komponenten an die Kaltplatte erfolgt und eine gute Wärmeisolierung des Moduls gegenüber der Umgebung erreicht wird:

- (a) Durch optimale Wärmekopplung aller temperaturkritischen Komponenten des Optikmoduls an die Kaltplatte kann das Störgrößenverhalten der Temperaturregelung optimiert werden, insbesondere wenn eine gute Wärmeisolierung des Moduls gegenüber der Umgebung erreicht wird.
- (b) Temperaturerhöhungen des Gerätes durch Heizen des Optikmoduls, die sich störend auf die Meßelektronik des FADOS-Systems auswirken könnten, werden vermieden.

Bei dem realisierten Peltierkühlsystem wird das Optikmodul über eine Kaltplatte gekühlt, die mit der Kaltseite des Peltierelements thermisch gekoppelt ist. Die vom Peltierelement zur Warmseite transportierte Wärme wird über einen Kühlkörper, der durch einen Ventilator zwangsbelüftet wird, an die Umgebungsluft abgegeben.

Verfahren zur Temperaturstabilisierung	Vorteile	Nachteile
passives Kühlsystem	- einfach zu realisieren - kostengünstig	- nur für begrenzten Temperaturbereich einsetzbar - ungeeignet bei kurzen Sensorlängen
Heizsystem	- höherer Wirkungsgrad als beim Peltierelement - konstruktiv einfacher zu realisieren - kostengünstiger zu realisieren	- Temperatursollwert muß oberhalb der maximal zu erwartenden Raumtemperatur gewählt werden, dadurch wird das Signal-Rausch-Verhältnis ungünstig beeinflusst - eine Überschreitung des Temperatursollwerts kann nur langsam gegenüber der Umgebungsluft ausgeglichen werden
Peltierelement	- niedrigerer Temperatursollwert als beim Heizsystem möglich, das Signal-/Rausch-Verhältnis wird günstig beeinflusst - aktives Kühlen und Heizen durch Umkehrung der elektrischen Stromrichtung im Peltierelement möglich, so daß Störungen schnell ausgeglichen werden können	- schlechter Wirkungsgrad (typisch für Peltierkühlsysteme), - aufwendigere mechanische Konstruktion erforderlich, - höhere Systemkosten

Tab. 4.3: Bewertung von Verfahren zur Temperaturstabilisierung des Optikmoduls

Für die Auslegung des Temperaturregelkreises sind die folgenden, im Laborversuch ermittelten Parameter maßgebend:

- die Zeitkonstante des Wärmetransports an der Kaltplatte,
- die erforderliche Wärmepumpleistung des Peltierelements und
- der erforderliche Kühlmittelstrom in Abhängigkeit von der Kühlmitteltemperatur.

Den Temperaturregelkreis für das Peltierkühlsystem zeigt Abb. 4.10. Der Temperatur-Istwert wird über einen Temperaturfühler in der Kaltplatte gemessen. Über einen nachgeschalteten Transimpedanzwandler wird der Ausgangsstrom des Fühlers in ein temperaturproportionales Spannungssignal umgewandelt. Dieses Spannungssignal wird dem Summenpunkt des PI-Reglers zugeführt. Der Temperatur-Sollwert ist über ein Potentiometer einstellbar. Das Reglerausgangssignal wird einem elektronischen Leistungsverstärker zugeführt, der den Strom im Peltierelement proportional zum Reglersignal kontinuierlich im Bereich $-I_{\max} < I_{\text{Peltier}} < I_{\max}$ einstellt.

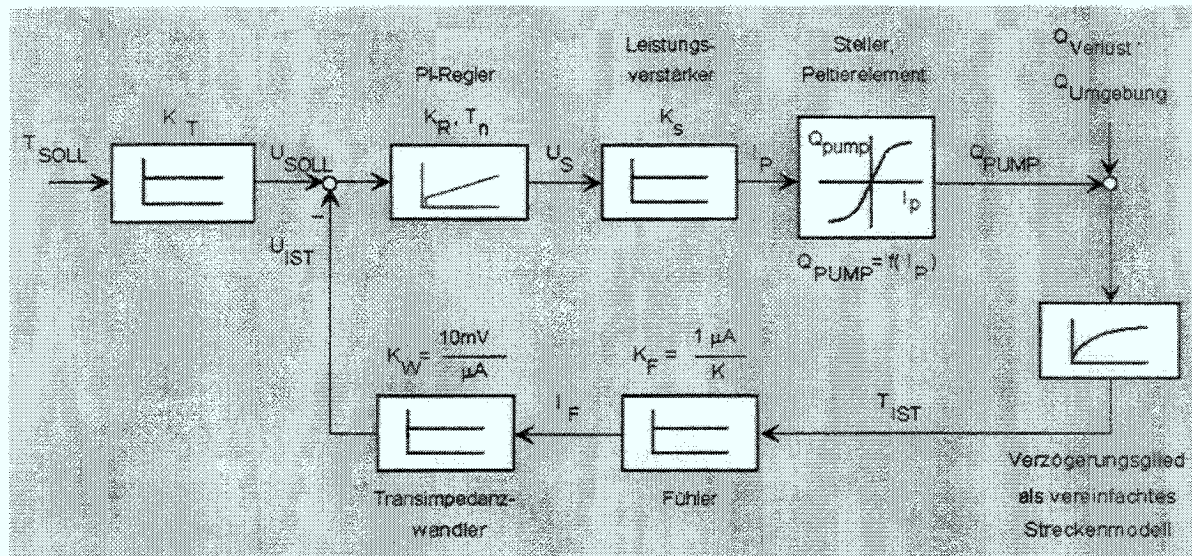
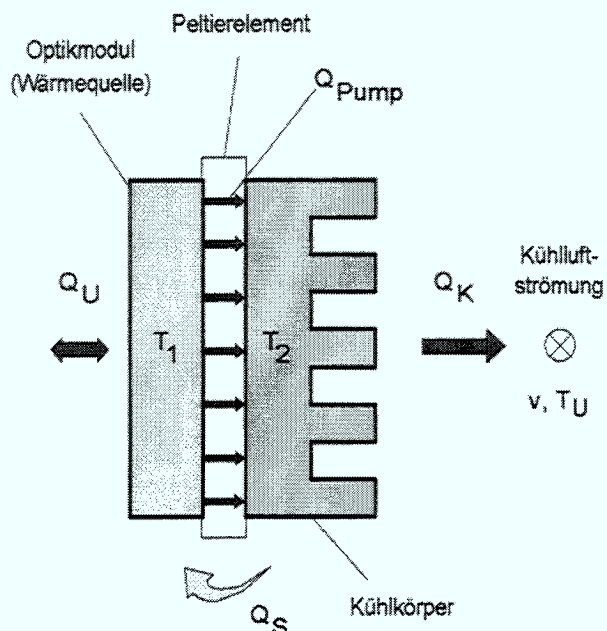


Abb. 4.10: Regelkreis des Peltierkühlsystems

Wärmetransport am Peltierkühlelement

Durch die kontinuierliche Stromeinstellung am Peltierelement wird die aktuelle Wärmepumpleistung des Peltierkühlers so eingestellt, daß die Temperatur an der Kaltplatte konstant bleibt. Im Optikmodul wird elektrische Leistung in Wärme umgewandelt. Abb. 4.11 zeigt den schematischen Aufbau des Kühlers und die auftretenden Wärmeströme. Durch eine Regelung wird T_1 konstantgehalten (20°C). Als Stellglied wird ein Peltierelement verwendet. Dieses bringt die Wärmeenergie auf ein höheres Temperaturniveau (T_2). Über einen Kühlkörper wird die Wärme an eine Kühlluftströmung mit Umgebungstemperatur (T_U) abgegeben. Die Regelung ermöglicht auch die Umkehr der Wärmetransportrichtung durch Richtungsumkehr des elektrischen Stroms im Peltierelement über den Leistungsverstärker des Temperaturreglers.



Thermische Störgrößen des Regelkreises sind:

- direkter Wärmeaustausch des optischen Elementes mit der Umgebung,
- Wärmerückfluß zwischen Kalt- und Warmseite über direkten Kontakt (Befestigung) oder Luftströmung,
- Umgebungszustand (Temperatur, Luftfeuchtigkeit ...) und
- zusätzliche Wärmequellen., z. B. das Peltierelement selbst.

Die Störeinflüsse können bei guter Wärmeisolierung des Kühlsystems, insbesondere des Optikmoduls, weitgehend minimiert und im Auslegungsbereich (abhängig von der Wärmepumpleistung des Peltierelements) durch das Kühlsystem ausgeregelt werden.

Abb. 4.11: Kühlsystem und Wärmeströme

Aufbau des Peltierkühlsystems

Das Peltierkühlsystem mit dem wärmeisolierten FADOS-Optikmodul ist in eine 42 TE breite und 3 HE hohe 19"-Kassette eingebaut. Abb. 4.12 zeigt eine Schnittzeichnung des Kassettenaufbaus. Im oberen Teil befindet sich der Kühlkörper mit den daran befindlichen Ventilatoren zur Abführung der Verlustwärme der Peltierelemente. Darunter sind, eingebettet in die Zwischenisolierung zwischen Warm- und Kaltseite, die Peltierelemente angeordnet. Die Peltierelemente und die Zwischenisolierung sind zwischen dem Kühlkörper und der Kaltplatte eingespannt. Die Kaltplatte gewährleistet eine optimale Wärmeableitung des darunter befindlichen Optikmoduls. Die gesamte Anordnung ist von einer wärmeisolierenden Schicht aus Styrodur umschlossen. Das Optikmodul wird auf die Trägerplatte gesteckt, die mit der mechanischen Konstruktion des Kühlsystems verschraubt ist. Zusätzlich wird das Optikmodul, über eine hier nicht dargestellte Schraubverbindung, gegen die Kaltplatte des Kühlsystems gedrückt. Rechts befinden sich die Ventilatoren, die einen Luftstrom über dem Kühlkörper zum Abtransport der Verlustleistung auf der Warmseite des Peltierelements erzeugen. Um eine Umlenkung des Kühlluftstroms zu vermeiden, wird der Luftstrom durch das Gerät von der Frontseite auf die Rückseite geführt.

Die folgenden, für den Betrieb des Kühlsystems erforderlichen Elektronikkomponenten sind im Tischgehäuse der FADOS-Meßelektronik integriert:

- (a) Leistungsverstärker zur Einstellung des Stroms im Peltierelement,
- (b) Temperaturregler und
- (c) Netzteile zur Versorgung des Peltierkühlsystems.

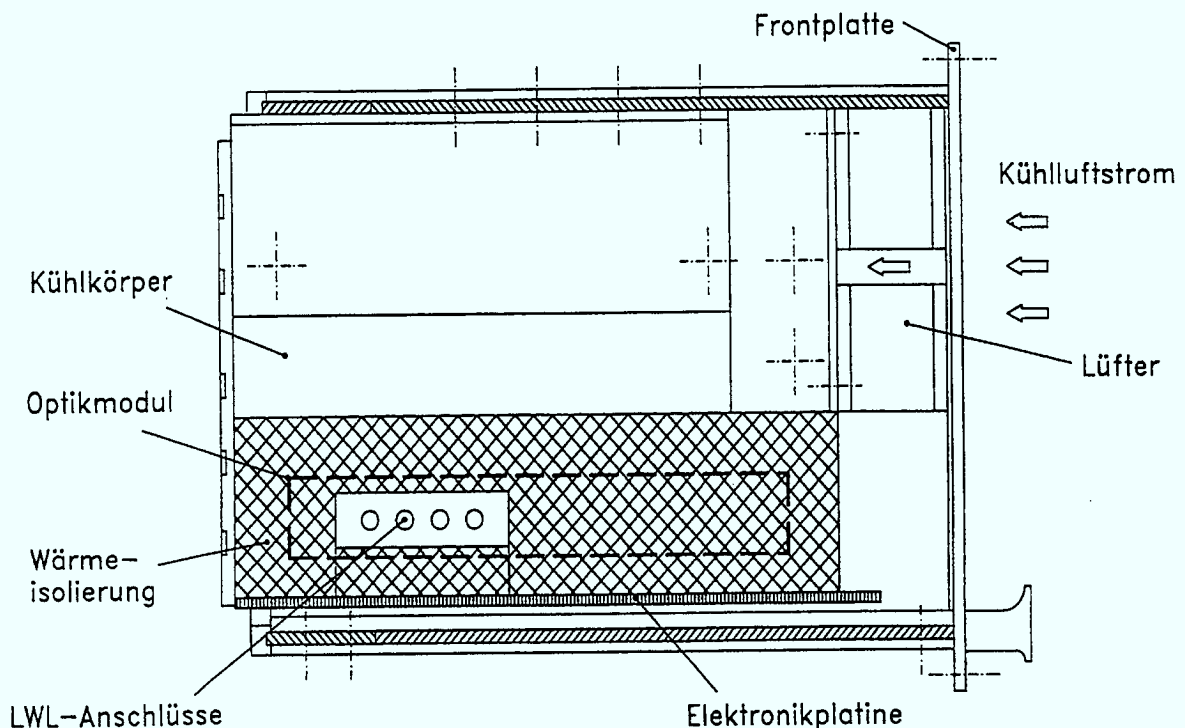


Abb. 4.12: Übersicht Baugruppe Kühler - Schnitt

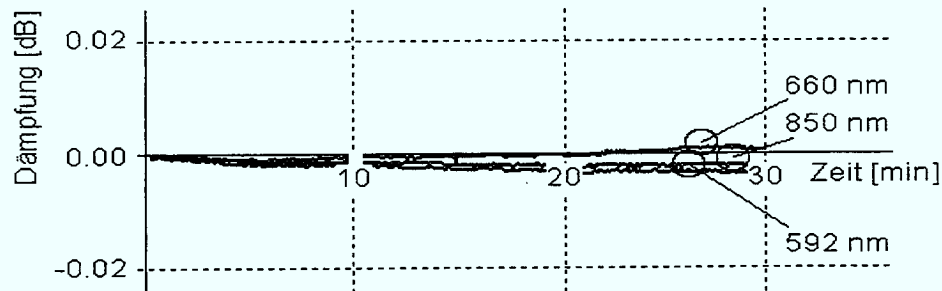
4.4 Ergebnisse der Meßelektronik- und Optikmodulentwicklung

Stabilität und Langzeitdrift

Mit einer gekühlten FADOS-Meßelektronik sind zur Bestimmung der technischen Daten umfangreiche Langzeit- und Driftmessungen durchgeführt worden. Abb. 4.13 zeigt das Ergebnis einer typischen Langzeitdrift-Messung. Die Messung ist an einem heißen Sommertag bei einer Raumtemperatur von ca. 30°C durchgeführt worden.

a) Systemdrift des betriebswarmen Geräts

LED	A_min	A_max
850 nm	-0.002 dB	0.000 dB
660 nm	-0.001 dB	0.002 dB
592 nm	-0.002 dB	0.000 dB



b) Systemdrift des kalten Geräts

LED	A_min	A_max
850 nm	-0.008 dB	0.000 dB
660 nm	-0.011 dB	0.000 dB
592 nm	-0.001 dB	0.006 dB

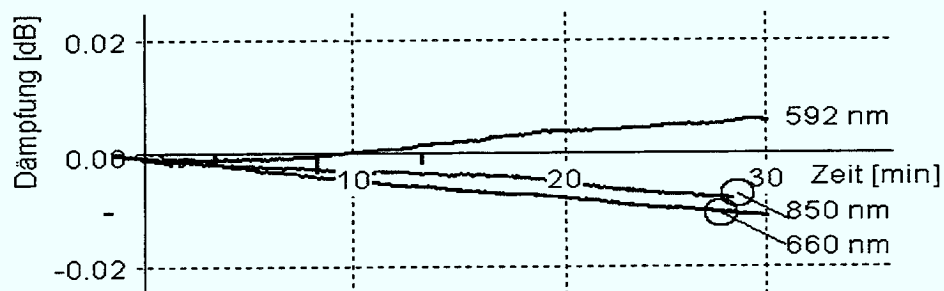


Abb. 4.13: Systemdrift der FADOS-Meßelektronik mit Modul Nr. 01

In Abb. 4.13 a) ist die Systemdrift des betriebswarmen Geräts dargestellt (ca. 1 h nach dem Einschalten). Bei einer Meßzeit von 0.5 h beträgt für das betriebswarme Gerät die maximale Nullpunkt-drift 0.004 dB/h. Die maximale Nullpunkt-drift/Minute ist kleiner als 0.0005 dB/min. In Abb. 4.13 b) ist das Ergebnis der Messung unmittelbar nach dem Einschalten des Geräts dargestellt. Selbst bei kaltem Gerät - d.h. Temperatursollwert durch das Kühlsystem noch nicht vollständig eingestellt - wird eine hinreichend gute Systemstabilität erreicht. Beide Meßergebnisse liegen damit deutlich unter den geforderten Grenzwerten von 0.001 dB/Min bzw. 0.01 dB/h.

Vergleich der Moduleigenschaften

In Abb. 4.14 ist das Ergebnis einer Vergleichsmessung zwischen dem am Markt verfügbaren Optikmodul und dem neu entwickelten FADOS-Optikmodul für den PbO-Sensor dargestellt. Die Messungen sind mit dem gleichen Sensor (Länge: 20 mm) und unter gleichen Bedingungen (Dosisleistung: 1,7 Gy/min) durchgeführt worden. Bei den beiden vergleichbaren Wellenlängen (660 nm und 592 nm) konnte das Signal-/Rausch-Verhältnis des FADOS-Optikmoduls um mehr als 2 Größenordnungen gegenüber dem am Markt verfügbaren Optikmodul verbessert werden. Das angestrebte Entwicklungsziel ist damit voll erreicht worden.

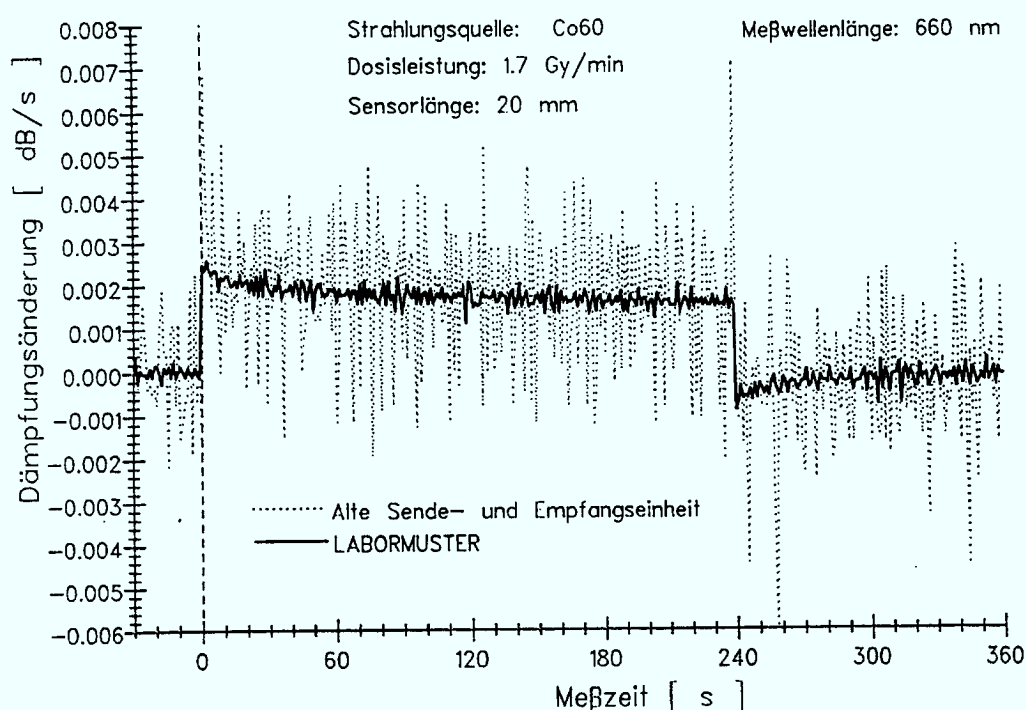


Abb. 4.14: Vergleich der optischen Sende- und Empfangsmodule
Wellenlänge $\lambda_2 = 660$ nm, Farbe: rot

Optische Leistung und Rauschen bei 450 nm Wellenlänge

An einem Optikmodul für den Doppelsensor sind in Zusammenarbeit mit dem Verbundpartner KFA/EGS die Lichtleistung und das Rauschen während einer Bestrahlung für die Meßwellenlänge 450 nm bestimmt worden.

Vor der Messung ist der Kalibrierfaktor k_{opt} aus dem Verhältnis von optischer Leistung P_{opt} und Spannung am Sensordetektor U_{Sensor} durch Vergleichsmessung mit einem optischen Leistungsmesser bestimmt worden. Während der Bestrahlung wird die Spannung am Sensordetektor gemessen. Durch Umrechnung des Spannungssignals mit dem zuvor bestimmten Kalibrierfaktor k_{opt} wird die optische Leistung am Sensordetektor P_{opt} ermittelt. Das Ergebnis ist in Abb. 4.15 im oberen Diagramm dargestellt. Das Meßsignal ist nicht linearisiert, so daß vor und nach der

Strahleneinwirkung eine Änderung der Lichtleistung durch Fading-Effekte am Sensor auftritt. In Abb. 4.15 - unteres Diagramm - ist der Rauschanteil des Meßsignals aufgetragen. Mit einem mittleren Rauschen von -96 dBm ist der Rauschanteil um 3 Größenordnungen kleiner als das Meßsignal. Somit ist ein günstiges Signal-/Rausch-Verhältnis auch bei dieser Meßwellenlänge erreicht worden.

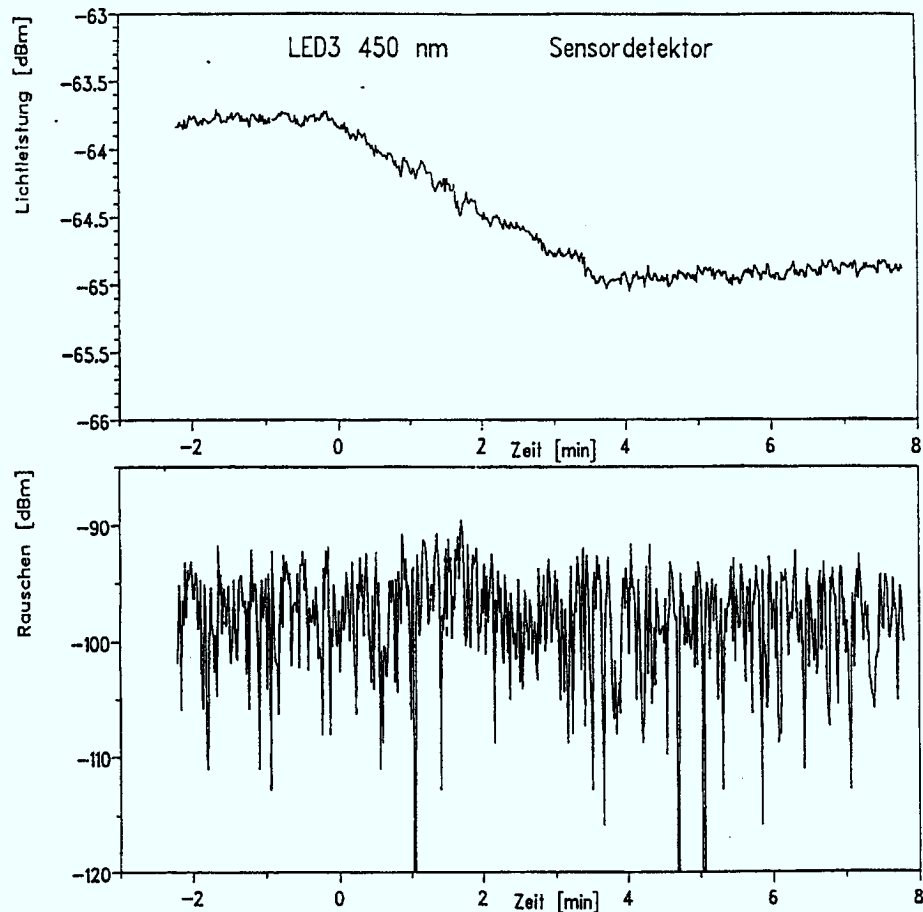


Abb. 4.15: Lichtleistung und Rauschen FADOS-Optikmodul Modul Nr. 08, LED 3, $\lambda_3 = 450$ nm, Farbe: blau

Dämpfungsänderung bei Bestrahlung eines Doppelsensors

Vom Verbundpartner KFA/EGS sind mit einer gekühlten FADOS-Meßelektronik, die mit einem Optikmodul für den Doppelsensor ausgerüstet worden ist, Bestrahlungsversuche durchgeführt worden. Die induzierten Dämpfungsänderungen (nicht linearisiert) eines 25 mm langen Doppelsensors bei Bestrahlung mit 4 Gy (Co60) sind in Abb. 4.16 dargestellt.

Für alle vier verfügbaren Meßwellenlängen des Optikmoduls ergibt sich ein stabiles Meßsignal. Die angestrebte Erhöhung des Signalgewinns - Erhöhung der Nachweisempfindlichkeit - ist für den PbO-Sensor erreicht worden. Bei der Fertigung weiterer Optikmodule wird angestrebt, durch den Einsatz eines im Wellenlängenbereich modifizierten X-Kopplers, den Signalgewinn für den Ge-P-Sensor zu erhöhen.

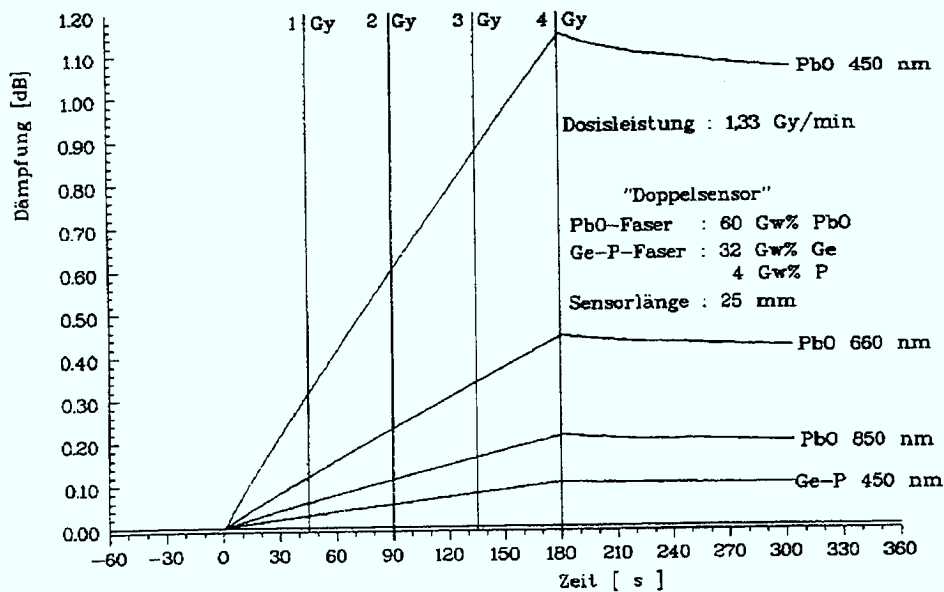


Abb. 4.16: Dämpfungsänderung bei Bestrahlung eines Doppelsensors

Vorläufige typische Daten

Meßelektronik	
typische mittlere Drift/Zeit (in einer Minute)	< 0.001 dB/min
typische mittlere Drift/Zeit (in einer Stunde)	< 0.01 dB/h
mittlere rauschäquivalente Leistung	- 96 dBm
min. Lichtleistung am Sensor (0.1 dB Dämpfungsänderung, 1 % Genauigkeit)	- 60 dBm
Stabilität der LED-Ausgangsleistung	+/- 2 ppm
zulässige Umgebungstemperatur	15 .. 35 °C
Sensorsystem	
typische Grunddämpfung eines neuen Sensorsystems bei ca. 20 mm Sensorlänge	7 .. 8 dB
induzierte Dämpfungsänderung bei einer typischen Bestrahlung	0.1 .. 0.6 dB
Gesamtdämpfung am Ende der Sensorlebensdauer	ca. 25 .. 30 dB

Tab. 4.4: Vorläufige typische Daten der FADOS-Meßelektronik

5. Softwaresystem zur Untersuchung des FADOS-Sensors

5.1 Funktionen des FADOS-Softwaresystems

Gesamtkonzept des FADOS-Softwaresystems

Abb. 5.1 zeigt eine Übersicht der Gesamtfunktionalität des FADOS-Softwaresystems. Das Konzept sieht die folgenden Hauptfunktionen vor: Patientenbestrahlung, Sensorkalibrierung, Datenverwaltung und Einstellung der Systemparameter. Der Unterschied zwischen Patientenbestrahlung und Sensorkalibrierung besteht nur darin, daß während einer Kalibriermessung nur eine relative Änderung des Meßsignals angezeigt wird, da die zur Umrechnung in Dosis erforderlichen Kalibrierfaktoren erst durch diese Messung bestimmt werden (s. Ablaufdiagramm in Abb. 5.7). Für beide Messungen ist zunächst die induzierte Dämpfungsänderung zu bestimmen.

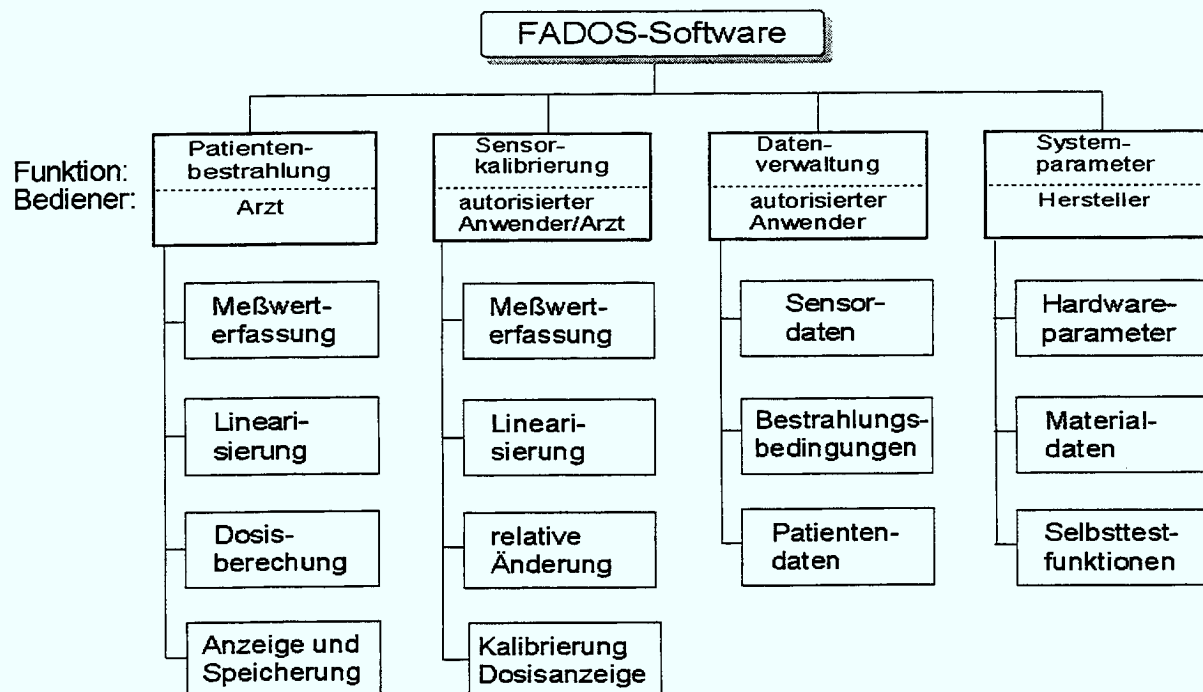


Abb. 5.1: FADOS-Softwaresystem

Softwaretechnisch wird die für Berechnung und Anzeige erforderliche Unterscheidung über eine Flagsteuerung (s. Ablaufdiagramme Abb. 5.5, 5.6 und 5.7) realisiert. In den folgenden Darlegungen werden beide Funktionen zusammenfassend als Bestrahlungsmessung bezeichnet, wenn hinsichtlich der softwaretechnischen Abläufe keine Unterschiede bestehen.

Wie in Kapitel 4.1 dargestellt, ist die Gesamtfunktionalität in den Programmteilen Bedienung/Ablaufsteuerung und Auswertung realisiert. Der Programmteil 'Auswertung' ist vom Verbundpartner KFA/EGS auf der Basis eines Standardprogramms zur Auswertung experimenteller Meßergebnisse realisiert worden. Dazu sind die zur Auswertung der Sensorsignale entwickelten Algorithmen auf dem Standardprogramm implementiert worden.

Der vom Verbundpartner ProCom entwickelte Programmteil 'Bedienung/Ablaufsteuerung' stellt die erforderlichen Datenschnittstellen zum Programmteil 'Auswertung' zur Verfügung (s. Kapitel 5.4). Nach Abschluß der klinischen Tests können die für die Dosisauswertung (s. Abb. 5.1: Linearisierung, Dosisberechnung) vom Verbundpartner KFA/EGS entwickelten Algorithmen in das Softwaresystem für die Bedienung und Ablaufsteuerung integriert werden.

Bedienung und Ablaufsteuerung

Für das Faseroptische Dosimeter FADOS ist eine Software zur Bedienung und Ablaufsteuerung für einen PC/AT-Rechner entwickelt worden. Diese Software stellt dem Anwender die zur Durchführung von Bestrahlungsmessungen mit der FADOS-Meßelektronik notwendigen Bedienungs-, Ansteuerungs- und Datenerfassungsfunktionen zur Verfügung.

Diese Funktionen bieten eine einfache Bedienung und einen zuverlässigen Betrieb der FADOS-Meßelektronik. Sie ermöglichen die Dokumentation der klinischen und physikalischen Tests der unterschiedlichen Sensortypen sowie eine grafische Online-Darstellung der Sensormeßsignale.

Bedienung

Das Softwaresystem für die Bedienung und Anzeige stellt dazu die folgenden Funktionen zur Verfügung, die im bedienergeführten Dialog ausgewählt werden können:

- (a) Bestrahlungsmessung wahlweise mit Online-Grafikanzeige der Meßkurven oder Online-Tabellenanzeige der Meßwerte,
- (b) Auswertung von Bestrahlungsversuchen (Patientenbestrahlung oder Kalibriermessung) mit grafischer oder tabellarischer Anzeige der Dämpfungssignale und Konvertierung der Echtzeitmeßdatei als Schnittstelle zum Auswertesystem für die Dosisberechnung (s. Abschnitt 5.4),
- (c) Einstellung der Systemparameter und
- (d) Hardwaretest zur Überprüfung der FADOS-Meßelektronik.

Ablaufsteuerung

Wichtige Teilfunktionen der Ablaufsteuerung sind:

- (a) Initialisierung des Meßsystems,
- (b) Behandlung der PC-Schnittstelle zur FADOS-Meßelektronik,
- (c) Einstellung der Hardwareparameter separat für die jeweils aktive LED (Selektierung der aktiven LED, Betriebsmode, Meßverstärkung und Reglerverstärkung),
- (d) zyklische Taktung der LEDs nach dem Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren,
- (e) Erfassung der Sensorsignale (Spannungswerte am Referenz- und Sensordetektor) und
- (f) Speicherung der Meßergebnisse in der Echtzeitmeßdatei.

5.2 FADOS-Systemkenngrößen

In Zusammenarbeit mit dem Verbundpartner KFA/EGS sind die zur Auswertung des Meßsignals erforderlichen Systemkenngrößen des Sensors definiert und die hardwareabhängigen FADOS-Systemparameter ermittelt worden. In Zusammenarbeit mit dem Verbundpartner KFA/EGS und Ärzten des Instituts für Strahlenmedizin der RWTH Aachen sind die zu dokumentierenden Bestrahlungsbedingungen festgelegt worden.

Auf der Basis dieser Ergebnisse sind für das Dosimetersystem die in Abb. 5.2 dargestellten Systemkenngrößen definiert worden. Für die Eingabe der Systemkenngrößen sind ein Dialogsystem und ein Dateiverwaltungssystem zur Speicherung der Werte entwickelt und implementiert worden.

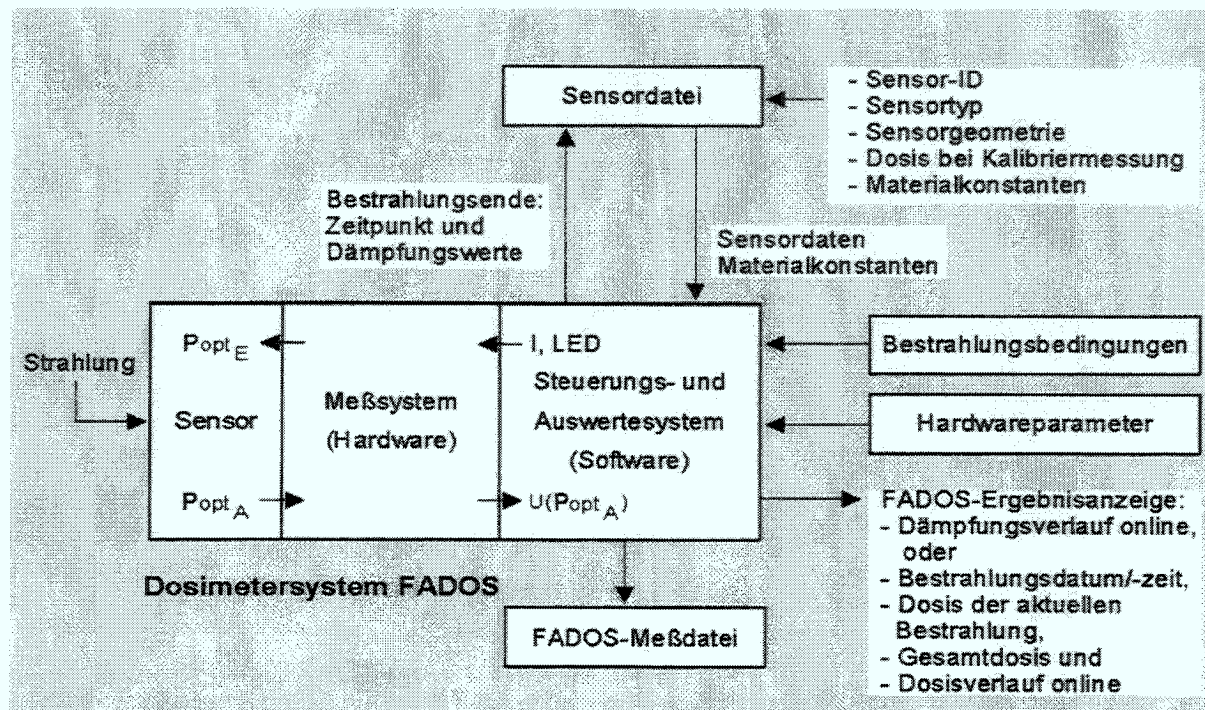


Abb. 5.2: FADOS-Systemkenngrößen

FADOS-Dateisystem

Zur Speicherung der Systemkenngrößen stehen die folgenden Dateien zur Verfügung, die zu Beginn einer Bestrahlungsmessung geladen werden:

- Sensordatei,
- Bestrahlungsbedingungen und
- Systemparameter (Hardwareparameter).

Die Kennwerte werden bei jedem Bestrahlungsversuch in den Kopf der Meßdatei eingetragen. Jede Meßdatei enthält so alle für die Versuchsdokumentation und Auswertung erforderlichen Kennwerte. Der Vorteil dieses Dateiverwaltungssystems besteht darin, daß alle Kennwerte vom Bediener nur einmalig eingegeben werden müssen und jederzeit bei Versuchswiederholungen geladen werden können.

Darüber hinaus sind mit diesem Dateiverwaltungssystem bereits Grundlagen für die Dokumentation eines Therapieverlaufs geschaffen worden. Für einen routinemäßigen klinischen Einsatz gehört dazu eine geeignete Dokumentation der Patientendaten (s. Abb. 5.1). Diese Dokumentationsfunktionen werden erst nach Abschluß der klinischen Tests der Meßfunktionen implementiert.

Mit der Intergration der Auswertelgorithmen müssen im Dosimetersystem die Materialkonstanten (Fadingparameter, Empfindlichkeitsfaktoren etc.) gespeichert werden. Diese Materialdaten werden in der Materialdatendatei gespeichert (s. Abb. 5.1). Alternativ ist eine Speicherung der Materialdaten in der Sensordatei möglich (vgl. Abb. 5.2).

Dateiauswahl

Für die Dateiauswahl steht ein einheitlicher Dialog zur Verfügung. Der Bediener wählt aus einer Liste der vorhandenen Dateien die gewünschte aus. Standardvorgaben können in einem separaten Dialog eingestellt werden.

Sensordaten

Diese Datei enthält die fertigungsabhängigen Kennwerte des Sensors - wie z.B. Länge der Sensorfaser, Fasertyp, Grunddämpfung usw. Diese Daten werden einmalig nach Fertigstellung des Sensors im Sensordialog (s. Abb. 5.3) eingegeben und unter der Sensornummer gespeichert. Diese Datei und der Sensor sind eine 'feste Einheit'. Mit Kenntnis der Sensornummer können die Daten für jede Bestrahlung dieses Sensors geladen werden.

The screenshot shows a dialog box titled "Sensor". It contains several input fields and sections for sensor data entry.

Sensordatei : AB940204.Sen

Sensorherst. : KFA

Serien-Nr. : 940204300

Grunddämpfung bei

850 nm :	8.02	dB
660 nm :	8.30	dB
450 nm :	8.57	dB
450 nm :	4.50	dB

Typ : Invivo3

Fasertyp : PbO

Faserdurchm. : 110 / 125 μm

Faserlänge : 2.01 cm

Geometrie : gerade

Faseranzahl : 1

PbO-Sensor

Ge-P-Sensor

Ge-P	μm
50 / 125	μm
2.01	cm

OK **ESC**

Abb. 5.3: Dialog Sensordatei

Bestrahlungsbedingungen

In dieser Datei werden die Versuchsbedingungen - wie z.B. Feldgröße, Dauer der Bestrahlung, Abstand zur Strahlenquelle usw. - gespeichert (s. Abb. 5.4). Diese Datei wird bei jedem Versuch geladen, der unter gleichen Bedingungen durchgeführt wird, d.h. bei Wiederholungsversuchen mit einem Sensor (Test der Reproduzierbarkeit) oder bei Tests mit einer Serie von Sensoren (Parallelversuche).

Bestrahlungsbedingungen			
BBDatei	: INV002.BB	Übertragungsleitung	
Bestrahlungsort	: Jülich	- Fasertyp	HCN
Strahlenart	: Co60	- Länge	500 cm
Energie	: MeV	Feldgröße am Referenzort	
Monitor Einh.	: 1 ME	- Länge	14.0 cm
		- Breite	14.0 cm
Sollwerte am Meßort		Abstand Focus	
- Leistung	1.33	- Meßort	85 cm
- Dosis	2.0	- Haut	cm
Tiefe / Medium		- Referenzpunkt	80 cm
[mm] / [Typ]	20 / Wasser	Bestrahlungsdauer	90 s
Kommentar		Temperatur Medium	20 °C
Testbedingung für Sensortyp Invivo 3			
OK		ESC	

Abb. 5.4: Dialog Bestrahlungsbedingungen

Systemparameter - Hardwareparameter

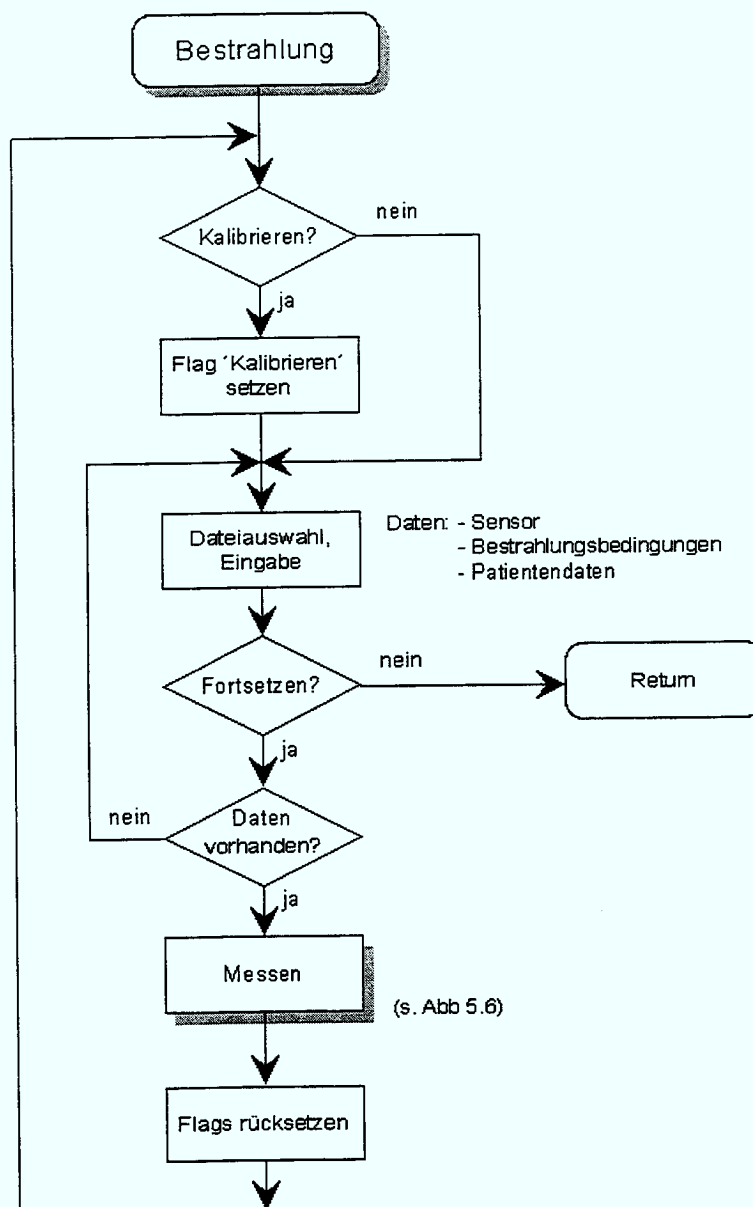
In dieser Datei werden die zum Versuchszeitpunkt eingestellten Systemparameter (Hardwareparameter) - wie z.B. Verstärkungsfaktoren, LED-Ströme usw. - gespeichert, um bei Versuchswiederholung eine gleiche Hardwareeinstellung sicherzustellen. Standardmäßig erfolgt die Einstellung der Hardwareparameter automatisch durch die Ablaufsteuerung. Dem Anwender steht für experimentelle Untersuchungen ein Dialog zur Verfügung, der eine gezielte manuelle Einstellung der Hardwareparameter ermöglicht.

In einem weiteren Eingabedialog kann tabellarisch die Reihenfolge der LEDs bei der zyklischen Taktung (zeitliche Folge der LEDs beim Wellenlängen-Zeitmultiplex-Verfahren) eingetragen werden. Die Einstellungen werden herstellerseitig vorgenommen und bedürfen keiner Bedienung durch den Anwender bei klinischen Tests.

5.3 FADOS-Softwaresystem zur Erfassung der Sensorsignale

Handhabung

In Abb. 5.5 ist der Ablauf der FADOS-Bestrahlungsmessung dargestellt. Der Bediener wählt am Auswerterechner im bedienergeführten Dialog die für die aktuell durchzuführende Messung eingestellten Bestrahlungsbedingungen aus. Für alle Einstellungen werden vom System die in den Bestrahlungsbedingungen gespeicherten Werte vorgegeben, so daß der Bediener nur die für den aktuellen Versuch zu variierenden Parameter einstellen muß. Aus einer Liste der verfügbaren FADOS-Sensoren wird der aktuell an der FADOS-Meßelektronik angekoppelte Sensor ausgewählt. Der Sensor wird am Phantom (Kalibrierung oder Experiment) oder durch den behandelnden Arzt am oder im Patienten plaziert.



Meßablauf

Nach Einstellung aller Testbedingungen wird der Meßvorgang durch den Bediener gestartet. Dabei kann der Bediener zwischen einer grafischen oder tabellarischen Ergebnisanzeige wählen. Die Einstellung der Betriebsparameter der FADOS-Meßelektronik, das Takten der LEDs und das Erfassen der Meßsignale werden von der Ablaufsteuerung automatisch durchgeführt. In den Abbildungen 5.6 und 5.7 sind die Ablaufdiagramme dieser Softwarefunktionen dargestellt.

Zu Beginn des Meßvorgangs führt das System einen Selbsttest durch und überprüft die Parametereinstellung und die korrekte Sensoranordnung. Im Fehlerfall wird eine Warnmeldung ausgegeben. Nach Abschluß aller Überprüfungen und Einstellungen geht das System in den Bereitschaftszustand (Vorlauf) und bestimmt kontinuierlich den Nullpunkt der Dämpfungsänderung (Nullmessung). In diesem Zustand verbleibt das System, bis die Bestrahlungsmessung durch den Bediener gestartet wird.

Abb. 5.5: Ablaufdiagramm FADOS-Bestrahlungsmessung

Während der Messung werden zyklisch die Sensorsignale erfaßt, ausgewertet, angezeigt und in der Meßdatei gespeichert. Der Meßvorgang wird nach Ablauf einer eingestellten Meßzeit oder durch Bedienerabbruch beendet. Mit der Integration der Auswertealgorithmen in das Softwaresystem für Bedienung und Ablaufsteuerung werden die Vorgänge 'Erkennung Bestrahlungsanfang' und 'Erkennung Bestrahlungsende' automatisiert.

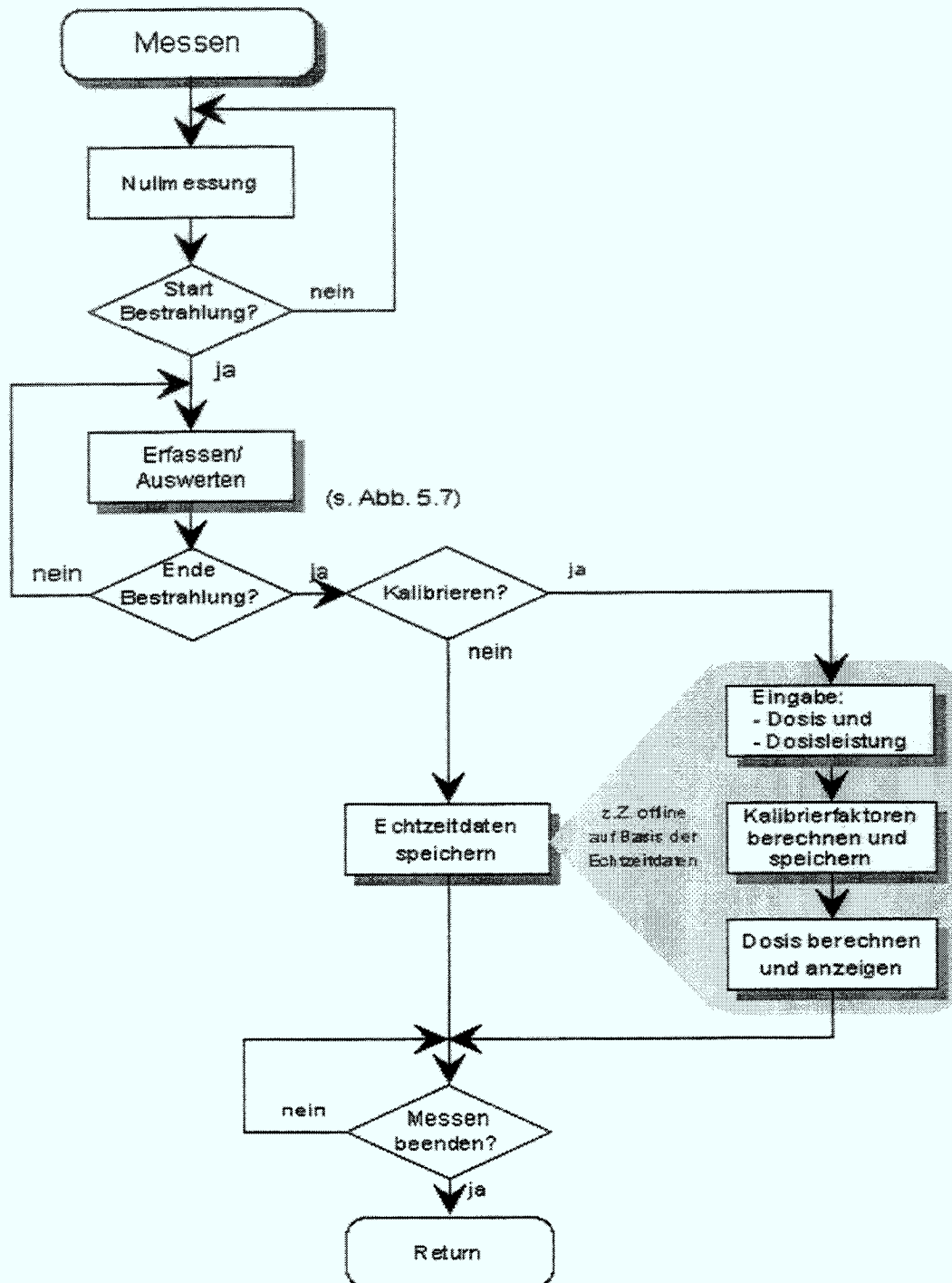


Abb. 5.6: Ablaufdiagramm Messung

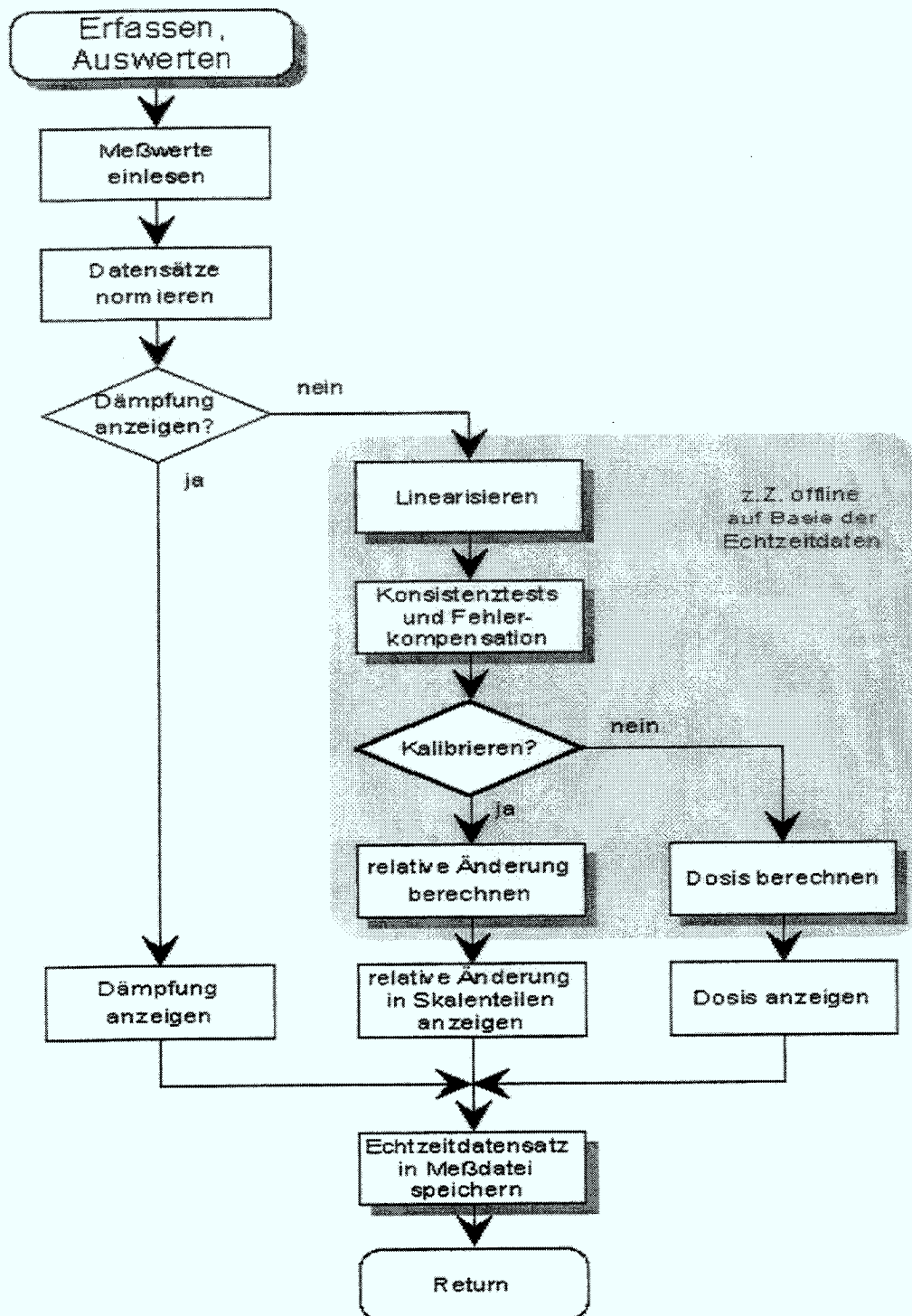


Abb. 5.7: Ablaufdiagramm Erfassen/Auswerten

5.4 Softwarestruktur für die Online-Auswertung

Datenauswertung und Offline-Schnittstellen

Die Algorithmen für die Auswertung des Meßsignals werden durch den Verbundpartner KFA/EGS zunächst auf einem Standardsystem für die Auswertung experimenteller Meßergebnisse erprobt. Dazu ist es erforderlich, die in der Echtzeitmeßdatei gespeicherten Meßergebnisse in ein zu diesem Auswerteprogramm kompatibles Dateiformat zu konvertieren.

Die Datenauswertung stellt dem Bediener wahlweise die folgenden Konvertierungsmöglichkeiten zur Verfügung:

- (a) Spannung als Funktion der Zeit als Grundlage für die Erprobung der Auswertalgorithmen,
- (b) Dämpfung als Funktion der Zeit zur Untersuchung des Langzeitdriftverhaltens,
- (c) ADC-Binärwerte als Funktion der Zeit für Stabilitätsuntersuchungen und
- (d) Dosis als Funktion der Zeit für Vergleichsuntersuchungen der experimentellen Auswertung auf dem Standardsystem mit den FADOS-Ergebnissen. Diese Funktion kann erst sinnvoll genutzt werden, wenn die Dosisberechnung im FADOS-Auswertesystem implementiert ist.

Auswerteverfahren

In Abb. 5.8 ist die Softwarestruktur des FADOS-Auswerteverfahrens für den Doppelsensor dargestellt, die in Zusammenarbeit mit dem Verbundpartner KFA/EGS entwickelt worden ist. Die zugrundeliegenden Verfahren und Auswertalgorithmen sind vom Verbundpartner KFA/EGS entwickelt worden. Zum physikalischen Hintergrund dieses Verfahrens siehe Bericht des Verbundpartners KFA/EGS.

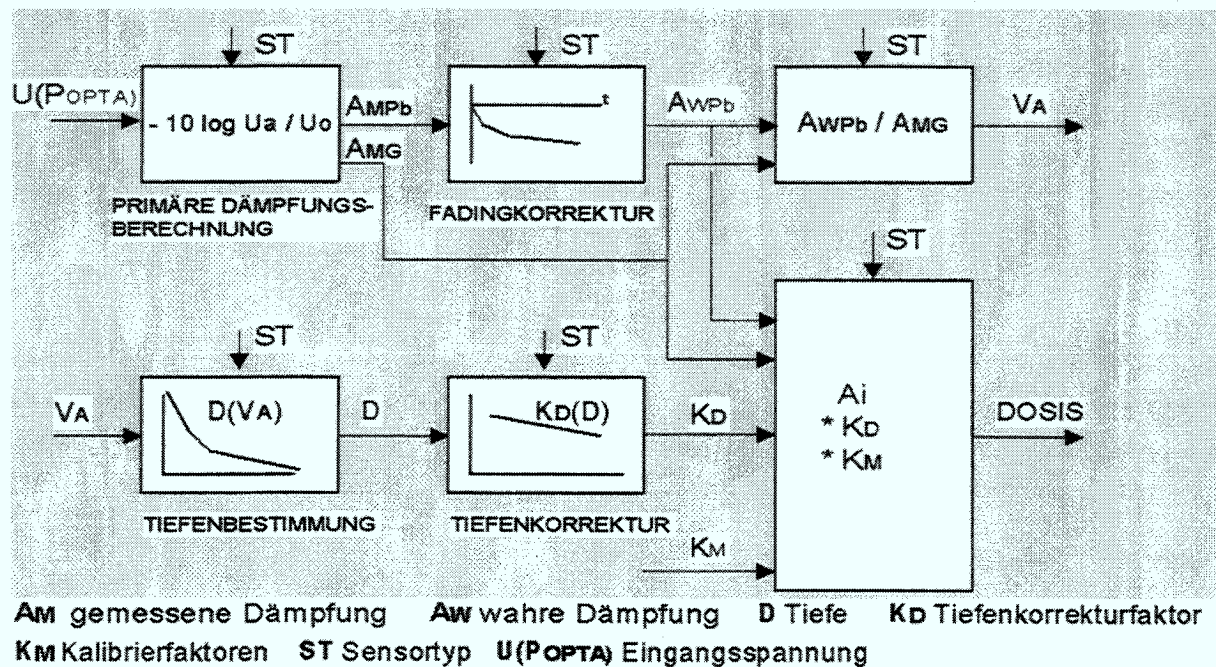


Abb. 5.8: Softwarestruktur des FADOS-Auswerteverfahrens

Eingangswerte für die Dosisberechnung sind die erfaßten Datensätze der Spannungswerte, normiert auf die Meßverstärkung $v=1$. Für alle Meßwellenlängen wird zunächst die primäre Dämpfungsänderung berechnet. Das Ergebnis für die Meßwellenlängen des PbO-Sensors wird durch den Fading-Korrektur-Algorithmus linearisiert. Das Ergebnis ist die wahre Dämpfungsänderung.

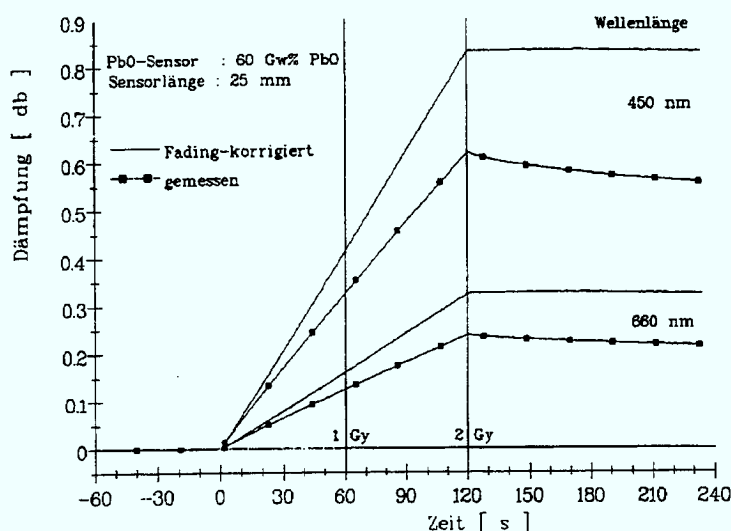


Abb. 5.9: Fading-korrigiertes Meßergebnis

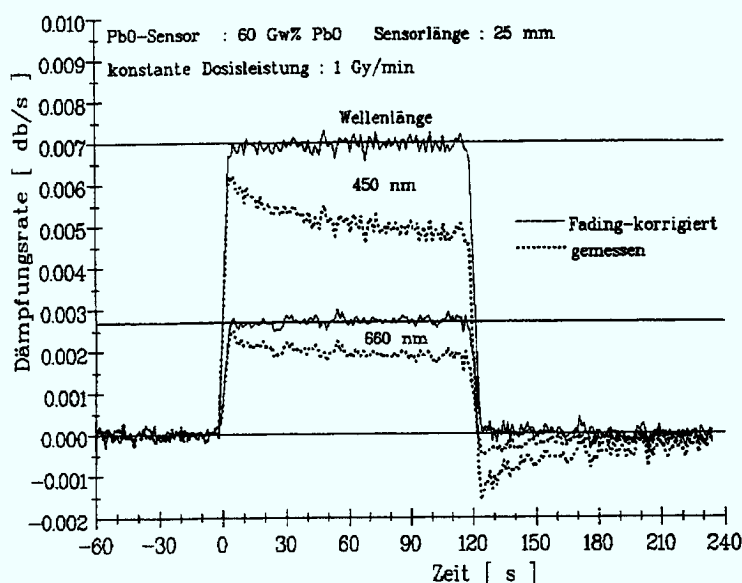


Abb. 5.10: Dämpfungsrate auf Basis der Echtzeitdaten

Die mit diesem Verfahren erreichten Ergebnisse lassen erwarten, daß mit dem vom Verbundpartner KFA/EGS entwickelten Doppelsensorprinzip eine nahezu gewebeäquivalente Dosis- und Dosisleistungsanzeige des Faseroptischen Dosimeters erreicht werden kann. Eine abschließende Bewertung ist jedoch erst nach Durchführung und Auswertung aller klinischen Tests möglich und sinnvoll.

Abb. 5.9 zeigt für die Meßwellenlängen 450 nm und 660 nm das Ergebnis bei Bestrahlung eines Doppelsensors von 25 mm Länge mit einer Dosis von 2 Gy. Durch Differenzieren der wahren Dämpfungsänderung nach der Zeit wird die Dämpfungsrate bestimmt, die ein Maß für die Dosisleistung ist. Abb. 5.10 zeigt das Ergebnis der Berechnung für die Meßwellenlängen. Zum Vergleich sind in den Abb. 5.9 und 5.10 der gemessene und der Fading-korrigierte Verlauf dargestellt.

Wegen der Abweichung des Sensorsignals von der Gewebeäquivalenz bei Photonenbestrahlung ergibt sich die Notwendigkeit, die Sensorsignale des Doppelsensors auf den gewebeäquivalenten Dosiswert umzurechnen. Dazu wird zunächst die äquivalente Gewebetiefe D bestimmt (Tiefenbestimmung). Anschließend wird über den Tiefenkorrekturalgorithmus der Tiefenkorrekturfaktor K_D ermittelt. Aus wahrer Dämpfungsänderung A_i , Tiefenkorrekturfaktor K_D und den bei der Kalibrierung ermittelten Kalibrierfaktoren K_M werden die Dosis und die Dosisleistung am Ort des Sensors bestimmt.

6. Einsatzmöglichkeiten und Nutzen

Es besteht ein in der Strahlenmedizin anerkannter direkter Zusammenhang zwischen der Dosisleistung, der Dosis und dem Behandlungserfolg beim Patienten: mit ansteigenden Werten für die Dosis in einem bestimmten Behandlungszeitraum wächst der Heilungserfolg. Ab einem bestimmten Bereich gilt: eine um x Gy höhere Dosis bewirkt einen um y % höheren Behandlungserfolg. Die x - und y -Werte sind von vielen Parametern abhängig, wie z.B. Alter, Geschlecht, Organ. Nach Prof. Schmitt (Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf) führt bei vielen Tumoren eine Erhöhung der lokalen Strahlendosis um 1 Gy zu einer Erhöhung der Heilungschance um 10 %. Diese positive Wirkung kehrt sich in das Gegenteil um, wenn die vorgenannten Werte über einen Grenzwert hinausgehen. Die Dosisgrenze zwischen dem Maximum an Heilungserfolg und der unerwünschten Nebenwirkung ist sehr schmal. Erschwerend ist, daß die am Behandlungsort wirksame Dosisleistung und Dosis während der Bestrahlung nicht genau bekannt sind, da es kein online anzeigendes Verfahren für die In-Vivo-Messung für diese Größen gibt und die Einstellung der Bestrahlungsgeräte nur auf der Basis vorher durchgeführter Berechnungen geschieht. Ein weiteres Problem ist die Ungenauigkeit der relativen Positionierung von Patient und Bestrahlungsquelle. Bei Fehlpositionierung können unbeteiligte Organe durch die Bestrahlung geschädigt werden und die beabsichtigte Bestrahlung des Karzinoms erfolgt nicht mit der bestmöglich hohen Dosis.

In diesem Verbundprojekt ist es primär das Ziel gewesen, die prinzipielle Eignung des physikalischen Effekts der strahlungsinduzierten Dämpfung als Grundlage für den Bau eines Meßsystems zu untersuchen. Die erreichten Ergebnisse lassen erwarten, daß mit dem von der KFA entwickelten Doppelsensorprinzip eine nahezu gewebeäquivalente Dosis- und Dosisleistungsanzeige des Faseroptischen Dosimeters erreicht werden kann. Damit sind die Grundlagen und die Voraussetzungen für die Entwicklung eines Prototyps des Dosimetersystems gegeben, das die oben dargestellten Anforderungen erfüllt und den angestrebten Anwendernutzen bietet.

In einem weiteren Vorhaben wollen die Partner einen Prototyp des Faseroptischen Dosimeters entwickeln - ein entsprechender Antrag ist gestellt. Ziel dieses Vorhabens ist die Entwicklung eines Meßsystems als Prototyp zur intrakorporalen In-Vivo-Dosisbestimmung für die Anwendung in der Strahlentherapie. Mit diesem Meßsystem soll es dem behandelnden medizinischen Personal ermöglicht werden, während der Patientenbestrahlung (online) und lokal die aktuelle gewebeäquivalente Dosisleistung und Strahlendosis zu messen und zu dokumentieren. Bei dieser Prototypentwicklung sind daher die Ziele der Antragsteller letztlich auf die Entwicklung eines vermarktbaren Produkts ausgerichtet; d.h. hoher Anwendungsnutzen, geringe Fertigungskosten und einfache Handhabung sind die führenden Randbedingungen für die Entwicklung dieses Meßsystems.

Gerhard-Mercator-Universität Gesamthochschule Duisburg

**Fachbereich 9 Elektrotechnik
Fachgebiet Elektromechanische Konstruktion**

III. Querempfindlichkeiten und Multisensorik

Autoren: E. Gerhard
T. Lorenz
R. Viga

Projektmitarbeiter: Dipl.-Ing. Reiner Götzen
 Dipl.-Ing. Oliver Krätzig
 Dipl.-Ing. Thomas Lorenz

Mitarbeiter am Fachgebiet Elektromechanische Konstruktion:
 Frau Stein
 Herr Selbach

INHALT

Zusammenfassung	143
1 Einleitung	144
1.1 Projektzuordnung	144
1.2 Arbeitsvorhaben	145
2 Querempfindlichkeiten und deren methodische Untersuchung	146
2.1 Einflüsse beim faseroptischen Dosimeterprinzip	146
2.2 Methodikstruktur zur Querempfindlichkeitsanalyse	147
2.3 Meßverfahren zum Querempfindlichkeitsnachweis	148
2.3.1 Grundlegende Intensitätsmeßverfahren	148
2.3.2 Prinzipieller Aufbau des Dämpfungsmeßplatzes	149
2.3.3 Meßanordnung für die optische Spektralanalyse	152
3 Ursachen der Querempfindlichkeiten und ihre Bewertung	154
3.1 Entwickelte und benutzte Meßaufbauten	154
3.1.1 Meßprinzipien zum Messen mechanischer Belastungseinflüsse	154
3.1.2 Die wichtigsten benutzten Gerätschaften	157
3.2 Einflußgröße TEMPERATUR	158
3.2.1 Wärmehaushalt und Temperaturbereiche	158
3.2.2 Einflüsse stationärer Felder	160
3.2.3 Arten dynamischer Felder und deren Beschreibung	161
3.2.4 Einflüsse dynamischer Felder	163
3.3 Einflußgröße FEUCHTE	171
3.3.1 Prinzipieller Feuchteeinfluß auf Glas	171
3.3.2 Sensorfaser-Umgebungsbedingungen	173
3.3.3 Messungen zur empirischen Verifikation (oberer These)	175
3.3.4 Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse	178
3.4 Mechanische Einflußgrößen	179
3.4.1 Querempfindlichkeitseinflüsse aufgrund mechanischer Beanspruchungen - Ursachen, Wirkungen und Ausprägungen	179
3.4.2 Quasi statische mechanische Querempfindlichkeiten	181
3.4.3 Dynamische mechanische Querempfindlichkeiten	190
4 Messungen an Sensor-Versuchsmustern	195
4.1 Konstruktive Maßnahmen zum Aufbau der Sensor-Koppelstelle	195
4.2 Einsatz des Sensors auf der Hautoberfläche	196
4.3 Simulation des invasiven Körpereinsatzes	198
5 Mehrfach-Meßtechnik in der Strömungs-/Durchflußsensorik	200
5.1 Grundlagen	200
5.2 Katalog bekannter Prinzipien zur Strömungs-/Durchflußmessung	203
5.3 Flügelrad-Durchflußmesser für kleine Durchflußmengen	206
5.3.1 Flügelradgeometrie	206
5.3.2 Einfluß der Schaufelform und Schaufelanzahl	207

6	Ausblick in Richtung MULTISENSORIK	209
6.1	Multisensorik in der Mikrotechnik	209
6.2	Netzwerkartig aufgebaute Multisensoren	211
6.3	Einleiter-Seriensysteme	212
6.4	Multi-Effekt-Sensoren	213
Anhang		218
A1	Verwendete Fachliteratur	218
A2	Erfolgte und geplante Veröffentlichungen	220
A2.1	Ergebnispräsentation auf Statusseminaren	220
A2.2	Veröffentlichungen auf Tagungen und Kongressen	220
A2.3	Veröffentlichungen in Zeitschriften	221
A2.4	In Arbeit befindliche und geplante Veröffentlichungen	221

Zusammenfassung

Im vorliegenden Abschlußbericht werden die im Rahmen des BMFT-Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin; Teilprojekt: Sensor-Querempfindlichkeiten" erzielten Ergebnisse zur Untersuchung von klinischen und anwendungsspezifischen Störeinflüssen, sog. Querempfindlichkeiten, auf ein faseroptisches Dosimeter präsentiert. Die Analyse basiert auf den Meßverfahren: Integrale- und Spektrale-Dämpfungsmessung, die sowohl eine eindeutige Charakterisierung der Einflüsse auf die Meßwerterfassung erlauben als auch deren eindeutige Lokalisierung unter normgerechten, reproduzierbaren Versuchsbedingungen.

Durch intensive Analyse der Sensor-Einsatzumgebung ist ein detailliertes Anforderungsprofil des faseroptischen Sensors erarbeitet worden, aus dem die physikalischen Störgrößen und ihre Bereichsgrenzen für die Querempfindlichkeitsanalyse resultieren. Die methodische Vorgehensweise bei der Querempfindlichkeitsanalyse hat zu einer frühzeitigen Erkennung von Störeinflüssen geführt, so daß bereits während der Entwurfsphase konstruktive Maßnahmen zur Vermeidung und Verminderung solcher Einflüsse in den Entwicklungsprozeß eingebunden werden konnten. Dies erwies sich als besonders vorteilhaft bei der Gestaltung der Sensorkoppelstelle.

Die Querempfindlichkeitsanalyse hat nicht nur zur Optimierung eines störungsunempfindlichen Sensorentwurfs beigetragen, sondern auch einen wesentlichen Beitrag zur Entwicklung von mikrotechnischen Multisensoren mit Glasfasern geliefert, wie der hier vorgestellte Multisensor DOBI beweist.

1 Einleitung

1.1 Projektzuordnung

Beim Entwickeln von Glasfaser-Sensoren zur ortsgenauen in-vivo Intensitätsmessung einer Strahlendosis treten bei der Sensor-Realisierung verschiedene Teilprobleme auf, die als SENSOR-QUEREMPFLINDLICHKEITEN von der Gerhard-Mecator-Universität Gesamthochschule Duisburg untersucht, systematisiert und konstruktiv-kompensativ verifiziert werden. Dies bedingt eine systematische Untersuchung von Qualität und Quantität der Querempfindlichkeitseinflüsse auf den Sensor, um Aufschlüsse über

- Meßgenauigkeit (Auflösung, Linearität, Fehlerverhalten ...)
- Zuverlässigkeit des Meßsystems,
- Alterung und Alterungsverhalten, Ausheilbarkeit,
- Lebensdauer des Meßsystems

zu erhalten.

Die Einbindung dieser Problemstellung in das Gesamtprojekt sowie der daraus resultierenden Forschungs- und Entwicklungsanteil wird durch Abb. 1.1 verdeutlicht.

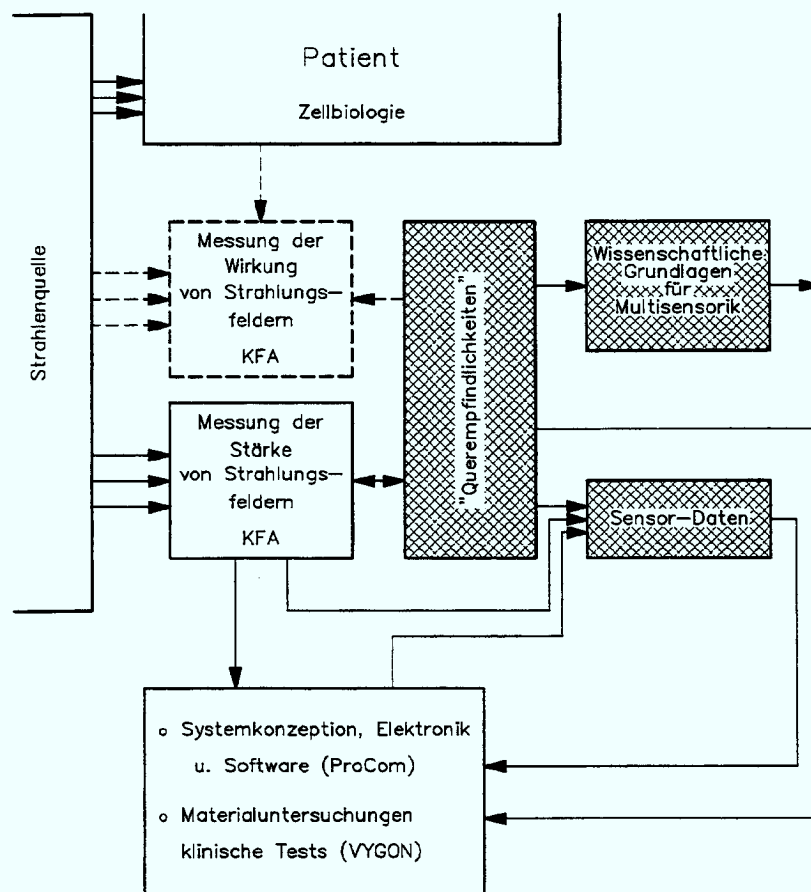


Abb.1.1: Übersicht über das Verbundprojekt "Faseroptisches Dosimetersystem"

1.2 Arbeitsvorhaben

Das Wandlerprinzip des faseroptischen Dosimetersystems beruht auf der spektralen Dämpfungsmessung des Lichts infolge Strahlungseinwirkung auf die Sensorfaser. Aus diesem Grund müssen Meßverfahren und Meßauswertung des Systems so ausgelegt werden, daß keine anderen Effekte, die eine optische Dämpfungsänderung verursachen, störend auf die Messung wirken. Ursache für solche Effekte sind Störgrößen, sog. Querempfindlichkeiten, die sowohl während der Meßwert-erfassung als auch bei der Meßwertübertragung jedes Meßergebnis verfälschen bzw. die Funktion des Meßwandlers beeinträchtigen können. Für Dosimeter aus Glasfasern sind diese Querempfindlichkeitseinflüsse insbesondere

- Temperatur und Temperaturschwankungen,
- Feuchtigkeit und Klima,
- Mechanische Belastungsgrößen (Biege- bzw. Krümmungsparameter, Zug-, Druck- Torsionskräfte ...),
- Mechanisch-dynamische Beanspruchungsgrößen (mechan. Schwingungs-, Vibrations-, Stoßparameter).

Hauptziel dieser Grundlagenuntersuchungen ist, Einflußstärken der Störgrößen zu erkennen und Kompensationsverfahren zu deren Unterdrückung beim faseroptischen Dosimetersystem zu entwickeln. Dabei beschränken sich die Analysen ausschließlich auf die faseroptischen Komponenten und deren Untersuchung in strahlungsfreier Umgebung. Die Erkenntnisse aus den Querempfindlichkeitsuntersuchungen sollen auch zu

- konstruktiven Maßnahmen zur Minimierung bzw. Vermeidung von Querempfindlichkeitseinflüssen,
- Richtlinien für die Sensorbehandlung und -anwendung, sowie zu
- Ansätzen für eine mögliche Multisensorik

führen. Desweiteren werden wissenschaftliche Erkenntnisse darüber erwartet, inwieweit solche Multieffekte bei Glasfasersensoren, aber auch bei extrem miniaturisierten Einzelsensoren, wie z.B. zur Strömungs- und Durchflußmessung in der Medizintechnik, für den Aufbau von Multisensoren genutzt werden können.

Methodische Untersuchungen sollen zu einer Machbarkeitsstudie führen. Dafür und für die Entwicklung von Mikro-Multisensoren werden alle Sensor-Daten auf einem leicht handhabbaren Rechnersystem registriert.

2 Querempfindlichkeiten und deren methodische Untersuchung

2.1 Einflüsse beim faseroptischen Dosimeterprinzip

Der Sensor des faseroptischen Dosimetersystems besteht aus einer strahlungsempfindlichen Bleiglasfaser mit einseitiger Verspiegelung, die über Nachrichtenübertragungsfasern mit der Sendeeinheit verbunden ist. Wenn ein solcher Sensor in Körperöffnungen eingeführt, an der Handoberfläche aufgelegt oder im Körper implantiert werden soll, muß mit i. a. ungewollten Einflüssen, den Querempfindlichkeiten des Sensorsystems, gerechnet werden, Abb. 2.1.

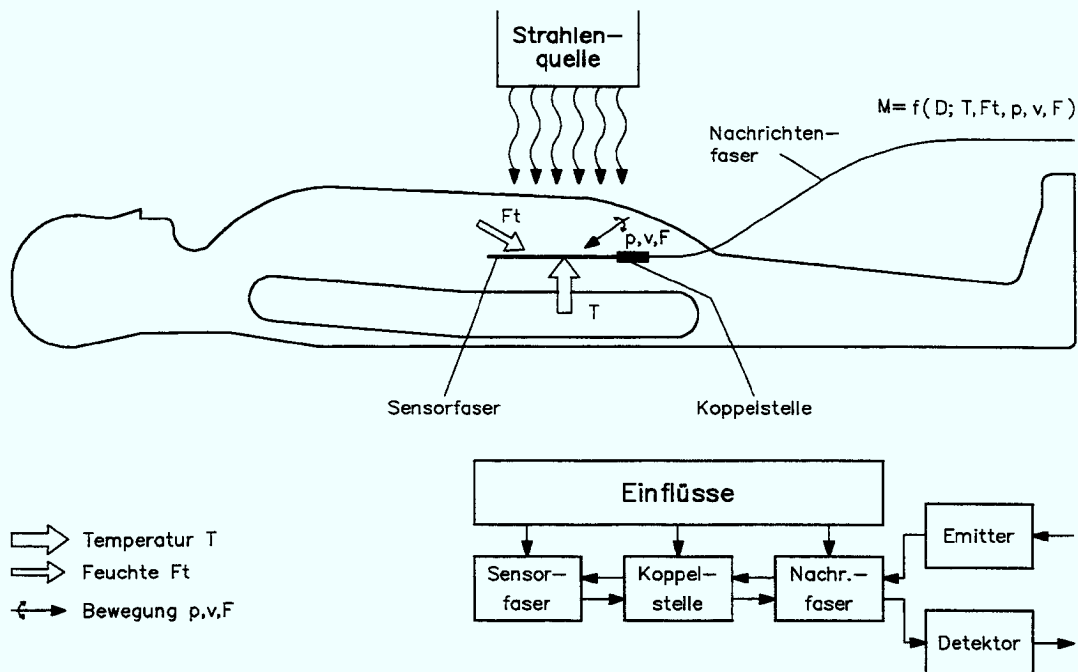


Abb. 2.1: Einflüsse auf das faseroptische Sensorsystem

Das faseroptische Dosimetersystem soll zunächst für die on-line in-vivo Strahlungsmessung in der Krebstherapie entwickelt werden. Dafür ist ein derartiger Sensor in der Nähe des Tumorbereichs zu positionieren, um dort die Dosisleistung, die für den Erfolg einer Therapie ausschlaggebend ist, zu messen.

Ein solches Meßsystem kann und darf nur dann zum Einsatz kommen, wenn ein einwandfreier Betrieb unter definierten Einsatzbedingungen sichergestellt ist. Voraussetzung hierfür ist

- die Kenntnis der Bedingungen an den möglichen Anwendungsbereichen sowie die Lagerbedingungen und
- die Kenntnis über die Beeinflussung der Meßgröße "Dosis" bzw. "Dosisleistung" durch störende Nebeneffekte.

Die notwendigen Informationen über Ursache und Form der auf das Sensorsystem wirkenden Querempfindlichkeitseinflüsse ergeben sich aus der Analyse der medizinischen Anwendungsbereiche des Sensors einschließlich seiner Lagerbedingungen, Tab. 2.1. Dabei dienen die aus der

	Lagerung und Handhabung der Sensoren	Sensor auf der Körperoberfläche	Sensor im Körper
Temperatur	statisch: - Lagerung und Transport im Klinikbereich (15 °C - 25 °C) dynamisch: - umgebungsbedingte lokale Schwankungen - klimatische Schwankungen - zyklische Schwankungen	statisch: - Temperatur auf der Haut (27 °C - 36 °C) dynamisch: - Schwankungen der Hauttemperatur - Wechsel von Raumtemperatur auf Hauttemperatur und umgekehrt	statisch: - Körpertemperatur (36 °C - 44 °C) dynamisch: - zyklische Schwankungen der Körpertemperatur - Temperaturwechsel bei Mehrfachimplantationen
Feuchte	statisch: - Umgebungsfeuchte dynamisch: - temperaturbedingte Schwankungen - Reaktionen mit der Luft	statisch: - Wärmeregulation über die Oberflächenfeuchte der Haut dynamisch: - Absonderung von Hautsekret - Schweißentwicklung	statisch: - Bedingungen im Körper dynamisch: - Verträglichkeit Faser / Gewebe - Diffusionsvorgänge - therapiebedingte Schwankungen
Biege-, Zug- und Druckkräfte, Torsion, Momente	statisch: - Transport (punktuell, integral) - Luftdruck dynamisch: - Luftdruckschwankungen - Stoßbelastungen	statisch: - Befestigung am Körper dynamisch: - Atmung, Bewegungen, Herzschlag	statisch: - interne Druckverhältnisse dynamisch: - Bewegungen von Körperorganen - Patientenbewegungen - ruckartige Bewegungen

Tab. 2.1: Einflußbereiche von Temperatur, Feuchte und mechanischer Beanspruchung

Analyse resultierenden Ergebnisse einerseits als Grundlage für einen anwendungsorientierten Anforderungskatalog an das faseroptische Dosimetersystem und andererseits als Arbeitsplan für die Querempfindlichkeitsanalysen, der prinzipiell zwischen statischen und dynamischen Vorgängen unterscheidet.

2.2 Methodikstruktur zur Querempfindlichkeitsanalyse

Das Untersuchen von Querempfindlichkeiten bedingt

- normgerechte, reproduzierbare Versuchsbedingungen und
- eine Untersuchungs-Systematik.

Eine derartige Systematik beginnt mit dem Definieren der anwendungs- und lagerungsbedingten physikalischen Einflußgrößen und dem Festlegen deren quantitativer und qualitativer Grenzen, führt über das Messen von einzelnen Querempfindlichkeitseinflüssen an faseroptischen Komponenten des Meßsystems und dem Nachmessen der Einflüsse auf das faseroptische Dosimetersystem unter realen Einsatzbedingungen und endet mit einer detaillierten Querempfindlichkeitsbeschreibung über das gesamte Meßsystem, Abb. 2.2.

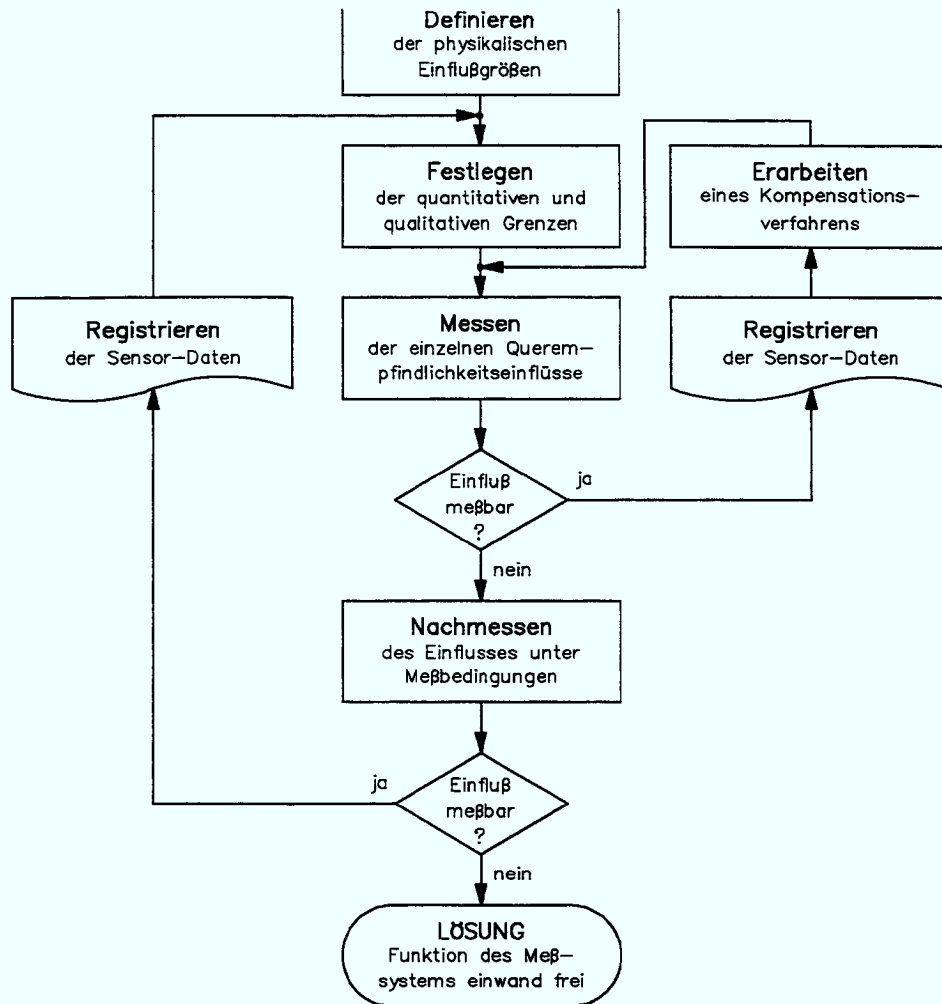


Abb. 2.2: Methodikstruktur für Querempfindlichkeitsanalysen

2.3 Meßverfahren zum Querempfindlichkeitsnachweis

2.3.1 Grundlegende Intensitätsmeßverfahren

Zur Charakterisierung von faseroptischen Komponenten in Multimodetechnik werden vorwiegend zwei optische Meßverfahren angewendet:

- Dämpfungsmessung, der eine Summenbildung spektral gewichteter Intensitätswerte in einem bestimmten Wellenlängenbereich zugrunde liegt und
- Spektralanalyse, die eine wellenlängen-diskrete Intensitätswert bestimmung erlaubt.

Diese beiden Meßprinzipien bilden die Grundlage für alle an faseroptischen Komponenten durchgeführten Querempfindlichkeitsuntersuchungen.

Während sich die Spektralanalyse für mechanische und mechanisch-dynamische Beanspruchungsuntersuchungen an den einzelnen Sensorkomponenten anbietet, wird für thermische und klimatische Untersuchungen die Dämpfungsmessung bevorzugt. Dabei beschränkt sich die Messung auf die im zu entwickelnden faseroptischen Dosimetersystem vorgesehenen Wellenlängen der vier ausgewählten Leuchtdioden mit den Peak-Wellenlängen: $\lambda_1 = 560 \text{ nm}$ (grün), $\lambda_2 = 585 \text{ nm}$ (gelb), $\lambda_3 = 600 \text{ nm}$ (rot) und $\lambda_4 = 850 \text{ nm}$ (infrarot).

2.3.2 Prinzipieller Aufbau des Dämpfungsmeßplatzes

Ausgangspunkt:

Zum Zeitpunkt des Beginns des Forschungsprojekts existierte lediglich ein erstes Versuchsmuster für ein faseroptisches Dosimetersystem, das selbstverständlich für Meßreihen zur Querempfindlichkeitsmessung nicht zur Verfügung stehen konnte. Dazu kam, daß auch ein geeigneter Markt, der den Bedarf an Komponenten für den Aufbau eines Meßplatzes zur Glasfasersensorik mit Multimodefasern abdeckt, noch nicht existierte. Um überhaupt Messungen von Querempfindlichkeiten fahren zu können, mußte zunächst eine Sende- und Empfangseinheit als Gerät entwickelt und aufgebaut werden, die in erster Näherung den systemspezifischen Anforderungen, wie z.B. einkoppelbare optische Leistung, Auflösungsvermögen, genügte. Dabei konnte auf den, in zahlreichen Forschungsarbeiten auf dem Gebiet der faseroptischen Sensorik erzielten Erkenntnisse des Fachgebietes Elektromechanische Konstruktion der Gerhard-Mercator-Universität - Gesamthochschule Duisburg aufgebaut werden.

Die wesentlichen Probleme bei der Entwicklung von Sende- und Empfangseinheiten für die Glasfasersensorik im Verbundprojekt sind zuordenbar den Bereichen:

- Schaltungstechnik, die die Probleme bezüglich der Konzept- und Entwurfserstellung für eine arbeitspunktstabilisierte Sendeschaltung mit Ansteuerung und für eine hinreichend empfindliche Empfangsschaltung zu bearbeiten hat (Aufgabe des Verbundpartners ProCom, Aachen),
- Aufbau- und Verbindungstechnik, die die Probleme der leistungsoptimierten Lichtein- und -auskopplung in eine Glasfaser sowie der verlustarmen Glasfaserkopplung mehrerer Einzelfasern zu lösen hat (Aufgabe des Verbundpartners KFA, Jülich).

Eigenentwicklung:

Da Lösungen für derartige Probleme nur prinzipiell bekannt waren, erfolgte die Realisierung der Sende- und Empfangseinheit mit den am Fachgebiet Elektromechanische Konstruktion entwickelten Komponenten nach dem Baukastenprinzip. Dieses Konstruktionsprinzip erlaubt eine flexible Gestaltung des Meßplatzes und somit ein schnelles Reagieren auf neue Erkenntnisse der Verbundpartner bei der Geräteentwicklung, insbesondere der Partner ProCom und KFA. Fehler, verursacht durch nicht optimierte Komponenten, werden hierbei bewußt in Kauf genommen, finden jedoch bei der Bewertung der Meßergebnisse ihre Berücksichtigung. Zur Minimierung von Fehlerquellen hat auch das eingesetzte Referenzmeßverfahren beigetragen, das eine von der optischen Leistung der Lichtquelle unabhängige Dämpfungsmessung erlaubt.

Erkenntnisse:

Erste Messungen mit dem Meßplatz haben ergeben, daß die einkoppelbare optische Leistung in die Glasfasern von den Leuchtdioden mit den Peak-Wellenlängen $\lambda_1 = 560 \text{ nm}$ und $\lambda_2 = 585 \text{ nm}$ nicht ausreichen, um ein auswertbares Meßsignal am Detektor D zu erhalten. Spätere systematische Untersuchungen des Verbundpartners KFA an einem für das faseroptische Dosimetersystem ausgewählten Optik-Modul bestätigen diese Ergebnisse. Aus diesem Grund sind an o.g. Dämpfungsmeßplatz ausschließlich Messungen mit den Leuchtdioden der Peak-Wellenlängen $\lambda_3 = 660 \text{ nm}$ und $\lambda_4 = 850 \text{ nm}$ durchgeführt worden.

Ursache für die Nichtbrauchbarkeit der grünen und gelben Leuchtdiode ist nicht nur die geringe einkoppelbare optische Leistung sondern auch das spektrale Dämpfungsverhalten des faseroptischen Sensors. Dämpfungsmessungen mit der roten und infraroten Leuchtdiode verdeutlichen dies, Abb. 2.4. Charakterische Merkmale dafür sind die Grunddämpfung und der Streubereich der Dämpfungswerte.

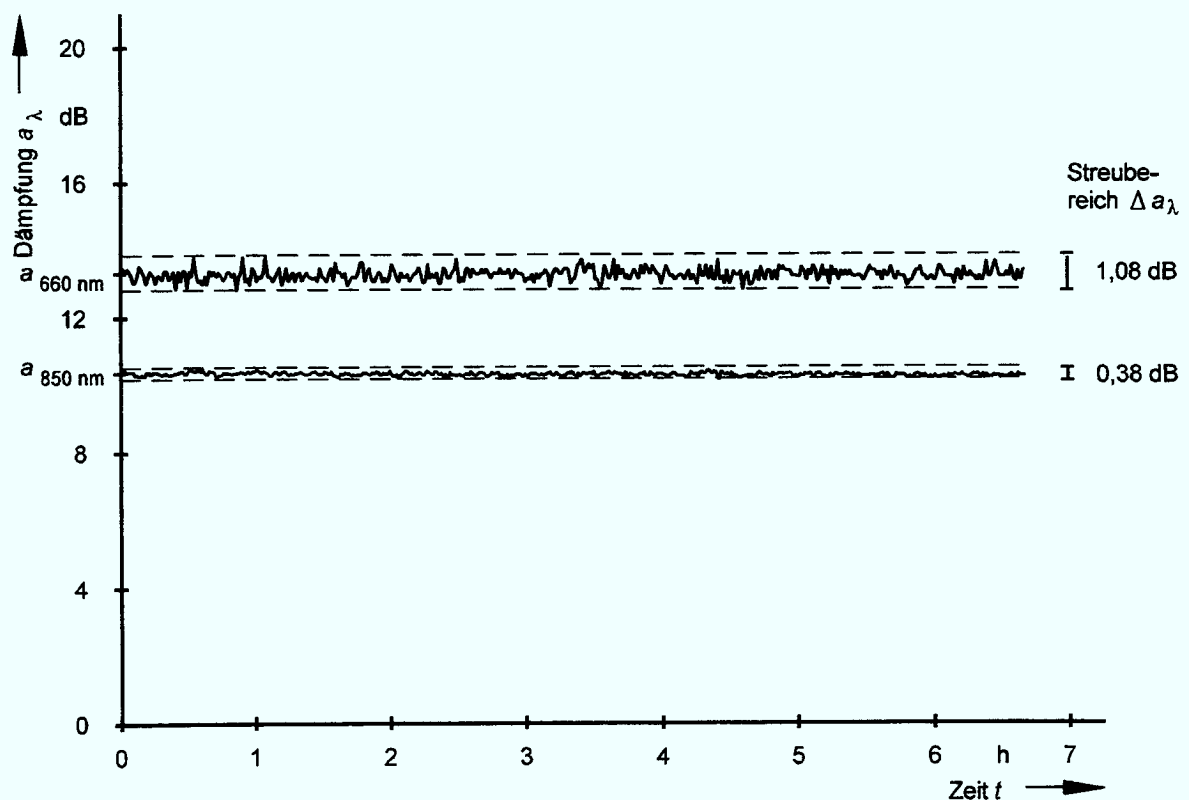


Abb. 2.4: Langzeitverhalten der spektralen Dämpfung a_λ des faseroptischen Sensors bei konstanter Umgebungstemperatur $T_u = 25 \text{ °C}$;
 $a(\lambda) = 10 \text{ dB} \log [P_{\text{ein}}(\lambda) / P_{\text{aus}}(\lambda)]$;
 P_{ein} optische Eingangsleistung; P_{aus} optische Ausgangsleistung

2.3.3 Meßanordnung für die optische Spektralanalyse

Entscheidungsfindung:

Detaillierte Erkenntnisse über die spektralen Dämpfungseigenschaften von faseroptischen Komponenten (Sensor, Übertragungsfaser, Koppler, Koppelstellen usw.) liefert die optische Spektralanalyse. Für eine solche Analyse können zwei Meßverfahren angewendet werden:

- Messung mit dem Monochromator, bei der die Wellenlängenselektion durch ein schmalbandiges, durchstimmbares optisches Filter, basierend auf einem Beugungsgitter und einer einstellbaren Spaltblende erfolgt;
- Messung mit dem Interferometer, das auf einer durch Interferenzbildung basierenden Frequenzbereichstransponierung des Signals beruht. Die entstehenden Interferenzen des Meßsignals werden mit Hilfe der Fast-Fourier-Analyse verlustfrei in ein Wellenlängenspektrum umgesetzt.

Die charakteristischen Merkmale beider Meßmethoden verdeutlicht die Übersicht in Tab. 2.2, die nicht nur als Leistungsbilanz sondern auch als Kriterienlieferant für die Auswahl einer problemorientierten Meßanordnung dient.

Meßprinzipien	Vorteile	Nachteile
Monochromator	– hohe Empfindlichkeit – hohe Dynamik neben Signalen – konstante Auflösung über den gesamten Meßbereich – hohe Lichtstärke und Trennschärfe – geringes Grundrauschen	– lange Meßzeiten – Meßzeiten vom Meßbereich abhängig – hohe Leistungsverluste
Interferometer	– kurze Meßzeiten – hohe Meßgenauigkeit im Spektrum – geringe Leistungsverluste – hohe Meßdynamik	– durch FFT-Analysator und Mechanik begrenzte Auflösung – aufwendige Signalverarbeitung

Tab. 2.2: Merkmale optischer Analyseverfahren

Weitere Kriterien ergeben sich aus den Anforderungen, die an einen optischen Spektrumanalysator zur Untersuchung von Komponenten und Effekten in der faseroptischen Meßtechnik gestellt werden.

Meßsystem:

Aus der Entscheidungsfindung für das geeignete Meßsystem zur Analyse spektraler Querempfindlichkeitseinflüsse ist der optische Spektrumanalysator Q 8344 A der Firma Advantest, basierend auf dem Meßprinzip Michelson Interferometer, als Bestlösung hervorgegangen. Das Gerät

besitzt u.a. die Eigenschaften, daß einerseits der Meßbereich schon bei einer unteren Wellenlänge von $\lambda = 350 \text{ nm}$ beginnt und daß es andererseits eine meßbereichsunabhängige Meßzeit von $t_{\text{meß}} \leq 1 \text{ s}$ besitzt, so daß auch dynamische Vorgänge erfaßt werden können.

Der Spektrumanalysator bildet gemeinsam mit der eigenentwickelten intensitätsgeregelten Weißlichtquelle mit Halogenlampe, einem Modenscrambler, der eine gleichmäßige Leistungsverteilung im Faserkern bewirkt, und dem Meßobjekt (Sensor mit Zuleitungsfaser, faseroptische Komponente etc.) die Meßanordnung für den spektralen Dämpfungsmeßplatz, Abb. 2.5.

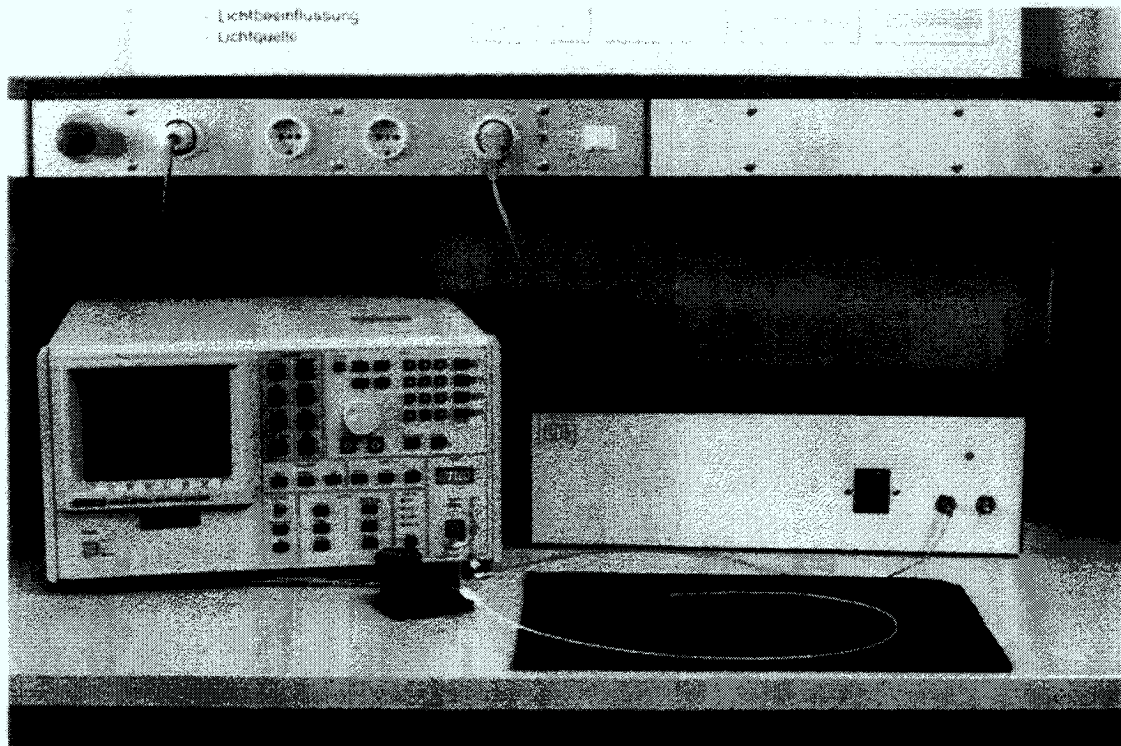


Abb.2.5: Spektraler Dämpfungsmeßplatz

Das hierbei zugrunde liegende Meßverfahren ist durch folgende Eigenschaften charakterisiert:

- Verwendung einer breitbandigen Halogenquelle (quasi Weißlicht),
- zeitdiskrete Messung (Momentaufnahme),
- wellenlängenkontinuierliche Intensitätsauflösung,
- keine Streckenkompensation durch Referenzweig möglich.

3 Ursachen der Querempfindlichkeiten und ihre Bewertung

3.1 Entwickelte und benutzte Meßaufbauten

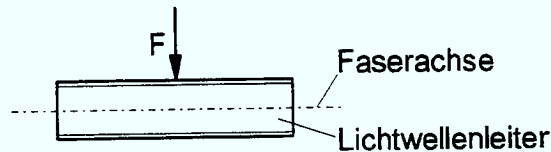
3.1.1 Meßprinzipien zum Messen mechanischer Belastungseinflüsse

Die systematische Untersuchung von Querempfindlichkeitseinflüssen nach normgerechten und reproduzierbaren Bedingungen erfordert standardisierte Meßverfahren, die - soweit bekannt - für faseroptische Sensoren noch nicht existieren. Während thermische und klimatische Umgebungseinflüsse im Klimaschrank simuliert werden können, müssen für die Prüfung der mechanischen Beanspruchungseinflüsse spezielle Meßaufbauten entwickelt werden.

Die für die einzelnen Prüfungen zugrunde gelegten Meßprinzipien, die anschaulich den Zusammenhang zwischen dem mechanischen Belastungseinfluß und der resultierenden Faserbeanspruchung verdeutlichen, sind in Tab. 3.1 und Tab. 3.2 zusammengestellt. Sie lassen sich unterscheiden in:

- a) Meßmethoden, bei denen die mechanische Beanspruchung direkt durch Faserdeformation auf das optische Übertragungsverhalten des faseroptischen Sensorsystems wirkt wie bei der
 - Beanspruchungsart: Druck (Tab. 3.1),
 - Beanspruchungsart: Torsion (Tab. 3.1),
 - Beanspruchungsart: Biegung (Tab. 3.2) und
- b) Meßmethoden, bei denen die mechanische Beanspruchung indirekt über gestaltungsbedingte Problemelemente der Koppelstelle Einfluß auf das optische Übertragungsverhalten des faseroptischen Sensorsystems nimmt wie bei der:
 - Beanspruchungsart: Biegung (Tab. 3.1),
 - Beanspruchungsart: Zug (Tab. 3.2).

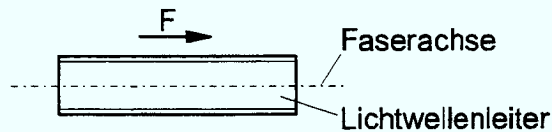
Kraft greift senkrecht zur Faserachse an



Relativbewegung zwischen Faser und angreifender Kraft	Beanspruchungsart	Anmerkung
 Längsbewegung	Druck: 	- zerstörungsfreie Meßmethode - Glasfaser zwischen planparallelen beweglichen Platten positioniert - Anpreßdruck auf die Faser über Eichgewichte variiert - eingesetzt für statische Untersuchungen
Meßprinzip: 		
 Pendelbewegung	Biegung: 	- zerstörungsbehaftete Meßmethode - Glasfaser einseitig eingespannt - Beanspruchung der Faser in definierten Abständen von der Koppelstelle - eingesetzt für statische und dynamische Untersuchungen
Meßprinzip: 		
 Drehbewegung	Torsion: 	- bedingt zerstörungsfreie Meßmethode - Glasfaser beidseitig eingespannt - verdrehen der Faser um definierte Drehwinkel - eingesetzt für statische Untersuchungen
Meßprinzip: 		

Tab. 3.1: Verwendete Meßprinzipien zum Erfassen mechanischer Belastungseinflüsse durch eine senkrecht zur Faserachse angreifenden Kraft

Kraft greift parallel zur Faserachse an



Relativbewegung zwischen Faser und angreifender Kraft	Beanspruchungsart	Anmerkung
 Längsbewegung	Zug: 	- bedingt zerstörungsfreie Meßmethode - Beanspruchung durch definierte Hängelasten - eingesetzt für statische Untersuchungen
Meßprinzip: 		
 Drehbewegung	Biegung: 	- zerstörende Meßmethode - Biegeradien durch Scheibenpyramide realisiert mit Schrittweiten von $S_w = 1 \text{ mm}$ bei $1 \text{ mm} \leq r \leq 2 \text{ mm}$ $S_w = 2,5 \text{ mm}$ bei $10 \text{ mm} \leq r \leq 35 \text{ mm}$ - eingesetzt für statische Untersuchungen
Meßprinzip: 		

Tab. 3.2: Verwendete Meßprinzipien zum Erfassen mechanischer Belastungseinflüsse durch eine parallel zur Faserachse angreifenden Kraft

3.1.2 Die wichtigsten benutzten Gerätschaften

Gerät	Hersteller	wichtigste Daten
Klimaschrank	Firma Brabender Realtest-Umweltsimulatoren Typ KSE 125 / 40 H	Nutzzinhalt: 125 l Temperaturbereich: -40 °C bis 180 °C Feuchtebereich: 10 % bis 98 %
Schwingungsisolierter Meßtisch		Maße: 2360 mm x 1000 mm
Schwingungssimulator	RMS Regelung- und Meßtechnik Dipl.Ing Schmidt KG GMBH&CO	
Weißlichtquelle	Eigenentwicklung EMK Uni Duisburg	Wellenlängen: 350 nm ... 1750 nm, Intensitätszeitstabil < 0.5 %
Optisches System zur Messung nach dem Referenzwellen- längenprinzip	Limetra Eigenentwicklung EMK Uni Duisburg	Optische Eingänge: 2 x VIS, 2 x NIR Optische Ausgänge: 6 x 2 VIS und NIR
Faserschleifgerät	Eigenentwicklung EMK Uni Duisburg	
Optische Quelle	Hewlett Packard HP8154B	LED Source Wellenlänge: 850 nm
Optische Signalquelle	Hewlett Packard HP8150A	Waveform Modulatoren
Optischer Leistungsmesser	Hewlett Packard HP8152 mit je zwei HP81520A, HP81521B	Wellenlängen: 450 nm ... 1020 nm 900 nm ... 1700 nm
Optischer Leistungsmesser	Hewlett Packard HP81519A	Frequenzbereich: DC, AC bis 400 MHz
Analyser	Advantest Q8344A	Wellenlängen: 350 nm ... 1750 nm Auflösung: horiz.: 0.1 nm verti.: 0.2 dB Empfindlichkeit: -70 dB
Oszilloskop	Tektronix TDS 540 mit O/E Converter TEK P67711	Kanäle: 4 Abtastrate: 1 GS/s Converterwellenlänge: 850nm

Tab. 3.3: Benutzte Gerätschaften und deren charakteristischen Eigenschaften.

3.2 Einflußgröße TEMPERATUR

3.2.1 Wärmehaushalt und Temperaturbereiche

In lebenden Organismen verlaufen im stationären Zustand (Gleichgewicht der Reaktionspartner) die biochemischen Prozesse bei nahezu konstanter Temperatur, konstantem Druck und ohne Volumenänderung. Für jede Reaktion sind deren Ursache, die daraus resultierende Energieänderung und die Gleichgewichtseinstellung der Reaktionspartner auf konstante Größen, die den Gesetzen der Thermodynamik unterliegen.

Der Mensch besitzt ein komplexes Thermoregulationssystem ⁽¹⁾, das die Körpertemperatur infolge hoher Wärmebildung durch Regelmechanismen auf einem Wert, der erheblich über der Umgebungstemperatur liegt, weitgehend konstant hält, Abb. 3.1. Störgrößen werden vom menschlichen Organismus als unerwünschte Stellgrößen interpretiert und bewirken bei einem intakten Regulationssystem eine sofortige Änderung der Regelgröße Körpertemperatur.

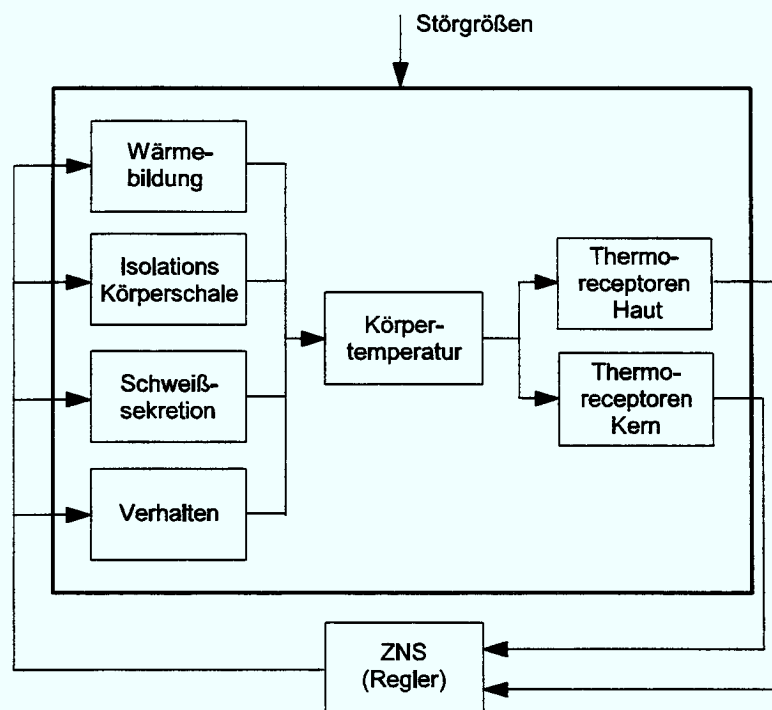


Abb. 3.1: Strukturbild der Thermoregulation (ZNS Zentrales Nervensystem)

Bei einer ausgeglichenen Wärmebilanz strömt die im Organismus produzierte Wärme über die Körperoberfläche zur Umgebung ab. Deshalb haben nach den physikalischen Gesetzen der Wärmeströmung oberflächennahe Körperteile sowie Extremitäten niedrigere Temperaturen als zentrale. Daraus resultiert eine Temperaturverteilung im menschlichen Körper, die sowohl von der Körperisolation als auch von der Umgebungstemperatur abhängt, Abb. 3.2.

⁽¹⁾ R.F. Schmidt, G.Thews: Physiologie des Menschen, 23 Aufl., Springer Verlag, Berlin 1987

Genauere Betrachtungen zeigen, daß auch die Temperatur im Körperkern zeitlichen und räumlichen Schwankungen unterliegt (z.B. bei Neutraltemperaturbedingungen, also bei Ruheenergieumsatz, eine Temperaturänderung von $T = 0,2\text{ °C} \dots 1,2\text{ °C}$).

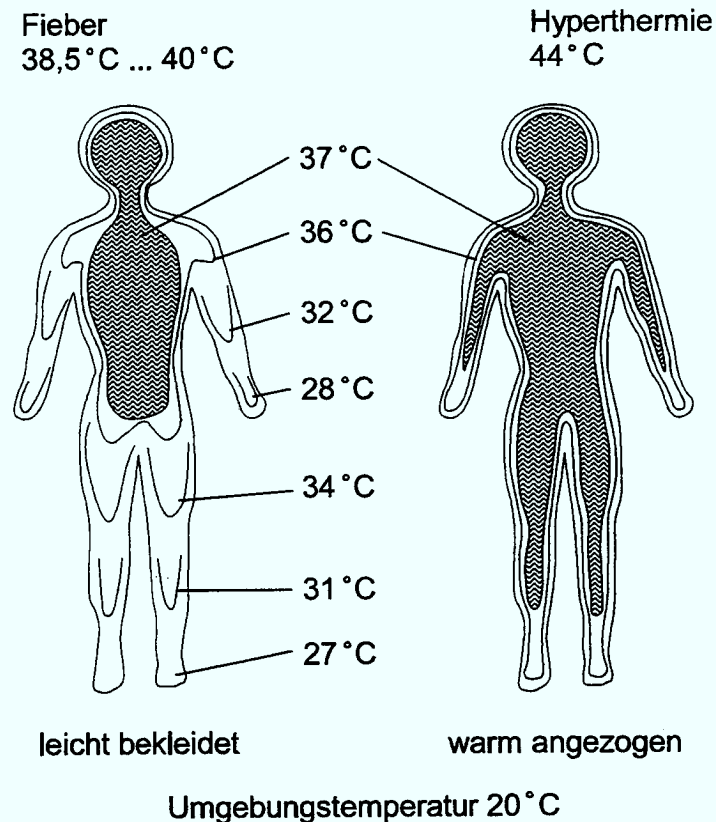


Abb. 3.2: Temperaturfeld des menschlichen Körpers nach Thews, Schmidt⁽¹⁾

Entsprechend der Vielzahl von möglichen thermischen Belastungen, die beim in-vivo Einsatz auf den faseroptischen Sensor wirken können, müssen Untersuchungen zur Sensor-Querempfindlichkeit in einem Temperaturbereich

- von $T \leq 20\text{ °C}$ (Umgebungstemperatur)
- bis $T \geq 44\text{ °C}$ (Hyperthermie)

durchgeführt werden. Dabei ist die Art der Einflüsse nach ihrem zeitlichen Verhalten zu unterscheiden:

- Statische Temperatureinflüsse erfassen stationäre Vorgänge. Sie sind für die Bewertung von Meßgenauigkeit und Zuverlässigkeit wichtig.
- Dynamische Temperatureinflüsse beschreiben irreversible Einflüsse wie Drift, Alterung, Langzeitverhalten etc..

⁽¹⁾ R.F. Schmidt, G.Thews: Physiologie des Menschen, 23 Aufl., Springer Verlag, Berlin 1987

3.2.2 Einflüsse stationärer Felder

Sowohl während des Einsatzes bei der Strahlen-Therapie als auch bei der Lagerung stellt sich für das faseroptische Dosimetersystem nach einer Übergangszeit ein stationärer Zustand ein. Deshalb ist es zulässig und sinnvoll, für einige prägnante Temperaturen wie

- $T = 20\text{ °C}$: Lagerungstemperatur des Sensors im Krankenhaus,
- $T = 37\text{ °C}$: Innere Körpertemperatur eines gesunden Erwachsenen,
- $T = 44\text{ °C}$: Gewebetemperatur bei speziellen Strahlentherapien
(Ziel: Strahlensensitivitätssteigerung) ^{(1),(2)}

über längere Zeiträume Untersuchungen anzustellen, Abb. 3.3.

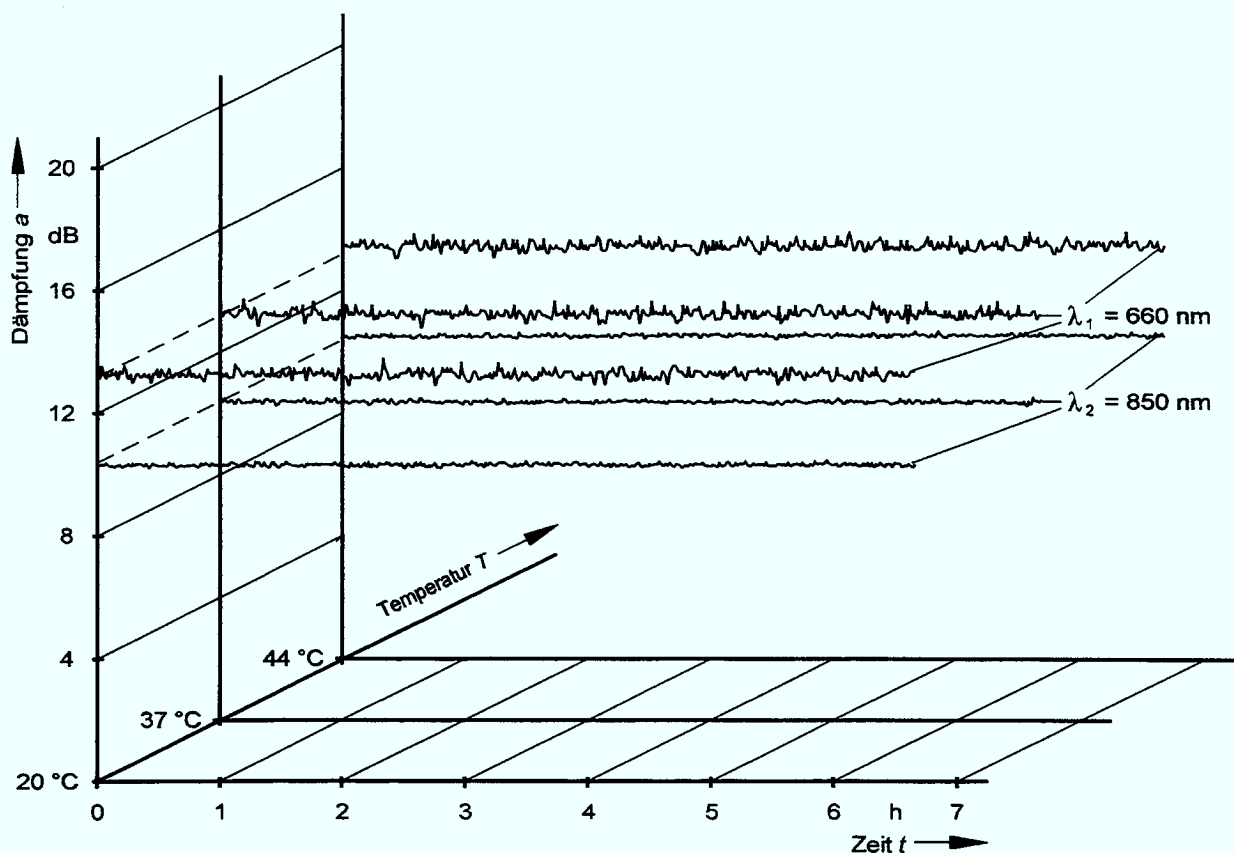


Abb. 3.3: Meßwertstabilität der spektralen Sensordämpfung bei ausgewählten Temperaturen

Die Bestimmung der Zusatzdämpfung erfolgt in Abständen von einer Minute aus den über jeweils 250 gemittelten Meßwerten der optischen Eingangs- und Ausgangsleistung. Auf diese Weise konnte mit einfachen Mitteln der Einfluß des Signalrauschens, das sowohl elektrische als auch optische Ursachen hat, stark minimiert werden.

⁽¹⁾ Hoffmann, H.; Heitmann, H.: GK2 Radiologie. VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim 1986

⁽²⁾ Lissner, J.: Radiologie. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1980

Aus den Untersuchungen resultiert, daß die Temperaturabhängigkeit der Zusatzdämpfung bei stationärem Betrieb - zumindest in dem untersuchten Bereich von bis zu 6,5 Stunden - praktisch unabhängig von der Behandlungszeit ist, jedoch nicht von der jeweiligen Umgebungstemperatur, Abb. 3.4.

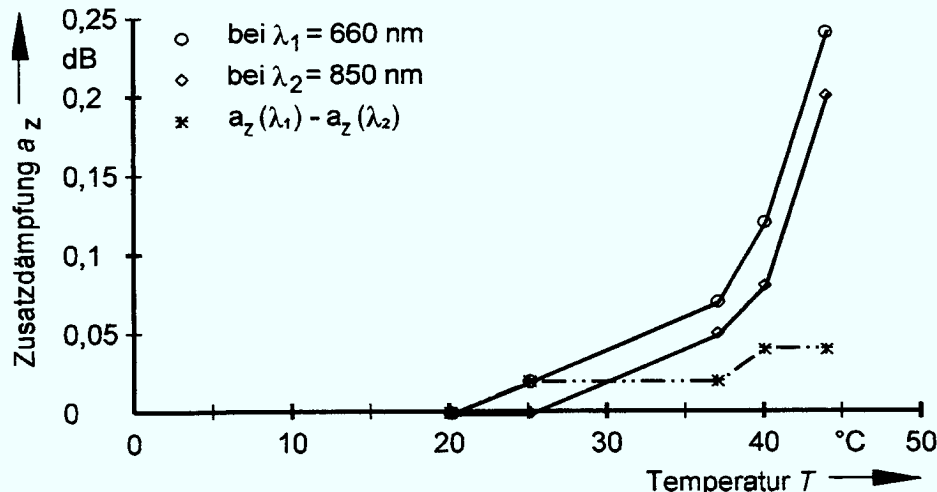


Abb. 3.4: Temperaturabhängigkeit der Sensor-Zusatzdämpfung

Bei einer Temperaturerhöhung von $T = 20$ °C auf $T = 44$ °C kann im ungünstigsten Fall eine zeitunabhängige aber wellenlängenselektive Zusatzdämpfung von $a_z = 0,24$ dB auftreten, die sich durch Differenzbildung der spektralen Dämpfungsanteile auf einen Wert von $a_z = 0,041$ dB reduzieren läßt. Da die geforderte Genauigkeit des faseroptischen Dosimetersystems bei einer Dämpfungsauflösung von weniger als $a = 0,02$ dB liegen soll, verursachen während der Messung auftretende wechselnde Temperaturen am Sensor störende Einflüsse. Solche Einflüsse lassen sich durch eine Vorort-Kalibrierung des Sensors und anschließendes Konstanthalten der Sensortemperatur vermeiden.

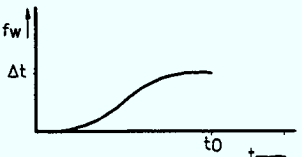
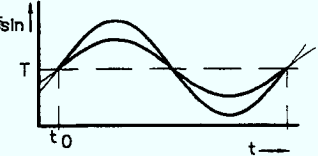
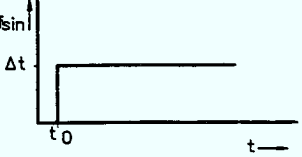
3.2.3 Arten dynamischer Felder und deren Beschreibung

In den häufigsten Anwendungsfällen wird der Sensor an Orten eingesetzt, die thermodynamisches Verhalten aufweisen (Sensor z.B. als Implantat, in Körperöffnungen, auf der Körperoberfläche usw.). Die Beurteilung der Wirkung derartiger Umgebungseinflüsse auf den Sensor erfordert eine systematische Vorgehensweise. Das schrittweise, zeitlich hintereinander ablaufende Vorgehen beginnt mit dem eindeutigen Charakterisieren der realen Umgebungseinflüsse. Diese Analyse liefert notwendige anwendungsorientierte Systemanforderungen zum Formulieren von normgerechten, reproduzierbaren Versuchsbedingungen und Bewertungskriterien.

Thermodynamische Einflüsse lassen sich prinzipiell mit Hilfe dreier verschiedener Grundfunktionen:

- Weibull-Funktion,
- Sinus-Funktion und
- Sprungfunktion,

mathematisch beschreiben, Tab. 3.4.

		Angaben zu den Testfunktionen		
Arten von dynamischen Prozessen		Funktionen	Kenndaten	Erläuterungen
	Zeitkontinuierlich	<i>Weibull-Funktion</i> $f_w(t) = \Delta T e^{-\frac{t_0}{\tau} \left(\frac{t}{t_0} - 1\right)^{3,5}}$ mit $t_0 > 0$; $\tau > 0$ 	- mittlere Lagertemperatur: $T_m = 20^{\circ}\text{C}$ - max. Temperaturänderung: $\Delta T = \pm 5^{\circ}\text{C}$ - Aufheizphase: $\Delta t_{\text{aufh}} = 3\text{h} \dots 6\text{h}$ - Abkühlphase: $\Delta t_{\text{abk}} = 2,5\text{h} \dots 8\text{h}$	- Erwärmung und Abkühlung eines nicht klimatisierten Raumes durch Sonneneinwirkung
	Zeitdiskret	<i>Sinus-Funktion</i> $f_{\sin}(t) = \frac{\Delta T}{2} \sin\left\{\frac{2\pi}{T}(t-t_0)\right\}$ 	- mittlere Temperatur: $T_m = 31^{\circ}\text{C} \dots 39^{\circ}\text{C}$ - Temperaturänderung: $\Delta T = 0,2^{\circ}\text{C} \dots 3^{\circ}\text{C}$ - Periodendauer: $T = 24\text{h}$	- Schwankungen, die vom Tagesrhythmus abhängen - Schwankungen auf Grund von körperlicher Aktivität sowohl auf der Haut als auch im Körper
	Zeitdiskret	<i>Sprungfunktion</i> $f_{\text{sp}}(t) = \Delta T \cdot \varepsilon(t-t_0)$ 	- mittlere Lagertemperatur: $T_m = 20^{\circ}\text{C}$ - Einsatztemperatur: $T_E = 31^{\circ}\text{C} \dots 39^{\circ}\text{C}$ - Verweilzeit: $t_v = 5\text{min} \dots 60\text{min}$	- Übergang Lager- auf Hauttemperatur und umgekehrt - Übergang Lager- auf Körpertemperatur und umgekehrt - zyklisches wechseln der Umgebungstemperatur

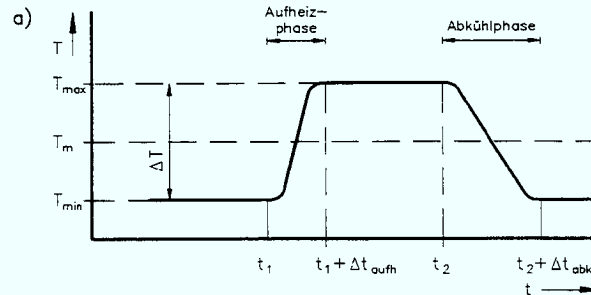
Tab. 3.4: Grundfunktion zur Beschreibung thermodynamischer Störeinflüsse

Diese Funktionen ermöglichen das Umsetzen nahezu realer Temperatureinflüsse in einen rechnerkompatiblen Formalismus, so daß sich mit einem rechnergesteuerten Temperatur-Meßplatz Temperaturverläufe bzw. thermische Belastungsfälle des Sensors simulieren lassen.

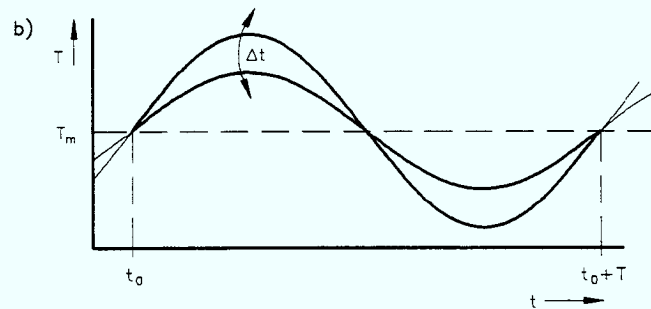
Die verschiedenen thermodynamischen Belastungsfälle unterscheiden sich nicht nur in der Art, sondern auch in der Parameterdarstellung, Abb. 3.5. Durch die Variation der Parameter lassen sich die verschiedenen Belastungsfälle gleichen Typs erfassen und simulieren.

$$T_{St1}(t) = \begin{cases} T_{\min} & \text{für } 0 \leq t \leq t_1 \\ T_{\min} + \Delta T \left(1 - \exp\left(-\frac{1}{\tau/h} \left(\frac{t}{h} - \frac{t_0}{h}\right)^{3,5}\right)\right) & \text{für } t_1 < t < t_1 + t_{aufh} \\ T_{\min} + \Delta T & \text{für } t_1 + t_{aufh} \leq t \leq t_2 \\ T_{\min} + \Delta T \cdot \exp\left(-\frac{1}{\tau/h} \left(\frac{t}{h} - \frac{t_0}{h}\right)^{3,5}\right) & \text{für } t_2 < t < \infty \end{cases}$$

mit $t_0, \tau > 0h$



$$T_{St2}(t) = T_{\min} + \frac{\Delta T}{2} \cdot \sin\left\{\frac{2\pi}{T}(t - t_0)\right\}$$



$$T_{St3}(t) = T_L + \Delta T \varepsilon(t - t_0) - \Delta T \varepsilon(t - (t_0 + t_v))$$

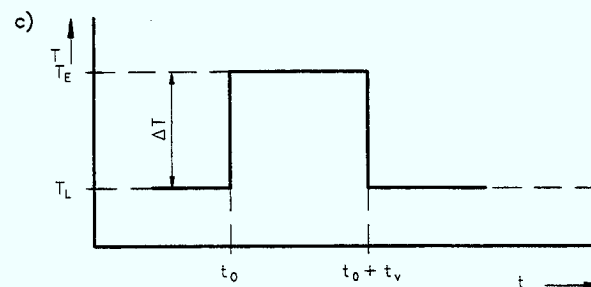
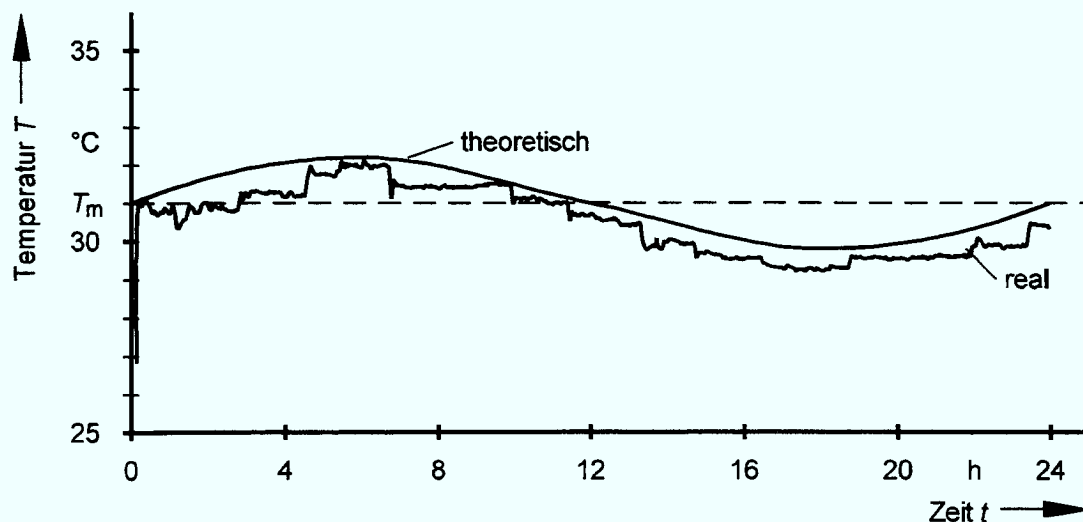


Abb. 3.5: Parameterdarstellung grundlegender thermodynamischer Einflüsse

3.2.4 Einflüsse dynamischer Felder

Im menschlichen Körper ist die räumliche Temperaturverteilung mit dem Energieumsatz im Körper korreliert. Aufgrund der Aktivität des Menschen im Tagesverlauf ändert sich sein Ruheenergieumsatz nahezu periodisch mit einer Periodendauer von $T_p = 24 h$. Die daraus resultierenden periodischen Temperaturänderungen von $T = 0,2 \text{ } ^\circ\text{C} \dots 1,2 \text{ } ^\circ\text{C}$ verursacht an einem Sensorimplantat eine Zusatzdämpfungsänderung von maximal $a_{zmax} = \pm 0,07 \text{ dB}$, Abb. 3.6.

Störfunktion:



Antwortfunktion:

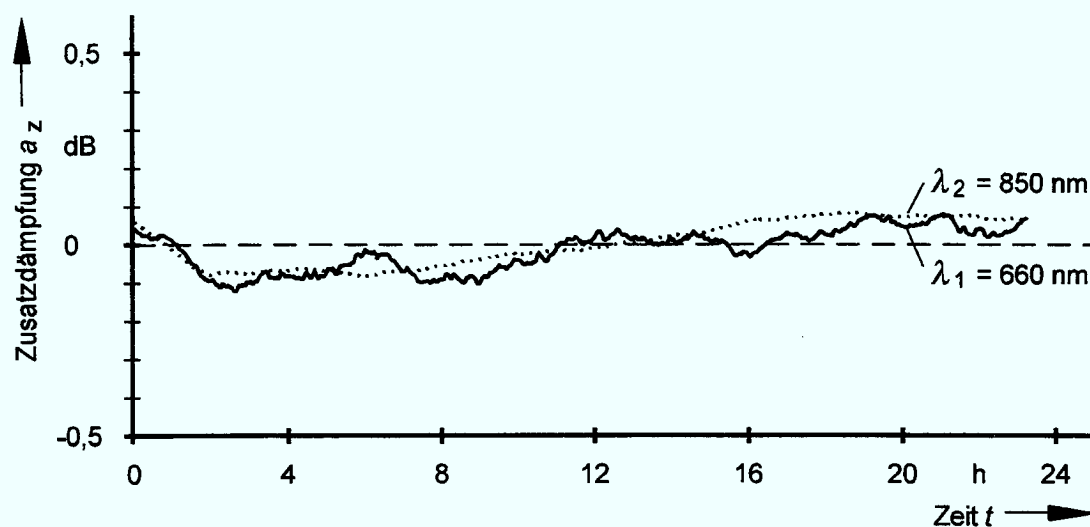
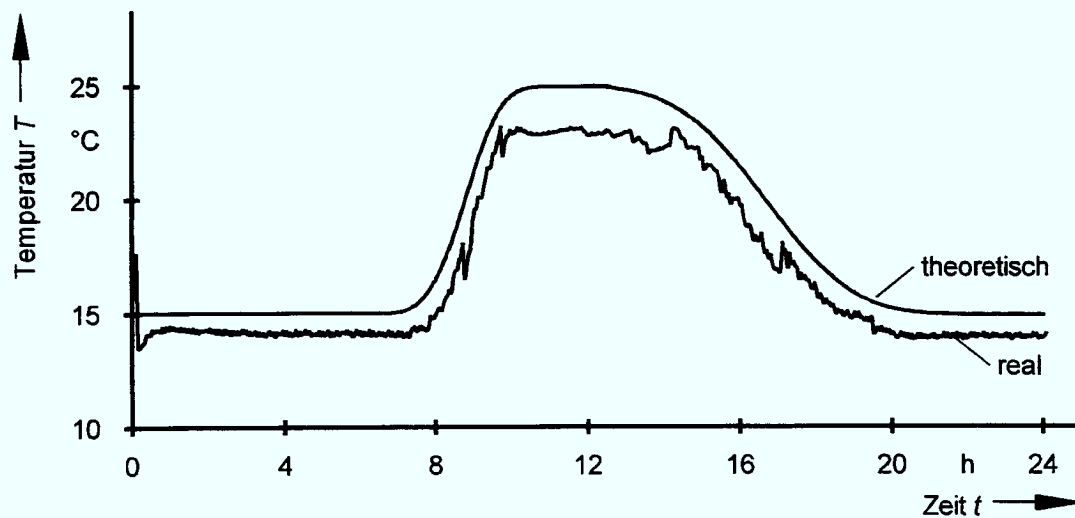


Abb. 3.6: Zusatzdämpfung des Sensors unter periodischem Störeinfluß

Das in Abb. 3.6 gezeigte Ergebnis läßt vermuten, daß der Sensor auf thermodynamische Einflüsse sehr empfindlich reagieren wird. Auch weitere Untersuchungen, wie z.B. die Messung der Zusatzdämpfung des Sensors unter nicht periodischem Temperatureinfluß, (Abb. 3.7) untermauern die obigen Vermutungen.

Störfunktion:



Antwortfunktion:

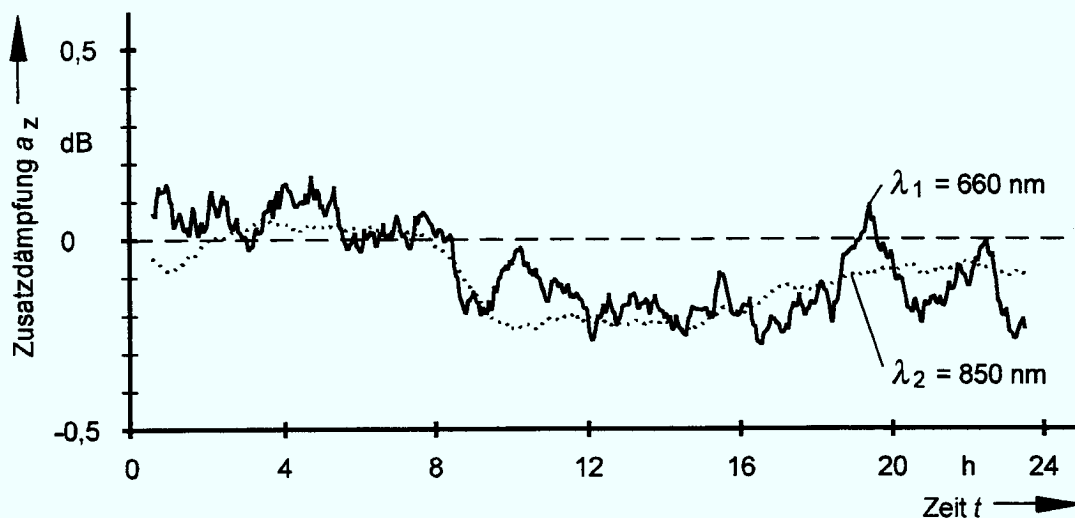
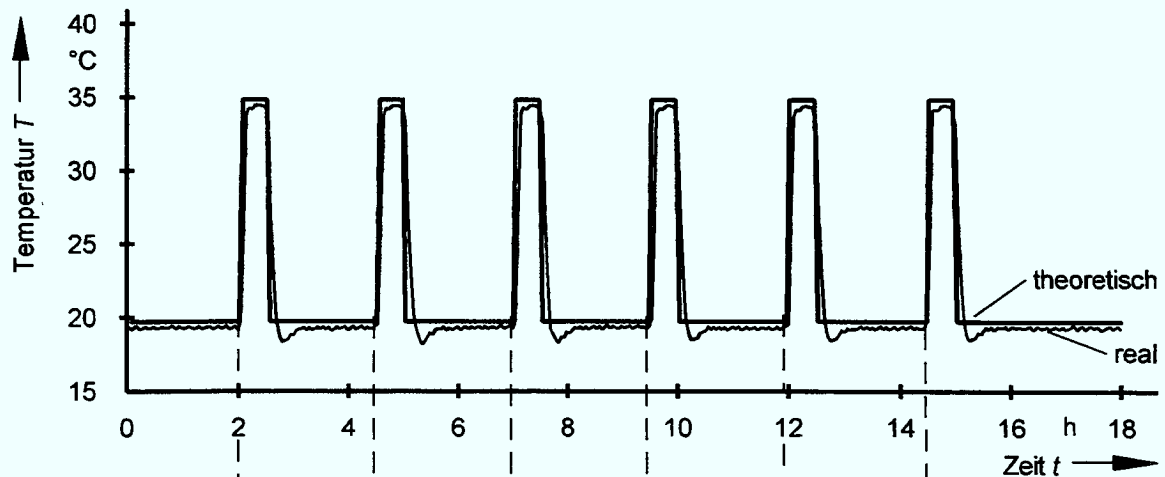


Abb. 3.7: Zusatzdämpfung des Sensors incl. Zuleitung bei nicht periodischen Störeinflüssen

Eine Bestätigung dieser Annahme liefern Untersuchungen hinsichtlich diskreter Störeinflüsse auf den Sensor. Dabei kann für die Wellenlänge $\lambda = 850 \text{ nm}$ eine reproduzierbare Änderung der Zusatzdämpfung von $a_z = 0.25 \text{ dB}$ bei einem sprunghaften Temperaturwechsel von $T_1 = 20 \text{ }^{\circ}\text{C}$ auf $T_2 = 35 \text{ }^{\circ}\text{C}$ nachgewiesen werden, Abb. 3.8.

Störfunktion:



Antwortfunktion:

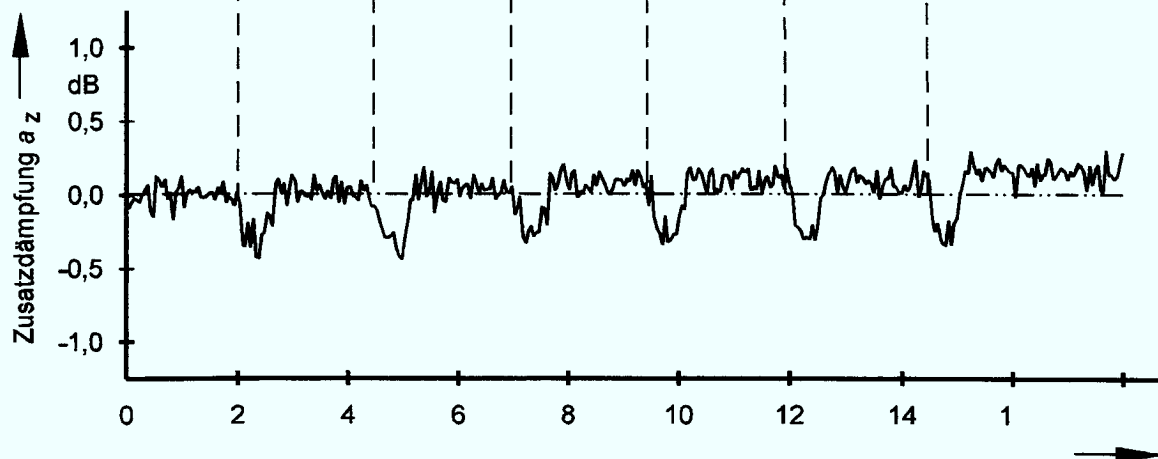


Abb. 3.8: Zusatzdämpfung des Sensors bei diskretem Störeinfluß für die Wellenlänge $\lambda = 850 \text{ nm}$

Für eine detaillierte Bestimmung dieses Sensor-Störverhaltens wird sein Übergangsverhalten eingehender analysiert. Diese Analyse ergibt, daß die Zusatzdämpfung zunächst sprunghaft wechselt und anschließend sich in einem Verzögerungsprozeß erster Ordnung einem stationären Dämpfungswert nähert, Abb. 3.9. Die verbleibende Zusatzdämpfung liegt bei $a_z = 0,09 \text{ dB}$. Die Größenordnung stimmt mit den Ergebnissen aus statischen Temperatureinflußuntersuchungen überein.

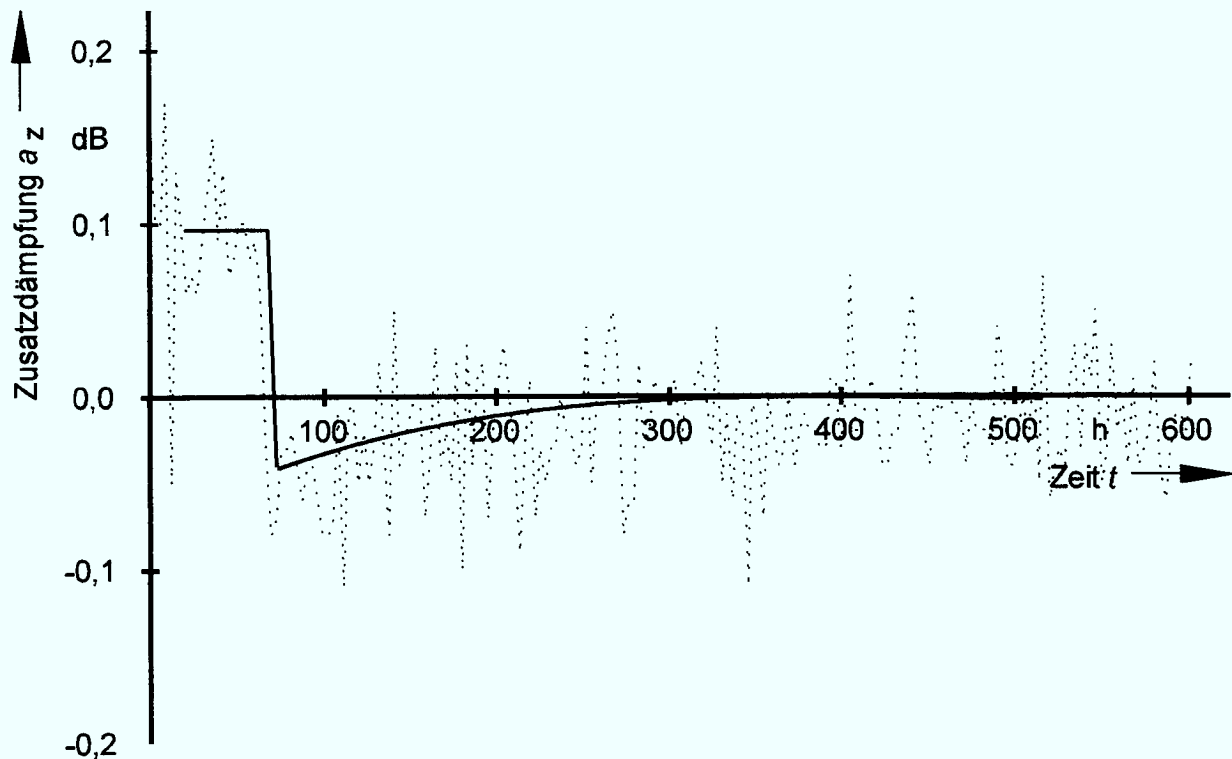


Abb. 3.9: Übergangsverhalten der Sensor-Zusatzdämpfung

Die Ursachen für die auftretende thermodynamische Querempfindlichkeit liegen im konstruktiven Aufbau der Koppelstelle zwischen Sensor- und Nachrichtenfaser begründet, was durch weitere systematische Untersuchungen nachgewiesen werden konnte. Da ein methodisches Vorgehen bei der Querempfindlichkeitsanalyse nicht nur das Auffinden und Lokalisieren von Störungen sondern auch das Charakterisieren von faseroptischen Komponenten und deren beteiligten Elemente ermöglicht, ist in enger Zusammenarbeit mit dem Verbundpartner KFA-Jülich ein Untersuchungsprogramm entstanden, mit dem sich Koppelstelleneinflüsse bei Temperaturwechselbeanspruchungen abhängig vom konstruktiven Aufbau analysieren lassen. Ziel dieser Untersuchungen ist die Minimierung der thermischen Querempfindlichkeiten. Die Meßreihen erfolgten mit dem vom Verbundpartner ProCom-Aachen entwickelten Original-Optomodul-gekühlten-FADOS-Gerät und acht Sensoren unterschiedlichen Aufbaus, welche die Verbundpartner KFA-Jülich und VYGON-Aachen gemeinsam entwickelt haben. Die Untersuchungen erbrachten einige interessante Ergebnisse, die im einzelnen Meßprotokoll zu entnehmen sind, Tab. 3.5.

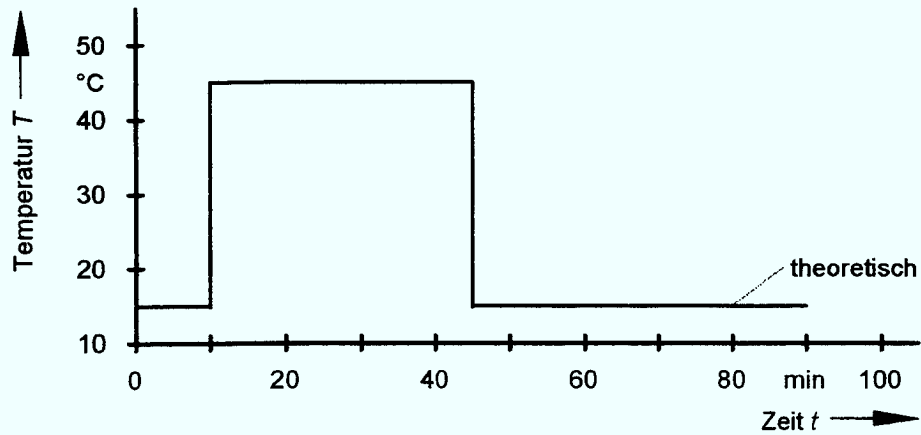
Sensor Nr.	Spezifischer Aufbau	Meßzyklus	Bemerkung
93016	- ohne Katheterschlauch - ohne optischen Kleber	1	- paarweise Gegenläufigkeit der Dämpfungsverläufe von $\lambda = 585\text{nm}$ und $\lambda = 660\text{nm}$ sowie $\lambda = 772\text{nm}$ und $\lambda = 856\text{nm}$; - max. Zusatzdämpfung a_z für $\lambda > 585\text{nm}$: $-0,15\text{dB}$, für $\lambda = 585\text{nm}$: $-0,20\text{dB}$.
		2	- ähnliches Verhalten wie bei Messung 1; - Verstärkung der wellenselektiven Dämpfung; - Verstärkung der Gegenläufigkeit.
93017	- ohne Katheterschlauch - ohne optischen Kleber	1	- keine Gegenläufigkeit; - identische Dämpfungsverläufe der Wellenlängen $585\text{nm}/660\text{nm}$ und $772\text{nm}/856\text{nm}$; - max. Zusatzdämpfung a_z für $\lambda > 660\text{nm}$: $-0,20\text{dB}$, für $\lambda < 772\text{nm}$: $-0,21\text{dB}$.
		2	- ähnliches Verhalten wie bei Messung 1.
93018	- ohne Katheterschlauch - mit optischen Kleber	1	- keine Gegenläufigkeit; - identische Dämpfungsverläufe der Wellenlängen $585\text{nm}/660\text{nm}$ und $772\text{nm}/856\text{nm}$; - max. Zusatzdämpfung a_z für $\lambda > 660\text{nm}$: $-0,10\text{dB}$, für $\lambda = 660\text{nm}$: $-0,13\text{dB}$, für $\lambda = 585\text{nm}$: $-0,15\text{dB}$.
		2	- ähnliches Verhalten wie bei Messung 1; - geringere Dämpfungsabnahme (Differenz zu den Werten aus Messung 1 $\Delta a_z = 0,02\text{dB}$).
93019	- ohne Katheterschlauch - mit optischen Kleber	1	- keine Gegenläufigkeit; - starker Dämpfungsanstieg um $1,5\text{dB}$; - Folge: Abbruch der Messung.
		2	- keine Gegenläufigkeit; - wellenlängenselektive Dämpfungsverläufe; - max. Dämpfungsanstieg bei $\lambda = 856\text{nm}$.
		3	- ähnliches Verhalten wie bei Messung 2.
93020	- mit Katheterschlauch - ohne optischen Kleber	1	- keine Gegenläufigkeit; - Dämpfungsverläufe nahezu identisch; - max. Zusatzdämpfung a_z für $\lambda = 856\text{nm}$: $-0,10\text{dB}$, für $\lambda = 585\text{nm}$: $-0,12\text{dB}$.

Tab. 3.5: Meßprotokoll zur Temperaturwechselbeanspruchung (Teil 1)

Sensor Nr.	Spezifischer Aufbau	Meßzyklus	Bemerkung
93020	- mit Katheterschlauch - ohne optischen Kleber	2	- ähnliches Verhalten wie bei Messung 1; - keine zusätzlichen Veränderungen;
93021	- mit Katheterschlauch - ohne optischen Kleber	1	- keine Gegenläufigkeit; - wellenlängenselektive Dämpfungsverläufe; - max. Zusatzdämpfung a_z für $\lambda = 585\text{nm}$: -0,12dB, für $\lambda = 660\text{nm}$: -0,10dB, für $\lambda = 856\text{nm}$: -0,09dB, für $\lambda = 772\text{nm}$: -0,08dB. - verbleibende Zusatzdämpfung a_z zwischen 0,03 dB und 0,04 dB.
		2	- ähnliches Verhalten wie bei Messung 1; - nach 27min. Einbruch im Dämpfungsverlauf; - verbleibende Zusatzdämpfung $a_z = 0,15$ dB.
93022	- mit Katheterschlauch - mit optischen Kleber	1	- keine Gegenläufigkeit; - identische Dämpfungsverläufe bei $\lambda = 585\text{nm}$ und $\lambda = 660\text{nm}$; - geringere Zusatzdämpfung bei den anderen Meßwellenlängen; - bei $\lambda = 856\text{nm}$ ausgeprägtes Zeitverhalten; - max. Zusatzdämpfung a_z für $\lambda > 660\text{nm}$: -0,09dB, für $\lambda < 772\text{nm}$: -0,12dB; - verbleibende Zusatzdämpfung $a_z = 0,04$ dB.
		2	- ähnliches Verhalten wie bei Messung 1; - geringere Dämpfungsabnahme (Differenz zu den Werten aus Messung 1 $\Delta a_z = 0,02\text{dB}$); - wellenlängenselektive Dämpfungsverläufe; - verbleibende Zusatzdämpfung $a_z = 0,01$ dB.
93023	- mit Katheterschlauch - mit optischen Kleber	1	- keine Gegenläufigkeit; - ersten 5 min. Zusatzdämpfungsabfall um $a_z = 0,01$ dB; anschließend starker Dämpfungsanstieg um $a_z = 0,9\text{dB}$; - geringe Wellenlängenabhängigkeit.
		2	- keine Gegenläufigkeit; - identische Dämpfungsverläufe bei den Wellenlängen 585nm/660nm und 772nm/856nm; - max. Dämpfungsabfall 0,17dB bzw. 0,14dB.

Tab. 3.5: Meßprotokoll zur Temperaturwechselbeanspruchung (Teil 2)

Störfunktion:



Antwortfunktion:

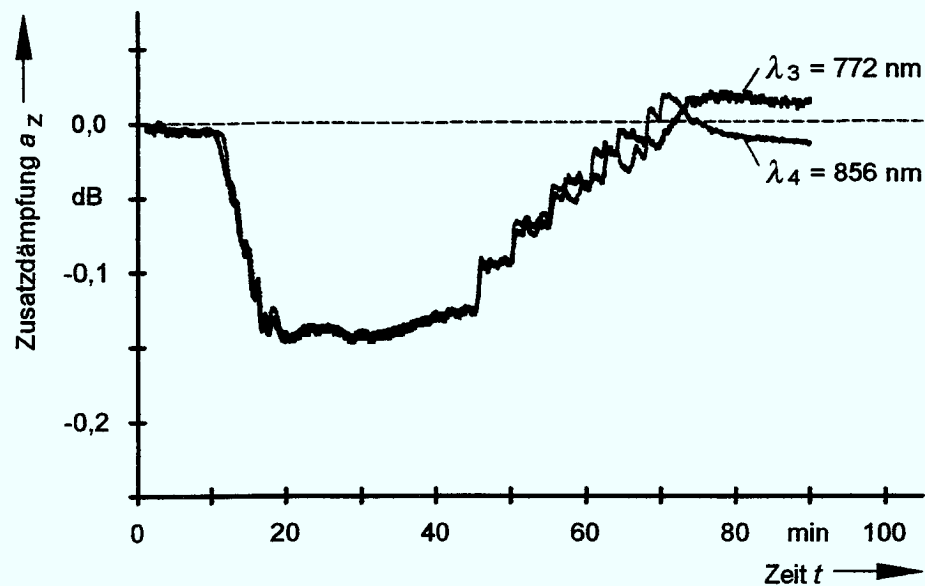
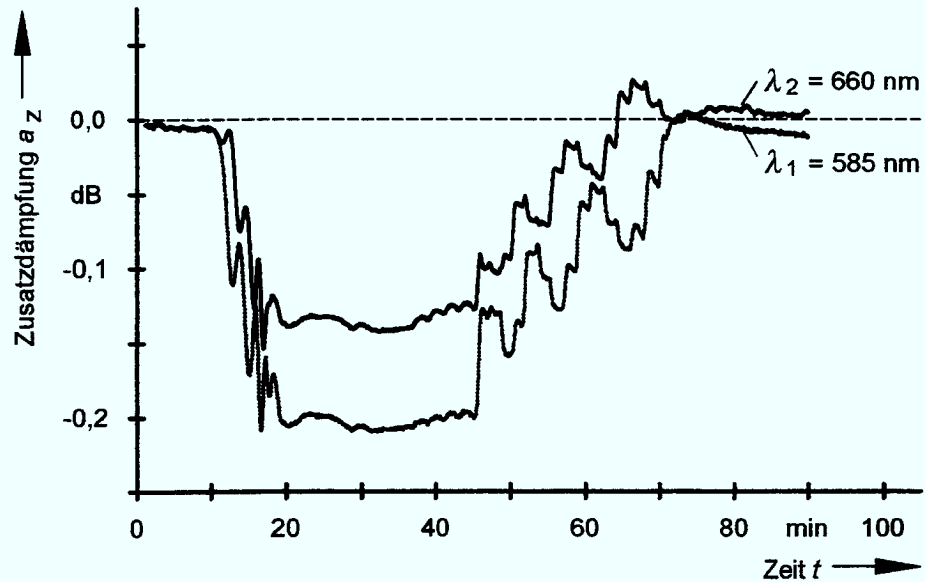


Abb. 3.10: Dämpfungsverhalten des Sensors 93016 bei Temperaturwechselbeanspruchung

Die wesentlichen Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Alle Sensoren weisen unterschiedliches Verhalten auf.
- Ein Einfluß, abhängig von den untersuchten Gestaltungsmöglichkeiten bei gleichem Koppelprinzip, ist nicht erkennbar.
- Die Sensoren weisen keine prinzipielle Wellenlängenabhängigkeit auf.
- Alle Sensoren reagieren sehr empfindlich auf thermische Einflüsse.

Von besonderem Interesse ist das Dämpfungsverhalten vom Sensor mit der Bezeichnung Nr. 93016, Abb. 3.10, da hier die wellenlängenabhängigen Dämpfungsverläufe eine paarweise Gegenläufigkeit zeigen. Ein solches Sensorverhalten läßt sich nicht herausrechnen im Gegensatz zu einem identischen Sensorverhalten. Deshalb wird es notwendig sein, auch die thermischen Querempfindlichkeiten zu erfassen und somit einen ersten Schritt in Richtung Multisensorik zu machen.

3.3 Einflußgröße FEUCHTE

3.3.1 Prinzipieller Feuchteeinfluß auf Glas

Glas ist makroskopisch amorph und besteht mikroskopisch aus einzelnen kristallinen Bezirken. Schon beim Herstellungsprozeß der Glasfaser werden Verunreinigungen in die SiO_4 -Tetraederstruktur eingebaut, welche die Lichtübertragungseigenschaften beeinflussen. Begünstigt durch die Gitterstruktur des Siliziumoxids lagern sich nicht nur Wasser-Ionen (OH^- -Ionen) an sondern auch molekularer Wasserstoff (H_2). Die Einlagerung derartiger intrinsischer Verunreinigungen in den atomaren Aufbau führt zu dem unerwünschten Effekt, daß die Atome der eingebauten Ionen und Moleküle zu mechanischen Schwingungen fähig sind.

Wird Licht in einer Glasfaser übertragen, so können die Photonen mit der amorphen Siliziumstruktur in Wechselwirkung treten. Ihre Energie wird dabei in Gitterschwingungen umgewandelt. Somit existieren in einem, mit OH^- -Ionen und molekularem Wasserstoff verunreinigten Glasmaterial prinzipiell sechs verschiedene Fundamentalresonanzen bei den Wellenlängen $\lambda_1 \approx 37 \mu\text{m}$, $\lambda_2 \approx 21 \mu\text{m}$, $\lambda_3 \approx 12,5 \mu\text{m}$, $\lambda_4 \approx 9 \mu\text{m}$, $\lambda_{\text{OH}} \approx 2,8 \mu\text{m}$, und $\lambda_{\text{H}_2} \approx 2,42 \mu\text{m}$ (Einzelheiten siehe Tab. 3.6).

OH-Resonanzen und ihre Überlagerungen mit den SiO_4 Tetraeder-Resonanzen (in μm)

	Mochizuki et. al. IEEE J. of Quantum Electronics Vol. QE 20,7,1984	Stone, Burrus Bell System Technical Journal Vol. 59,8,1980	Wright et. al. SPE Vol. 1314,1990	Kersten Springer-Verlag Opt. Nachrichten- technik, 1983	Marcuse Academia Press Principles of Opt. Fiber Measurements 1981	Uesugi et. al. Electronics Letters Vol. 19,19,1983	Kawazuru et. al. Electronics Letters Vol. 20,3,1984
λ_1	36,4						
λ_2	21,0		20,7				
λ_3	12,5	12,2		12,0			
λ_4	9,1				8,0		
λ_{OH}		2,75		2,73	2,8		2,8
λ_{H}	2,42	2,75	2,42	2,73	2,8	2,4	
$2\lambda_4 + \lambda_{\text{H}}$	1,59		1,59				1,59
$2\lambda_{\text{OH}}$		1,38		1,37	1,39		1,40
$2\lambda_{\text{H}}$	1,24		1,24			1,24	1,24
$\lambda_1 + 2\lambda_{\text{OH}}$		1,24		1,23		1,19	1,20
$\lambda_1 + 2\lambda_{\text{H}}$	1,20					1,17	1,17
$\lambda_2 + 2\lambda_{\text{H}}$	1,17		1,17	1,13			
$3\lambda_{\text{H}}$		0,95		0,95	0,95		

 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4 \hat{=}$ Resonanzwellenlängen des SiO_4 - Tetraeders $\lambda_{\text{OH}} \hat{=}$ Resonanzwellenlänge der OH-Ionen $\lambda_{\text{H}} \hat{=}$ Resonanzwellenlänge der H_L - MoleküleTab. 3.6: H_2 und OH-Resonanzen sowie ihre Überlagerungen mit den SiO_4 -Tetraeder-Resonanzen

Wie bei mechanischen Schwingungen so ergeben sich auch hierbei zusätzliche Oberschwingungen und lineare Kombinationen. Deren Resonanzwellenlängen berechnen sich im einzelnen nach der Gleichung:

$$(3.1) \quad \lambda = \left(\frac{p}{\lambda_{Si,i}} + \frac{q}{\lambda_{OH}} + \frac{r}{\lambda_{H_2}} \right)^{-1} \text{ mit } p, q, r \in \mathbb{N}_0, \quad i=1 \dots 4.$$

Für die angegebenen Wellenlängen findet man schon im Fall der 1. Überschwingungen sowie der Überlagerungen verschiedener Fundamentalschwingungen im Bereich zwischen $\lambda=1170 \text{ nm}$ und $\lambda=1240 \text{ nm}$ eine Ansammlung von möglichen Resonanzen und Dämpfungsmaxima. Die Dämpfungsintensivsten und somit relevantesten Resonanzen liegen im nahen Infrarotbereich.

3.3.2 Sensorfaser-Umgebungsbedingungen

Wassermoleküle in der unmittelbaren Umgebung einer ungeschützten Glasfaser können - zumindest prinzipiell - in diese eindiffundieren und somit die Lichtübertragungseigenschaften des Glases verändern. Der faseroptische Sensor ist sowohl im menschlichen Körper während der Behandlung als auch außerhalb des Körpers, z.B. in einem Lager oder Depot einer gewissen Verweilzeit ausgesetzt. Der zeitliche Rahmen für die Inkorporation des Glasfaser-Sensors ist auf die Dauer der Bestrahlungsbehandlung, die maximal 6 Wochen betragen kann, beschränkt. Während dieser Zeit befindet sich der Sensor in einer Wasserhaltigen Umgebung, wie Abb. 3.11 verdeutlicht. Folglich ist zu untersuchen, ob und unter welchen Bedingungen die Diffusion von Wassermolekülen zu einer Beeinflussung der Sensorfunktion führt.

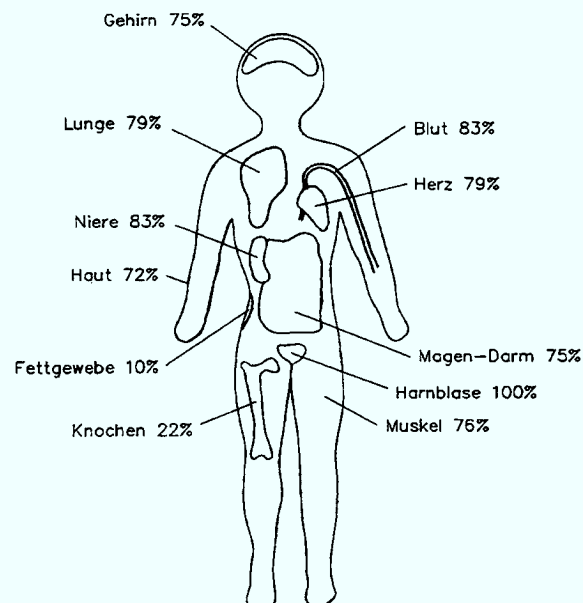


Abb. 3.11: Wassergehalt einzelner menschlicher Organe :
 Organe: 72 % - 83 %; Blase: 100 %; Knochen: 22 % (kein Einsatzgebiet!);
 Fettgewebe: 10 %

Um beurteilen zu können, in wieweit die hierbei erzielten Ergebnisse für den Einsatz und die Handhabung des faseroptischen Dosimeters relevant sind, müssen bestimmte Randbedingungen hinsichtlich der Feuchteeinwirkung auf den Sensor definiert werden, Tab. 3.7.

Einsatz	Randbedingungen
Bestrahlungs- zeit bis 5 mm	Temperatur: 27 °C – 44 °C Feuchtigkeit: 10 % – 100 %
im Körper Verweil- zeit 1 Tag bis max. 6 Wochen	Temperatur: 27 °C – 40 °C Feuchtigkeit: 10 % – 100 %
im Lager Aufbewahrungs- zeit bis 5 Jahre DIN 13273 Teil 2-4	Temperatur: 15 °C – 25 °C Feuchtigkeit: < 65 %

Tab. 3.7: Feuchte- und Temperaturwerte für den Sensor im Körper und im Lager.

Die Diffusion von Wassermolekülen oder OH-Ionen in die Glasfaser ist bei normalen Umweltbedingungen wie im vorliegenden Fall bei einem Luftdruck von $p = 1013 \text{ hPa}$ und einem Temperaturbereich von $T = 20 \text{ °C} \dots 50 \text{ °C}$ ein zeitlich extrem langsamer Prozeß. Aus der Literatur sind folgende Meßergebnisse bekannt.

- Für die Dauer von 8 Monaten wurde ein 500 m lange Glasfaser bei Raumtemperatur und normalem Druck in Wasser gelegt ⁽¹⁾. Die aufgetretenen Veränderungen im Spektrum lagen lediglich oberhalb einer Wellenlänge von $\lambda = 1000 \text{ nm}$ und die maximale Dämpfung von $\alpha = 10,8 \text{ dB/km}$ trat bei einer Wellenlänge von $\lambda = 1240 \text{ nm}$ auf.
- Für die Dauer von 4 Stunden wurde eine 13 km lange Glasfaser einer Temperatur von $T = 60 \text{ °C}$ und einem Druck von $p = 53 \text{ hPa}$ reinem Wasserstoff ausgesetzt ⁽²⁾. Auch hier traten Veränderungen im Spektrum lediglich oberhalb einer Wellenlänge von $\lambda = 1000 \text{ nm}$ mit einem Anstieg der Dämpfung von $\alpha = 1,1 \text{ dB/km}$ auf.

⁽¹⁾ Uesugi et.al.: Infrared optical loss increase for silica fibre in cable filled with water. Electronics Letter, Vol. 20, No. 3, Febr. 1984

⁽²⁾ Wright et.al.: Consideration for the lifetimes of submarine optical cables. SPIE Vol. 1314, Fibre Optics 1990

These:

Bei den hier interessierenden Meßzeiten sind selbst bei ungeschützter Faser - im Einsatz wird ein dichter Katheter die Meßfaser umhüllen - keine meßbaren Dämpfungsänderungen infolge Diffusion von Wassermolekülen in die Faser zu erwarten.

Im realen Fall der Anwendung einer 5 cm langen Glasfaser folgt nach Gleichung (3.1), daß bei der Referenzwellenlänge $\lambda_R = 850 \text{ nm}$ am nächsten liegenden Resonanzwellenlänge $\lambda_{Res} = 825 \text{ nm}$ (für $p = 3, q = 3, r = 0$) bei einer OH⁻-Ionen-Konzentration von 1 ppm eine Dämpfungserhöhung von $\alpha = 4 \cdot 10^{-5} \text{ dB}$ erwartet wird.

3.3.3 Messungen zur empirischen Verifikation (obiger These)Herstellungsbedingter Feuchte-Einfluß

Untersucht man eine handelsübliche Nachrichtenübertragungsfaser (HCN)-Faser (Länge 10 m, Mantel-/Kerndurchmesser 110/125, Stufenindex, Numerische Apertur $NA = 0,37$) mit Licht einer Halogenlampe, deren integrale Lichtleistung mit einem optischen Leistungsmesser (vgl. Kap. 3.1.2) zu $P = 7 \text{ mW}$ bestimmt wurde, so erhält man den in Abb. 3.12 dargestellten spektralen Verlauf der Dämpfung. Zu erkennen sind drei deutliche Dämpfungsmaxima bei den Wellenlängen $\lambda = 950 \text{ nm}$, $\lambda = 1246 \text{ nm}$ und bei $\lambda = 1344 \text{ nm} \dots \lambda = 1440 \text{ nm}$, die von Oberschwingungen der OH⁻-Resonanz herrühren. Das Hauptmaxima, im Wellenlängenbereich von $\lambda = 1344 \text{ nm}$ bis $\lambda = 1440 \text{ nm}$ ist durch die Rauschgrenze des verwendeten Meßgerätes begrenzt. Die Nebenmaxima bei $\lambda = 1187 \text{ nm}$ und $\lambda = 1620 \text{ nm}$ werden durch Resonanz mit den H₂-Molekülen gebildet (vgl. Kap. 3.3.1).

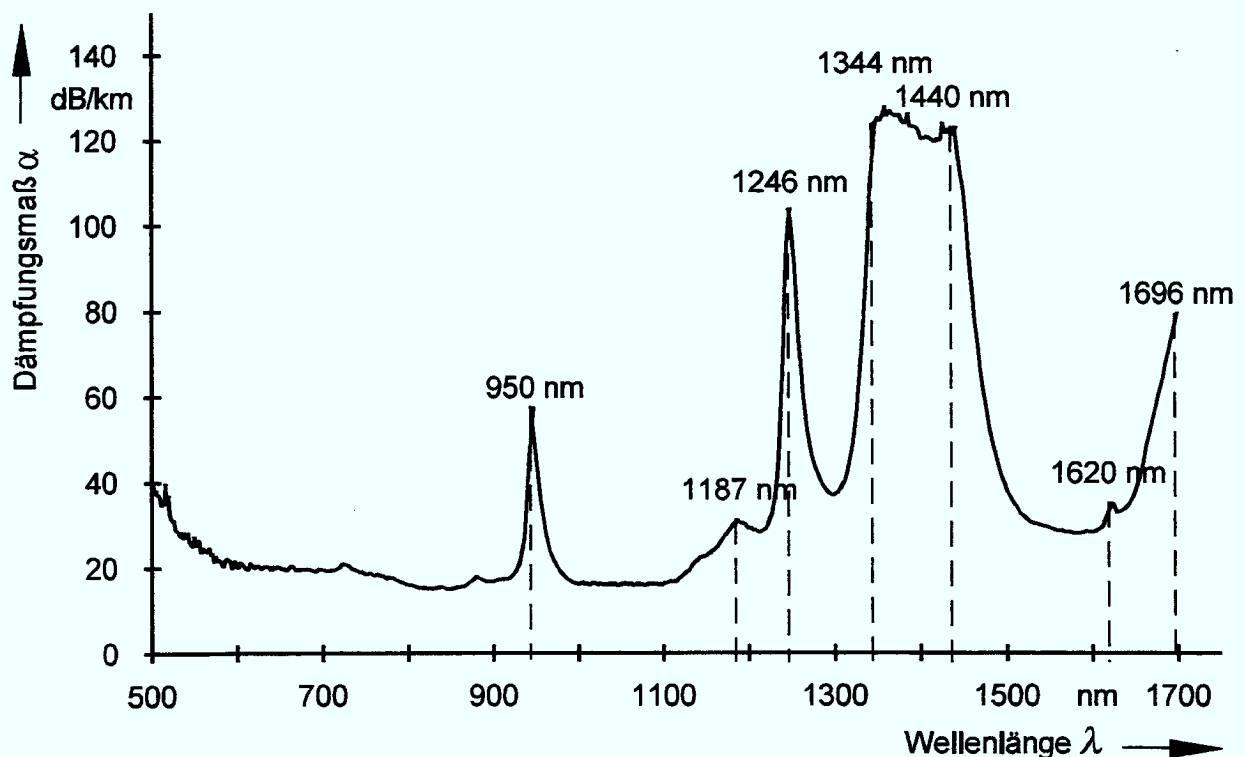


Abb. 3.12: Spektraler Dämpfungsverlauf einer Nachrichtenfaser

Ergebnis:

Bei den für die Messung relevanten Wellenlängen unter $\lambda = 900 \text{ nm}$ treten keine meßbaren herstellungsbedingten Resonanzen auf.

HCN-Faser in einem Wasserbad

Entmantelt man eine Nachrichtenübertragungsfaser (HCN) auf einer Länge von $l = 30 \text{ cm}$ bis auf den Faserkern, so sollte der Diffusionsvorgang von H_2 -Molekülen in den Faserkern beschleunigt ablaufen. Dieser Diffusionsvorgang muß sich in einem mehrtägigem Dauerversuch anhand von verschiedenen Messungen erkennen lassen. In Abb. 3.13 ist für einen 10 tägigen Versuch der entsprechende Aufbau dargestellt.

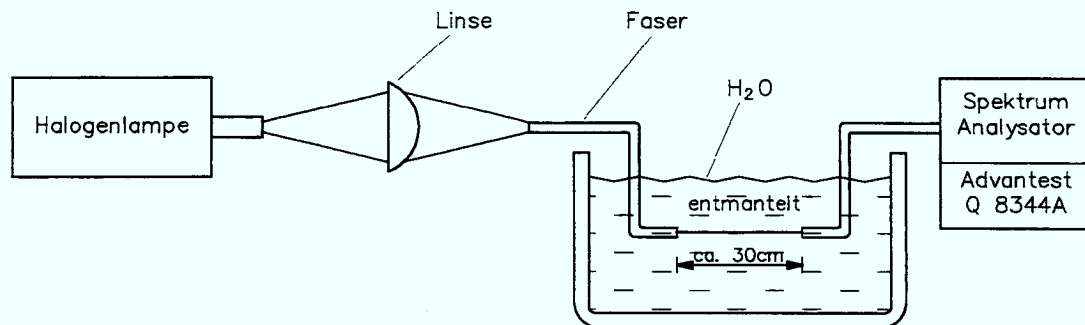


Abb. 3.13: Versuchsaufbau zur Bestimmung des Einflusses von Feuchtigkeit bei entmantelter Faser

Ergebnis:

Der Dauerversuch hat gezeigt, daß keine meßbaren, charakteristischen Veränderungen im Spektrum der Faser aufgetreten.

Feuchteinfluß auf die Sensorfaser unter Lagerungsbedingungen

Eine Untersuchung über den maximal angenommenen Lagerzeitraum von 5 Jahren ist aus verständlichen Gründen nicht möglich. Um dennoch extrapolierbare Ergebnisse zu erzielen, muß man eine Sensorfaser bei einer Temperatur von $T = 20 \text{ }^{\circ}\text{C}$ und einer relativen Luftfeuchtigkeit von $rF = 50 \%$ in einem Dauerbetrieb über mindestens $t = 72,25$ Stunden untersuchen. Über einen solchen Zeitraum erzielt man den in Abb. 3.14 dargestellten Dämpfungsverlauf.

Die auffällig abnehmende Dämpfung in den ersten 1800 Minuten ist, wie im weiteren Verlauf gezeigt wird, auf thermische Driften des Meßsystems zurückzuführen. Die ermittelte Differenzdämpfung zwischen der Meß- und der Referenzwellenlänge zeigt einen über die Zeit konstanten Verlauf.

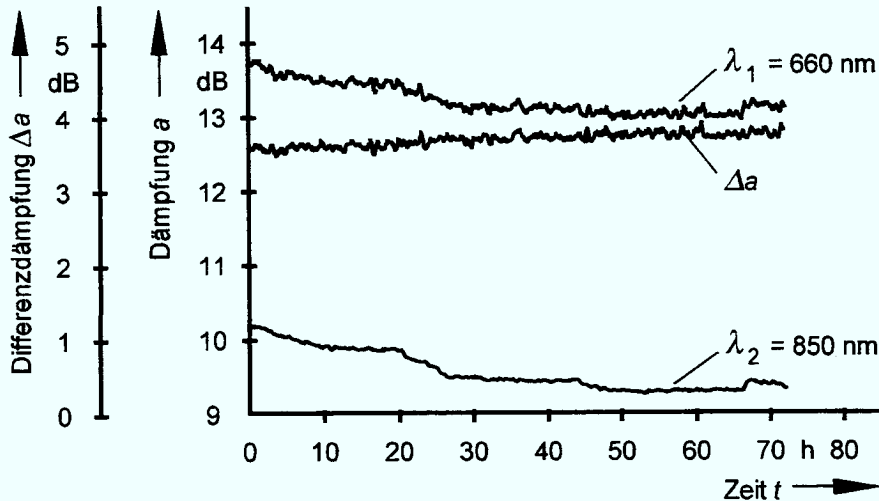


Abb. 3.14: Statische Daueruntersuchung unter Lagerbedingung bei einer Umgebungstemperatur $T_u = 20\text{ °C}$ und einer relativen Feuchte von $rF = 50\text{ %}$

Ergebnis:

Die Verwendbarkeit des Sensors ist bzgl. des Feuchteinflusses unter Lagerbedingungen über den gesamten Zeitraum gewährleistet.

Feuchteinfluß auf die Sensorfaser im Körpereinsatz

Im direkten Anschluß an Untersuchungen unter Lagerbedingungen muß man die Sensorfaser den Umgebungsbedingungen im menschlichen Körper aussetzen, um entsprechend schlüssige Gesamtergebnisse zu erhalten. Nach den Ausführungen in Kapitel 3.3.2 wird die Sensorfaser, einerseits einer relativen Feuchtigkeit von $rF = 50\text{ %}$ und einer Temperatur von $T = 37\text{ °C}$ und anderer-

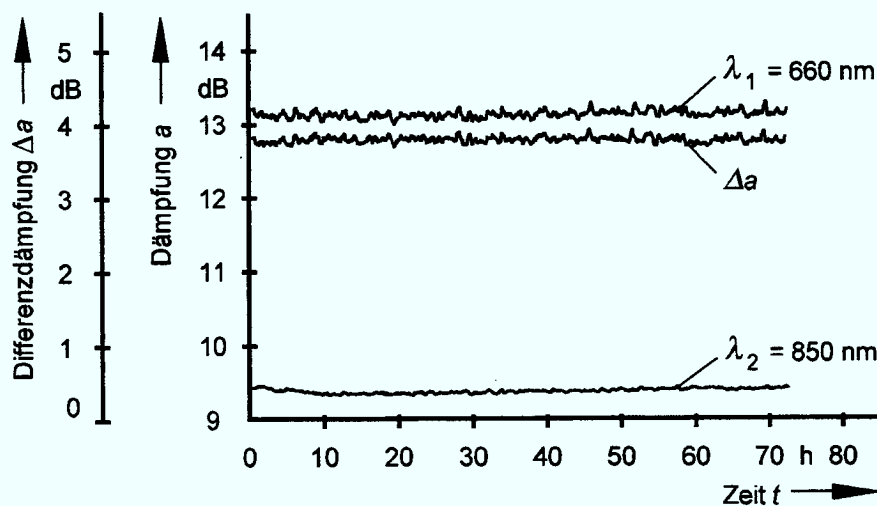


Abb. 3.15: Statische Messung unter klimatischen Bedingungen im Körper ($rF = 50\text{ %}$, $T = 37\text{ °C}$).

seits einer relativen Feuchtigkeit von $rF = 90 \%$ und einer Temperatur von $T = 37 \text{ }^{\circ}\text{C}$, über 72 Stunden ausgesetzt. Die Untersuchungsergebnisse, dargestellt in Abb. 3.15, bestätigen die vorher gemachte Annahme, daß die Auffälligkeit während der ersten 1800 Minuten Messung unter Lagerbedingungen (vgl. Abb. 3.14) auf thermische Driften des Meßsystems zurückzuführen ist.

Die erzielten Ergebnisse schließen sich stetig an die Untersuchungen unter Lagerbedingungen an (entsprechend einer determinierten Vorgeschichte).

Nach einem, in der Praxis extremen Fall einer relativen Luftfeuchtigkeit von $rF = 90 \%$ und einer Temperatur von $T = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$ über einen Zeitraum von 4 Tagen, erhält man die in Abb. 3.16 abgebildeten Untersuchungsergebnisse.

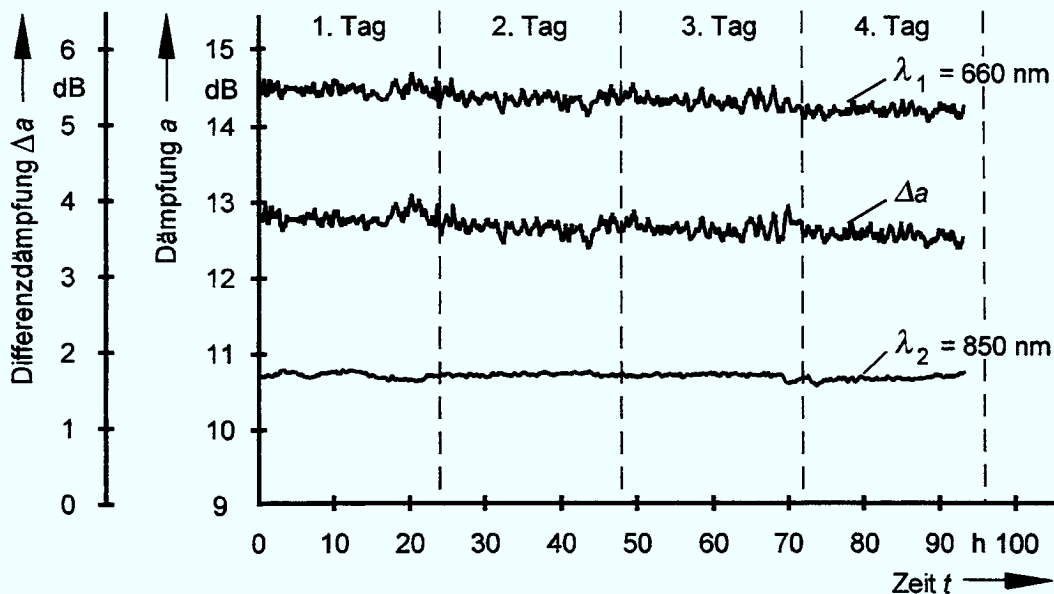


Abb. 3.16: Dämpfungsverläufe unter extremen klimatischen Bedingungen ($rF = 90 \%$, $T = 50 \text{ }^{\circ}\text{C}$)

Ergebnisse:

Die Untersuchungen zeigen einen - quasi - konstanten Verlauf der Dämpfung über der Zeit, so daß festzuhalten ist, die Feuchtigkeit, auch unter extremen Bedingungen, hat keinen signifikanten Einfluß auf die Sensorfaser.

3.3.4 Zusammenfassung der Untersuchungsergebnisse

Herstellungsbedingte Resonanzen haben bei den relevanten Wellenlängen $\lambda = 660 \text{ nm}$ und $\lambda = 850 \text{ nm}$ keinen signifikanten Einfluß auf das Dämpfungsverhalten des Fasersystems.

Die Feuchte hat einen nachweisbaren Einfluß auf die verwendeten Fasern. Veränderungen treten allerdings nur mit extrem langen Dämpfungszeitkonstanten (Bereich einige dB/Monat) auf. Die in Abb. 3.17 chronologisch zusammengefaßten Umgebungsbedingungen zeigen keine meßbaren Einflüsse bzgl. der Feuchte auf.

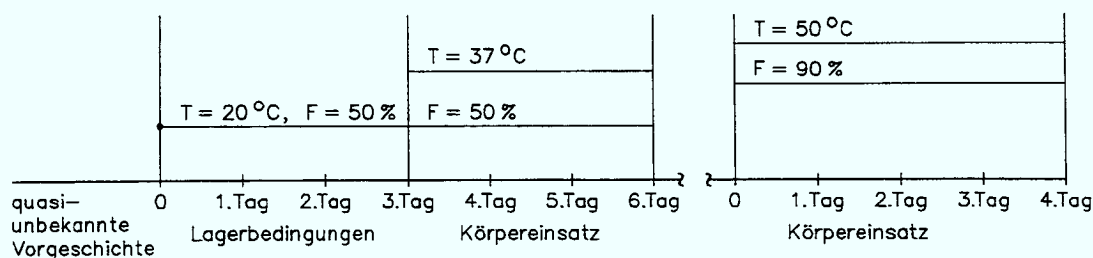


Abb. 3.17: Chronologische Gesamtübersicht der Umgebungsbedingungen

Um einen Feuchteinfluß auf das Fasersystem über mehrere Behandlungsperioden generell auszuschließen ist die Anwendung der Differenzmeßmethode notwendig und dann eine jeweilige Neukalibrierung hinreichend.

Abschließend kann man die in Kapitel 3.3.2 aufgestellte These als (empirisch) bewiesen ansehen. Die im Sensoreinsatz auftretenden Feuchten haben keinen signifikanten Einfluß auf das Fasersystem.

3.4 Mechanische Einflußgrößen

3.4.1 Querempfindlichkeitseinflüsse aufgrund mechanischer Beanspruchungen - Ursachen, Wirkungen und Ausprägungen

Prinzipiell beziehen sich die Querempfindlichkeitsbetrachtungen auch bei der Untersuchung der mechanischen Einflußgrößen auf alle faseroptischen Komponenten und Verbindungsstellen im FADOS-Sensorsystem, nicht jedoch auf die gerätetechnischen elektronischen und elektromechanischen Komponenten des Systems. Somit sind auch nur die in diesem Bereich und seinen zugehörigen Komponenten auftretenden Beanspruchungsarten und Effekte zu berücksichtigen.

Der sinnvollste Ansatz zur Ermittlung der zu erwartenden und damit auch zu untersuchenden mechanischen Einflüsse ist zunächst eine Betrachtung der verschiedenen Lebensphasen bzw. Phasen der Handhabung aller faseroptischen Komponenten und Verbindungselemente hinsichtlich ihrer zeitlichen und örtlichen Präsenz. In chronologischer Reihenfolge sind dies

nach dem Herstellprozeß:

- Lagerung beim Hersteller bzw. beim Vertrieb,
- Transport zwischen Hersteller, Vertrieb und anwendender Institution,
- Lagerung bei der anwendenden Institution vor dem Patienteneinsatz;

bei Inbetriebnahme:

- Betrieb beim Einführen bis zum Meßort bzw. Anwenden am Meßort,
- Betrieb am Meßort zwischen und während der Bestrahlungszyklen bzw.
- Lagerung in der Arztpraxis/Klinik oder beim Patienten zwischen den Bestrahlungszeiten.

Bis zum Erreichen des Zustandes vor Inbetriebnahme sind die mechanischen Beanspruchungen nur

von Interesse, soweit sie zu irreversiblen (integralen) Veränderungen der optischen und mechanischen Fasereigenschaften, insbesondere der Dämpfungseigenschaften führen. Das Aufspüren von Einflußgrößen, die zu solchen irreversiblen Veränderungen führen, gehört jedoch unter Qualitätskontroll- und Qualitätssicherungsaspekten trotzdem zum Umfang der Querempfindlichkeitsuntersuchungen.

Wesentliche Auswirkungen auf die Funktion des FADOS-Sensorsystems können mechanische Einflußgrößen haben, die während des Betriebs auf die Systemkomponenten einwirken. Eine Analyse der in Frage kommenden Ursachen und Ausprägungen der Einflußnahme und ihre Zuordnung zu den einzelnen Teilkomponenten des Systems führen zu der Aufstellung in Tab. 3.8.

		
– <u>Biegung</u> durch Schlaufenbildung in der Zuleitung – <u>Zug</u>–Beanspruchung der Zuleitung (Fremdeinwirkung und Eigengewicht) – Kerbwirkung an der Schnittstelle Faser–Stecker – <u>Biegung</u> an Kanten – <u>Druck</u>–Beanspruchung durch Gegenstände auf der Faser	– <u>Kerbwirkung</u> an der Schnittstelle Kanüle–Faser – <u>Torsion</u> an Fasereintritt in Stecker	– <u>Biegung</u> in Körperkanälen (invasiver Einsatz) – <u>Zug</u>–Beanspruchung während des Einführens/Entfernens – <u>Druck</u>–Beanspruchung bei Atmung, Bewegung, Herzschlag u.s.w. – <u>Druck</u>–Beanspruchung bei der Fixation auf der Körperoberfläche – Torsion beim Einführen und Entfernen in und aus Körperkanälen

Tab. 3.8: Ursachen und Ausprägungen mechanischer Einflüsse auf Systemkomponenten während des Betriebs

Hiernach sind fast alle Arten mechanischer Belastungen vertreten. Eine auf den physikalischen Grundbelastungsarten basierende systematische Zusammenstellung möglicher Querempfindlichkeitsursachen zeigt Abb. 3.18, wobei die zu erwartenden Größenordnungen der Belastungen sich aus den jeweiligen Belastungszuständen gemäß Tab. 3.8 ergeben.

Abb. 3.18 gibt Auskunft darüber, welche mechanischen Belastungsarten durch geeignete Versuchsaufbauten möglichst isoliert zu simulieren und ihre Auswirkungen auf die Dämpfung und die spektrale Zusammensetzung in der Faser zu untersuchen sind. Da Art, Größe und Zusammensetzung der mechanischen Einflüsse in der jeweiligen Betriebssituation von FADOS Zufallsprodukte und

daher nicht vorherbestimmbar sind, ist eine phänomenologische Betrachtung der Ursachen und der Größenordnung ihrer Wirkung auf die Dämpfungseigenschaften der faseroptischen Komponenten und Verbindungselemente ausreichend. Dort wo Effekte vorliegen, die für eine Multisensorik geeignet erscheinen, ist jedoch eine analytische Beschreibung der Wirkzusammenhänge unumgänglich. Deshalb ist es sinnvoll, die Belastungsmessungen in statische bzw. quasistatische und dynamische Beanspruchungsarten zu unterteilen und sowohl an

- HCN-Stufenindexfasern (Nachrichtenfaser),
- Gradientenfasern und der
- bleidotierten Sensorfaser

durchzuführen, wobei als Ergebnis nur die wesentlichen Einflußfaktoren zusammengefaßt werden. Alle nicht explizit aufgeführten Einflußgrößen gemäß Tab. 3.8 und Abb. 3.18 sind in ihrer Auswirkung auf die Faserdämpfung bzw. die spektrale Verteilung nicht nachweisbar bzw. liegen im Bereich der Nachweisschwelle.

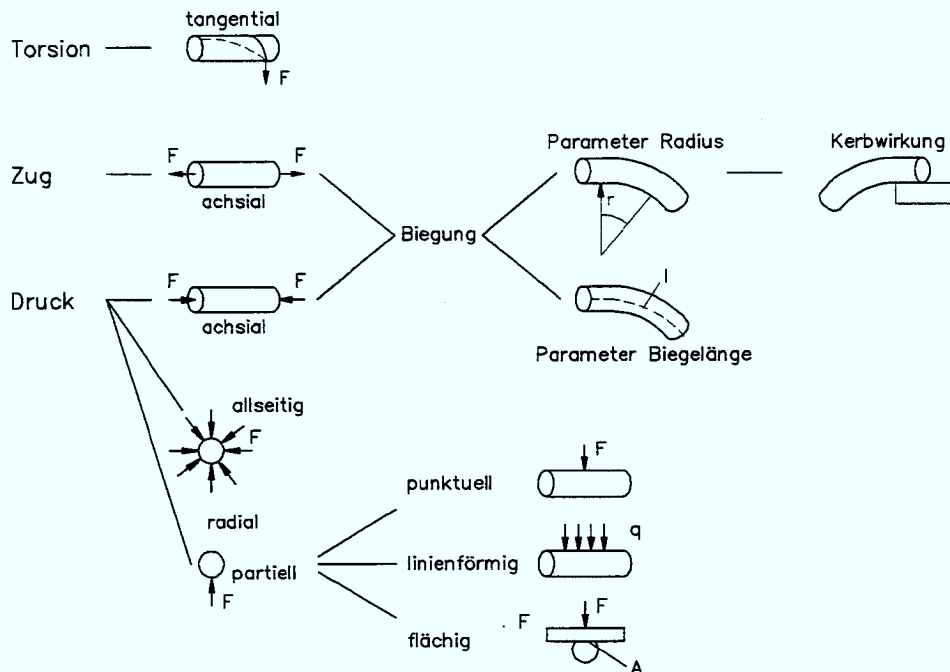


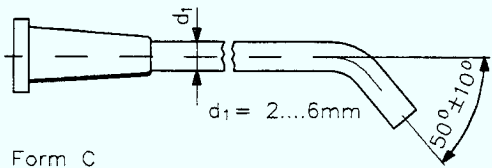
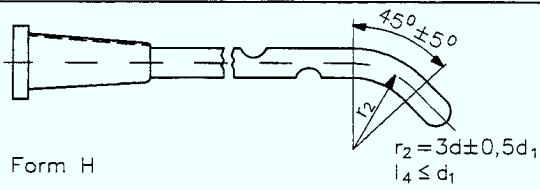
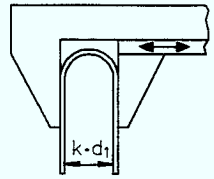
Abb. 3.18: Systematik möglicher mechanischer Querempfindlichkeitsursachen

3.4.2 Quasi statische mechanische Querempfindlichkeiten

Unter statischen bzw. quasistatischen mechanischen Querempfindlichkeiten werden alle mechanischen Belastungseinflüsse verstanden, die keine bzw. keine erkennbare Zeitabhängigkeit von Ursache und Wirkung aufweisen. Gemäß der Systematik nach Abb. 3.18 sind die in Frage kommenden Belastungen in die zu untersuchenden physikalischen Grundbelastungsarten

- Biegung,
- Zug,
- Druck,
- Torsion und
- Kerbwirkung

zu unterteilen und isoliert zu untersuchen. Speziell die Torsions- und allseitige Druckbelastung liefern in den zu erwartenden Größenordnungen ihrer Einflußnahme keine erkennbare Auswirkung auf die lichtwellenleiterspezifischen Eigenschaften der Fasern.

Einsatzart	Katheterdaten	Minimaler Biegeradius
Katheter für Respirations-trakt	 Form C DIN 13273, Teil 2	keine Angaben
Katheter für Harnblase	 Form H DIN 13273, Teil 3	Form H: $r = 5 \text{ mm}$ I: $r = 7 \text{ mm}$
Rektal-katheter	 DIN 13273, Teil 4	keine Angaben
Venen-katheter	 DIN 13273, Teil 5	$r = 3,6 \text{ mm}$
Katheter im Gewebe	beliebige Formen möglich VYGON	$r = 100 \text{ mm}$

Tab. 3.9: Abgeleitet minimal zulässige Biegradien

Biegung:

Zu den am häufigsten zu erwartenden Beanspruchungsarten der faseroptischen Komponenten des FADOS-Sensorsystems zählt die Biegung. Betrachtet man die einschlägige Normung für medizinische Katheter unterschiedlicher Anwendungsgebiete hinsichtlich der vorgegebenen bzw. festgelegten Parameter (siehe Tab. 3.9), so ist speziell der Biegeradius eine Einflußgröße, die sich unmittelbar in der Zusatzdämpfung niederschlägt.

Allgemein ist bekannt, daß bei der Biegung von Glasfasern mit kleiner werdendem Biegeradius die Dämpfung zunimmt. So werden von den Faserherstellern Biegeradien empfohlen, die nicht unterschritten werden sollten. Versuche mit speziell gefertigten Wickeldornen gestufter Durchmesser zur Bildung von definierten Faserschleifen (Biegewinkel $\alpha = 360^\circ$) ergaben für Sensor- und Zuleitungsfaser unterschiedliches Dämpfungsverhalten und unterschiedliche minimal zulässige Biegeradien (Bruchgrenze), wie Abb. 3.19 zeigt.

Ein Vergleich der gemessenen Werte mit denen nach Tab. 3.9 zeigt, daß auch die kleinsten angegebenen Biegeradien mit beiden Fasertypen noch erreicht werden können, wenngleich die Zusatzdämpfung dabei Größenordnungen im 1 dB-Bereich erreichen kann.

Versuche mit variierten Einkoppelbedingungen, die zu unterschiedlichen Verteilungen der Energie auf die Modengruppen führen, liefern bei gleicher Testfaser Dämpfungsunterschiede von bis zu 400 %.

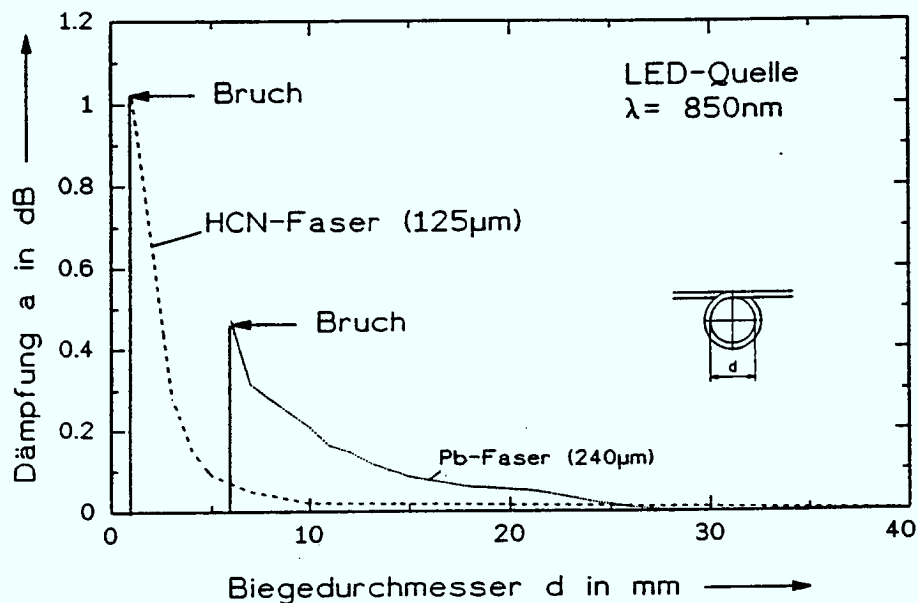
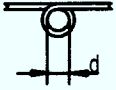
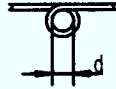
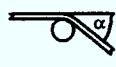


Abb. 3.19: Dämpfungs-Biegungs-Kennlinien für unterschiedliche Fasern

Tab. 3.10 faßt die wichtigsten Ergebnisse der Biegeuntersuchungen verbal zusammen.

Art der Biegebeanspruchung	Messprobanden	Meßaufbau/ Charakterisierung	Ergebnisse
• Zusatzdämpfung in Abhängigkeit vom <i>Biegedurchmesser</i> einer Faserschleife 	• HCN-Stufenindex-faser • Gradientenfaser • Pb-dotierte Sensorfaser	• Dämpfungsmeßplatz mit LED-Quelle ($\lambda = 850\text{nm}$) → nicht wellenlängenselektive Dämpfungsmessung → streckenneutral	• Zustand der Modenverteilung bzw. Einkoppelbedingungen sind für Zusatzdämpfung bestimmend • Exponentielle Dämpfungszunahme mit kleiner werdendem Biegedurchmesser → abhängig vom Fasertyp
• Zusatzdämpfung in Abhängigkeit vom <i>Biegedurchmesser</i> einer Faserschleife 	• HCN-Stufenindex-faser	• Spektraler-Dämpfungsmeßplatz → wellenlängenselektive Dämpfungsmessung → nicht streckenneutral	• Deutliche Dämpfungsunterschiede in verschiedenen spektralen Bereichen → keine erkennbare Regelmäßigkeit
• Zusatzdämpfung in Abhängigkeit vom <i>Biegewinkel</i> 	• HCN-Stufenindex-faser	• Dämpfungsmeßplatz mit LED-Quelle ($\lambda = 850\text{nm}$) → nicht wellenlängenselektive Dämpfungsmessung → streckenneutral	• Oszillierender Verlauf der Dämpfung in Abhängigkeit von Biegewinkel → deckt sich mit Angaben in der Literatur

Tab. 3.10: Zusammenfassung der Biegeversuche

Kerbwirkung:

Einen Spezialfall der Biegung mit infinitesimalen Biegeradien stellt die Kerbwirkung dar. Dabei kommt es zusätzlich zu Druckspannungen in der Faser quer zur Faserlängsrichtung. Im FADOS-Sensorsystem sind Kerbwirkungen überall dort zu erwarten, wo die flexible, "weiche" Faser aus metallischen "harten" Führungen austritt. Diese Übergänge finden sich an Koppelstellen und Steckverbindern und betreffen überwiegend die Zuleitungsfasern.

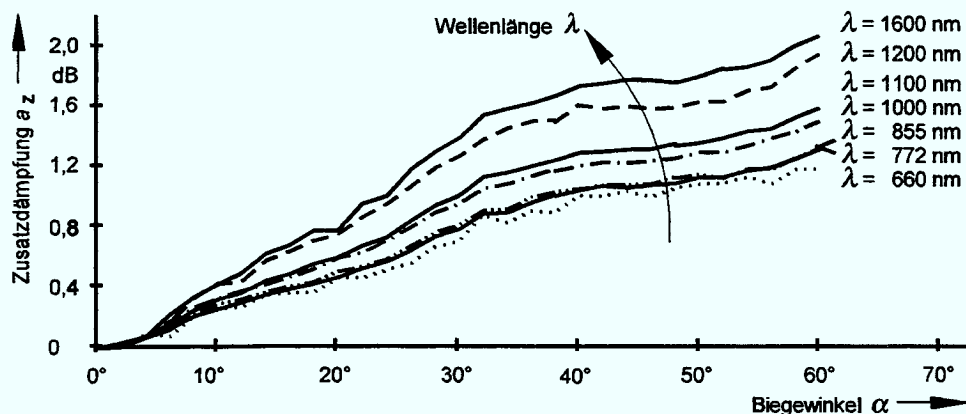


Abb. 3.20: Verlauf der Zusatzdämpfung unter Kerbbeanspruchung bei unterschiedlichen Auslenkungswinkeln

Versuche mit HCN-Stufenindexfasern am Spektralen-Dämpfungsmeßplatz zeigen bei Faser-Kanülenübergängen und Auslenkung durch Kräfte quer zur Faserlängsrichtung deutliche spektrale Einflüsse der Kerbwirkung auf die Zusatzdämpfung. Abb. 3.20 zeigt diese Zunahme der Zusatzdämpfung bei Wellenlängen oberhalb $\lambda > 900 \text{ nm}$. Dieses Verhalten wird als Ansatz für eine Multi-sensorik aufgegriffen und führt zum Konzept des Dosis-Biege-Sensors DOBI (siehe Kap. 6.4).

In umfangreichen Testreihen sind unterschiedlichste Gestaltungsvariationen der Übergangsstelle untersucht worden. Die Ergebnisse führten zu einem in Abb. 3.21 gezeigten ersten optimierten Ausführung der Koppelstelle. Bei dieser Bauform treten meßbare Dämpfungserhöhungen erst bei Wellenlängen im Bereich von $\lambda \approx 1500 \text{ nm}$ auf.

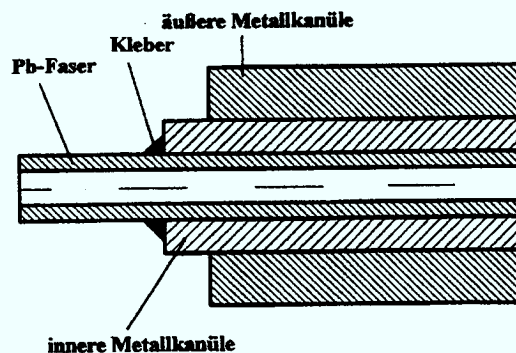


Abb. 3.21: Optimierte Gestaltung der Koppelstelle

Eine in enger Zusammenarbeit mit den Verbundpartnern optimierte und getestete Koppelstelle, die die Verbindung von letztlich drei Glasfasern erlaubt, wird in ihrem Aufbau und ihren Eigenschaften in Kap. 4.1 ausführlich beschrieben.

Zugbeanspruchungen

In der Anwendungspraxis des FADOS-Sensorsystems werden die faseroptischen Komponenten, speziell die Zuleitungsfasern, häufigen Zugbelastungen in Faserlängsrichtung ausgesetzt sein. Das Spektrum der Zuglasten reicht bei freier Verlegung der Fasern von reinen Gewichtskräften der Faser und ihrer anhängenden Komponenten (Stecker, Koppler etc.) bis zu einigen 10 MPa bis 100 MPa bei grob fehlerhafter verspannter Führung der Zuleitungsfasern.

Für das Auftreten von Zusatzdämpfungen unter Zugbelastungen gibt es zwei sich in ihrer Wirkung überlagernde physikalische Ursachen:

Zum einen kommt es aufgrund der entstehenden Geometrieänderungen (Faser wird unter Zug dünner) zur Verringerung des Akzeptanzwinkels in der Faser; zum anderen bewirken durch Zug hervorgerufene Spannungen im Glas Doppelbrechungen aufgrund der entstehenden Brechzahlisotropie. Beide Effekte führen zu einer Vergrößerung der Zusatzdämpfung mit zunehmender Zuglast.

Abb. 3.20 zeigt den typischen Verlauf der am Dämpfungsmeßplatz ermittelten zugspannungsabhängigen Zusatzdämpfung am Beispiel einer HCN-Stufenindexfaser für unterschiedliche Wellenlängen.

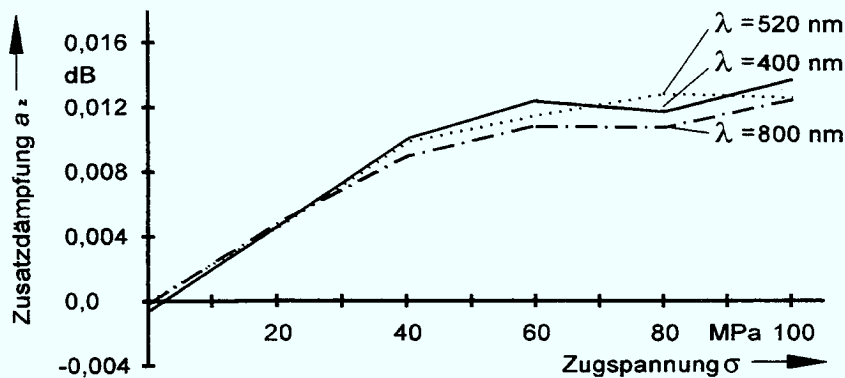


Abb. 3.22: Spannungs-Dämpfungsverhalten einer HCN-Stufenindexfaser bei unterschiedlichen Wellenlängen

In Abb. 3.22 ist deutlich die Grenze des Proportionalitätsbereichs zu erkennen, der etwa bei einer Zugspannung von $\sigma = 40 \text{ MPa}$ endet. Oberhalb dieser Zugspannung tritt auch der Einfluß auf die Wellenlänge deutlicher zutage.

Einen vergleichenden Überblick über die wichtigsten Zugspannungswirkungen auf die einzelnen Fasertypen gibt Tab. 3.11.

Faser-Typ	Proportionalitätsbereich von - bis [MPa]	Proportionalitätsfaktor [1/100 MPa m]	Wellenlängen- abhängigkeit
HCN-Faser ohne Coating	0 - 600	0,16	nein
HCN-Faser mit Coating	0 - 40	0,05	nein
Gradientenfaser	0 - 220	0,23	ja, reziprok zur Wellenlänge
Pb dotierte Sensorfaser	0 - 80	0,25	ja, reziprok zur Wellenlänge

Tab. 3.11: Zusatzdämpfung bei Zugbeanspruchung

Eine Vielzahl durchgeführter Versuche weisen eine direkte Proportionalität zwischen der Zusatzdämpfung und der Länge der zugbeanspruchten Faser bei konstanter Zugspannung nach.

Zu den für die mechanische Zugbeanspruchung und ihre Berechenbarkeit wichtigsten mechanischen Materialparametern zählen die Zugspannungsfestigkeit, also die Angabe der maximalen Spannung (σ_{max}), die gerade noch nicht zur Zerstörung der Faser führt und der Elastizitätsmodul, der im Bereich elastischer Verformung der Faser in Längsrichtung den Proportionalitätsfaktor zwischen Zugspannung E und Dehnung ϵ angibt. Den Einfluß beider Parameter, zum Teil in statistischen Untersuchungen ermittelt, zeigt für alle drei Fasertypen Abb. 3.23.

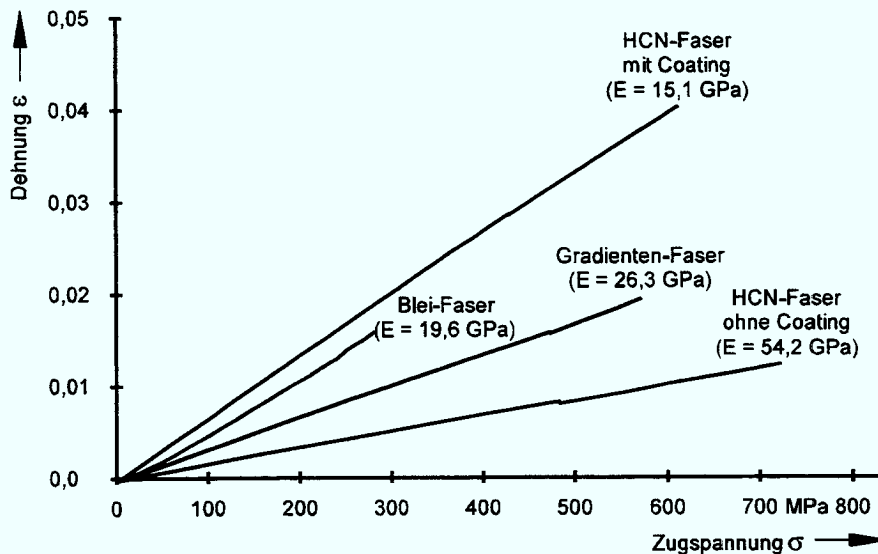


Abb. 3.23: Spannungs-Dehnungsverhalten der untersuchten Glasfasern

Bei den in Abb. 3.23 dargestellten Verläufen handelt es sich um Mittelwerte der Elastizitätsmoduli. Eine Übersicht über die zum Teil nicht unerhebliche Streubreite der Werte gibt Tab. 3.12.

Gründe hierfür sind in Fertigungstoleranzen, Inhomogenitäten und Einschlüssen im Glasmaterial zu suchen. Außerdem läßt sich ein Einfluß der Vorgeschichte und des Alters der Fasern nachweisen. Die Herstellerangaben zur Zugfestigkeit der jeweiligen Faser sind nicht verifiziert worden.

Faser-Typ	Elastizitätsmodul E			
	Kleinstwert [GPa]	Größtwert [GPa]	Mittelwert [GPa]	Streubreite [GPa]
HCN-Faser ohne Coating	14,7	15,6	15,15	0,9
HCN-Faser mit Coating	52,0	56,4	54,20	4,4
Gradientenfaser	26,0	26,5	26,25	0,5
Pb dotierte Sensorfaser	16,9	22,3	19,60	5,4

Tab. 3.12: Elastizitätsmoduli der Fasertypen und ihre Streubreiten

Druckbeanspruchung:

Während der Lebensdauer der faseroptischen Komponenten von FADOS können reine Druckbelastungen nur in zwei Formen auftreten:

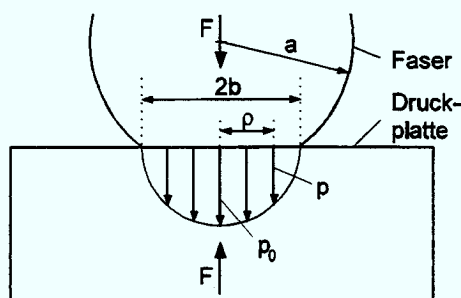
- allseitig radiale Druckkräfte, wie sie durch den Umgebungsdruck (Luftdruck) bewirkt werden, und
- partielle radiale Druckbelastungen, wie sie durch das Aufliegen der Faser auf harten Untergründen bzw. durch Gegenstände auf der Faser hervorgerufen werden.

Erstere Einflüsse haben, wie bereits eingangs dieses Kapitels erwähnt, keine nachweisbaren Wirkungen auf die Faserdämpfung, sofern sich die Drücke im Rahmen des atmosphärischen Druckschwankungsbereichs bewegen.

Bei partiellen radialen Druckbelastungen stellt sich im Querschnitt der Berührungsfläche zwischen Faser und Druckplatte stets ein Druckverlauf in der in Abb. 3.24 gezeigten Weise ein.

Voraussetzung für die Richtigkeit der obigen Beschreibung sind

- das elastische Verhalten der Faser und damit,
- die Gültigkeit des Hook'schen Gesetzes ($\tau = \epsilon E$),
- die Kleinheit der Verformung gegenüber den Querschnittsabmessungen und
- das ausschließliche Vorhandensein von Normalspannungen.



$$b = \sqrt{\frac{8(1-\mu^2)Fa}{\pi El}}$$

$$p = p_o \frac{\sqrt{b^2 - \rho^2}}{b}$$

$$p_o = \sqrt{\frac{FE}{2\pi la(1-\mu^2)}}$$

Abb. 3.24: Druckverlauf an der Berührungsfläche zwischen Faser und Druckplatte und seine mathematische Beschreibung μ - Querszahl, F - Druckkraft, p - Druck, E - Elastizitätsmodul, l - Flächenträgheitsmoment, a , b , - Abmessungen, ρ - Ortskoordinate

Diese Bedingungen sind im vorliegenden Fall in erster Näherung erfüllt. Aus den formelmäßigen Zusammenhängen ist ersichtlich, daß der Druck p als Parameter in dieser Anordnung nicht zu verwenden ist, da bei Veränderung der Kraft auch die Breite $2b$ der Auflagefläche zunimmt. Um eine Längenabhängigkeit der Zusatzdämpfung bei konstantem Druck zu ermitteln, wurde die Faser mit einer Kraft pro Länge belastet, was formelgemäß zu einem konstanten Druck führt. Abb. 3.25 gibt die zugehörigen, am Dämpfungsmeßplatz ermittelten Dämpfungsverläufe wieder.

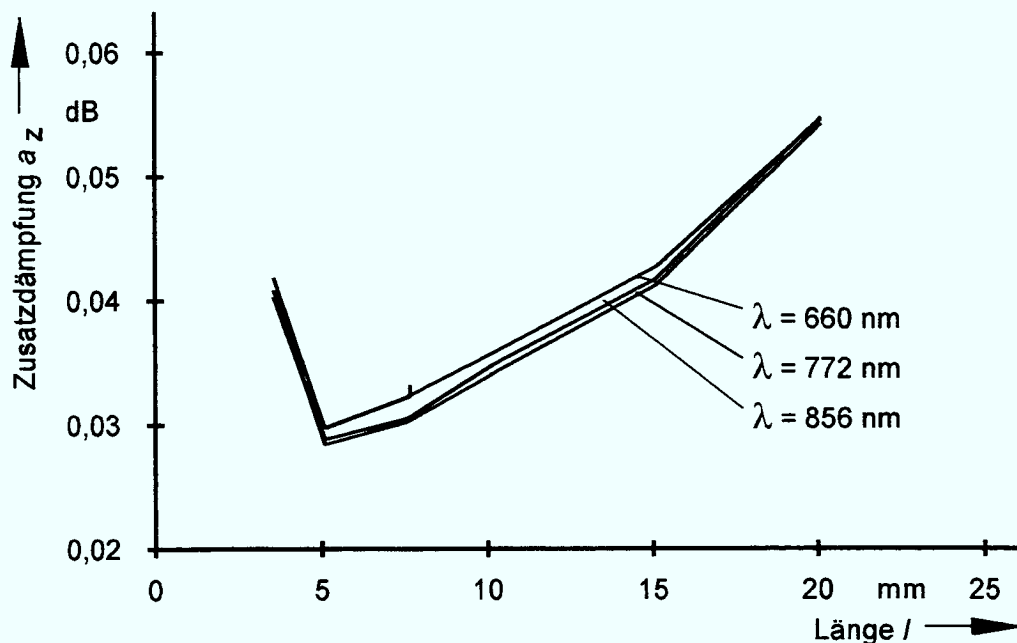


Abb. 3.25: Zusatzdämpfung einer HCN-Faser in Abhängigkeit von der Belastungslänge bei konstantem Druck

Abb. 3.25 zeigt deutlich den Einfluß der Kerbwirkung, die an den Kanten der Druckplatte in Verbindung mit der Faser auftritt und die bei kleinen Druckplattenlängen gegenüber der längenabhängigen Dämpfung aufgrund des Flächendrucks überwiegt. Bei einem Verifizieren dieses Phänomens durch Aufteilung der Last von einem auf zwei Druckkörper, also einer Verdopplung der Kantenzahl bei gleicher Last, erhöht sich die Zusatzdämpfung um 45%!

Fazit:

Stellt man alle in Frage kommenden mechanischen Einflußgrößen und die durch sie hervorgerufenen Auswirkungen auf die Faserdämpfung für die verschiedenen Fasertypen gegenüber, so läßt sich beurteilen, welche der unterschiedlichen Belastungsarten bei welchen Fasertypen wie stark zur Gesamtzusatzdämpfung beiträgt. Abb. 3.26 verdeutlicht die maximal zu erwartenden Größenordnungen der Dämpfungseinflüsse.

Speziell die durch Kerbwirkung hervorgerufenen Dämpfungserhöhungen können Größenordnungen erreichen, die den durch Bestrahlung der Sensorfaser hervorgerufenen Dämpfungen ähnlich sind (1 dB - 2 dB). Generell scheint die HCN-Stufenindexfaser als Zuleitungsfaser resistenter gegen mechanische Einflußgrößen zu sein als die Gradientenfaser.

Die Auswirkungen der in diesem Kapitel beschriebenen Erkenntnisse auf die Auslegung und den Betrieb des FADOS-Sensorsystems werden in Kap. 4 zusammengefaßt.

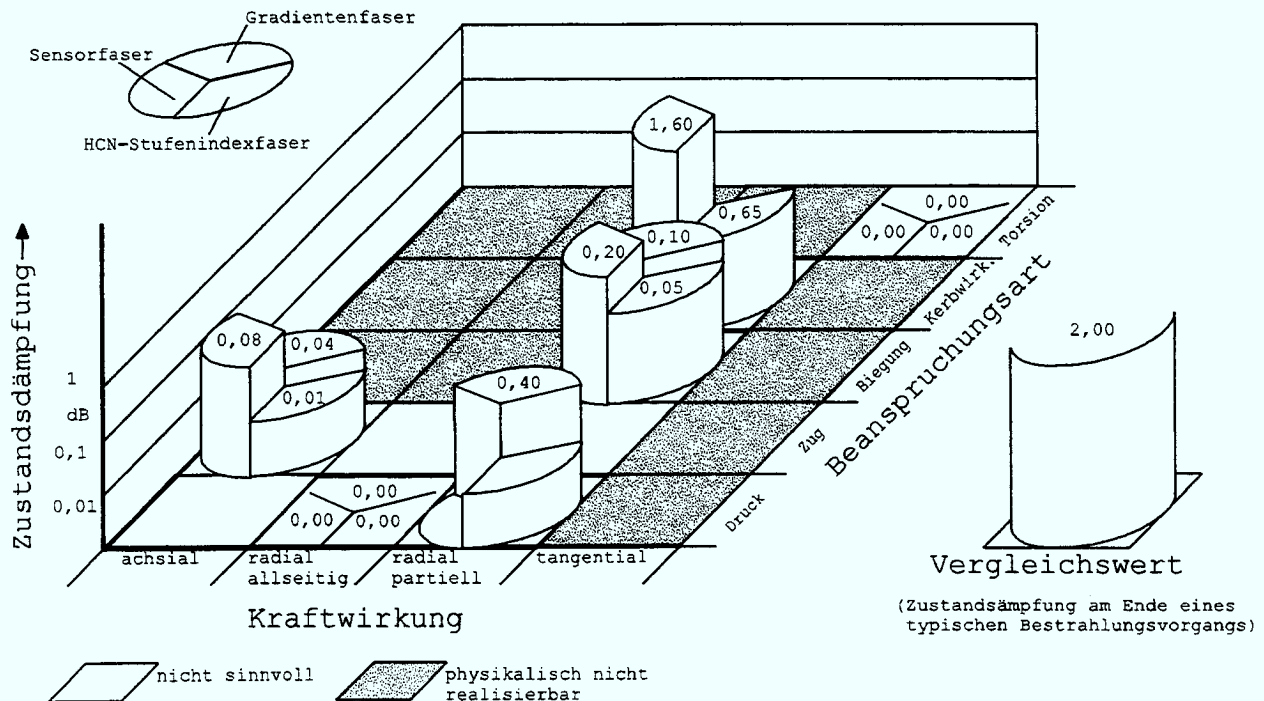


Abb. 3.26: Maximalwerte der Dämpfung bei realistischen Beanspruchungen während des Gerätebetriebs

3.4.3 Dynamische mechanische Querempfindlichkeiten

Unter dynamischen mechanischen Querempfindlichkeiten sollen alle mechanischen Belastungseinflüsse verstanden werden, bei denen entweder die verursachende mechanische Größe oder die verursachte Auswirkung auf die Dämpfungseigenschaften der Faser eine Zeitabhängigkeit besitzt.

Zeitabhängige mechanische Anregung:

Die die faseroptischen Komponenten des FADOS-Sensorsystems betreffenden möglichen Belastungen beschränken sich im wesentlichen auf zwei Phasen der Handhabung, nämlich auf

- periodische Schüttel- und Impulsbelastungen beim Transport und auf
- dynamische Belastungen, hervorgerufen durch willkürliche und unwillkürliche Bewegungen des Körpers bei der Anwendung.

Erstere Schüttelbelastungen, wie sie beispielsweise beim Transport mit einem Fahrzeug auftreten können, sind von ihren Auswirkungen her als unkritischer einzustufen als Impulsbelastungen, die beispielsweise beim be- und entladen, stapeln u.s.w. von faseroptischen Komponenten in ihren Verpackungseinheiten entstehen und die die Komponenten einem mehrfachen der Erdbeschleunigung aussetzen können.

Bei den durch Körperbewegungen hervorgerufenen Belastungen ist zwischen periodischen und nichtperiodischen Anregungen zu unterscheiden. Die in Frage kommenden Körperfunktionen und ihre Kenngrößen sind in den Tabellen 3.13 und 3.14 zusammengefaßt.

Herz	Herzfrequenz bei ruhendem Körper Herzfrequenz bei leichter Arbeit Herzfrequenz bei schwerer Arbeit	60 min ⁻¹ 100 min ⁻¹ 140 min ⁻¹
Lunge	Lungenvolumen Atemfrequenz Atemvolumen in Ruhe	6 Liter 65 min ⁻¹ 0,5 Liter
Puls	Pulswelle Blutströmungsgeschwindigkeit	6 bis 10 m/s 75 bis 90 mm/s
Darm	Um die Nahrung durch den Darm zu transportieren, zieht dieser sich in rythmischen Bewegungen zusammen. Bewegungsfrequenz	12 min ⁻¹
Magen	Bewegungsfrequenz	3 min ⁻¹

Tab. 3.13: Ursachen und Kenngrößen periodischer Bewegungsabläufe im Körper

Muskelzucken	Frequenz abhängig von Temperatur, Muskelgröße und Alter des Muskelgewebes. Vollständiger Tetanus (Verkrampfung), wenn das Reizintervall weniger als 1/3 der für die Einzelsuckung benötigten Zeit beträgt. Frequenz	bis 600 min ⁻¹
Knochenbewegungen	Bei Verlegung entlang Knochen, kann Bewegung der Knochen an Gelenken zu Faserauslenkungen mit Biegeradien von einigen Millimetern bis zu Zentimetern führen. Frequenz	bis 600 min ⁻¹
Hautverschiebungen	Bei Verlegung der Faser durch verschiedene Muskelschichten können sich Muskeln gegeneinander verschieben. Führt an Grenzflächen der Muskelstränge zur Biegung der Faser. Frequenz	bis 600 min ⁻¹

Tab. 3.14: Ursachen und Kenngrößen nichtperiodischer Bewegungsabläufe im Körper

In Verbindung mit einem elektronisch gesteuerten Schüttel-System (siehe Gerätebeschreibung in Kap. 3.1) lassen sich alle Faserkomponenten während des Betriebs am Dämpfungsmeßplatz in Frequenz und Maximalbeschleunigung variierten Schwingbelastungen aussetzen. Nennenswerte Querempfindlichkeiten sind nur dann feststellbar, wenn die Koppelstelle Sensorfaser-Zuleitungsfaser

der Schwingbelastung mit unterworfen wird. Die entsprechenden Einflüsse sind aber aus der Untersuchung statischer Belastungswirkungen bereits bekannt. Dynamische Belastungen haben also gegenüber den statischen Belastungen keine zusätzlichen Auswirkungen auf die Zusatzdämpfung der faseroptischen Komponenten!

Zeitabhängige dämpfungsbeeinflussende Wirkungen:

Grundsätzlich können zwei Arten zeitlicher Auswirkungen auf die Zusatzdämpfung unterschieden werden:

- Reversible verzögerte elastische Effekte ("heilen" nach einer gewissen Zeit wieder vollständig aus, d.h. die Faser nimmt wieder ihren ursprünglichen Dämpfungswert an);
- Irreversibles "Fließen" des Materials (bedingt durch Struktur- und Geometrieänderungen im Werkstoff, die zu einer bleibenden Zusatzdämpfung führen).

Beide Arten der Auswirkung sind sowohl bei den durchgeführten Zug- als auch bei den Druckversuchen nachweisbar.

Bei der Untersuchung der Faserdehnung in Zugversuchen stellt sich heraus, daß nach der Entlastung der Faser eine feste Längenänderung l zurückbleibt. Mit Ausnahme der bleidotierten Sensorfaser ist diese Hysterese bei allen Fasern zu erkennen; sie liegt bei etwa 5% der gesamten Längenänderung. Da die Versuchsdurchführung in etwa eine halbe Stunde in Anspruch nimmt, kann hier von einer zeitabhängigen Dehnung ausgegangen werden, was bei praktisch allen optischen Werkstoffen beobachtbar ist. Dabei spiegeln sich die Effekte "elastische reversible Dehnung", welche sich sofort nach Einwirkung einer Zugkraft einstellt, "verzögerte Dehnung", die eine gewisse Zeit braucht bis sich ihr Endwert einstellt (mechanisches Kriechen) und "irreversible Dehnung", die aufgrund eines

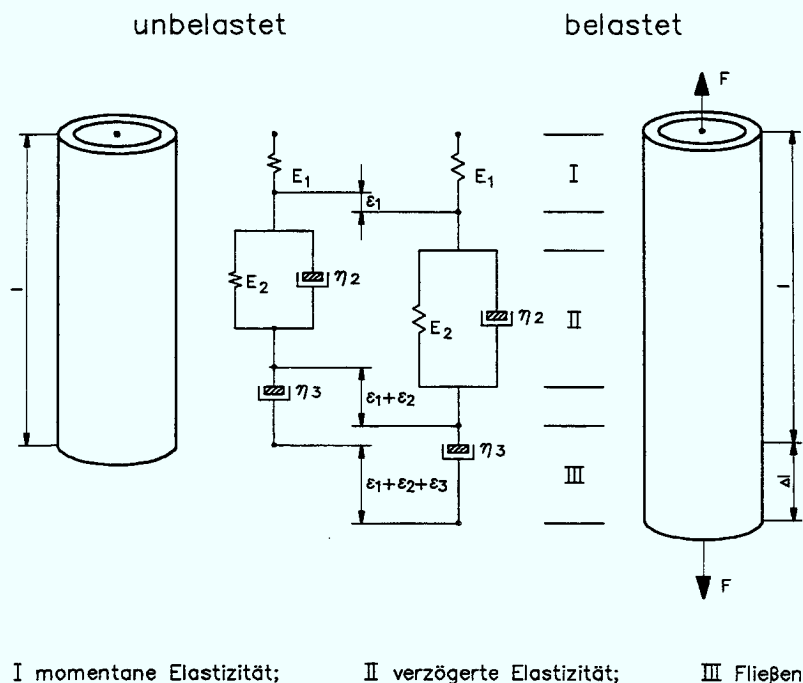


Abb. 3.27: Viskoelastisches Modell des Dehnungsverhaltens von Glasfasern E_i - Elastizitätsmoduli, ϵ_i - Dehnungen, η_i - Viskositätszahlen, l - Länge, t - Zeit.

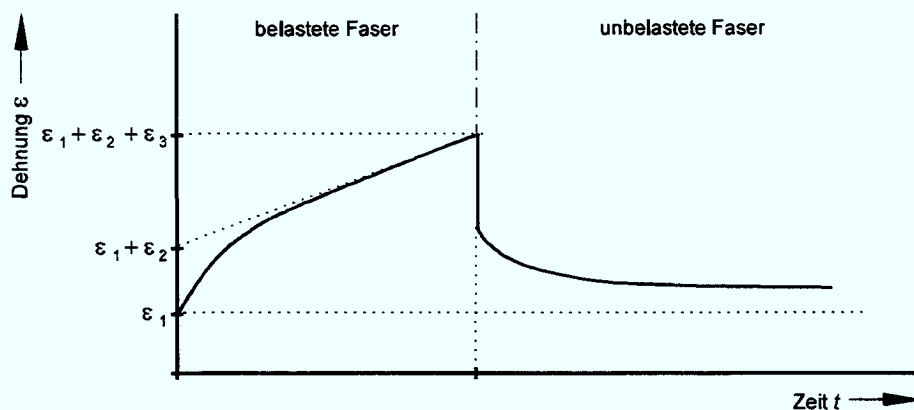
Materialfließens entsteht, eindeutig in den Versuchsergebnissen wieder. Ein anschauliches mechanisches Modell dieser zeitabhängigen Dehnung zeigt Abb. 3.27.

Die gesamte Dehnung $\epsilon_g = \epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3$ läßt sich somit wie folgt mathematisch beschreiben:

$$(3.2) \quad \epsilon_g = \sigma \left[\frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2} \left(1 - e^{\left(\frac{-E_2 t}{\eta_2} \right)} \right) + \frac{t}{\eta_3} \right]$$

Sind die Elastizitätsmoduli E_1 und E_2 sowie die Glasviskositäten η_2 und η_3 bekannt, so kann das Dehnungsverhalten der Faser vorherbestimmt werden. Daß dies im Einzelfall auch gelingen kann, ist in der Gegenüberstellung von berechnetem Prinzipverlauf und real gemessenem Verlauf der Dehnung in Abb. 3.28 zu erkennen.

Theorie:



Meßkurve:

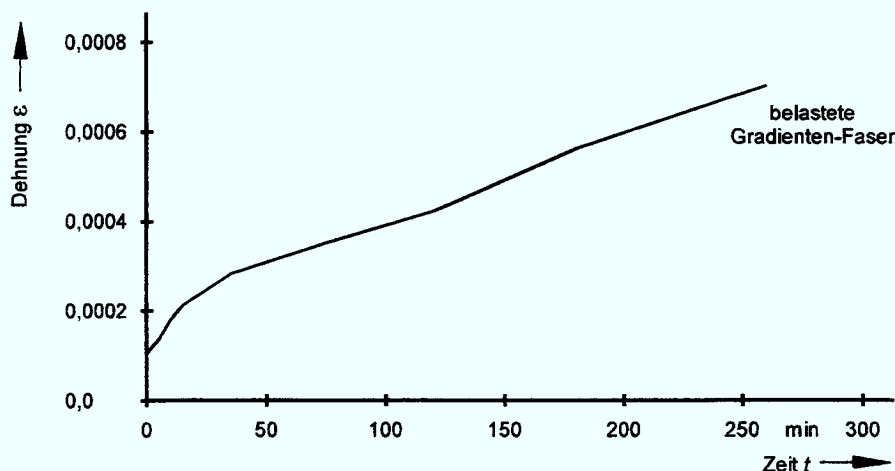


Abb. 3.28: Dehnungs-Zeit-Verhalten der Zusatzdämpfung

Ein ähnliches Verhalten zeigt sich auch bei einer partiellen sprungartigen Druckbelastung der Faser quer zur Faserlängsrichtung. Hierbei kann eine Vergrößerung der Zeitkonstanten τ ($\tau = \eta_2 / E_2$) des "optischen Kriechens" mit abnehmender Belastungslänge beobachtet werden (siehe Abb. 3.29).

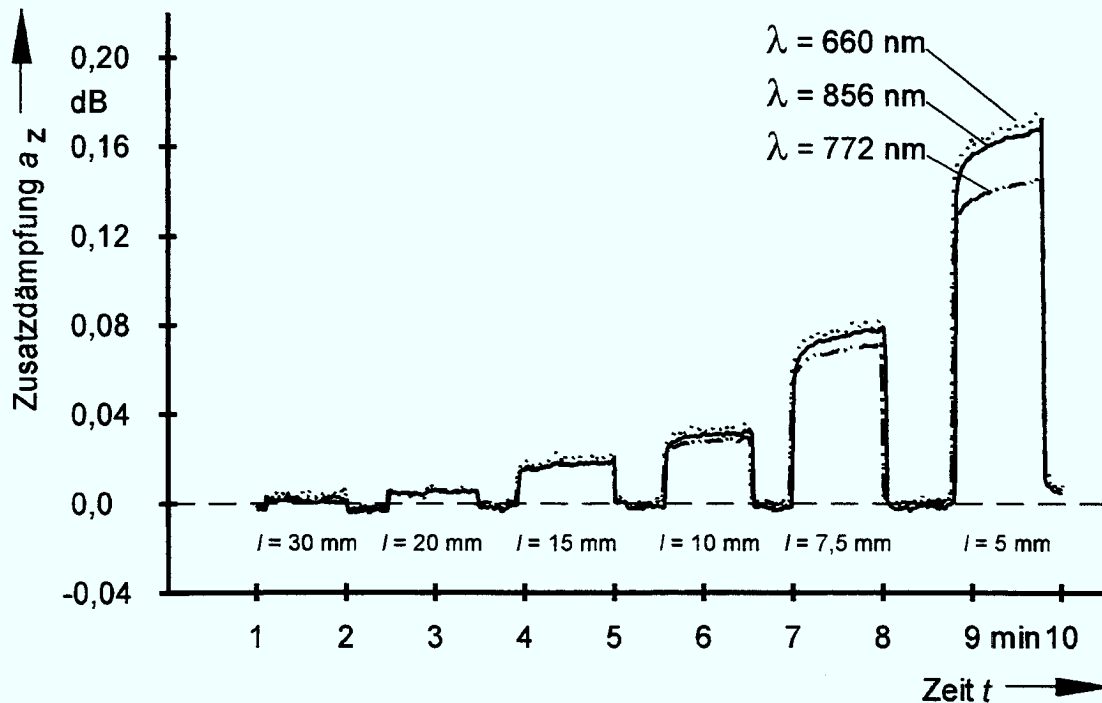


Abb. 3.29: Sprungantworten einer HCN-Stufenindexfaser bei Druckbelastung l - belastete Länge der Faser, -Wellenlänge.

Eine mathematische Beschreibung dieser Vorgänge ist allerdings nicht mehr geschlossen analytisch möglich.

Fazit:

Die zeitliche Dynamik mechanischer Belastungen führt nicht zu Effekten, die mit einer Zusatzdämpfung der Faser verbunden sind.

Es gibt Belastungsgrenzen, oberhalb derer Glasfasern nach einer Belastung zeitlich verzögert oder sogar überhaupt nicht mehr ihren Anfangszustand bezüglich der Parameter Länge und Dämpfung einnehmen.

4 Messungen an Sensor-Versuchsmustern

4.1 Konstruktive Maßnahmen zum Aufbau der Sensor-Koppelstelle

Das methodische Untersuchen von Sensor-Querempfindlichkeiten ermöglicht sowohl das Lokalisieren von Störungen als auch das Charakterisieren ihrer qualitativen und quantitativen Einflußstärken in Abhängigkeit vom konstruktiven Aufbau des Sensors. Folglich dient die Querempfindlichkeitsanalyse nicht nur zum Auffinden und Erkennen von Störungen an faseroptischen Komponenten / Systemen sondern auch der Synthese, die eine Minimierung sensorspezifischer Querempfindlichkeiten durch konstruktive Maßnahmen zum Ziel hat.

Aus der Querempfindlichkeitsanalyse resultiert, daß der faseroptische Sensor an der Koppelstelle zwischen Sensorfaser und Nachrichtenfaser empfindlich auf die physikalischen Einflußgrößen Temperatur und mechanische Belastung reagiert. Aus diesem Grund ist, gemeinsam mit dem Verbundpartner KFA, Jülich, eine Sensor-Koppelstelle entstanden, die den physikalisch-technischen und technologischen Anforderungen genügt, Abb. 4.1.

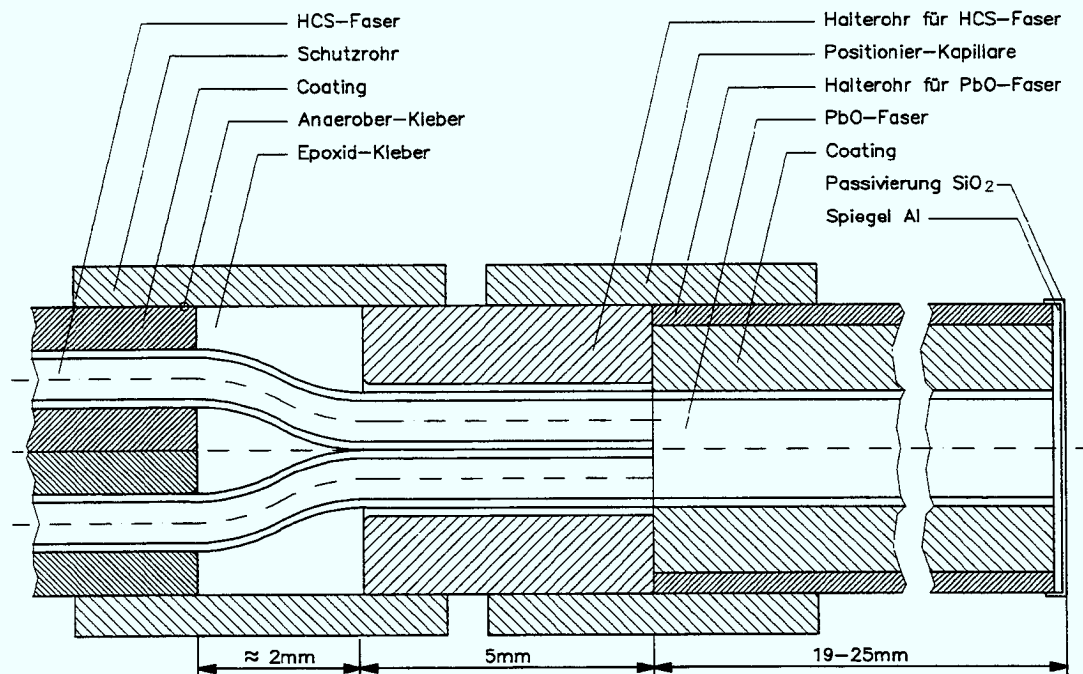
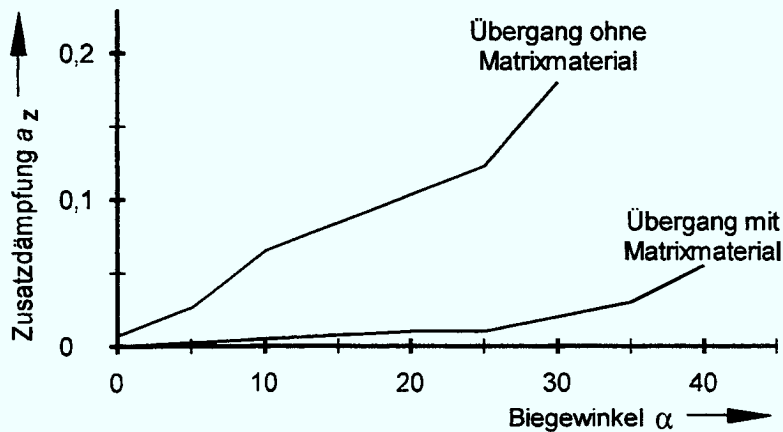


Abb. 4.1: Konstruktiver Aufbau der Sensor-Koppelstelle

Erste Testmessungen mit der neuen Sensor-Koppelstelle haben jedoch gezeigt, daß dieser Aufbau, insbesondere auch bezüglich der verschiedenen Materialien noch nicht befriedigt. So ist, in gemeinsamer Forschungsarbeit mit den Verbundpartnern KFA, Jülich, und Vygon, Aachen, eine Sensor-Koppelstelle entstanden, welche die mechanischen Belastungseinflüsse weitgehend eliminiert: Durch den Einsatz von UV-härtendem, flexiblen Matrixmaterial an den Koppler-Ausgängen ist dort ein "weicher" Übergang entstanden, der zu einer Reduzierung der Kerbwirkungseffekte führt, Abb. 4.2. Geeignete konstruktive Maßnahmen zur Minimierung der Temperatureinflüsse auf das Meßsignal aufzufinden, obliegt dem Projektpartner KFA, Jülich.

HCN-Faser:



Bleidierte Faser:

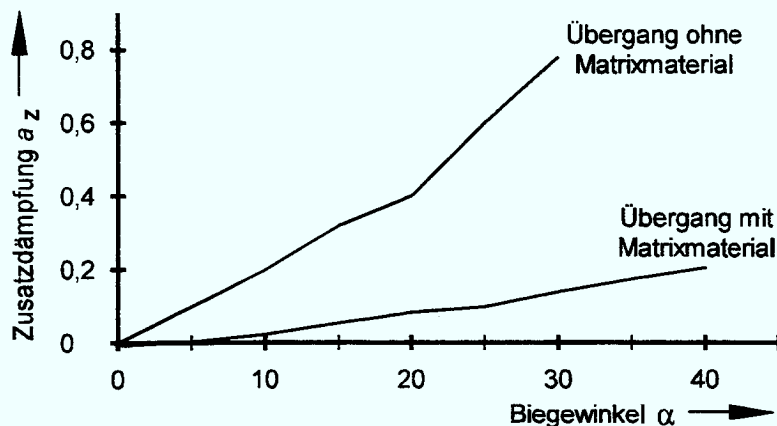


Abb. 4.2: Zusatzdämpfung in Abhängigkeit vom Biegewinkel

4.2 Einsatz des Sensors auf der Hautoberfläche

Zum Abschluß des Verbundprojektes sind mit dem Original-Optomodul-gekühlten-FADOS-Gerät auch Messungen am lebenden Menschen durchgeführt worden. Zu diesem Zweck ist ein, im Katheter befindlicher Sensor auf dem menschlichen Körper einerseits am Arm und andererseits am Bauch fixiert worden, da diese Orte verschiedenen Umgebungseinflüssen unterliegen. Das Dämpfungsverhalten des in Längsrichtung auf dem Unterarm liegenden Sensors über einen Meßzeitraum von $t_{me\beta} = 3 \text{ min}$ zeigt Abb. 4.3.

Die Kurvenverläufe weisen zu Beginn eine geringfügige, zeitabhängige Dämpfung auf, die vom thermischen Übergangsverhalten herrührt. Anschließend stellt sich ein wellenlängenspezifischer Dämpfungswert ein, dessen Streubreite im Bereich der Auflösung des faseroptischen Dosimetersystems liegt.

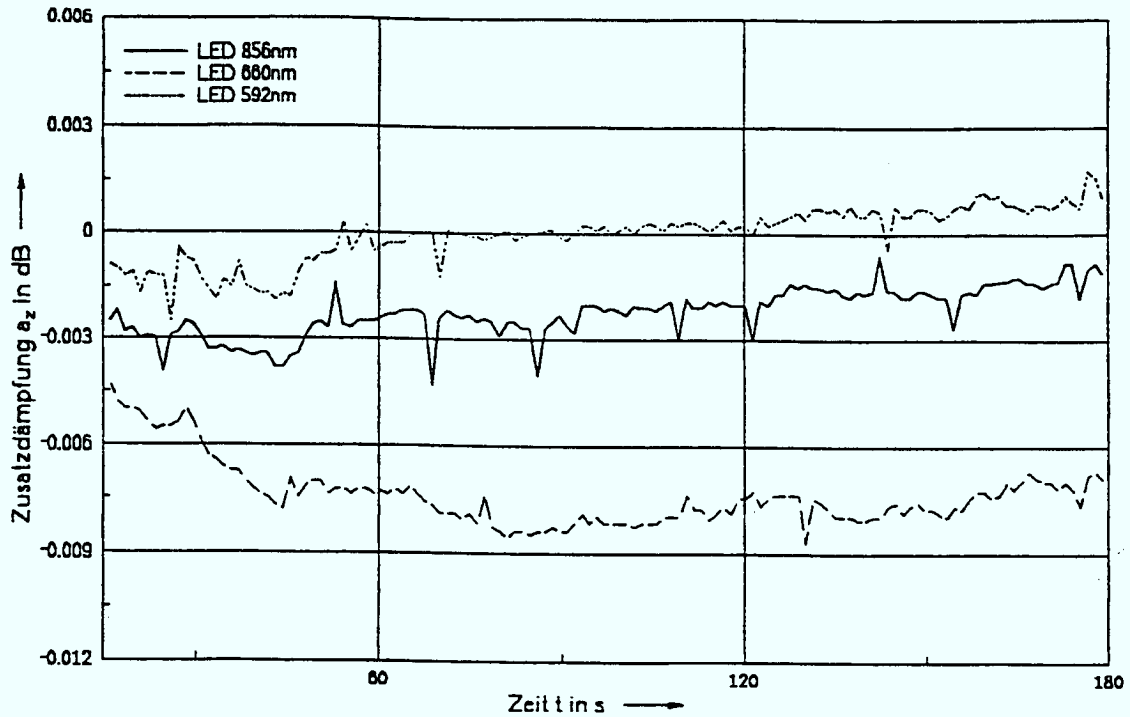


Abb. 4.3: Dämpfungsverhalten des Sensors 94007 auf dem Unterarm; Hauttemperatur $T_H = 32,5 \text{ }^{\circ}\text{C}$

Das Dämpfungsverhalten des auf dem Bauch einer Testperson befestigten Sensors über einen Zeitraum von $t_{\text{meß}} = 5 \text{ min}$ zeigt Abb. 4.4.

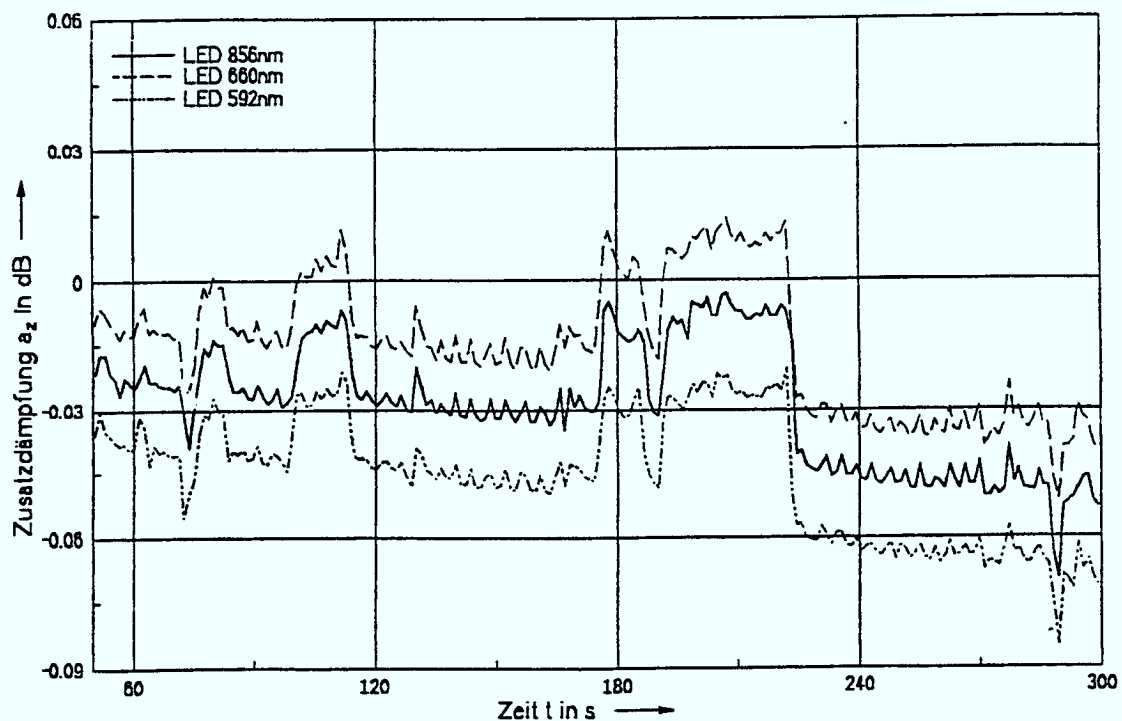


Abb. 4.4: Dämpfungsverhalten des Sensors 94007 auf dem Bauch; Bauchtemperatur $T_B = 33,5 \text{ }^{\circ}\text{C}$

Der Dämpfungsverlauf verdeutlicht anschaulich den Einfluß durch mechanische Beanspruchung. Denn die Änderungen im Dämpfungsverhalten sind eindeutig auf die Zwergfellbewegungen, hervorgerufen durch die menschliche Atmung, zurückzuführen.

Die ersten Messungen am menschlichen Körper bestätigen die in den Laboruntersuchungen gewonnenen Erkenntnisse. Sie beweisen aber auch, daß die starken Einflüsse durch mechanische Beanspruchung im Dämpfungsverlauf wellenlängen konform auftreten. Folglich sind derartige Einflüsse leicht herausrechenbar und führen somit nicht zu einer Verfälschung des Meßwertes.

4.3 Simulation des invasiven Körpereinsatzes

Von besonderem Interesse ist die Kenntnis des Sensorverhaltens im lebenden Organismus. Um darüber vor den ersten Tierversuchen erste Erfahrungswerte sammeln zu können, wird am Fachgebiet Elektromechanische Konstruktion der Gerhard-Mercator-Universität-Gesamthochschule Duisburg das Testgerät Dybie entwickelt, mit dem sich in vivo-Bewegungsabläufe simulieren lassen. Das Gerät bildet die zentrale Einheit des im Abb. 4.5 dargestellten Meßplatzes.

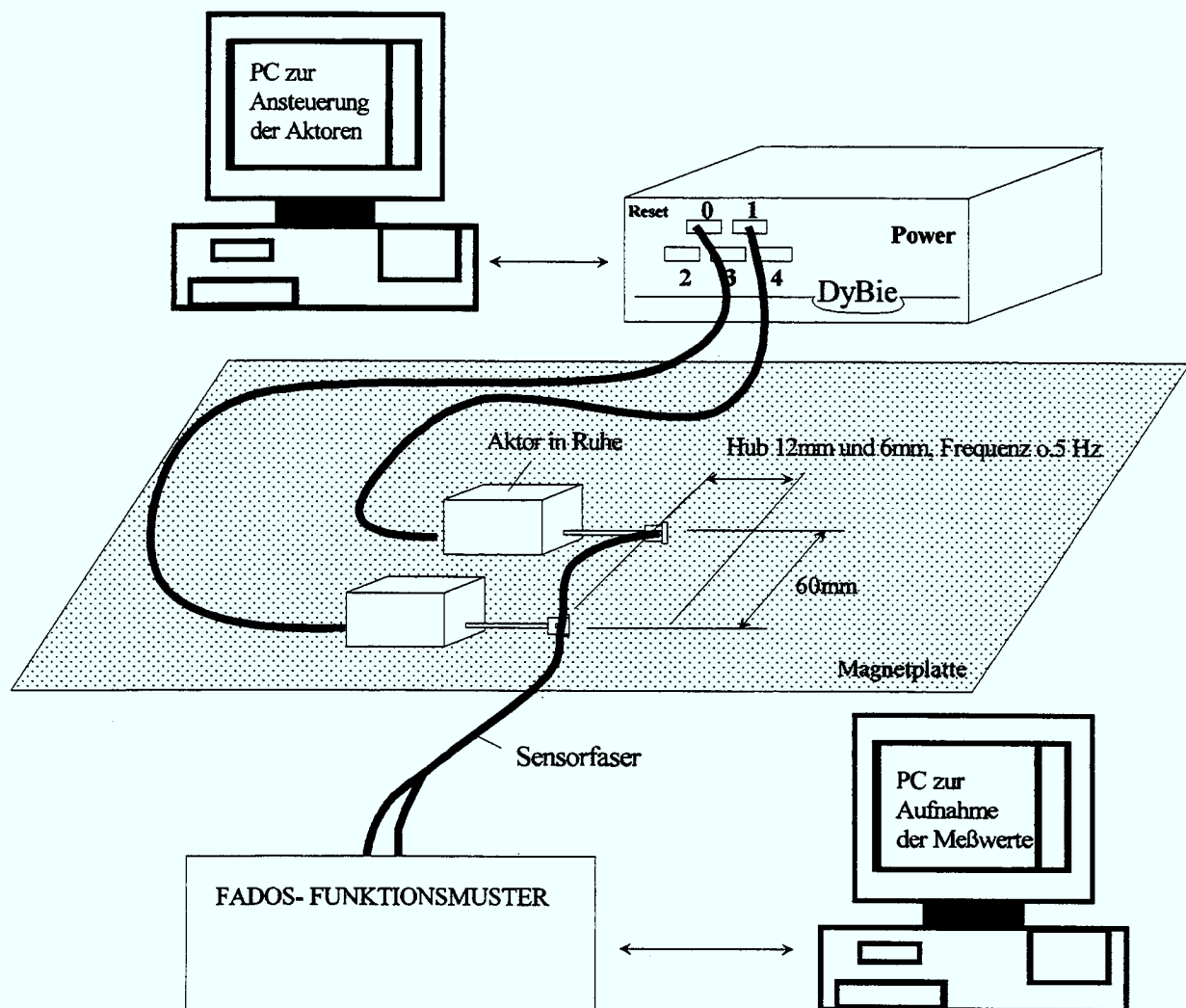


Abb. 4.5: Prinzipieller Aufbau des Simulationsmeßplatzes

Erste grundlegende Messungen, bei denen nur zwei Aktoren, einer als Fixierelement und der andere als Bewegungselement eingesetzt werden, dienen dazu, den Sensor periodischen Biegebelastungen auszusetzen (Hubfrequenz $f = 0,5 \text{ Hz}$, Hublängen $l_1 = 6 \text{ mm}$ und $l_2 = 12 \text{ mm}$), Abb. 4.6.

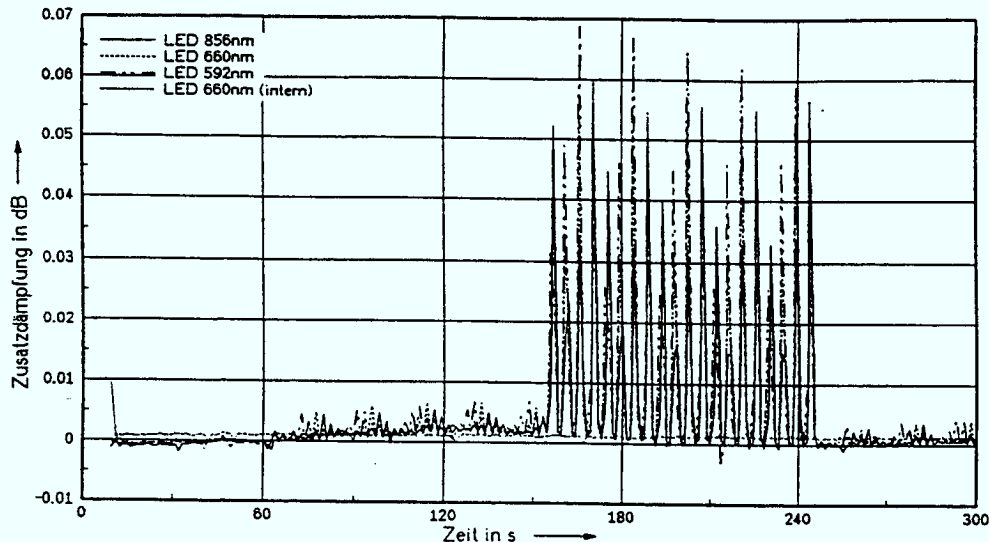


Abb. 4.6: Dämpfungsverhalten des Sensors bei periodischer Biegebelastung mit unterschiedlichen Hublängen l : a) $l = 6 \text{ mm}$ im Zeitintervall $t = 65 \text{ s} \dots 155 \text{ s}$, b) $l = 12 \text{ mm}$ im Zeitintervall $t = 155 \text{ s} \dots 245 \text{ s}$

Das Diagramm verdeutlicht, daß periodische Biegebelastungen direkt in periodische Dämpfungsänderungen überführt werden. Die Einflußstärke derartiger Belastungen ist jedoch entscheidend von der Anregungsamplitude (Hublänge l) abhängig. Da im menschlichen Körper Bewegungsänderungen von $l = 12 \text{ mm}$ bzw. $2 \cdot l$ eher die Ausnahme sind, kann davon ausgegangen werden, daß dieser Einfluß zwar absolut gesehen groß, aber auf die Meßwertbildung nur von untergeordneter Bedeutung ist, Abb. 4.7.

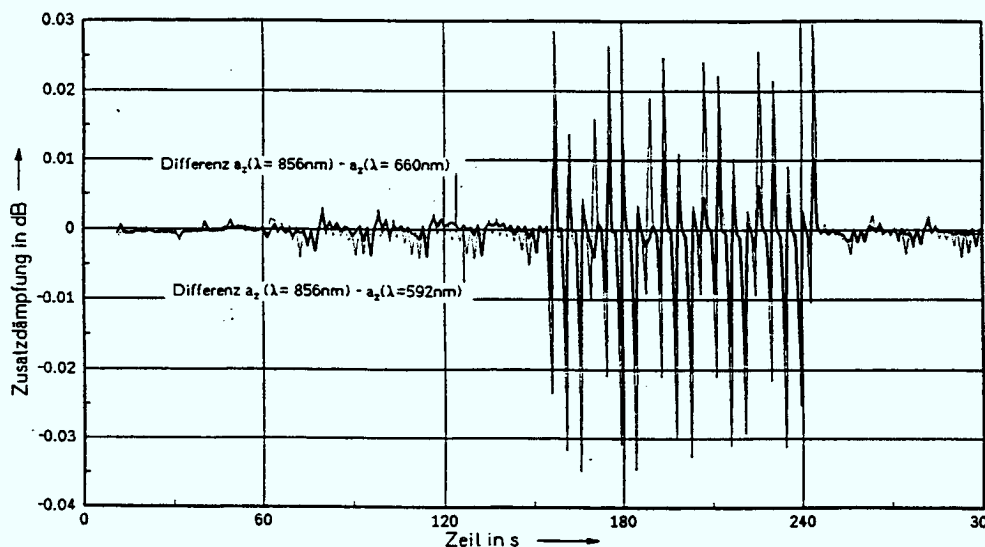


Abb. 4.7: Einfluß der Zusatzdämpfung auf die Meßwertbildung bei unterschiedlichen Hublängen l : a) $l = 6 \text{ mm}$ im Zeitintervall $t = 65 \text{ s} \dots 155 \text{ s}$, b) $l = 12 \text{ mm}$ im Zeitintervall $t = 155 \text{ s} \dots 245 \text{ s}$

5 Mehrfach-Meßtechnik in der Strömungs- / Durchflußsensorik

5.1 Grundlagen

In der Medizintechnik und der medizinischen Versorgung von Patienten hat das Überwachen von Strömungen sowie das Erfassen und Dosieren von Durchflüssen enorme Bedeutung erlangt. Das Fehlen spezifischer Technologien sowie Miniaturisierungs- und Integrationsmöglichkeiten haben bisher verhindert, daß derartige Problemstellungen aufgrund der speziellen Anforderungen an die Meßtechnik (kleine Durchflußmengen von $q_v \leq 0,1 \text{ ml/h}$, kurze Ansprechzeiten von $t = 20 \text{ ms} \dots < 100 \text{ ms}$, geringe Abmessungen, Biokompatibilität etc.) Wunschdenken geblieben sind. Erst die im Rahmen zunehmender Miniaturisierung in Feinwerk-, Meß- und Medizintechnik neu entwickelten mikrotechnischen Technologien und Werkstoffe ermöglichen eine Lösungsfindung auf dem Gebiet der minimalen Strömungs-/Durchflußsensorik.

Der Durchfluß q_v ist ein Maß für die in einem Zeitraum Δt transportierte Menge von Flüssigkeiten oder Gasen:

$$(5.1) \quad q_v = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{dV}{dt},$$

wobei V das transportierte Volumen repräsentiert. Geht man davon aus, daß ein transportiertes Volumen durch eine vorgegebene Querschnittsfläche A tritt, reicht es aus zu wissen, mit welcher Geschwindigkeit v die Substanz durch die Fläche strömt. Diese Meßvorschrift führt auf die Beziehung

$$(5.2) \quad q_v = \frac{dV}{dt} = A \cdot \frac{ds}{dt} = A \cdot v$$

in der v als Strömungsgeschwindigkeit bezeichnet wird.

Die Strömungslehre unterscheidet zwischen laminarer Strömung (paralleler Verlauf der Bahnlinien strömender Teilchen) und turbulenter Strömung (Bahnlinien kreuzen sich). Zur Charakterisierung der Strömungsart dient die Reynoldszahl Re , die über die charakteristische Länge l des jeweiligen Körpers, die Dichte des strömenden Mediums, die Strömungsgeschwindigkeit v und die dynamische Viskosität wie folgt definiert ist:

$$(5.3) \quad Re = \frac{l \rho v}{\eta}$$

Eine vollständige Beschreibung von Strömungen erfordert die Berücksichtigung strömungsmechanischer Gesetzmäßigkeiten wie

- a) den Impulssatz und
- b) das Gesetz von Hagen-Poiseuille.

Der Impulssatz

Für das in Abb. 5.1 dargestellte durchströmte Rohr soll vorausgesetzt sein, daß die Geschwindigkeiten v_1 und v_2 sowie die Drücke p_1 und p_2 auf die Flächen A_1 und A_2 als konstant angenommen werden können. F_s kennzeichnet die Stützkraft, also diejenige Kraft, die aufgewendet werden muß,

um das Fluid in seiner Strömungsbahn zu führen; F_s ist also die Kraft, die das Fluid auf die Rohrwand ausübt.

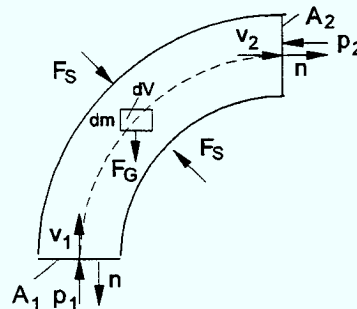


Abb. 5.1: Schematische Darstellung zur Herleitung des Impulssatzes

Der Impulssatz sagt aus, daß die zeitliche Differentiation des Impulses I einer definierten Masse m gleich der vektoriellen Addition der an ihr angreifenden Kräfte ist:

$$(5.4) \quad \frac{d\vec{I}}{dt} = \sum_i \vec{F}_i + \vec{F}_s + \vec{F}_{pre}$$

F_G bezeichnet die Gewichtskraft und F_{pre} die Druckkraft auf die Flächen A_1 und A_2 . Ein Volumenelement dV eines strömenden Fluids mit der Masse $dm = \rho dV$ besitzt die Geschwindigkeit v . Demnach beträgt sein Impuls

$$(5.5) \quad d\vec{I} = dm \cdot \vec{v} = \vec{v} \cdot \rho dV.$$

Ein abgeschlossenes mitbewegtes Volumen hat somit den Gesamtimpuls

$$(5.6) \quad \vec{I} = \int \vec{v} \cdot \rho dV.$$

Für die zeitliche Differentiation gilt

$$(5.7) \quad \frac{d\vec{I}}{dt} = \frac{d}{dt} \int \vec{v} \cdot \rho dV = \rho \int \frac{d\vec{v}}{dt} dV + \rho \vec{v} \int \frac{dV}{dt}.$$

Ändert sich die Geschwindigkeit innerhalb des Volumens nur sehr langsam, so kann das erste Integral der rechten Seite der Gleichung (5.7) vernachlässigt werden. Der Quotient dV/dt kennzeichnet den Durchfluß, so daß die zeitliche Änderung des Impulses unter Berücksichtigung von Gleichung (5.2) folgendermaßen geschrieben werden kann:

$$(5.8) \quad \frac{d\vec{I}}{dt} = \rho \vec{v} \int_{A_1}^{A_2} dq_v = \rho \vec{v} \int_{A_1}^{A_2} \vec{v} dA.$$

Damit erhält man zusammengefaßt den Impulssatz:

$$(5.9) \quad \rho \cdot \vec{v} \int_{A_1}^{A_2} \vec{v} dA = \vec{F}_G + \vec{F}_s + \vec{F}_{pre},$$

$$(\rho v_1^2 + p_1) \vec{A}_1 + (\rho v_2^2 + p_2) \vec{A}_2 = m \vec{g} + \vec{F}_s.$$

Die mit den Flächen A_1 bzw. A_2 multiplizierten Klammerausdrücke werden auch Impulsströme genannt.

Das Gesetz von Hagen-Poiseuille

Ursache für eine Strömung ist immer eine auf das Fluid wirkende Kraft, die im Fluid zu Schubspannungen führen kann. Strömende Medien, bei denen das Schubspannungsgesetz für ideale viskose Medien

$$(5.10) \quad \tau = \eta \cdot \frac{dv}{dz}$$

mit τ - Schubspannung, η - Viskosität, z - Strömungsrichtung gilt, zählt man zu den Newtonschen Fluiden (z. B. Wasser). Betrachtet man die Strömung eines Newtonschen Fluids durch ein Rohr, so folgt aus dem Kräftegleichgewicht zwischen den Druckkräften und den Reibungskräften, die an einem scheibenförmigen Volumenelement (Abb. 5.2) angreifen:

$$(5.11) \quad \sum_i F_i = p A_d - \left(p + \frac{dp}{dz} \cdot dz \right) A_d + \tau A_m = 0,$$

$$\Rightarrow \tau = \frac{r}{2} \cdot \frac{dp}{dz}.$$

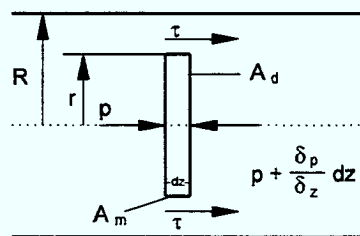


Abb. 5.2: Schematische Darstellung der an einem Volumenelement angreifenden Kräfte p - Druck, A_m - Mantelfläche, A_d - Deckelfläche, η - Schubspannung, R, r - Radien

Mit dem Schubspannungsgesetz nach Gleichung (5.10) erhält man

$$(5.12) \quad \eta \frac{dv}{dr} = \frac{r}{2} \frac{dp}{dz} \Rightarrow \frac{dv}{dr} = \frac{r}{2\eta} \frac{dp}{dz}$$

und nach Integration mit der Randbedingung $v(r = R) = 0$

$$\begin{aligned}
 (5.13) \quad \int_{v(r)}^{v(r=R)=0} dV &= \int_r^{r=R} \frac{r}{2\eta} \frac{dp}{dz} dr \\
 \Rightarrow v(r) &= \frac{r^2}{4\eta} \left(-\frac{dp}{dz} \right) \cdot \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right)
 \end{aligned}$$

ergibt sich eine parabolische Geschwindigkeitsverteilung bei laminarer Strömung. Der Volumenstrom oder Durchfluß läßt sich über

$$(5.14) \quad dq_v = v(r) \cdot dA$$

berechnen. Damit folgt das Hagen-Poiseuillesche-Gesetz zu

$$(5.15) \quad q_v = \frac{\pi R^4}{8\eta} \left(-\frac{dp}{dz} \right).$$

Wird eine mittlere Geschwindigkeit eingeführt, so läßt sich die Geschwindigkeitsverteilung in der Form schreiben:

$$(5.16) \quad v(r) = \bar{v} \cdot 2 \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right) \quad \text{mit} \quad \bar{v} = \frac{R^2}{8\eta} \left(-\frac{dp}{dz} \right).$$

Der Druckverlust in einem Rohr durch die Schubspannung zwischen zwei sich im Abstand l befindlichen Querschnitten berechnet sich dann zu

$$(5.17) \quad \Delta p_v = \left(-\frac{dp}{dz} \right) \cdot l = \frac{8\eta \bar{v}}{R^2} \cdot l = \frac{32\eta \bar{v}}{D^2} \cdot l$$

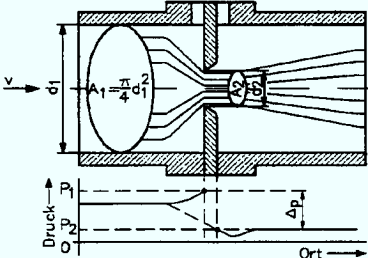
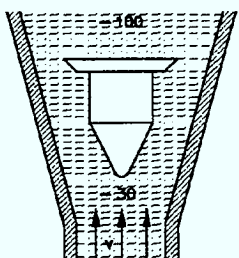
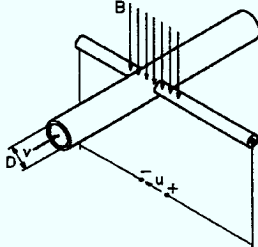
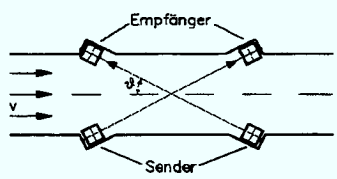
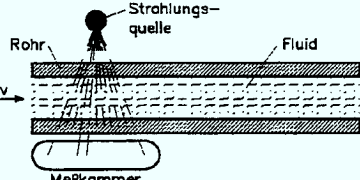
d. h. es ist mit einer Messung des in der Strömung herrschenden Differenzdruckes möglich den Volumenstrom zu erfassen. Dies wird in einer ganzen Reihe von Meßprinzipien eingesetzt. Die Grundgesetze der Strömungsmechanik wie das Kontinuitätsgesetz, der Energieerhaltungssatz und der Impulssatz sowie das Gesetz von Hagen-Poiseuille beschreiben die einfachsten Fälle laminarer Strömungen.

5.2 Katalog bekannter Prinzipien zur Strömungs-/Durchflußmessung

Aus den in Kapitel 5.1 beschriebenen grundlegenden Betrachtungen des Strömungsvorganges lassen sich die unterschiedlichen Prinzipien zur Strömungs-/Durchflußmessung ableiten. Sie sind in der folgenden Tabelle (Tab 5.1) zusammengestellt.

Kenngröße	Meßprinzip	Erläuterung	Bemerkung
Δt	<i>Verdrängungszähler</i>	– Meßvolumen konst. – periodisches Füllen der Meßkammer ↳ $t = f(q_v)$	Nachteil: – hohe mech. Reibung
	<i>Impfverfahren</i>	– beimengen von Substanzen ↳ $\Delta f = f(v)$	Hilfsmittel: – erhitzte Substanzen
ω	<i>Ovalradzähler</i>	– Meßvolumen konst. – gegeneinander drehende Ovalkolben ↳ $\omega = f(q_v)$	
	<i>Flügelradzähler</i>	– Kraft der Strömung wird in eine Drehbewegung gewandelt ↳ $\omega = f(v)$	Vorteile: – geringe Lagerreibung möglich Anwendung: – Schalenkreuzanemometer

Tab. 5.1: Tabellarische Zusammenfassung bekannter Prinzipien zur Strömungs-/Durchflußmessung (Teil 1)

Kenngröße	Meßprinzip	Erläuterung	Bemerkung
Δp	<i>Wirkdruckverfahren</i> 	– konstante Querschnitt Verjüngung – Anwendung des Gesetzes von Hagen-Poiseuille ↳ $\Delta p = f(q_v)$	
x	<i>Verdrängungszähler</i> 	– beweglicher Körper im Strömungskanal – Körper und Rohraufweitung Kegelförmig – Gleichgewicht zwischen Gewicht- u. Strömungskraft ↳ $x = f(q_v)$	
u	<i>Induktionsverfahren</i> 	– elektr. Ladungen im strömenden Medium ↳ $u_{ind} = f(v)$	Hilfsmittel: – Magnetfeld
Δf	<i>Dopplereffekt</i> 	– Frequenzverschiebung zwischen Sende- und Empfangssignal ↳ $\Delta f = f(q_v)$	Hilfsmittel: – Magnetfeld – Schall
Δg	<i>Isotopenverfahren</i> 	– bekanntes Volumen – Transmission wird von Dichtung bestimmt ↳ $\Delta g = f(v)$	Hilfsmittel: – Gammastrahlung

Tab. 5.1: Tabellarische Zusammenfassung bekannter Prinzipien zur Strömungs-/Durchflußmessung (Teil 2)

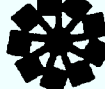
Die Bewertung der Meßprinzipien anhand der gestellten Forderungen, insbesondere bezüglich kleiner Durchflußmengen, geringer Abmessungen und kurzer Ansprechzeit führt auf das Flügelradprinzip.

5.3 Flügelrad-Durchflußmesser für kleine Durchflußmengen

5.3.1 Flügelradgeometrie

Ein wichtiges Kriterium bei der Auswahl eines geeigneten Flügelrades stellt die Machbarkeit seiner Geometrie bei kleinsten Abmessungen dar. Durch Variation der Flügelform und Anzahl der Flügel ergeben sich eine Reihe von möglichen Bauformen, die bezüglich des geforderten Anwendungszwecks in Tab 5.2 in einer Übersicht zusammengestellt sind.

Die Anzahl der Flügel ist durch verschiedene Restriktionen in einem relativ engen Bereich eingegrenzt. Als untere Grenze der Schaufelanzahl wird die Möglichkeit mit drei Flügeln angesetzt; nach oben ist die Anzahl nur technologisch begrenzt, da bei einem Ätzprozeß als Herstellungsprozeß minimale Abstände zwischen den einzelnen Flügeln vorgegeben werden müssen. Dennoch können Flügelräder mit bis zu 17 Flügeln einwandfrei geätzt werden.

	Schaufelformtyp		
	A 	B 	C 
3			
6			
9			
12			
>12			

Tab. 5.2: Ätzvorlagen für verschiedene Bauformen von Flügelrädern

Die einfachste Bauform eines Flügelrades stellt die lineare, radial nach außen gerichtete Schaufel dar. Dieser Typ soll im weiteren mit Typ A bezeichnet werden. Als Typ B wird dagegen ein Schaufelrad bezeichnet, welches leicht gekrümmte, mit der Öffnung zum einströmenden Fluid gerichtete Schaufeln aufweist. Schließlich ist auch noch ein Typ C einer genaueren Untersuchung unterzogen worden, wobei im Anschluß an das Ätzen die Schaufeln um 90° gedreht worden sind, so daß das fluid senkrecht auf die Schaufel auftrifft. Bei diesem Typ tritt aufgrund der tordierten Schaufelarme der Effekt auf, daß die optische Abtastung mit Hilfe der Reflexionsmessung ein wesentlich schwächeres Signal liefert als dies logischerweise bei den anderen, senkrecht zum Lichteinfall stehenden Typen der Fall ist. Dennoch sind auch hier die Signale noch deutlich von den Rauschsignalen abgehoben erkennbar. In Tab. 5.2 sind demnach die Ätzmasken der Flügelräder zu sehen, wobei jene bei Typ A und B identisch mit den später realisierten sind.

5.3.2 Einfluß der Schaufelform und Schaufelanzahl

Ausgehend von den in Tab. 5.2 dargestellten Schaufelrädern bis zu einer Schaufelanzahl von 12 sind in Versuchsreihen die Abhängigkeiten der Drehzahl von der Durchflußmenge mit einem geeigneten Meßaufbau bestimmt worden. Ziel ist, empirisch herauszufinden, welcher Schaufelradtyp sich für welchen Meßbereich eignet und welche Schaufelanzahl die größte Empfindlichkeit bei geringen Durchflüssen aufweist. Der Durchmesser des Einlaufkanals beträgt jeweils $d = 0,47 \text{ mm}$, die Höhe des angeströmten Flügelabschnittes beläuft sich auf $h = 0,3 \text{ mm}$ bei Typ A sowie Typ B und $h = 1 \text{ mm}$ bei Typ C. Diese Versuche sind im Freistrahlfeld durchgeführt worden, so daß störende Einflüsse der Meßzellenwand vernachlässigbar sind. Die Ergebnisse, zu sehen in Abb. 5.3, lassen folgende Aussagen zu:

- Es zeigt sich bei allen verwendeten Schaufelformen eine tendenzielle Drehzalabnahme bei gleichem Durchfluß mit zunehmender Flügelanzahl;
- Mit einer Erhöhung der Schaufelanzahl sinkt die untere Grenze der meßbaren Durchflußmengen;
- Die Drehzahl-Durchfluß-Kurven für die Typen A und B sind bei drei und sechs Flügeln nahezu identisch;
- Die eingezeichneten Geraden aus einer Regressionsanalyse weisen Korrelationskoeffizienten von $>0,9$ auf.

Auffällig ist, daß bei den Ergebnissen des Typs C die Drehzahlen für die eingestellten Durchflüsse niedriger liegen als dies bei den beiden anderen Bauformen der Fall ist. Erklären kann man dies mit der relativ hohen Masse des Typen C-Schaukelrades im Vergleich mit der der Typen A und B.

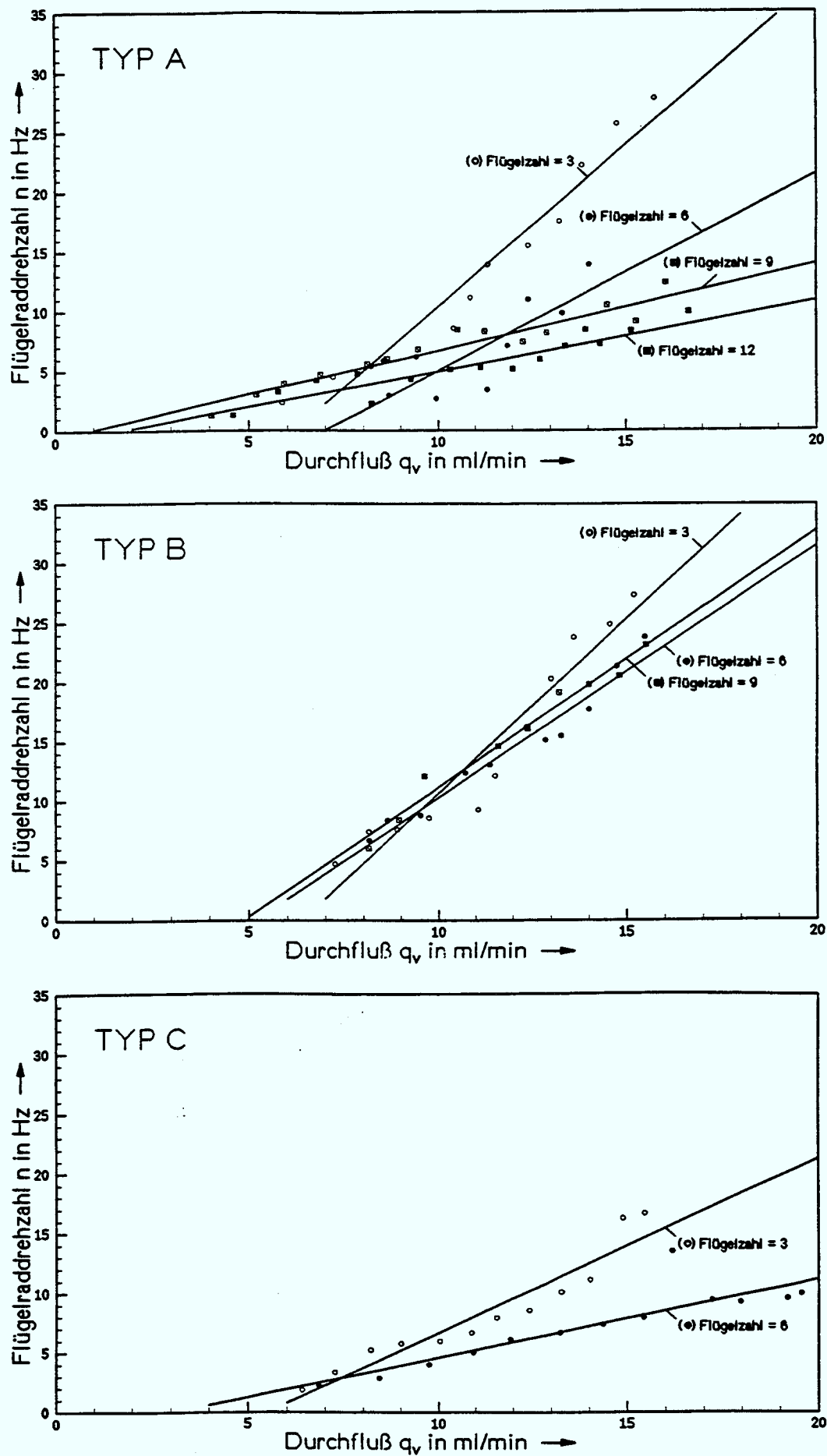


Abb. 5.3: Untersuchungsergebnisse zu Freistahlversuchen mit verschiedenen Schaufelanzahlen

6 Ausblick in Richtung MULTISENSORIK

6.1 Multisensorik in der Mikrotechnik

Sensorik muß gefahrlos für Mensch und Material funktionieren, on-line und in real-time Ergebnisse liefern, sicher und zuverlässig arbeiten. Sensorik in der Medizin, bei operativen Eingriffen, bei der Intensivüberwachung, bei verschiedenen Therapien (z.B. Strahlentherapie), kurz: im gesamten Medizinbereich, muß zudem oft extrem klein sein und möglichst passiv, d.h. ohne Stromzufuhr funktionieren, zumindest bei intrakorporalem Einsatz. Klein, passiv funktionierend und nicht unzuverlässig sind Glasfasersensoren.

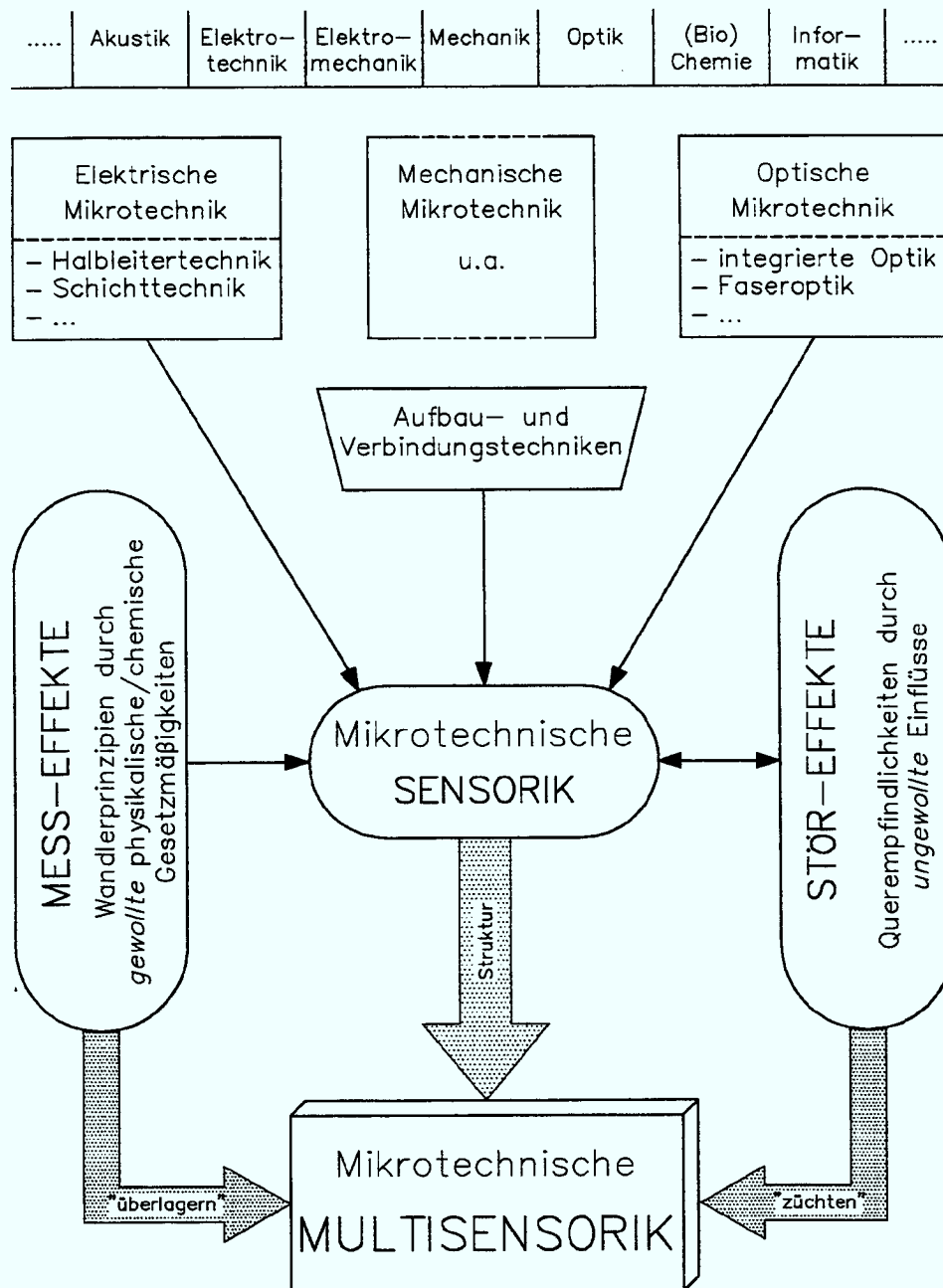


Abb. 6.1: Multisensorik in der Mikrotechnik

Es gibt heute zum Messen einzelner physikalischer, chemischer und - zumindest in Ansätzen - biochemischer Größen Sensoren aus Glasfasern, also Monosensoren, meist in Form von Labormustern, einige auch als Industrieprodukte. Viele, insbesondere die sog. intrinsischen Sensoren (Meßgröße wird im Lichtwellenleiter dem Licht aufmoduliert!) beruhen auf Störeffekten; diese aber sind heute noch nicht so richtig "züchtbar". Die notwendigen Aufbau- und Verbindungstechniken befinden sich noch in den Kinderschuhen.

Untersucht man gewollte und ungewollte Einflüsse auf eine zur Messung einer physikalischen, chemischen oder biochemischen Größe bestimmte Glasfaser in Qualität und Quantität, so erkennt man derartige "Störgrößen" und kann sie eventuell separieren. Es liegt also nahe zu fragen: Lassen sich derartig überlagerte Effekte für eine Multisensorik meßtechnisch trennen, züchten und getrennt auswerten? Abb. 6.1 gibt eine allgemeine Übersicht über das Realisieren mikrotechnischer Multisensoren.

Doch Multisensorik muß nicht unbedingt Multi-Effekt-Sensorik heißen, schon gar nicht bei derartig kleinen, faseroptischen Sensoren. Die Mikrotechnik erlaubt, Sensoren extrem klein zu realisieren, also auch mehrere kleine nebeneinander, wie es die Siliziumtechnologie und die Liga-Technologie prinzipiell können. Eine elektrische Multieffektsensorik ist derzeit sowieso nur schwer vorstellbar. In der faseroptischen Sensorik sind verschiedene Multisensor-Typen unterscheidbar, Abb. 6.2.

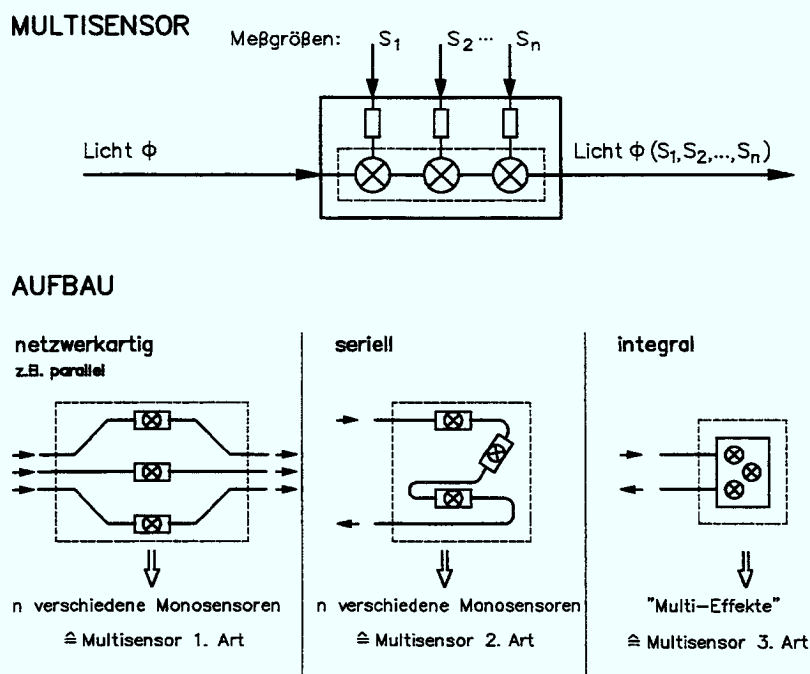


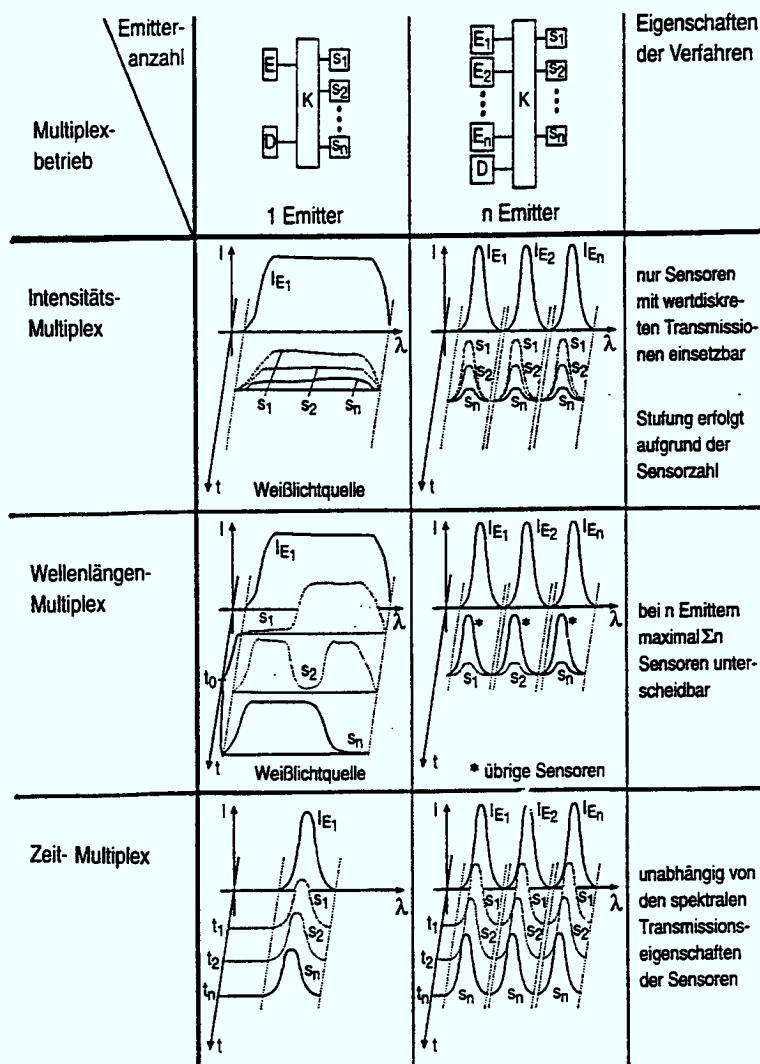
Abb. 6.2: Modulationsmultiplexen und Aufbauarten bei Glasfaser-Multisensoren

Ein Multisensor soll - im Gegensatz zu einem Monosensor - mehrere Meßgrößen gleichzeitig erfassen, aber i.a. auch on-line und in real-time die Meßwerte einer Auswerteeinheit zur Verfügung stellen. Die sensitiven Elemente im Multisensor mit Glasfasern können monofunktionell seriell oder parallel oder multifunktionell integral ausgelegt sein.

6.2 Netzwerkartig aufgebaute Multisensoren

Derartige Multisensoren bestehen aus n verschiedenen, also unterschiedliche physikalische oder chemische Größen erfassenden Monosensoren. Die Einzelsensoren eines derartigen Multisensorsystems werden in einem Multiplexbetrieb angesteuert und ihre Signale einzeln ausgewertet. Realisierbar ist ein derartiges Meßsystem nach Festlegen folgender Randbedingungen:

- Art des Sensorbetriebs: Transmission oder Reflexion,
- Multiplexverfahren, z.B. Intensitäts-Multiplexverfahren, bei dem die Lichtströme der einzelnen Sensoren meßgrößenproportional geändert und detektiert werden oder Wellenlängen-Multiplexverfahren, das jedem Sensor einen definierten Wellenlängenbereich zuordnet oder Zeit-Multiplexverfahren, bei dem die Sensorsignale zu verschiedenen Zeitpunkten den Detektor erreichen,
- Topologie: leiterförmig, wie z.B. parallel, matrixförmig.
- Art der Streckenneutralität, d.h. Eliminieren von Störeinflüssen auf der Übertragungsstrecke, falls notwendig.



Tab. 6.1: Kodierung von Glasfaser-Multisensoren im Reflexionsbetrieb; E Emitter, D Detektor, K Koppler, S Sensor, I Intensität, λ Wellenlänge, t Zeit

Tab. 6.1 gibt eine beispielhafte Übersicht über die Kodierung von Glasfaser-Multisensoren im Reflexionsbetrieb. Die Entwicklungsarbeit konzentriert sich hier auf die extreme Miniaturisierung von Sensoren und deren Verpackung.

6.3 Einleiter-Seriensysteme

Einleiter-Seriensysteme als Multisensor-Systeme auszulegen bedeutet, n Monosensoren so zu entwickeln und zu dimensionieren, daß sie sich nicht gegenseitig beeinflussen und trotzdem einzeln abgefragt werden können. Baut man beispielsweise ein solches Multisensor-System zur Überwachung von Temperaturen an verschiedenen Orten oder von verschiedenen Temperaturen am gleichen Ort, so reduziert sich die Problematik auf die Entwicklung entsprechender Monosensoren, z.B. von extrinsischen (Licht wird außerhalb des Lichtwellenleiters moduliert) faseroptischen Temperatur-Schwellwertschaltern.

In einer einzigen Glasfaser-Ringleitung sind Überwachungssensoren in Reihe angeordnet, deren Einzeltransmission τ_{si} derart diskret gestuft ist, daß die meßbare Gesamttransmission τ_{sg} über den Systemzustand informiert, Abb. 6.3.

Das so genutzte Intensitäts-Multiplexverfahren verlangt eine optische Blende, deren Transmissionsgrad einerseits bei einer definierten Lichtwellenlänge λ_M ähnlich stufbar ist und andererseits bei einer davon deutlich abweichenden Lichtwellenlänge λ_R vollständige Transmission, $\tau_{SR} \approx 1$, aufweist, um durch vergleichende Auswertung eine Streckenneutralität zu erreichen.

Bei der während der Dissertation von S. Tondorf (1991) gebauten Ausführung ⁽¹⁾ funktioniert der Schwellwertschalter als Kippschalter. Seine Bimetall-Schnappscheibe ist ein dünnes Bimetallplättchen, das mechanisch so gewölbt ist, daß die konkave Seite der Wölbung den größeren Temperatur-Ausdehnungskoeffizienten gegenüber der konvexen Seite besitzt. Bei Erwärmung entsteht eine mechanische Spannung, die bei Überschreiten einer Grenztemperatur bzw. Grenzspannung die Scheibe spontan in die entgegengesetzte Wölbung verformt.

Die optische Blende, ca. $150 \mu m$ stark, besteht aus einem fotografischen Film, dessen Belichtung im grünen Spektralbereich erfolgt. Dabei wird ein Magentafarbstoff erzeugt, dessen Intensität/Schwärzung über Ähnlichkeitsgesetze berechenbar und im Entwicklungsprozeß steuerbar ist, Abb. 6.3., rechts.

⁽¹⁾ Tondorf, Sebastian; "Strukturierung und Modellierung optischer Sensorsysteme mit Lichtwellenleitern, angewendet auf das Intensitäts-Multiplexverfahren"; Dissertation 1991

Temperatur-Meßsystem:

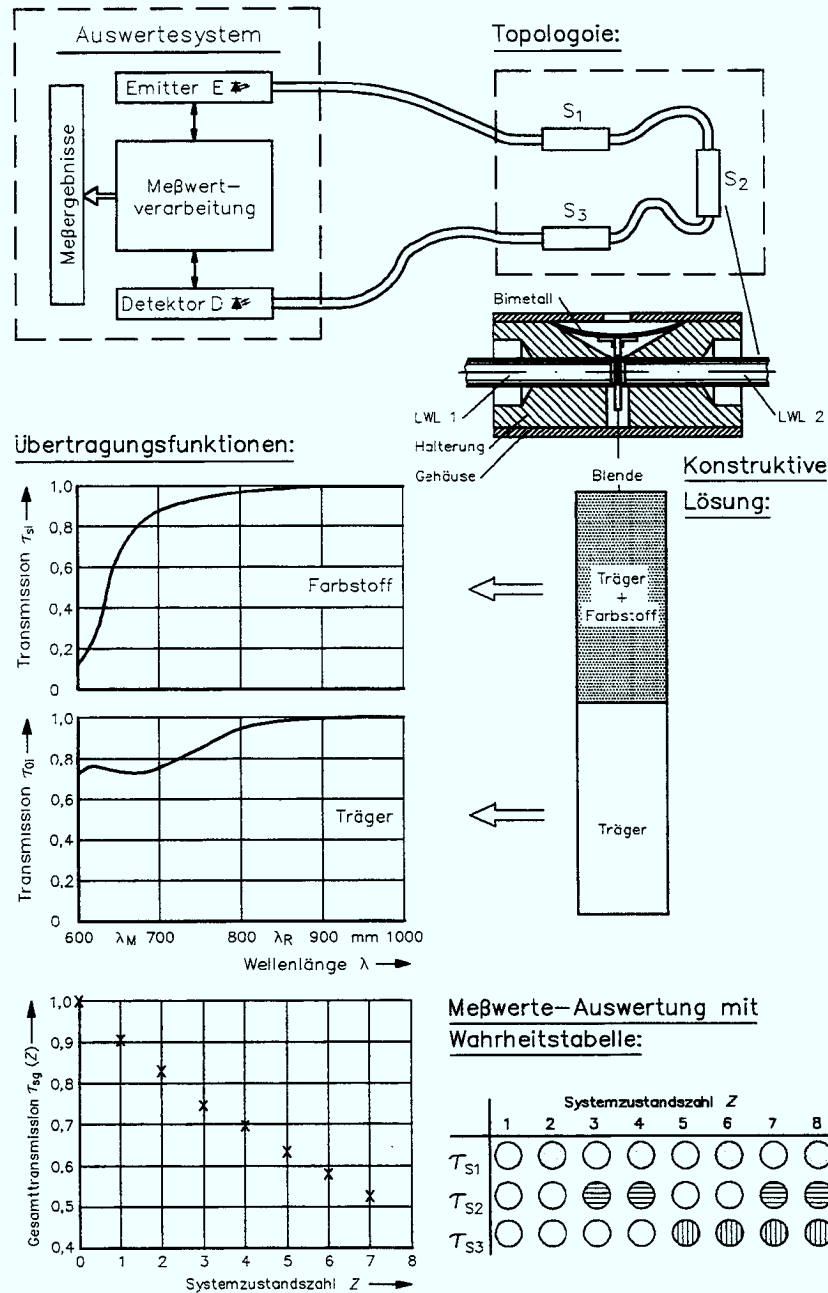


Abb. 6.3: Faseroptisches Einleiter-Seriensystem zur Temperaturüberwachung

6.4 Multi-Effekt-Sensoren

"Echte" Multi-Effekt-Sensoren - wie man sie in Glasfaseroptik realisieren kann, zumindest prinzipiell - sind Überall dort interessant, wo an einem infinitesimalen Punkt mehrere Parameter gleichzeitig gemessen werden sollen bzw. müssen. Multi-Effekt-Sensoren - so sie denn machbar

sind - stellen eine nahezu optimale Lösung dar. Die verschiedenen lichtwellenleiterspezifischen Eigenschaften erlauben es, daß jede Eigenschaft einzeln als Träger für eine Meßinformation dienen kann. Dies gilt prinzipiell. In der Praxis kann wegen der i.a. nicht beherrschbaren Quersensitivitäten bei einzelnen Eigenschaften nur eine begrenzte Anzahl im faseroptischen System gleichzeitig ohne unzulässig große gegenseitige Beeinflussung genutzt werden.

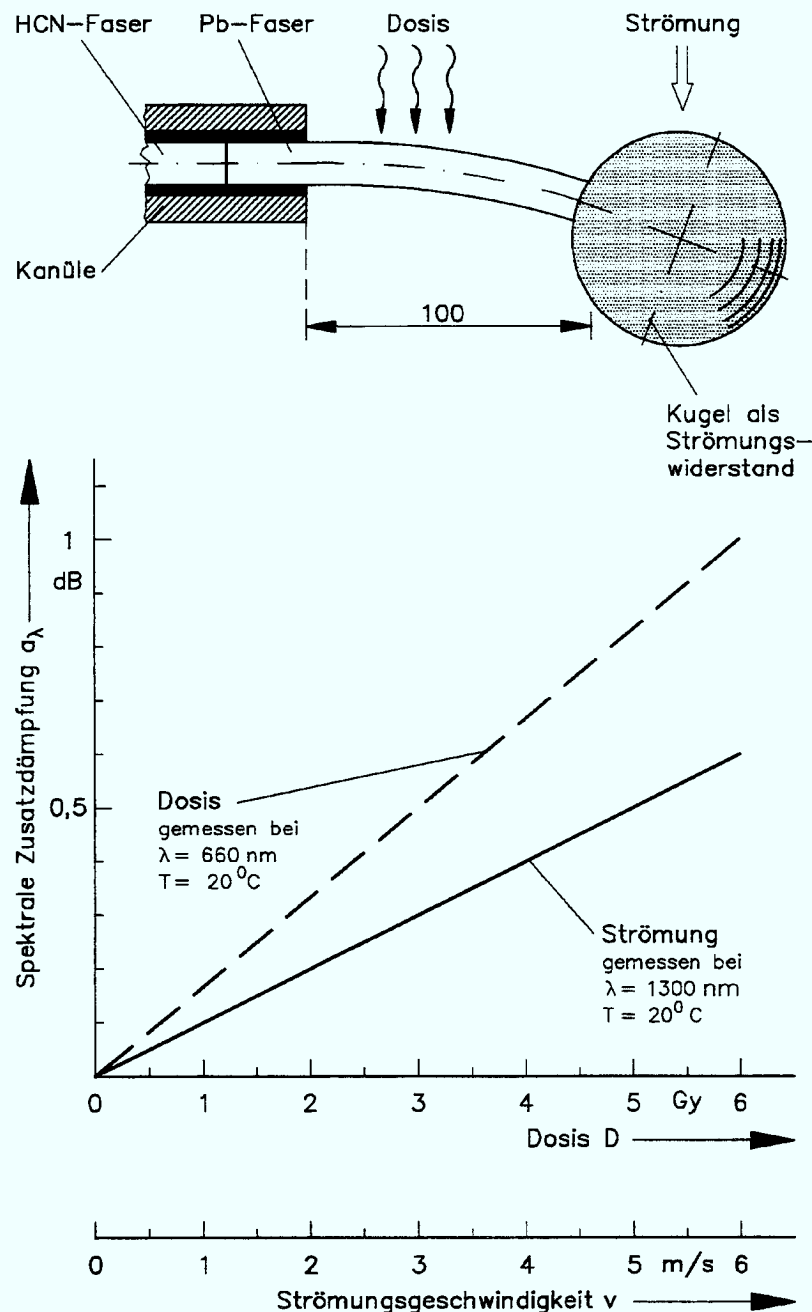


Abb. 6.4: Abhängigkeit der Zusatzdämpfung von der Dosis und der Strömung bei einer bleidotierten Glasfaser

Solche Glasfaser-Multisensoren können beispielsweise in Transmission aufgebaut und ihre spektrale Intensität kann gemessen werden. So lassen sich Dosis-Strömungs-Sensoren oder Dosis-Induktions-Sensoren bauen, wenn man bei einer bleidotierten Glasfaser (z.B. PbO 60 %), die im Wellenlängenbereich $\lambda_1 < 700 \text{ nm}$ auf ionisierende Strahlung durch Verminderung ihrer Transmission reagiert, eine Biegekraft einwirken läßt, mit der im Wellenlängenbereich $\lambda_2 \approx 1300 \text{ nm}$ sich dann an der Faser angreifende Strömungskräfte oder Induktionskräfte separieren. Abb. 6.4 zeigt die prinzipielle Abhängigkeit der Zusatzdämpfung einerseits von der Dosis, gemessen bei $\lambda_1 = 660 \text{ nm}$, und andererseits von der Strömung, gemessen bei $\lambda_2 = 1300 \text{ nm}$.

Ein faseroptischer Multisensor entsteht, wenn mit drei verschiedenen Wellenlängen gearbeitet wird, z.B.:

- bei $\lambda_D = 560 \text{ nm}$ oder $\lambda_D = 660 \text{ nm}$ kann die Dosis gemessen werden,
- bei $\lambda_B = 1300 \text{ nm}$ läßt sich eine, eine Biegung hervorrufende Kraft messen, z.B. eine Strömungskraft,
- bei $\lambda_N = 850 \text{ nm}$ ist beider Einfluß relativ gering, so daß diese Wellenlänge zur Streckenneutralität genutzt werden kann, Abb. 6.5.

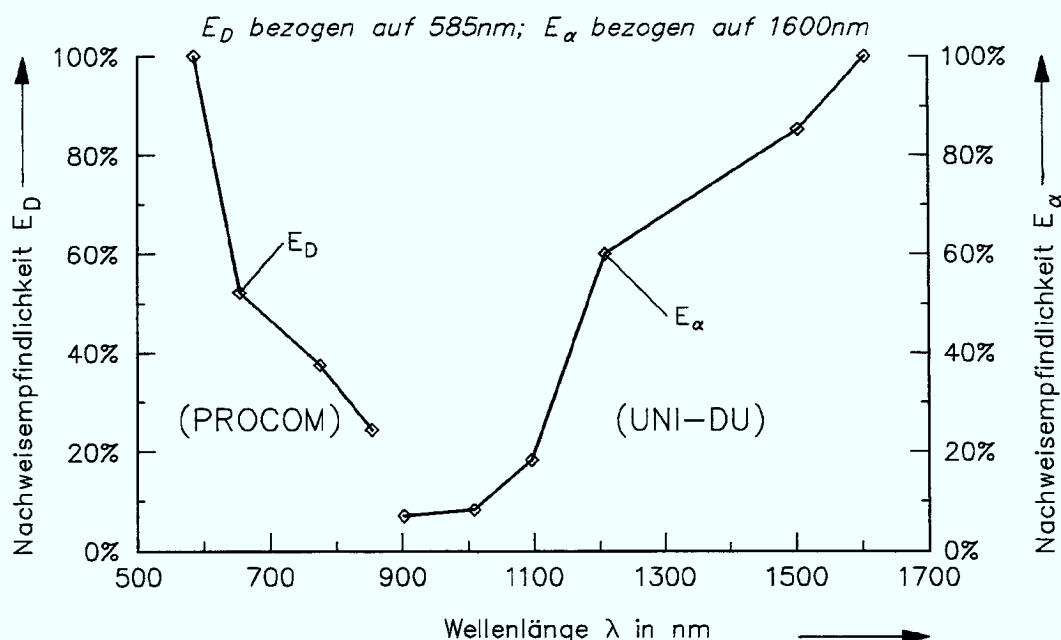


Abb. 6.5: Spektrale Nachweisempfindlichkeiten der Einflüsse Dosis und Ablenkwinkel bei bleidotierten Glasfasern

Abb. 6.6 zeigt die an einem Labormuster eines Multisensors zur gleichzeitigen Dosis- und Strömungsmessung DOBI "S" gemessene Zusatzdämpfung bei alleiniger Strömungsmessung.

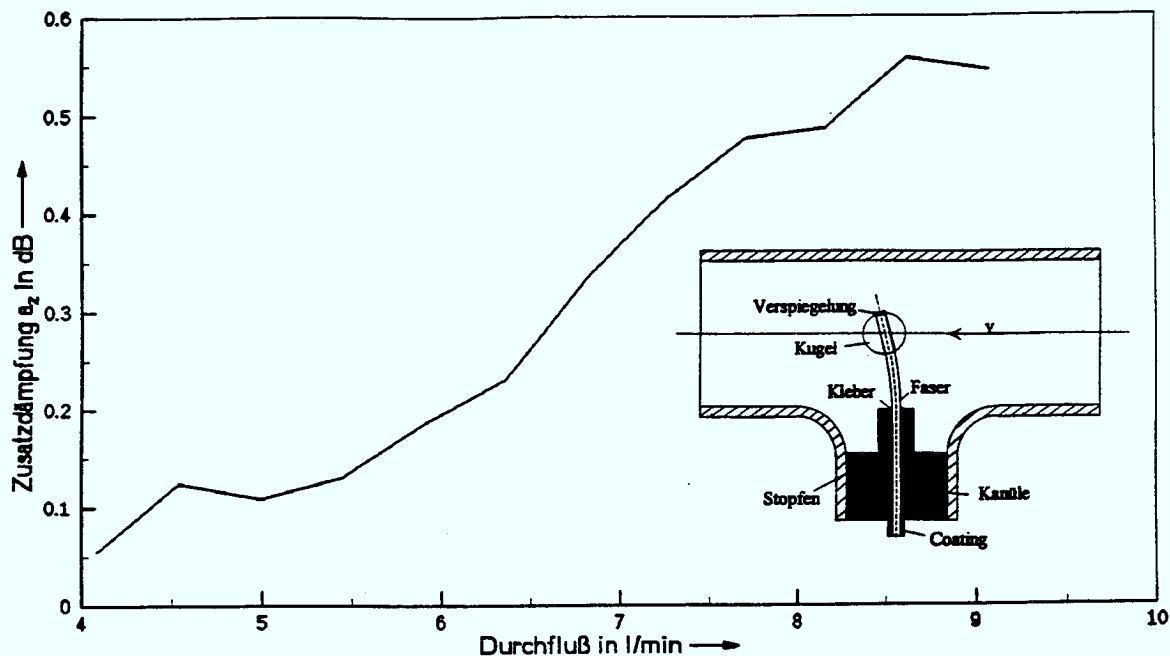


Abb. 6.6: Zusatzdämpfung des Multisensors DOBI in Abhängigkeit von der Strömung

Der gebaute Sensor zeigte seine Funktions- und Einsatzfähigkeit. Die Zuordnung der induzierten Dämpfungsänderung zur Meßgröße kann im vorliegenden Fall relativ einfach über ein spektralauflösendes Detektorsystem realisiert werden, da die Spektralbereiche der empfindlichen Wellenlängen weit voneinander entfernt liegen, was auch eine dritte Wellenlänge $\lambda_3 \approx 850 \text{ nm}$ zur Neutralisierung von Streckeneinflüssen erlaubt.

Ein derartiger, gleichzeitig Dosis und Strömung messender faseroptischer Multisensor ist u.a. zur Überwachung eventuell strahlenverseuchter flüssiger oder gasförmiger Medien in der Nukleartechnik einsetzbar.

Will man einen Multisensor zur gleichzeitigen Dosis- und Magnetfeldmessung bauen, so muß das Magnetfeld eine Biegung der bleidotierten Glasfaser bewirken. Abb. 6.7 zeigt die magnetfeldabhängige Zusatzdämpfung eines gebauten Labormusters DOBI "B".

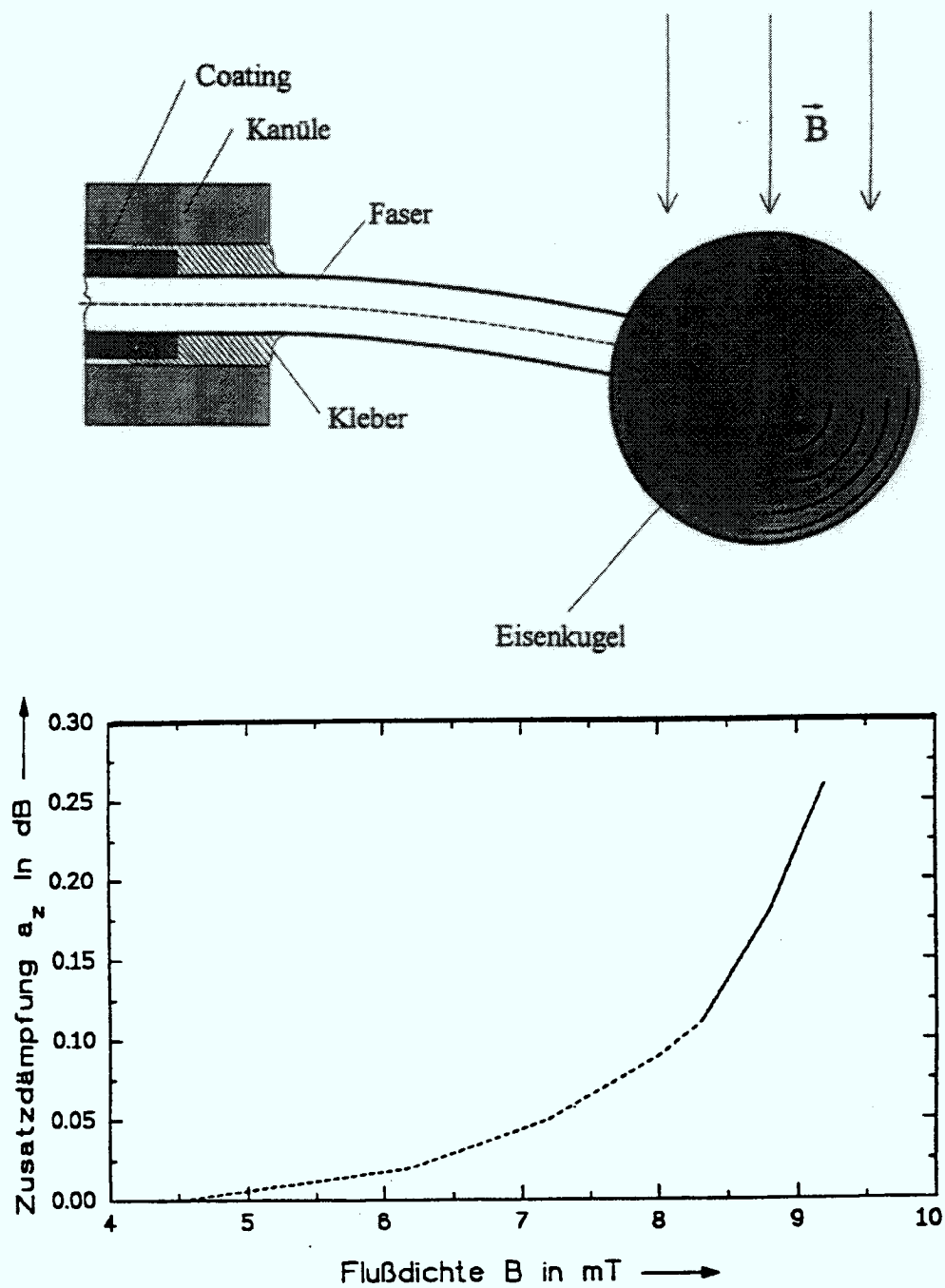


Abb. 6.7: Magnetfeldabhängige Zusatzdämpfung bei einem mit bleidotierter Glasfaser aufgebauten Sensor

ANHANG

A1 Verwendete Fachliteratur

Temperatur:

Brabender: Betriebsanleitung zum Klimaschrank. Typ KSE 125/40 H, Fabr.-Nr. 2263, 1980

Buddeck, E.: Grundriß der Biochemie. Berlin: Walter de Gruyter 1989

Hinsel, H., Brück, K., Raths, P.: Homocothermie organisms pp. 503 - 761. In: Temperature and Life: Berlin: Springer Verlag 1973.

Hoffmann, H., Heitmann, H.: GK2 Radiologie. Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft mbH 1986

Lissner, J.: Radiologie. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag 1980

NORM DIN 58 390 Teil 2: Umweltprüfung von optischen Geräten. Berlin: Beuth Verlag GmbH 1988

NORM DIN IEC 68: Grundlegende Umweltprüfverfahren. Berlin: Beuth Verlag GmbH 1980

NORM DIN VDE 0472 T233: Prüfung an Kabeln und isolierten Leitungen; Dämpfungsänderungen bei Temperaturwechselbeanspruchungen von Lichtwellenleiterkabeln. Berlin: Beuth Verlag März 1989

Schmidt, R. F., Theus, G.: Physiologie des Menschen, 23. Aufl.: Berlin: Springer Verlag 1987

Mechanik:

Böge, Alfred: Mechanik und Festigkeitslehre; 16. Aufl. Braunschweig: Frieder Vieweg & Sohn 1975

Holzmann, Meyer, Schumpich: Technische Mechanik Teil 3 Festigkeitslehre, 3. Auflage. Stuttgart: B. G. Teubner

IEE Proceeding-I Vol. 138, Nr.4. August 1991

Kaye & Laby: Tables of Physical and Chemical Constants, fifteenth Edition. 1986

Scholz, H.: Glas - Natur, Struktur und Eigenschaften; 2. Aufl. Springer Verlag 1977

SPIE Vol. 842 Fiber Optics Reliability

Wolf, Helmut: Spannungsoptik; 2. Aufl. Springer Verlag 1976

Feuchte:

DIN 13273 Teil 2-4: Katheter für den medizinischen Gebrauch

Dobrinski, Krakau, Vogel: Physik für Ingenieure. Stuttgart: Teubner-Verlag 1976

Grau, Freude: Optische Nachrichtentechnik. Berlin: Springer-Verlag 1991

Kawazuru et.al.: Dopant effect on transmission loss increase due to hydrogen permeation, Electronics Letters Vol.20, No.3. Feb.1984

Kersten: Optische Nachrichtentechnik. Berlin: Springer-Verlag 1983

Marcuse: Principles of optical fiber measurements. New York: Academic 1981

Miller, Chynoweth: Optical fiber telecommunications. New York: Academic Press 1979

Mochizuki et.al.: Behavior of hydrogen molecules adsorbed on silica in optical fibers, IEEE Journal of Quantum Electronics Vol.QE 20, No.7. July 1984

Scholze: Glas, Natur, Struktur und Eigenschaften. Berlin: Springer-Verlag Berlin 1988

Uesugi et.al.: Infrared optical loss increase for silica fibre in cable filled with water, Electronics Letters Vol.19, No.19. Sept.1983

Wright et.al.: Considerations for the lifetimes of submarine optical cables, SPIE Vol.1314 Fibre Optics. 1990

Strömung:

Baroncini, C., Cesini, G., Pierpaoli, P.: Velocity fields in axially heatd cylindrical cavities, Dantec-Information (Denmark) April 1989, 2-4

Heitmeier, R., Sichtung, T., Just, J.: Flow sensor for monitoring and measuring smallest volumina flow, Micro System Technologies 1991, 33-38

KFZ Karlsruhe Institut für Mikrostrukturtechnik: LIGA - Bewegliche Mikrostrukturen, 1992

Orlicek, A.F., Reuther, F.L.: Zur Technik der Mengen- und Durchflußmessung. München/Wien: R.Oldenbourg-Verlag 1971

Ruck, B., Durst, F.: Laser-Doppler-Anemometer auf der Basis von Gradientenfasern. Technisches Messen 6 (1983) 243-249

Schade, H., Kunz, E.: Strömungslehre. Berlin: Walter de Gruyter-Verlag 1980

Schöne, G.: Elektronischer Meßwandler zur Messung geringer Durchflußmengen von Gasen und Flüssigkeiten, Radio Fernsehen Elektronik 7 (1987) 463-464

Tanaka, T.; Benedek, G.B.: Measurement of the velocity of blood flow (in vivo) using a fiber optic catheter and optical mixing spectroscopy, *Applied Optics* 1 (1975) 189-196

Truckenbrodt, E.: *Strömungsmechanik*. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag 1968

Wuest, W.: *Strömungsmeßtechnik*. Braunschweig: Vieweg & Sohn 1969

A2 Erfolgte und geplante Veröffentlichungen

A2.1 Ergebnispräsentation auf Statusseminaren

Gerhard, E.; Erste Ergebnisse der Untersuchung von Querempfindlichkeiten bei Glasfaserdosimetern; 1. Statusseminar des BMFT-Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin; Stand der Forschung des Teilprojektes: Faseroptisches Dosimetersystem (FADOS)" in Jülich: 30.01.1992

Gerhard, E.; Mikrotechnische Multisensorik mit Glasfasern; 2. Statusseminar des BMFT-Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin; FADOS - Das faseroptische Dosimetersystem und seine Sensor-Querempfindlichkeiten" in Duisburg: 10.03.1993

Lorenz, T.; Untersuchungen zur thermodynamischen Belastung des Sensors; 2. Statusseminar des BMFT-Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin; FADOS - Das faseroptische Dosimetersystem und seine Sensor-Querempfindlichkeiten" in Duisburg: 10.03.1993

Götzen, R.; Mechanische Einflüsse auf das faseroptische Dosimetersystem; 2. Statusseminar des BMFT-Verbundprojektes "Glasfasersensorik in der Medizin; FADOS - Das faseroptische Dosimetersystem und seine Sensor-Querempfindlichkeiten" in Duisburg: 10.03.1993

A2.2 Veröffentlichungen auf Tagungen und Kongressen

Bueker, H., Haesing, F. W., Gerhard, E., Compensation of fading effects of radiation induced by multiple wavelenght measurements, *SPIE Vol. 1795 International Conference on Optical Fibre Sensors* in Boston: Sept. 1992

Bueker, H., Haesing, F. W., Gerhard, E., Physical properties and concepts for applications of attenuation-based fiber optic dosimeters for medical instrumentation, *SPIE Vol. 1648 Fibre Optic Medical and Fluorescent Sensors and Applications*: 1992/63

Gerhard, E., Sensorik im Wandel, 7. IAR Kolloquium: Klein, Mini, Mikro - Sensorik im Wandel in Duisburg: 16.11.1993, ISBN 0947-0727

Lorenz, T., Faseroptische Temperatursensoren mit flüssigen Kristallen, 7. IAR Kolloquium: Klein, Mini, Mikro - Sensorik im Wandel in Duisburg: 16.11.1993, ISBN 0947-0727

Gerhard, E., Lorenz, T., Flüssigkristalle in der faseroptischen Meßtechnik; *Werkstofftag '94/Leichtbaustrukturen und leichte Bauteile*; Duisburg 9./19. März 1994. VDI-Berichte; 1080. Düsseldorf: VDI-Verlag, 1994

A2.3 Veröffentlichungen in Zeitschriften

Gerhard, E., Mikrosysteme methodisch entwickeln?, F & M 101 (1993) 6, München: Carl Hanser Verlag 1993

Gerhard, E., Mikrotechnische Multisensorik mit Glasfasern, F & M 102 (1994) 1-2. München: Carl Hanser Verlag 1994

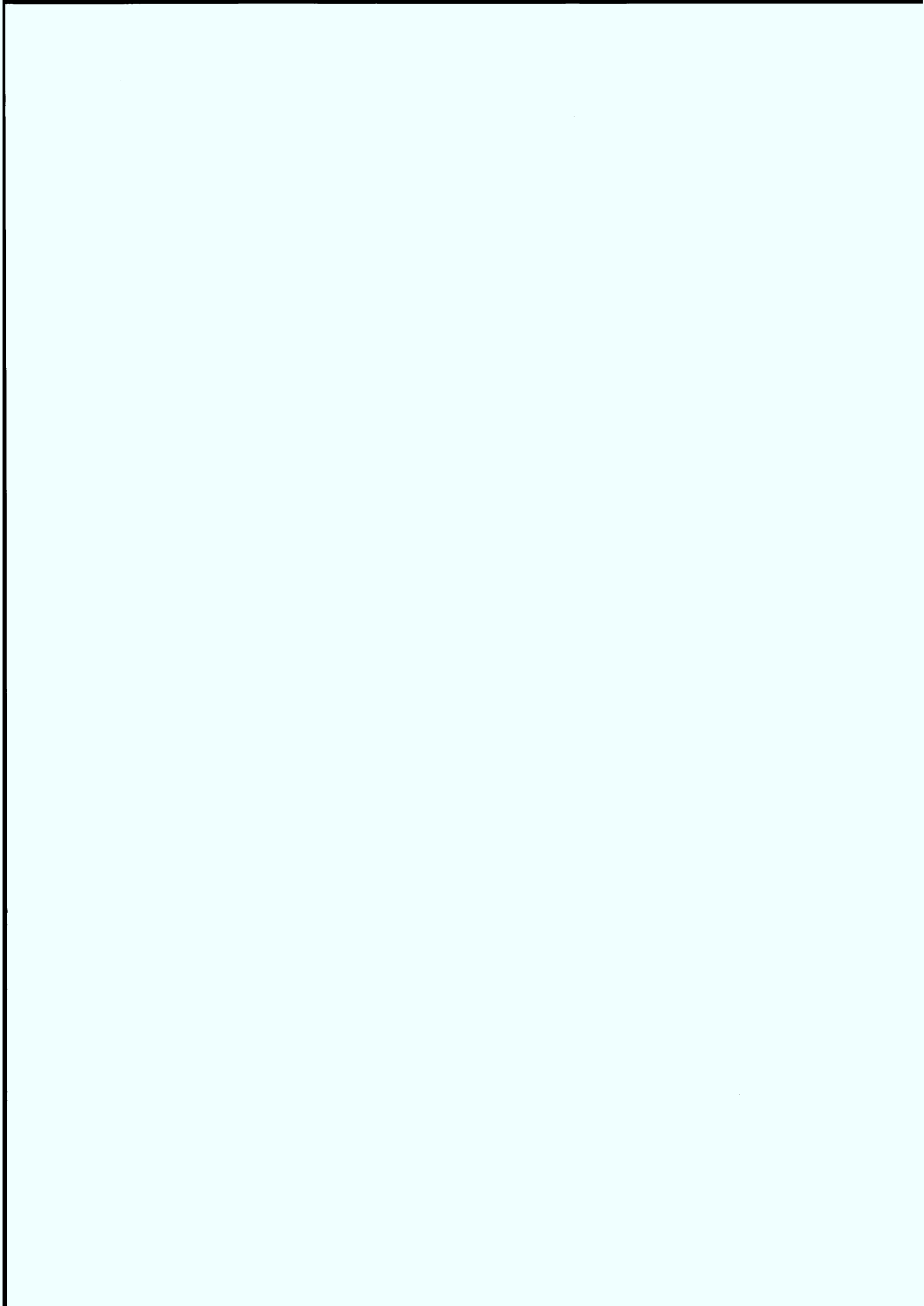
Gerhard, E.; Faseroptische Sensoren in der Medizintechnik; Kurzstudie des VDI/VDE Technologiezentrum Informationstechnik GmbH; Reihe: Innovationen in der Mikrosystemtechnik, Bd. 22, Teltow: Feb. 1995

Gerhard, E., Lorenz T., Querempfindlichkeiten in der Glasfasersensorik, F & M 104 (1996) 6 München: Carl Hanser Verlag 1993

A2.4 In Arbeit befindliche und geplante Veröffentlichungen

Gerhard, E., Lorenz, T.; Prüfstandards für faseroptische Sensoren; F & M 1996

Gerhard, E., Viga, R.; Auswirkungen mechanischer Belastungseinflüsse auf Glasfaserkomponenten; in Vorbereitung



Vygon GmbH & CO KG

IV. Katheterentwicklung und Assemblierung

Autoren: Dr. R. Heiliger
Dipl.-Ing. R. Quentin

Inhalt

1.	Kathetermaterial	227
1.1	Evaluation der Kathetermaterialien	227
1.2	Auswahl des Kathetermaterials	227
1.3	Optimierung des Kathetermaterials	229
2.	Extrusionslinie	230
2.1	Konfiguration der Komponenten	230
2.1.1	Hauptextruder	230
2.1.2	Nebenextruder	230
2.1.3	Trockenlufttrockner	231
2.1.4	Extrusionswerkzeug	231
2.1.5	Kühlbad mit Vakuumkalibrierung	231
2.1.6	Durchmessermeßgerät	231
2.1.7	Bandabzug	232
2.1.8	Schneideinrichtung	232
2.1.9	Ablageband	232
2.1.10	Wickler	232
2.1.11	Prozeßregelung	233
2.2	Inbetriebnahme der Extrusionslinie	234
3.	Katheter	236
3.1	Konzeption	236
3.2	Aufbau und Verbindungstechnik	236
3.3	Musterbau	240
3.4	MedGV-Zulassung des FADOS-Systems	241
4.	Evaluationstests	243
4.1	Planung	243
4.2	Tierversuche	243

1. Kathetermaterial

1.1 Evaluation der Kathetermaterialien

Die Anforderungen an das Kathetermaterial für das FADOS-System sind vielschichtig. Aufgrund der Anwendung in vivo muß die Biokompatibilität des Granulats gewährleistet sein. Der Begriff der Biokompatibilität beinhaltet, daß es beim Einsatz des Materials im Körper zu keinen Gewebeerirritationen kommt. Auf der anderen Seite existieren Anforderungen an die mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Materials. Diese Eigenschaften sind Festigkeit, Knickstabilität, Flexibilität, Röntgenkontrastfähigkeit, Sterilisierbarkeit und das Temperaturverhalten. Die mechanischen Eigenschaften sind im wesentlichen abhängig von den Schlauchabmaßen und müssen nach der Definition der Schlauchgeometrie und der anschließenden Musterextrusion im Laborversuch ermittelt werden.

Die in Abbildung 1.1 dargestellte Tabelle gibt einen Überblick über die für Medical Produkte eingesetzten Materialien. Aufgrund der physikalischen Eigenschaften und der Biokompatibilität wird der Einsatz von Polyurethan und Silikonkautschuk favorisiert.

1.2 Auswahl des Kathetermaterials

Das geeignete Kathetermaterial des faseroptischen Dosimeters ist aufgrund der bisherigen Ergebnisse und des erfolgreichen Einsatzes für Katheteranwendungen ein thermoplastisches Polyurethan (TPU). Die bis zu diesem Zeitpunkt verwendeten Katheter aus TPU zeigen sowohl ein gutes Eigenschaftsprofil in Bezug auf die mechanischen Kennwerte, als auch eine gute Biokompatibilität des Materials. Bei den medizinisch zugelassenen Polyurethanen gibt es zwei Polymerfamilien, die sich durch ihren molekularen Aufbau unterscheiden.

Eine Klasse sind die aromatischen Polyurethane, diese Bezeichnung leitet sich aus dem diisocyanatischen Baustein der Polyurethane ab, der in diesem Falle ein Aromat ist. Die andere Klasse sind die aliphatischen Polyurethane, auch hier ist es wieder das aliphatische Diisocyanat, das dieser Gruppe den Namen gibt. Bei dieser Gruppe ist die "Thermosensibilität" des Materials noch ausgeprägter. Der Begriff Thermosensibilität beschreibt die Eigenschaft des Kunststoffes, auf die Körperwärme zu reagieren. Mit Erreichen der Körpertemperatur wird der Katheter deutlich flexibler, und die Gefahr der Traumatisierung wird entscheidend reduziert.

Aus diesem Material ist ein Versuchskatheter gefertigt worden, der die genannten Eigenschaften aufweist. Darüber hinaus ist dieser Schlauch röntgenkontrastfähig. Die Forderung nach einer Darstellbarkeit mittels Röntgenstrahlen besteht bei allen in den Körper einzubringenden Kathetern oder Kanülen und wurde mit der ersten Versuchsserie realisiert. Die Kontrastfähigkeit ist mit Hilfe eines Werkzeugprototyps (siehe Kap. 2.1.4 Extrusionswerkzeug) hergestellt worden; dabei werden röntgenkontrastgebende Materialien in Form von Streifen in das Schlauchmaterial eingebettet. Dieses Granulat kann auf einem konventionellen Extruder verarbeitet werden. Bei dem Katheter sind 4 Kontraststreifen auf den Umfang verteilt worden. Das transparente Material wird dabei vom Hauptextruder geliefert, das röntgenkontrastfähige Material wird durch den Nebextruder plastifiziert und im Werkzeug in den Katheterquerschnitt eingebracht. Bei diesem Prozeß wird eine vollständige Ummantelung der Streifen angestrebt und erreicht. Dieser Katheter wird für eine erste Prototypfertigung verwendet.

Das für den Prototyp verwendete thermoplastische Polyurethan (TPU) wird standardmäßig Bio-kompatibilitätsuntersuchungen unterworfen. Diese Untersuchung umfaßt sowohl die chemische Analyse des zugelieferten Granulats, als auch die chemische und physikalische Beurteilung des extrudierten Schlauchs. Die chemische Analyse folgt den Vorschriften der DIN 13273. Hierbei wird das Granulat nach Bestimmung der Probenoberfläche bei 37 °C über 24 Stunden in 200 ml destilliertem Wasser gelagert. Dabei werden alle löslichen Substanzen an die Flüssigkeit abgegeben. Die weiteren Untersuchungen analysieren die chemischen Eigenschaften der so gewonnenen Lösung. Die Untersuchung umfaßt bei den Granulaten folgende Einzelanalysen:

- Aussehen
- UV-Spektrum
- Red. Bestandteile
- Verschiebung des pH-Werts
- IR-Spektrum
- DSC
- Schwermetalle
- Ammonium
- Chlorid

Ein Prüfprotokoll der chemisch-physikalischen Prüfung ist in Abbildung 1.2 dargestellt. Unter dem Analysepunkt "Aussehen" wird eine optische Kontrolle des Granulats vorgenommen, eventuelle makroskopische Verunreinigungen werden erkannt und gegebenenfalls weiter untersucht. Das UV-Spektrum liefert die maximale Extinktion, hierbei liegt der Grenzwert bei 0,2. Die reduzierenden Bestandteile haben einen Grenzwert von 1. Die Verschiebung des pH-Werts wird mit den bisher gelieferten Chargen verglichen, zu große Abweichungen von den bisher ermittelten Daten führen zu weitergehenden Untersuchungen. Das Infrarotspektrum und die DSC-Analyse dürfen keine gravierenden Abweichungen von den bisherigen Prüfplots zeigen. Zur Bestimmung von Schwermetall-, Ammonium- und Chloridionen wird eine Vergleichslösung mit der Maximalkonzentration der Ionen hergestellt, die Einfärbung dieser Vergleichslösung wird mit der Einfärbung der Prüflösung verglichen. Die Sonderprüfung des dargestellten Beispiels betrifft den Feuchtegehalt des Granulats, hierbei wird der Feuchtegehalt nach der Methode von Karl Fischer bestimmt. Bei den stark hygroskopischen Polyurethanen bietet dieser Wert einen Anhaltspunkt für die notwendige Trockenzeit des Granulats. Zur Chargenrückverfolgung ist auf den Prüfprotokollen für Granulate die Chargenbezeichnung des Herstellers aufgeführt. Erst nach der Freigabe des Materials kann eine Weiterverarbeitung zu Halbzeugen oder Produkten erfolgen.

Die chemisch-physikalische Prüfung der aus dem Ursprungsgranulat extrudierten Schläuche, in Abbildung 1.3 dargestellt, erfolgt ähnlich der Prüfung für Granulate. Die Oberfläche des Schlauchs wird bestimmt, und der Prüfling in destilliertem Wasser bei 37 °C über 24 Stunden gelagert. Die Lösung wird den gleichen chemischen Prüfungen unterzogen, zusätzlich wird eine Zugprüfung des Katheterschlauchs durchgeführt. Bei dieser Zugprüfung wird ein Schlauch bei konstanter Dehngeschwindigkeit bis zur Reißgrenze belastet. Der bei Reißdehnung ermittelte Kraftwert wird festgehalten. Ein Teil der Schlauchmuster aus der zu prüfenden Charge wird gealtert, diese Alterung besteht in einer Lagerung des Schlauches über 7 Tage in einer 70 °C heißen Kochsalzlösung. Im Anschluß wird auch an diesen Prüfmustern ein Zugversuch durchgeführt. Die dabei gemessenen Reißkräfte werden mit den Reißkräften der nicht gealterten Proben verglichen, dabei darf der Kraftverlust 10 % des Ursprungswerts nicht überschreiten.

Die Prüfung der Schläuche umfaßt zudem eine dynamische Prüfung, bei der der Schlauch 100 mal gebogen wird, in einer visuellen Prüfung wird der Schlauch danach auf Knick- oder Bruchstellen geprüft. Die Weiterverarbeitung des Schlauchs setzt auch hier die Freigabe durch die Qualitätssicherung voraus. Durch dieses Zusammenwirken von Produktion und Qualitätssicherung ist die hohe Qualität des FADOS Produkts gewährleistet. Anhand der beschriebenen chemisch-physikalischen Untersuchungen und aufgrund der Angaben des Granulatherstellers ist die Biokompatibilität des Polyurethanes sichergestellt.

1.3 Optimierung des Kathetermaterials

Der bis 1993 konzipierte und realisierte Katheteraufbau sah vor, daß ein transparenter Katheter aus Thermoplastischem Polyurethan (TPU) mit 4 Kontraststreifen extrudiert wird. In den vom Projektpartner KFA durchgeführten Versuchsreihen zeigte sich, daß durch das natürliche Sonnenlicht eine Beeinflussung des FADOS-Systems nicht ausgeschlossen werden kann. Aus diesem Grunde sollen die Glasfasern von der direkten Einstrahlung abgeschirmt werden. Eine nachträgliche Ummantelung des Glasfasermaterials über das vorhandene Fasercoating hinaus ist nicht realisierbar, da der Außendurchmesser der Faser durch diese Ummantelung drastisch erhöht würde. Zur Lösung dieses Problems wird ein neues Schlauchmaterial spezifiziert, das diese Lichtschutzfunktion erfüllt.

Die Einfärbung des Katheters wird zum einen durch die Zugabe von blauem Farbgranulat ermöglicht. Zur homogenen Einmischung des Farbgranulats muß ein angepaßtes Schneckendesign der Extrusionsschnecke vorliegen, da es sonst sowohl zu farblichen als auch physikalischen Inhomogenitäten kommt. Die Homogenität wird durch Rückstromschnecken oder Maillefer Mischteile erreicht. Zum anderen wird die Lichtschutzfunktion durch den Einsatz eines speziellen Granulatcompounds erfüllt. Die Lichtschutzfunktion und die Forderung, daß die Lage des Katheters röntgenologisch kontrolliert werden kann, wird durch ein TPU-Material mit einem 40 %igen Bariumsulfatanteil erfüllt. Dieser hohe Füllgrad bietet die röntgenologische Lagekontrolle und der Einfluß des Sonnenlichts auf den Sensor wird reduziert, ohne daß die Strahlenmessung bei der Therapie beeinflusst wird.

Die Extrusion eines Materials mit einem Füllgrad von 40 Prozent stellt besondere Ansprüche an das Extrusionswerkzeug, es muß ein homogener Materialfluß im Werkzeug herrschen. Dies erfordert eine optimierte strömungstechnische Auslegung ohne Totraumvolumina, da es an diesen Stellen sonst zu Materialüberhitzung und Materialabbau kommen könnte.

Die Implantierbarkeit des FADOS-Systems wird berücksichtigt, für diese Extrusion wird ein Material mit einer Shore Härte von 93 A verwendet. Die bisherigen Versuche wurden mit einem Material mit 100 Shore A durchgeführt. Die Reduzierung der Shorehärte ist mit einer Aufstockung der realisierbaren Toleranzen verbunden, aufgrund der technischen Möglichkeiten der im Rahmen dieses Projektes aufgebauten Extrusionsanlage kann das Toleranzfeld des härteren Schlauchs übernommen werden.

Der Katheterschlauch und die Zuleitung sind über die Biokompatibilitätsprüfungen des Granulatherstellers hinaus der detaillierten physikalischen und chemischen Untersuchung unterzogen worden. Die Abbildung 1.4 zeigt das Kraft-Weg Diagramm für den Katheterschlauch, aus dem hervorgeht, daß der extrudierte Katheter den Anforderungen an einen medizinischen Artikel entspricht.

2. Extrusionslinie

2.1 Konfiguration der Komponenten

Die in der Evaluationsphase erarbeitete Extrusionslinienkonstellation berücksichtigt folgende, in Abbildung 2.1 dargestellte, Linienkomponenten:

- Hauptextruder
- Nebenextruder
- Trockenlufttrockner
- Extrusionswerkzeug
- Kühlbad mit Vakuumkalibrierung
- Durchmessermeßgerät
- Bandabzug
- Schneideinrichtung
- Ablageband mit Sammelwanne
- Wickler
- Prozeßregelung

Diese ausgewählten Anlagenbauteile werden im weiteren vorgestellt.

2.1.1 Hauptextruder

Der Hauptextruder hat die Aufgabe, das Kunststoffgranulat in eine homogene Schmelze umzuwandeln, und die Schmelze zur Formgebung durch das Extrusionswerkzeug zu pressen. Unter Vernachlässigung der Regeleinheit, die im Kapitel 2.1.10 behandelt wird, kann die Funktionseinheit "Extruder" folgendermaßen beschrieben werden:

Das hauptsächlichste Bauelement des Extruders ist eine Schnecke, genauer eine Welle mit einem oder mehreren wendelförmigen Stegen, deren Länge ein Vielfaches (hier 28*D) ihres Durchmessers beträgt. Diese Welle dreht sich in einem über 3 Temperaturzonen beheizten Zylinder. Die Schnecke wird von einem Gleichstrom-Nebenschlußmotor mit 4-Quadranten-Regelung angetrieben. Am antriebsseitigen Ende befindet sich die Einzugsöffnung des Extruders, hier wird das Granulat durch die rotierende Schnecke erfaßt und in Richtung Düsenwerkzeug gefördert. Unter dem thermischen Einfluß der beheizten Zylinderwand und aufgrund der aus innerer Reibung resultierenden Scherwärme erhitzt sich das Granulat, wird plastifiziert, durch Mischteile (Maillefer-Prinzip) homogenisiert und durch den sich in der Schnecke aufbauenden Förderdruck durch das formgebende Werkzeug gedrückt.

2.1.2 Nebenextruder

Der Nebenextruder weist prinzipiell den gleichen Aufbau und die gleichen Funktionen wie der Hauptextruder auf. Die Dimension des Schnecken- bzw. Zylinderdurchmessers ist mit 28 mm geringer gewählt, da für den Anwendungsfall "Einbetten von Kontraststreifen" geringere Förderleistungen erforderlich sind.

2.1.3 Trockenlufttrockner

Eine hinreichende Vortrocknung ist bei der Verarbeitung der hygroskopischen Polyurethane von wesentlicher Bedeutung für den Extrusionsprozeß. Hierbei müssen für die Trocknung Taupunkte von -20°C über ein entsprechendes Trocknungsaggregat realisiert werden. Bei diesem Trocknungsprozeß wird das Granulat mit der trockenen vorgewärmten Luft durchspült und ein Gleichgewichtszustand zwischen trockener Luft und feuchtem Granulat erzielt. Eine ständige Regeneration der Trockenluft gewährt einen kontinuierlichen Prozeß, damit Feuchtegehalte des Granulats $< 0,03\%$ relative Feuchte erzielt werden.

2.1.4 Extrusionswerkzeug

Für die Fertigung des FADOS Katheterschlauchs ist ein "In-Line" Extrusionswerkzeug oder Dornhalterwerkzeug, wie in Abbildung 2.2 oben dargestellt, vorgesehen, d.h. die Schmelze des Hauptextruders durchströmt das Werkzeug in einer Linie mit den Nachfolgeeinrichtungen der Extrusionslinie. Dieses Konzept leitet sich aus dem bisherigen Aufbau der Extrusionswerkzeuge ab, wobei sowohl im Umfeld des Werkzeugs, als auch in der strömungstechnischen Auslegung des Werkzeugs, Optimierungen realisiert werden. Im einzelnen sind dabei folgende Änderungen von Bedeutung:

- Das Werkzeugkonzept erlaubt die Überwachung der Schmelztemperatur. Eine Abweichung vom Sollwert führt zu einer veränderten Schmelzeviskosität und damit zu Dimensionsabweichungen im Produkt.
- Einen weiteren entscheidenden Parameter zur Beurteilung der Schmelzequalität liefert der Schmelzedruck, der am Meßpunkt im Werkzeug anliegt. Der Verlauf ist in Abbildung 2.2 unten dargestellt. Der Wert wird zur Regelung des Gesamtprozesses herangezogen. Das Regelungskonzept wird gesondert im Kapitel 2.1.11 (Prozeßregelung) besprochen.
- Die strömungstechnische Optimierung umfaßt insbesondere die schmelzschonende und damit schmelzabbauverhindernde Zuführung des Kontrastmittels für die vier in der Schlauchwandung verteilt liegenden Kontraststreifen.

2.1.5 Kühlbad mit Vakuumkalibrierung

Im Kühlbad wird die aus dem Werkzeug kommende Schmelze abgekühlt, formfest und transportabel gemacht. Das Wasserbad besteht in diesem Fall aus zwei ca. 3 m langen Wannen. Das erste Wasserbad enthält zusätzlich Kalibrierblenden und ein Vakuumaggregat, um den noch weichen Schlauch in der Formtoleranz halten zu können.

2.1.6 Durchmessermeßgerät

Die Realisierung der maßgeblichen Katheterdimensionen, Innendurchmesser und Außendurchmesser, sowie die maßliche Prüfung während des Prozesses, ist beim Extrusionsprozeß nur sehr schwer sicher zu stellen. Aufgrund der Tatsache, daß beide Größen, Außen- und Innendurchmesser, über die Wandstärke des Katheters verknüpft sind, und die Änderung eines Durch-

messers eine gleichartige Änderung des anderen Durchmessers bewirkt, beschränkt man sich auf die Kontrolle des Außendurchmessers des Katheters. Realisiert wird diese Messung mit einem Lasermesssystem.

In zwei senkrecht zueinander stehenden Achsen wird der Durchmesser über Laserlichtfelder auf 1 µm genau erfaßt und der Prozeßregelung als Regelgröße zugeführt.

2.1.7 Bandabzug

Mittels des Bandabzugs wird der Katheterschlauch aus dem Werkzeug heraus und durch die Nachfolgeeinrichtungen gezogen. Eine Erhöhung der Abzugsgeschwindigkeit verringert den Durchmesser des Schlauchs, eine Reduktion dieser Geschwindigkeit bewirkt eine Erhöhung des Katheterdurchmessers. Das der Gesamtanlage zugrunde liegende Regelungskonzept sieht eine konstante Abzugsgeschwindigkeit vor, die durch tachometrische Kontrolle weniger als 0,01 % vom Sollwert abweicht.

2.1.8 Schneideinrichtung

Die Schneideinrichtung muß höchste Anforderungen an die Schnittqualität erfüllen. Der Schnitt muß vollkommen glatt und faserfrei ausgeführt werden. Diese Forderung wird durch das Rotationsschneiden erfüllt. Dabei rotiert das Messer mit hoher Geschwindigkeit in einem Kreisbogen. Die Schneideinrichtung ist speziell für die Fertigung von medizinischen Schläuchen ausgerüstet. Schneidbuchsen, extra dünne Messer etc. sind aus rostfreiem Stahl gefertigt.

2.1.9 Ablageband

Die Weiterbehandlung des geschnittenen Katheterschlauchs erfordert ein Transportband, das den Katheter präzise und reproduzierbar von der Schneideinrichtung abnimmt und in einem speziellen Behältnis sammelt. Diese Aufgabe wird durch eine Kombination aus Transportband und Auffangwannen erfüllt. Eine parallel laufende Düsenreihe bläst die Katheter durch einen impulsartigen Luftstoß in eine der Auffangwannen, wo sie vom Bedienpersonal entnommen werden können.

2.1.10 Wickler

Der Wickler ist eine Linienkomponente zum Sammeln von Schlauchqualitäten, die nicht geschnitten werden können. Hierzu gehören insbesondere extrem weiche Qualitäten, die unmittelbar nach der Extrusion noch so weich und klebrig sind, daß die Verwendung einer Schneideinrichtung nicht möglich ist. Um die nach der Extrusion freiwerdenden inneren Spannungen möglichst minimal zu halten, ist das zugkraftfreie Aufwickeln des Katheters unabdingbar. Diese zugkraftfreie Wicklung ist beim vorhandenen Wickler folgendermaßen umgesetzt worden:

Der Wickler arbeitet mit einer Wickelgeschwindigkeit, die manuell an die stationäre Abzugsgeschwindigkeit angepaßt wird, bzw. minimal unter der Abzugsgeschwindigkeit liegt. Dadurch baut sich vor dem Wickler ein Durchhang auf, der bei Erreichen einer knapp über dem Boden

befindlichen Lichtschranke den Lichtstrahl unterbricht. Das entsprechende Signal wird an die Wicklersteuerung weitergegeben, die dann impulsartig die Wickelgeschwindigkeit erhöht. Dadurch wird der Durchhang abgearbeitet und kann nach Umschalten auf die ursprüngliche Wickelgeschwindigkeit wieder neu aufgebaut werden. Während des gesamten Prozesses muß ein minimaler Durchhang des Katheterschlauchs erhalten bleiben.

2.1.11 Prozeßregelung

Die Prozeßregelung wird gemeinsam mit den Extrudern geliefert und ist bereits weitgehend an die speziellen Gegebenheiten der Katheterextrusion angepaßt. Dabei werden die für die Extrusion maßgeblichen Parameter auf dem Bildschirm visualisiert und zur Dokumentation des Fertigungsprozesses gespeichert. Zu diesen maßgeblichen Größen gehören:

- Liniengeschwindigkeit
- Stützluftdruck
- Schmelztemperatur
 - i) Hauptextruder
 - ii) Nebenextruder

Folgende Größen müssen darüber hinaus geregelt werden:

- Zylindertemperaturen
 - i) Hauptextruder
 - ii) Nebenextruder
- Schmelzedruck
- Schneckendrehzahl
 - i) Hauptextruder
 - ii) Nebenextruder

Die Parameter Schmelzedruck und Schneckendrehzahl des Hauptextruders sind in die Regelung des primären Parameters eingebunden. Dieser für die Qualitätsbewertung ausschlaggebende Parameter ist der Außendurchmesser des Schlauchs. Der Regelkreis, der die Konstanz des Katheterdurchmessers gewährleisten soll, sieht wie folgt aus: Nach dem Einfahren der Anlage mißt das Durchmessermeßgerät den Katheterdurchmesser und vergleicht den Wert mit dem eingestellten Sollwert. Bei zu großem Schlauch wird der Sollwert des Schmelzedrucks verkleinert, bei zu kleinem Schlauchdurchmesser wird der Sollwert des Schmelzedrucks vergrößert. Diese Regelungsart ist beispielhaft in Abbildung 2.3 erläutert. Das Durchmessermeßgerät erkennt eine Abweichung des Solldurchmessers nach oben und gibt dieses Signal an die Regelung weiter. Die Regelung korrigiert daraufhin den Sollwert des Massedrucks anhand der vorgegebenen Regelparameter und gibt diesen Wert an den zweiten Regelkreis weiter. Der zweite Regelkreis übernimmt den Sollwert und korrigiert mit Hilfe eines eigenen Regelparametersatzes die Schneckendrehzahl des Extruders. Dabei wird ein höherer Schmelzedruck über eine erhöhte Schneckendrehzahl erreicht, ein Absinken des Schmelzedrucks über eine entsprechend geringere Drehzahl. Dieser Regelkreis hat, solange kein neuer Vorgabewert aus dem Durchmessermeßsignal abgeleitet wird, die Aufgabe, den Massedruck vollkommen konstant zu halten. Aufgrund der schnellen Sensorik der Meßfühler und der hohen Rechengeschwindigkeit der Prozessor-Regelung ist es möglich, eine Störung des Massedrucks innerhalb eines Sekundenbruchteils zu korrigieren.

2.2 Inbetriebnahme der Extrusionslinie

Durch die Aufstellung der Extrusionslinie in den Produktionsräumen wurde ein Umbau der gesamten Extrusionsabteilung notwendig. Der Umbau mußte unter minimaler Verzögerung der Produktion laufen, so daß hier ein hoher Planungsaufwand nötig wurde. Nach der Aufstellung aller Linienkomponenten ergab sich das in Abbildung 2.4 dargestellte Bild. Der Hauptextruder steht in Linie mit den Nachfolgeeinrichtungen Kühlbad, Abzug, Schneideinrichtung und Wickler. Der Nebenextruder steht im 90° Winkel zum Hauptextruder, in diesem Bereich hat die Anlage ihre maximale seitliche Ausdehnung. Im Anschluß an den Nebenextruder sind hinter dem Kühlbad die Regelschränke angeordnet. Der Bildschirm zur Überwachung der Extrusionsanlage ist in der Mitte des sich aus Haupt- und Nebenextruder bildenden L's positioniert. Die Bedieneinrichtung ist an einem Hebelarm angebracht, das Bedienerfeld kann, insbesondere während des Einrichtvorganges, über das Extrusionswerkzeug geschwenkt werden, um eine direkte Manipulation zu ermöglichen.

Die Überwachung und die Eingriffe in den Betrieb der Anlage erfolgen über die Bildschirm-einheit. Die Bedienung der Anlage unterscheidet den manuellen und automatischen Betrieb. Im manuellen Betrieb kann direkt auf alle Parameter der Anlagenbauteile zugegriffen werden, d.h. die Einstellwerte für Extruderdrehzahlen und Abzugsgeschwindigkeit können über die Bedientasten verändert werden.

Im automatischen Betrieb wird der Regelkreis zur Durchmesserregulierung geschlossen, der Sollwert des Katheteraußendurchmessers ist vorgegeben und gibt seinerseits den Sollwert für die Massedruckregelung vor.

Der Massedruck ist abhängig von der Extruderdrehzahl und der Viskosität der Polymerschmelze. Die Schmelzeviskosität ist Temperatur- und schergeschwindigkeitsabhängig, daher kann die Größe Viskosität nur mittelbar beeinflusst werden. Aus diesem Grunde erfolgt die Regelung des Massedrucks über die Extruderdrehzahl.

Die Steuerung der Extrusionsanlage erfolgt auf dem Bildschirm über Menüs, d. h. der Bediener wählt mit Hilfe des Bedienpults einen Punkt aus, z. B. Temperaturmanipulation und kann in der entsprechenden Bildschirmseite die Solltemperaturen der Anlage variieren.

Eine weitere Bildschirmseite ermöglicht den Aufruf von sogenannten Rezepten, hier ist es möglich, die Maschineneinstelldaten für ein zuvor gefahrenes Produkt aufzurufen oder zu speichern. Durch diese Option bleiben die Daten zur Fertigung des Produktes direkt in der Maschine erhalten, durch Übernahme des Rezepts in den aktuellen Maschinenzustand wird die Maschine sofort für dieses Produkt eingerichtet, eine Fehlbedienung in Form eines falschen Temperatursollwerts ist dadurch nicht möglich. Das Anfahren des Produkts beinhaltet das Durchführen des Schlauchs durch die Nachfolgeeinrichtungen Kühlbad, Durchmessermeßgerät und das Einführen des Schlauchs in die Abzugseinrichtung. Bei diesem Anfahrvorgang ist die Anlagengeschwindigkeit reduziert, um ein sicheres Einrichten ohne gravierenden Materialverlust zu ermöglichen. Im Gegensatz zu anderen Extrusionsanlagen, die nach dem Anfahrvorgang auf Produktionsgeschwindigkeit hochgefahren werden, erfolgt bei dieser Anlage die Feinabstimmung des Schlauchaußendurchmessers bei der reduzierten Anfahrgeschwindigkeit. Erst nach der Feinabstimmung erfolgt auf Knopfdruck das Hochfahren auf die normale Produktionsgeschwindigkeit. Beim Hochfahren wird der Schlauch schon in den vorgegeben Toleranzen produziert. Aus dieser Konzeption ergeben sich zwei Vorteile. Aufgrund der geringen Anlagengeschwindigkeit während

der Feinabstimmung des Produkts wird weniger Ausschuß gefahren als bei einer hohen Anlagengeschwindigkeit. Sobald der Schlauchdurchmesser durch die Anlage gefunden worden ist, wird auch während des Hochfahrens auf Produktionsgeschwindigkeit qualitativ hochwertiger, in den Toleranzen liegender Schlauch produziert.

Während der Produktion werden die Anlagenzustände kontinuierlich überwacht und auf dem Bildschirm visualisiert. Dazu gehören insbesondere die Anzeige von Soll- und Isttemperaturen, die Anzeige der Extruderdrehzahl, des Massedrucks und der Abzugsgeschwindigkeit. Über die Anzeige hinaus wird der Schlauchdurchmesser überwacht, die Werte werden gesammelt und online in einer Statistik verarbeitet. Einen Ausschnitt dieser Statistik zeigt die Abbildung 2.5. Die Abbildung zeigt zwei Diagramme, ein Diagramm für die X-Achse des Laser-Messgerätes und ein Diagramm für die Y-Achse. Die Achsen ergeben sich aus der Meßtechnik des Gerätes, das den Schlauchdurchmesser in zwei Ebenen, X und Y, ermittelt. Die Diagramme zeigen eine Häufigkeitsverteilung. Der Sollwert des Schlauchdurchmessers ist auf der linken Seite abgebildet, zusätzlich wird die Toleranz um den Sollwert dargestellt. Die X-Achse gibt die statistisch berechnete Häufigkeit an, mit der ein Schlauch des jeweiligen Durchmessers zu finden ist. Durch die Stapelung dieser Werte ergibt sich Verteilungskurve des Durchmessers über die gesamte Produktion hinweg. Die statistische Überwachung macht zusammen mit der Massedruckregelung die hohe Qualität der Anlage aus, die zur Produktion des FADOS Kathetersystem notwendig ist.

3. Katheter

3.1 Konzeption

Der vom Projektpartner KFA realisierte Sensor besteht aus der Bleiglasfaser, die den eigentlichen Sensor darstellt, und den Übertragungsfasern. Eine der zwei Übertragungsfasern hat die Funktion, das Licht in den Sensor einzuleiten, die andere Faser überträgt die aus dem Sensor tretende, gedämpfte Lichtmenge. Die Konnektionstelle, an der die Übertragungsfasern mit der Bleiglasfaser zusammenkommen, wird in einer Metallkapillare mit einem Außendurchmesser von 800 µm realisiert. Dieser Durchmesser ist die maßgebliche Dimension an die ein Katheterschlauch angepaßt werden muß. Das Minimum des Innendurchmessers muß so bemessen sein, daß die Konnektionshülse noch im Schlauch montiert werden kann. Zum Schutz des Sensors und, um die durch die Kontamination des Sensors gegebene Infektionsgefahr für den Patienten zu minimieren, ist es notwendig, den Katheter am distalen Ende zu verschließen. Der Verschluß muß so ausgeführt werden, daß ein atraumatisches Applizieren des Katheters gewährleistet ist. Der Verschluß wird mit der Godet-Technik durchgeführt. Dabei wird das distale Ende des Katheters in einer Edelhülse erhitzt, die Temperatur liegt oberhalb des Materialschmelzpunktes. Unter Druck wird das Katheterende zu einem verrundeten Verschluß zusammengeschweißt, diese Verschweißung verschließt das distale Ende gasdicht. Der Sensor wird über das proximale Ende in den Katheterschlauch eingeführt und bis distal vorgeschoben. Am proximalen Ende wird ein modifiziertes Abzweigstück konnektiert, das es ermöglicht, die Übertragungsfasern in zwei Steckerkabel aufzusplitten. Zum Schutz der Übertragungsfasern ist ein Zuleitungsschlauch extrudiert worden, der im Außendurchmesser auf das Abzweigstück abgestimmt ist und dessen Innendurchmesser eine Konnektion mit der Hülse des DIN Steckers ermöglicht. Die Konzeption des Katheters ist in Abbildung 3.1 veranschaulicht.

3.2 Aufbau und Verbindungstechnik

Ausgehend von der Konzeption des Katheters werden die Ergebnisse und Aussagen des Projektpartners UNI Duisburg bei der Kathetergestaltung berücksichtigt. Die Untersuchungen der UNI Duisburg zur mechanischen Belastbarkeit lassen sich folgendermaßen zusammenfassen. "Somit kann gesagt werden, daß die Zusatzdämpfung nicht allein durch die Krümmung der Faser zustande kommt, sondern durch eine Kerbwirkung am Übergang von der Faser zur Kanüle. Dies läßt sich aus der Tatsache ableiten, daß die Art und Weise des Überganges die Zusatzdämpfung in entscheidendem Maße beeinflusst." Aufgrund dieser Ergebnisse konzentriert sich die Aktivität auf die Herstellung eines kontinuierlichen und faserschonenden Überganges. Die kritischen Übergangsstellen des Sensorkonzepts sind in Abbildung 3.1 dargestellt, es sind im Einzelnen der distale Übergang von Metallkanüle zur Bleiglasfaser sowie die durch die Metallkapillare geschützte Verbindungsstelle von Bleiglasfaser und HCN Faser. Diese 3 Koppelstellen müssen möglichst fasergerecht ausgeführt werden. Zur Unterstützung der mechanisch weniger belastbaren Bleiglasfaser und ihrer Verbindungsstellen werden in Zusammenarbeit mit der KFA folgende Vorversuche realisiert: Die KFA fertigt Dummy-Sensoren bei denen die Dimensionen des FADOS-Sensors entsprechen, aber aus einer einfachen HCN-Faser hergestellt werden. Im Hause Vygon werden 3 Versuchsreihen mit diesen Dummy-Sensoren durchgeführt. Hierbei soll eine Einbettung des Sensors erreicht werden. Die 3 Varianten sind in Abbildung 3.2 gezeigt. Im ersten Versuch wird ein Schrumpfschlauch über die Bleiglasfaser und die Verbindungsstellen gebracht. Diese Art der Unterstützung der Faser ist sehr wirkungsvoll und zeigt eine hohe mecha-

nische Belastbarkeit. Der Schrumpfschlauch muß dabei so plaziert werden, daß jeweils ca. 5 mm der Metallkanüle mit Schrumpfschlauch bedeckt sind. Dadurch erhöht sich der Gesamtdurchmesser der Verbindungsstelle Bleiglasfaser / HCN-Faser, so daß die Faser nicht mehr in den Katheterschlauch eingebracht werden kann. In den zwei folgenden Versuchen wird versucht, eine Verbindungsstelle zu realisieren, die nur auf der Stirnfläche der Metallkanüle angreift. Dazu werden die Hohlräume, die sich nach der Montage des Sensors zwischen Sensor und Katheter ergeben, mit einem Kleber gefüllt (siehe Abbildung 3.2). Für die zweite Versuchsreihe wird ein Lösungsmittelkleber eingesetzt und in der dritten Versuchsreihe handelt es sich um ein in Lösung vorliegendes Polyurethan. Dabei werden zwei Ziele verfolgt:

- Einbettung der Bleiglasfaser im Katheter
- Verklebung und Fixierung der Metallkanüle im Katheterschlauch.

Bei der Auswertung der Versuche zeigt sich, daß die Einbettung der Faser im Schlauch kann in beiden Fällen nicht erreicht wird, weil die Schwindung des Klebers durch das Ausdiffundieren des Lösungsmittels zu stark war, so daß sich in diesem Bereich Lunker und Einfallstellen ergeben. Die zusätzliche Verklebung der Metallkanüle im Katheterschlauch kann nicht in allen Fällen sichergestellt werden, auf eine Prozeßoptimierung wird verzichtet, weil das primäre Ziel der Einbettung nicht erreicht wird.

Die Idee der Einbettung wird jedoch weiter verfolgt, dazu sind folgende Versuche in Zusammenarbeit mit der KFA und der UNI Duisburg definiert: In Abbildung 3.3 ist die Skizze für zwei Versuchsreihen dargestellt. Bei der ersten Versuchsreihe soll der Übergang zwischen Metallkanüle und HCN-Faser verbessert und geprüft werden, Ziel ist dabei die Zusatzdämpfung in der Zuleitung zu messen und das Dämpfungsverhalten zu verbessern. Die zweite Versuchsreihe hat die Konnektion zwischen Bleiglasfaser und HCN-Faser zum Inhalt. Hierbei wird sowohl die Einbettung der Bleiglasfaser, als auch der Übergang zwischen Metallkanüle und Bleiglasfaser geprüft.

Die Einbettungsmaterialien, sind einmal ein gießfähiges Polyurethansystem, das aus zwei Komponenten hergestellt wird. Die zweite Alternative ist ein Klebersystem, das unter UV Bestrahlung oder unter Wärmeeinwirkung aushärtet. Beide Systeme haben den Vorteil, daß die Volumenschwindung vernachlässigbar klein ist, so daß Einfallstellen oder Lunker in der Einbettung nahezu ausgeschlossen sind. Bei der Herstellung der Versuchsmuster werden die Verarbeitungsparameter dieser Materialien variiert, um eine Aussage über einen optimalen Verarbeitungsprozeß zu erhalten. Diese Muster werden in der UNI Duisburg geprüft, der Versuchsaufbau entspricht dem Versuchsaufbau zur Messung der mechanischen Querempfindlichkeit. An den Mustern wird die Zusatzdämpfung unter Biegebelastung ermittelt und ein Ausgangspunkt für eine optimale Verbindungsart beim Übergang von Metallkanüle zu Glasfaser definiert.

Das oben erwähnte Polyurethan Gießsystem stellt sich in der Verarbeitung als nicht geeignet heraus. So muß die beiden Komponenten des Systems auf ca. 90 °C erwärmt werden. Die Viskosität des Systems ist bei dieser Temperatur so hoch, daß ein normales Gießen in den engen Katheterquerschnitten nicht möglich ist. Auch das Einpressen dieses Materials in die distale Katheterspitze ist aufgrund der hohen Viskosität nicht zu realisieren.

Die Einbettung wird im ersten Versuch mit einer Silikonmasse gefertigt, dazu wird die Silikonmatrix mit Hilfe einer Kolbenspritze in den Hohlraum zwischen Bleiglasfaser und Katheterlumen

gedrückt. Durch diesen Arbeitsschritt wird eine einseitige Einbettung der Faser erreicht (siehe Abbildung 3.4). In diesem Zusammenhang werden Einbettungs- und Materialversuche an Silikonschläuchen für das FADOS Kathetersystem unternommen. Aufgrund der geringen Zugfestigkeit des Silikonmaterials wird diese Variante nicht realisiert.

Im zweiten Versuch wird bei Polyurethanschläuchen mit Hilfe eines UV-aushärtendes Vergießsystems eine der Silikoneinbettung ähnliche Geometrie erzielt. Hierbei wird wiederum mit einer Kolbenspritze die Klebermatrix in das Katheterlumen eingebracht. Dieser Vorgang gestaltet sich aufgrund des niedrigviskosen Vergießklebers unkompliziert, hier können Katheterlumen über größere Strecken ausgegossen werden. Bei diesem Arbeitsschritt muß eine Entlüftungsmöglichkeit im Katheter vorgesehen werden. Ein Gaseinschluß im Katheterlumen kann nachträglich nicht mehr evakuiert werden, und eine Einbettung ist an dieser Stelle nicht mehr realisierbar. Die Aushärtung erfolgt über eine UV-Quelle die ca. 30 Sekunden auf die Vergießstelle einwirken muß. Der Kleber härtet während dieser Zeit aus, die vollständig ausgehärtete Gießmasse ist je nach Klebereinstellung spröde hart bis zäh elastisch. Aufgrund der für diesen Artikel bestehenden Anforderung nach einem faserschonenden Übergang von Metallkapillare zur Glasfaser wird der distale Bereich des Katheters mit einem elastisch aushärtenden Kleber ausgegossen. Die Versuchsmuster gehen an den Projektpartner UNI Duisburg, dort werden die mechanischen Untersuchungen zum Querkrafteinfluß bei Biegebelastung durchführt. Die Querempfindlichkeit im Bereich der Verbindungsstelle konnte deutlich reduziert werden, somit ist auch die an dieser Stelle zusätzlich eingebrachte Dämpfung deutlich geringer.

Beim Aufbau des FADOS-Kathetersystems müssen zwei grundsätzlich unterschiedliche Materialkomponenten berücksichtigt werden. Die eine Komponente ist das eigentliche Sensorsystem, das aus den Glasfasern aufgebaut wird, die andere Komponente ist der Katheter aus den Polymerkomponenten. In einem Montagevorgang müssen diese beiden Systeme unlösbar miteinander verbunden werden.

Das Sensorsystem, wie in Abbildung 3.5 dargestellt, besteht aus den Komponenten: Kapillarröhrchen aus Stahl, Bleiglasfaser, Kapillarröhrchen zur Verbindung Bleiglasfaser / Übertragungsfasern und den Übertragungsfasern mit den Steckkontakten zur Weiterleitung des Signals. Die Anforderungen an den Kleber ergeben sich hauptsächlich aus den optischen Eigenschaften, die der Kleber erfüllen muß, um eine möglichst störungsfreie Lichtübertragung zu gewährleisten.

In Zusammenarbeit mit dem Projektpartner KFA werden hier verschiedene Kleber diskutiert. Aufgrund der Anwendung im Körper muß eine akute Toxizität der Komponenten bei einem Versagen des Polymermaterials, und einem sich daraus ergebenden Blutkontaktes des Sensorsystems, ausgeschlossen sein. Ausgehend vom Aufbau, wie er in Abbildung 3.5 dargestellt ist, würden im Versagensfalle nahezu alle Komponenten beziehungsweise Kleber des Sensorsystems mit dem Gewebe in Kontakt kommen. Ausgenommen davon sind nur die Bleiglasfaser und der zwischen den Fasern eingebrachte optische Kleber, da diese Komponenten komplett gekapselt sind und ein Versagen an diesen Verbindungsstellen mit hoher Sicherheit ausgeschlossen werden kann. Nach der Vorauswahl der Kleber werden die Hersteller kontaktiert, inwieweit eine Eignung der Kleber für medizinische Anwendungen vorliegt. Da eine Zulassung des Bundesgesundheitsamts (BGA) oder eine Zulassung der amerikanischen Food and Drug Administration (FDA) nicht gegeben ist, müssen die Untersuchungen im Hause Vygon erfolgen. In Zusammenarbeit mit einem neutralen Labor entstand ein Versuchsprogramm aus den Anforderungen, die an ein Kunststoffgranulat gestellt werden.

Es umfaßte für den Kleber folgende Einzelpunkte:

1. Untersuchung des UV Spektrums und der maximalen Extinktion
2. Überprüfung der pH-Wert Verschiebung
3. Prüfung auf Hämolyse bewirkende Stoffe

Das Ergebnis der Untersuchung und die Auflistung der zu verwendeten Klebstoffe ist in Abbildung 3.6 dargestellt. Der Markenname des Klebers ist dabei bewußt unkenntlich gemacht worden. Anhand dieser Untersuchungsergebnisse werden die Kleber ausgewählt, die auf der Seite des Faseroptischen Systems zum Einsatz kommen.

Die Verbindungstechnik auf der Seite der Polymerkomponenten läßt andere Realisierungsmöglichkeiten zu, so ist das Thermoplastische Polyurethan umspritzzbar, daß heißt Zubehörteile wie Ansätze oder Abzweigstücke können, mit dem Katheter als Einlegeteil, direkt auf einer Spritzgießmaschine angespritzt werden.

Die Verbindungstechnik Kleben ist beim Polyurethan sowohl über Lösungsmittelkleber als auch über Cyanacrylatkleber möglich. Aus Gründen der Umweltbelastung und vor allen Dingen aufgrund der kurzen Abbindezeit wird eine Klebetechnik in Richtung Cyanacrylat bevorzugt. Insbesondere in Hinblick auf optimierte Fertigungsverfahren wird auf UV aushärtende Acrylat-Klebstoffe abgehoben, um eine zukunftssträngige Montagetechnik im Projekt zu integrieren.

Das Einkleben des Katheterschlauches und der Zuleitungen in das Abzweigstück ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Es handelt sich dabei um eine Polymerverbindung mit folgenden Restriktionen:

1. Verbindung von hart (Abzweigstück) und weich (Katheter) Komponenten
2. Ausschluß einer Materialschädigung durch den Kleber
3. Dichtigkeit des Gesamtsystems
4. Resistenz gegen Desinfektionsmittel bei der Katheterpflege
5. Festigkeit unter Belastungen

Diese Anforderungen müssen durch eine geeignete Materialauswahl beim Katheter und einen geeigneten Kleber erfüllt werden. Für diese Klebung wird ein Cyanacrylat Kleber ausgewählt, parallel laufen Untersuchungen zum Einsatz eines UV-Licht aushärtenden Klebers.

Die Montage der beiden Systeme, Glasfaser- und Polymersystem, erfolgt bei den gefertigten Klinikmustern in den Steckern am proximalen Ende des FADOS-Systems. Für den späteren Humaneinsatz ist eine Einbettung des Sensors zur Reduzierung der Kerbwirkung am Übergang Kapillarröhrchen/Glasfaser geplant.

3.3 Musterbau

Ausgehend von den Anforderungen an das Kathetersystem und anhand der Kleberuntersuchungen wird die Komponentenstückliste zur Montage erstellt. In enger Zusammenarbeit mit dem Projekt-

partner KFA und der Klinik für Strahlentherapie der RWTH Aachen wird das Katheterdesign für den klinischen Test festgelegt. Dieses Katheterdesign ist in Abbildung 3.8 dargestellt.

Die Bleiglasfaser liegt komplett gekapselt in einem Kapillarröhrchen, das distale Ende ist verspiegelt und mit einer Glasschicht bedeckt. Auf der anderen Seite wird die optische Verbindung zu den Übertragungsfasern in einer weiteren Metallkapillare realisiert. Dieses Metallröhrchen stellt den maximalen Außendurchmesser des Sensorsystems dar. Die Übertragungsfasern treten aus dieser Verbindungsstelle aus und liegen bis zum Abzweigstück frei im Katheterlumen. Im Abzweigstück werden die Übertragungsfasern getrennt und in den Zuleitungen zum jeweiligen Stecker geführt. Die Kontaktstelle des Steckers am Faseraustritt ist mit einer Schutzkappe vor mechanischer Beanspruchung geschützt. Die Zuleitungen sind in den Durchmessern so an die Steckergeometrie angepaßt, daß eine seriengerechte und faserschonende Montage möglich ist. An dieser Stelle des Kathetersystems wird die mechanische Verbindungsstelle zwischen optischem Sensorsystem und biokompatiblen Polymersystem ausgeführt.

Diese Anordnung hat insbesondere für den Tierversuch den Vorteil, daß sich die Glasfaser im Katheter bewegen kann. Diese Beweglichkeit schafft einen Ausgleich zwischen der hohen Elastizität des Polymersystems und dem im Verhältnis dazu sehr spröden Fasersystem. Beim Tierversuch ist nicht ausgeschlossen, daß das Tier versucht, den Katheter abzustreifen und die Zuleitungen dabei stark dehnt. Bei einer Fixierung des Bleiglassensors durch eine Einbettung des Sensors im distalen Katheterbereich würde dies unweigerlich zum Bruch der Glasfaser führen.

Aufgrund der aufwendigen Verbindungstechnik im faseroptischen System wird die Montage der Klinikmuster in der KFA Jülich durchgeführt. Nach einer Einweisung in die Klebetechnik der Polymerwerkstoffe können die Verbindungsstellen zwischen Kathetermaterial, Abzweigstück und Zuleitungen ebenfalls in der KFA realisiert werden, so daß der Katheter komplett montiert werden kann. Für die Serienproduktion wird der umgekehrte Weg gewählt, die KFA Jülich schult den Projektpartner Vygon in der optischen Klebetechnik. So ist sichergestellt, daß die Fertigung des filigranen Systems komplett bei Vygon durchgeführt werden kann.

Zur Sterilisation des Artikels durch die Firma Vygon wird eine Tütenverpackung gewählt, der Katheter wird zusätzlich mit einem Schutzschlauch versehen. Als letzter Arbeitsschritt vor dem Versiegeln der Tüte wird der Katheter mit einem in Isopropanol getränktem Zellstofftuch gereinigt. Der Sterilisationsprozeß wird mit Ethylenoxid durchgeführt und entspricht dem Standardsterilisationsprozeß.

Im Rahmen des Musterbaus und aufgrund der Anwendergespräche in der Klinik für Strahlentherapie ergeben sich als Nebenprodukte zum FADOS-System neue Anwendungen. Diese sind zum Beispiel die Verwendung eines Augensensors, bei dem die dotierte Glasfaser in Form einer Spirale gerollt wird und auf einen Träger gebracht wird. Dieser Augensensor wird im/über dem Auge als dem strahlungsempfindlichsten Organ des menschlichen Körpers fixiert. Während der Bestrahlung mißt der Sensor on-line die Dosis und ermöglicht die direkte Kontrolle. Ein Prototyp dieses Sensors wird in der KFA realisiert, wobei die Anforderung an das Design unter Berücksichtigung einer Serienproduktion berücksichtigt sind.

Ein weiteres Einsatzfeld ist die Möglichkeit der intraoperativen Bestrahlung. Dabei wird der Sensor noch einer Tumoroperation in das Gewebe eingebracht und das operierte Gebiet direkt

nach dem chirurgischen Eingriff bestrahlt. Der Anwender hat auch hier wieder den Vorteil der geringen Baugröße des Sensors und der on-line Messung der Dosis. Zu dieser Anwendung wird ein Anschauungsmuster bei Vygon gefertigt, dieses Muster ist in Abbildung 3.9 gezeigt. Der eigentliche Sensor befindet sich in der Nadel, die Markierungen auf der Nadel ermöglichen die Lagekontrolle des darunter liegenden Sensors.

3.4 MedGV-Zulassung des FADOS-Systems

Das FADOS-System ist ein "medizinisch technisches Gerät, das dazu bestimmt ist in der Heilkunde bei der Untersuchung oder Behandlung von Menschen verwendet zu werden (Quelle: Verordnung über die Sicherheit medizinisch-technischer Geräte)" und fällt damit unter die Medizingeräteverordnung (MedGV). Die Medizingeräteverordnung regelt den Einsatz und den Betrieb von medizinisch-technischen Geräten über die Bauartzulassung des Gerätes. Dazu werden sämtliche Geräte in 4 Gruppen eingeteilt:

1. Gruppe 1
Energetisch betriebene medizinisch-technische Geräte, laut Anlage der MedGV (z.B.: Defibrillatoren, Nervenstimulationsgeräte, Infusionspumpen, Beatmungsgeräte, Dialysegeräte, Laser-Chirurgie-Geräte)
2. Gruppe 2
Implantierbare Herzschrittmacher und sonstige energetisch betriebene medizinisch-technische Implantate
3. Gruppe 3
Energetisch betriebene medizinisch-technische Geräte, die nicht in der Anlage (s.o.) aufgeführt sind und nicht der Gruppe 2 zuzuordnen sind
4. Gruppe 4
Alle sonstigen medizinisch-technischen Geräte

Jede Gerätegruppe hat spezifische Prüfungen zu erfüllen, damit eine Bauartzulassung erfolgt. Für die Bauartzulassung ist das Gutachten einer anerkannten Prüfstelle notwendig. Die Erstellung des Gutachtens wird über den TÜV-Bayern initiiert, die Fa. Vygon führt in Zusammenarbeit mit dem Projektpartner ProCom eine Präsentation des Systems beim TÜV-Bayern durch. Das FADOS-System ist ein medizinisch-technisches Gerät der Gruppe 3, die Lichtleistung der Leuchtdioden ist physiologisch vollkommen unbedenklich. Der Katheter als Einzelbaustein des Systems muß eine Kompatibilitätsbescheinigung haben, eine komplette Bauartzulassung ist nicht notwendig. Das heißt, daß der Katheter in Zusammenhang mit dem Erfassungs- und Auswertegerät zugelassen wird. Die für die Bauartzulassung notwendigen Unterlagen wie z.B. Schaltpläne werden durch den Projektpartner Procom bereitgestellt. Die Kompatibilität des Katheters zum Gerät ist durch die Abstimmung zwischen Vygon und Procom sichergestellt.

4. Evaluationstests

4.1 Planung

Das Programm zur Festlegung von Art, Umfang und Ablauf der klinischen Tests, wird gemeinsam mit Professor Dr. Dr. Ammon, dem Vorstand des Lehrstuhls für Strahlentherapie des Klinikums der RWTH Aachen, abgestimmt und festgelegt. Zunächst wird großer Wert auf die Bereitstellung eines funktionsfähigen Musters im Prototypenstatus gelegt. Spätestens zum Zeitpunkt der Realisierung dieses Prototypen sind die Evaluationstests mit der Abteilung Strahlentherapie des Klinikums der RWTH Aachen abzustimmen. Diese Prototypen werden im Tierversuch implantiert. Hierbei wird zu prüfen sein, inwieweit die Funktionsfähigkeit des Sensors durch Lageveränderungen infolge Bewegung des Tieres zur Veränderung im Sensorverhalten führt. Die entsprechenden Implantationsorte werden in Abstimmung mit den Medizinern ausgewählt.

Nach Vorliegen erster Ergebnisse aus dem Tierversuch und entsprechender Auswertung erfolgt die Festlegung der Evaluationstests mit der Abteilung Strahlentherapie.

4.2 Tierversuche

Der dem Evaluationstest vorgeschaltete Tierversuch befindet sich in der Antragsphase. Die Tierversuche sollen am Hausschwein (30 kg) durchgeführt werden. Für die Versuche werden pro Schwein 3 Katheter in Narkose mit einem üblichen Punktionsbesteck perkutan in das subkutane Fett-, Binde- und Muskelgewebe implantiert. Die Katheter sollen wahlweise an Schulter, Oberschenkel und am Hals plaziert werden, die Katheterlage wird mit Röntgenfilm dokumentiert und auf der Haut für die spätere Bestrahlung markiert. Der außerhalb des Körpers befindliche Teil des Katheters wird aufgerollt und unter einem Verband fixiert. In den ersten Versuchen wird insbesondere die Biokompatibilität des Polyurethan überprüft und die optischen und mechanischen Eigenschaften des FADOS-Systems im Körper betrachtet. Parallel zu den Tierversuchen wird die Dosimetrie anhand von Messungen im Wasserphantom validiert. Die Evaluationstests werden im Anschluß an diese Messungen durchgeführt.

Polymer- bezeichnung (Kurzzeichen)	Physikalische Eigenschaften VORTEILE	Physikalische Eigenschaften NACHTEILE	Verwendung
Polystyrol (PS)	sehr gute Spritzgießeigen- schaften; gute mechanische Eigenschaften durch Gemische und Copolymerisate mit Butadien und Acrylnitril (ABS); gute Schweiß- und Klebeeigenschaften	geringe Temperaturbeständigkeit; Gebrauchstemperatur bis ca. 60°C; nicht dampfsterilisierbar; nur bedingt desinfektions- mittelbeständig (Ausnahme ABS)	Spritzgußteile z.B. Ansätze, Verbinder, Kontrollkammern (glasklare Teile)
Polyvinyl- chlorid (PVC)	gute Spritzgieß- und Extrusionseigenschaften; ausgezeichnete chemische Beständigkeit; sehr gute Schweiß- und Klebeeigen- schaften	Verwendung von Weichmachern zur Herstellung von Weich-PVC; Entsorgungsprobleme; Farbänderung bei Gamma-Sterilisation	Spritzgußteile und Schläuche z.B. Verpackung, Oraltuben, Drainagesysteme
Polyamid (PA)	gute Spritzgieß- und Extrusionseigenschaften; hoher Schmelzpunkt von 220°C bis 250°C gute Beständigkeit gegen Desinfektionsmittel	hohe Hygroskopizität mit negativem Einfluß auf Zähigkeitsverhalten und Maßhaltigkeit; mäßige Klebeeigenschaften unter Verwendung von Lösungsmitteln; nur bedingt dampf- und gammasterilisierbar	Spritzgußteile und Schläuche z.B. Temporäre Stimulationskatheter
Polyethylen (PE)	relativ gute Spritzgieß- und Extrusionseigenschaften; sehr gute Säure- und Alkalibeständigkeit; absolut inert gegen alle Arzneimittel; gute Schweißseigenschaften	mäßige Temperaturbeständigkeit (Schmelzpunkt: 112°C bis 155°C); geringe mechanische Festigkeiten; nicht dampfsterilisierbar; nicht klebbar; milchig-wachsartige Oberfläche	Spritzgußteile und Schläuche z.B. Katheter und Einführsysteme
Polypropylen (PP)	gute Spritzgieß- und Extrusionseigenschaften; temperaturunabhängige Druck- belastung bis 120°C (Schmelz- punkt bei 170°C); Beständigkeit gegen aggressive Flüssigkeiten; gute Schweißseigenschaften	nur bedingt dampfsterilisierbar; nicht klebbar; milchige Oberflächen; bedingt gammasterilisierbar	Spritzgußteile und Schläuche z.B. Dilatoren, dünnwandige Einführsysteme, Stopfen
Polycarbonat (PC)	mäßige Spritzgießeigenschaften infolge hoher Wärmebeständigkeit (Schmelzpunkt: 220°C bis 260°C) gute Desinfektionsmittelbestän- digkeit; beliebig sterilisier- bar; gute Transparenz; gute Maßhaltigkeit	geringe Hygroskopizität. Material- schädigung bei andauerndem Kontakt mit Wasser über 60°C; hohe Herstellungskosten infolge hoher Spritzgießtemperatur; Einhaltung exakter Spritzgießparameter erforderlich	Spritzgußteile z.B. Ansätze Stopfen, Verbinder, Hähne
Polyurethan (PUR)	Mäßige Spritzgieß- und Extrusionseigenschaften; hohe elastische Festigkeit, Zähigkeit und Abriebfestigkeit; glatte, antithrombogene Oberfläche; Thermosensibilität (cycloale- phatisches PUR)	hohe Materialkosten; aromatische PUR-Teile sind nicht generell frei von Additiven und toxischen Abbauprodukten; hohe Hygroskopizität; teilweise nicht hydrolysebeständig	Spritzgußteile und Schläuche z.B. hochwertige Katheter (Venenverweilkatheter)
Polytetra- fluorethylen (PTFE)	sehr glatte, antithrombogene Oberfläche; extrem hohe Beständigkeit gegen Chemikalien und organische Lösungsmittel; non- hygroskopisch; schwer entflammbar; problemlos dampfsterilisierbar	Spritzgieß- oder Extrusions- verarbeitung nicht möglich, sehr aufwendiges Herstellungsverfahren (sintern oberhalb 325°C; RAM- Extrusion); nicht verschweißbar; bedingt klebbar nach Oberflächenbehandlung	Gesinterte Formteile (d.h. kurze, dünnwandige Schläuche) z.B. Venenverweilkanülen, dünnwandige Einführsysteme
Silikon- kautschuk	Elastomer mit sehr guter Temperaturbeständigkeit (- 100°C bis +200°C); besonders antithrombogen, mit Silikonkleber problemlos verklebbar; beliebig sterilisierbar	sehr aufwendiges Extrusionsverfahren; hohe Permeabilität gegenüber Wasser und Gasen; hohe Materialkosten; nicht verschweißbar	Formteile und Schläuche z.B. Langzeitverweilkatheter, implantierbare Katheter

Abb. 1.1: Materialeigenschaften von Kunststoffen für Medical Produkte

Vygon GmbH&Co.KG Medical Produkte Aachen	Qualitätssicherung	26.02.93
	Prüfbericht-Chemie	Blatt 1

Granulate Chemisch physikalische Prüfung nach PV 51

Prüfbericht-Nr.: 930037
Prüferident-Nr.: 19

Sach-Nr.: 10060.000
Charge : C01A01

Lieferant: Lehmann&Voss

Menge: 45,36
Lieferdatum: 06.01.93

Prüfung	PM	Einheit	Grenzwert	Ergebnis
Aussehen	83			+
UV-Spektrum	51a	Extinktion	max 0,2	0,012
Red.Bestandteile	52a	ml 0,01NKMnO ₄	1	0,04
Verschieb. pH-Wert	56a			0,0
IR-Spektrum	50			+
DSC	65			+
Schwermetalle	53a	ppm Pb ²⁺	0,79	+
Ammonium	53a	ppm NH ₄ ⁺	0,65	+
Chlorid	55a	ppm Cl ⁻	2,94	+

Sonderprüfung: Feuchtegehalt KF : 0,57 %

Bemerkungen: Lot.Nr. E070-01289
169/40

entspricht (+) / nicht (-)

Freigabe ja (j) / nein (n)

Freigabe/Sperrdatum: 11.01.93

Chem.Kontrolle
DAT. 12.1.93
FREI

Freigabe : j

Abb. 1.2: Biokompatibilitätsprüfung für Granulate

Vygon GmbH&Co.KG Medical Produkte Aachen	Qualitätssicherung	26.02.93
	Prüfbericht-Chemie	Blatt 1

Schläuche, Mandrins

Chemisch-physikalische Prüfung nach PV 50

Prüfbericht-Nr.: 930216
Prüferident-Nr.: 19

Sach-Nr.: 35901.003
Charge : B01

Lieferant: Vygon

Menge:
Lieferdatum: 27.08.92

Prüfung	PM	Einheit	Grenzwert	Ergebnis
UV-Spektrum	51a	Extinktion	max 0,2	0,034
Red.Bestandteile	52a	ml 0,01NKMnO ₄	1	0,05
Verschieb. pH-Wert	56a			0,9
IR-Spektrum	50			
DSC	65			
Röntgenkontrast	69		Stufe 5	12
Alterung (vor)	68	Newton		66,0
Alterung (nach)		Newton		65,9
Alterung(%Bieg)	68		10%/100Bieg	-0,1
Schwermetalle	53a	ppm Pb ²⁺	0,79	+
Ammonium	53a	ppm NH ₄ ⁺	0,65	+
Chlorid	55a	ppm Cl ⁻	2,94	+

Sonderprüfung:

Bemerkungen: S425/40

entspricht (+) / nicht (-)

Freigabe ja (j) / nein (n)

Freigabe/Sperrdatum: 07.10.92

Chem.Kontrolle
DAT. 12.1.93
FREI

Freigabe : j

Abb. 1.3: Biokompatibilitätsprüfung für Schläuche

Vygon Medical Produkte Aachen

Prüfprotokoll vom 14.06.93

Zugfestigkeit Katheterschlauch

Prüfparameter :

Messlänge	=	10	mm	Vorgabewert-3	=	10	%
Vorkraft	=	0.1	N	Vorgabewert-4	=	20	%
Bruchkriterium	=	300	N	Vorgabewert-5	=	50	%
Prüfgeschw.	=	200	mm/min	Vorgabewert-6	=	100	%
Vorgabewert-1	=	1	%	Artikel-Nr.:	=	S538/10	
Vorgabewert-2	=	5	%	Charge	=	gealtert	

Statistik aus 9 Meßwerten

	NV	VD95	S	V	Min	Max	Spannv.	Median
F-max[N]	73.461	3.146	1.086	5.56	65.960	77.780	11.820	74.790
S-(Fmax)[mm]	311.88	13.54	17.58	5.64	281.29	329.02	47.73	316.18
c-(Fmax)[%]	3117.92	136.74	177.58	5.70	2804.93	3290.16	485.23	3161.83

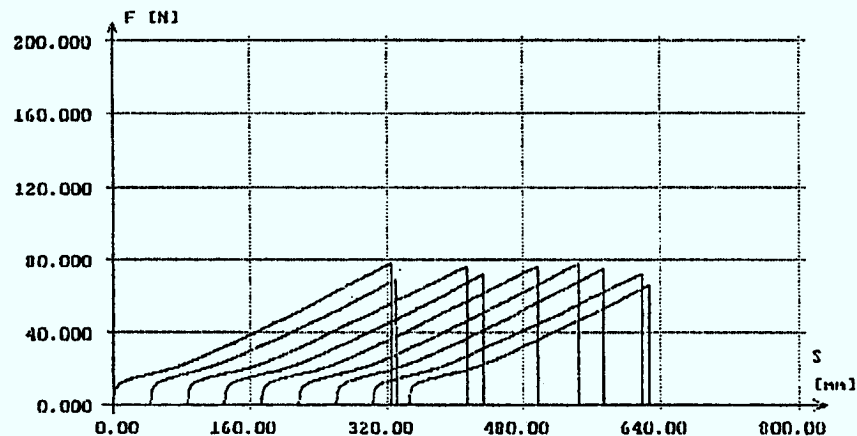


Abb. 1.4: Materialauswahl, Zugprüfung der Katheter

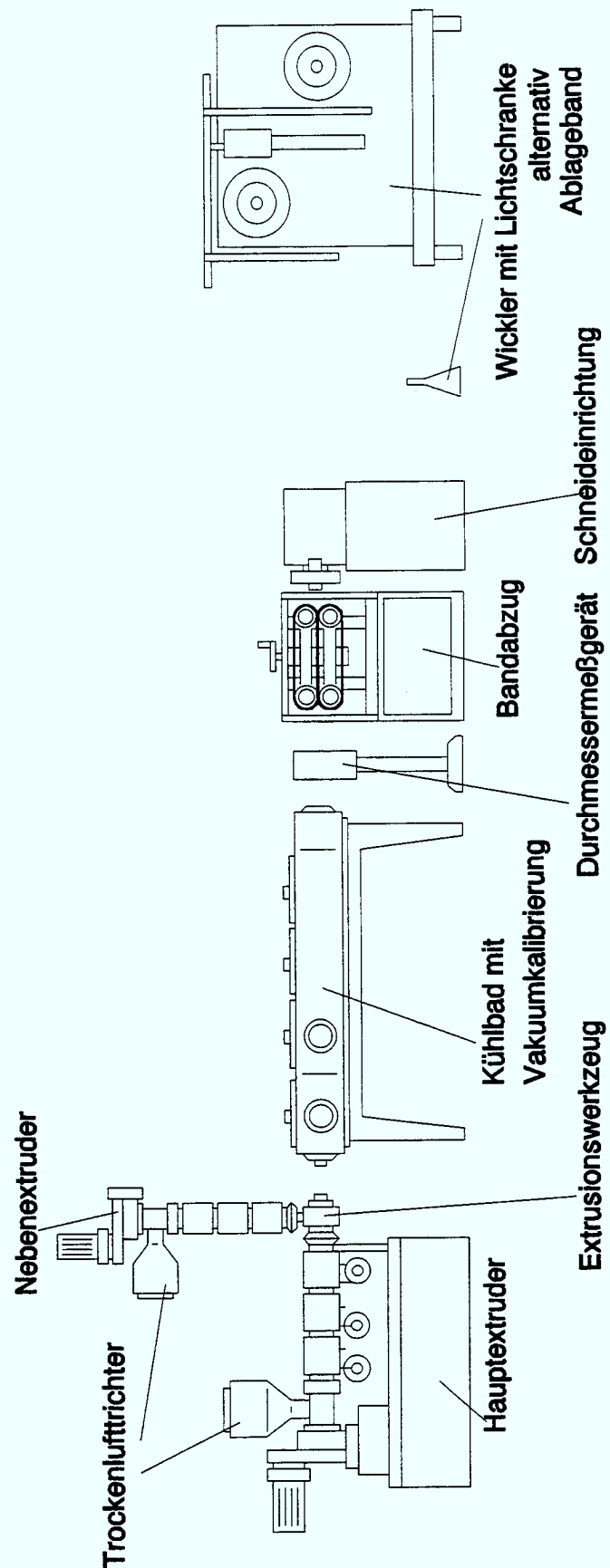


Abb. 2.1: Extrusionslinie mit Coextruder zur Herstellung medizinischer Schläuche

Dornhalterwerkzeug

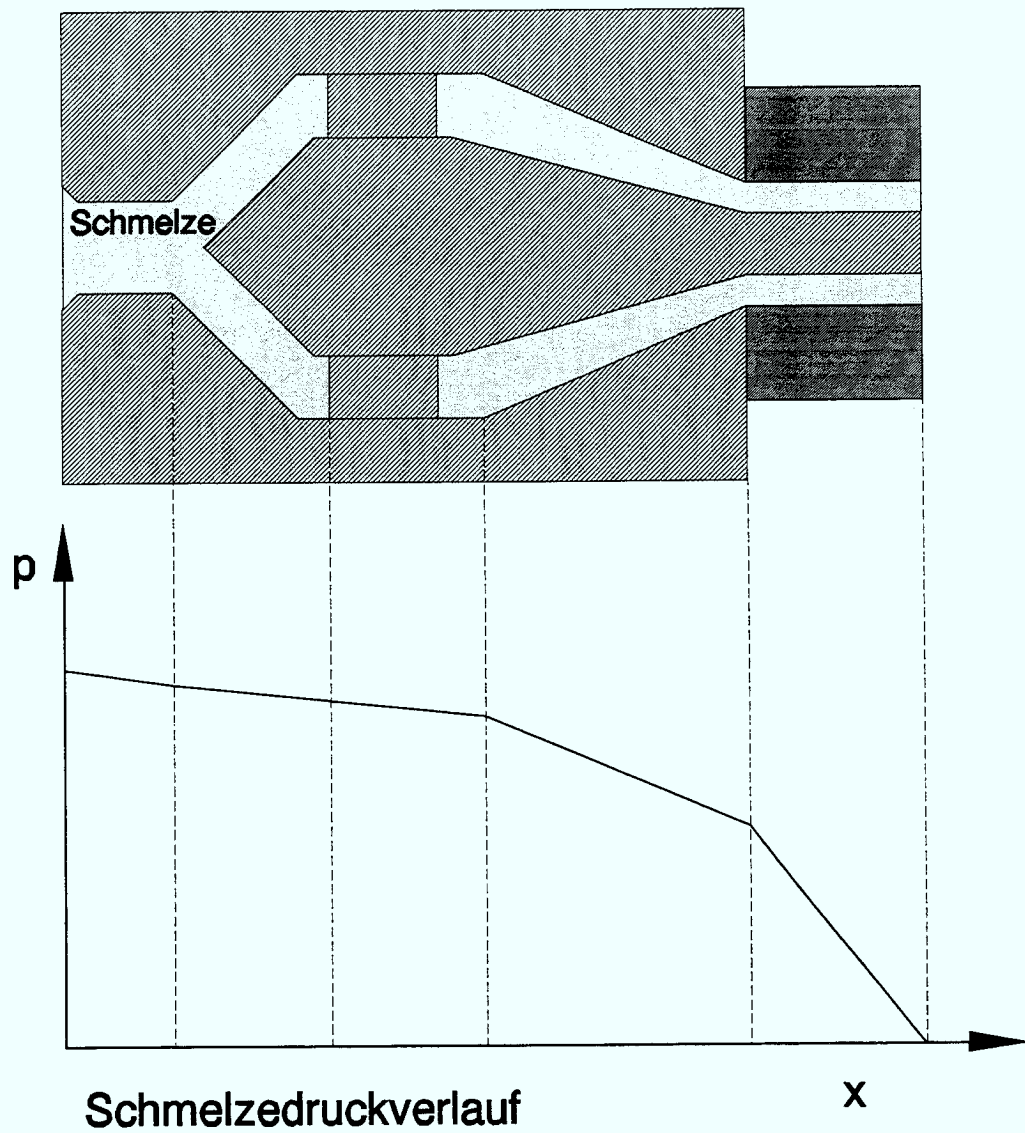


Abb. 2.2: Dornhalterwerkzeug mit Schmelzedruckverlauf

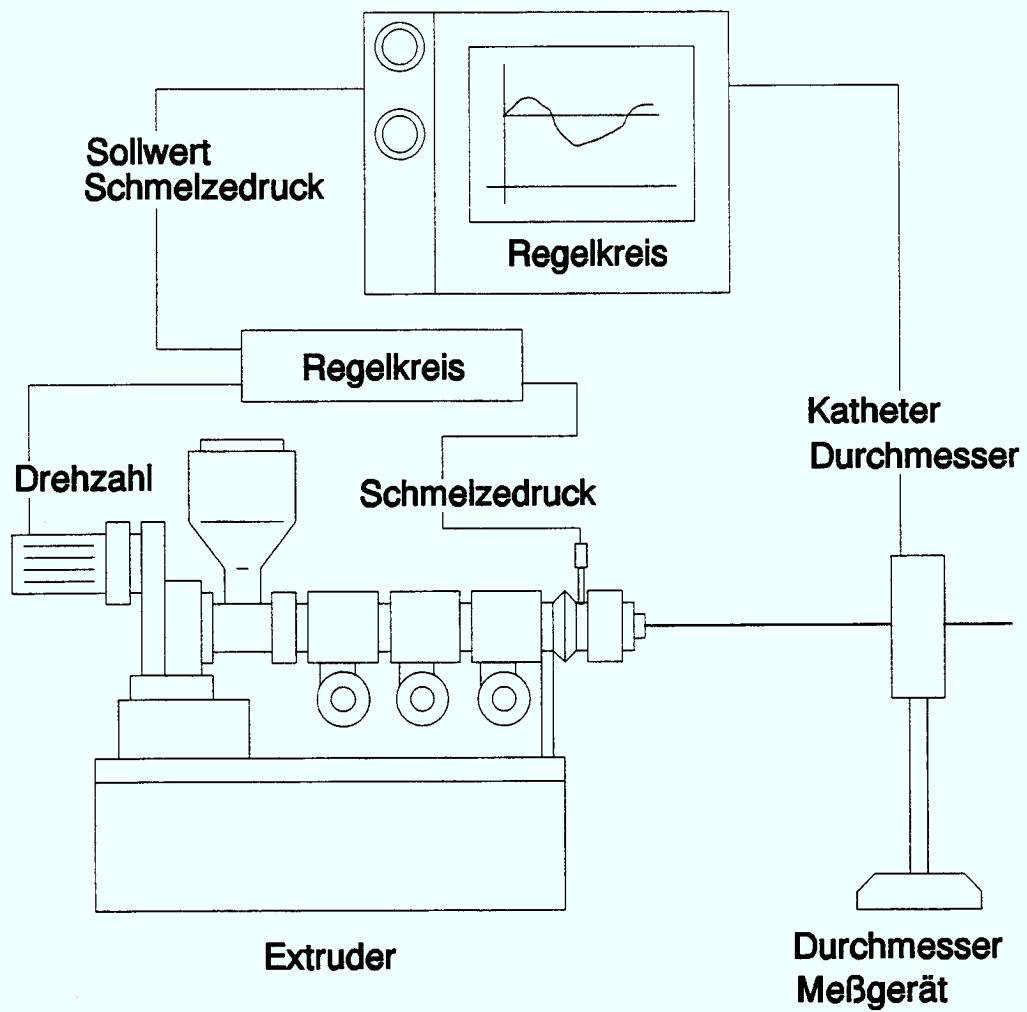


Abb. 2.3: Regelungskonzept zur Extrusion exakter Schlauchdurchmesser

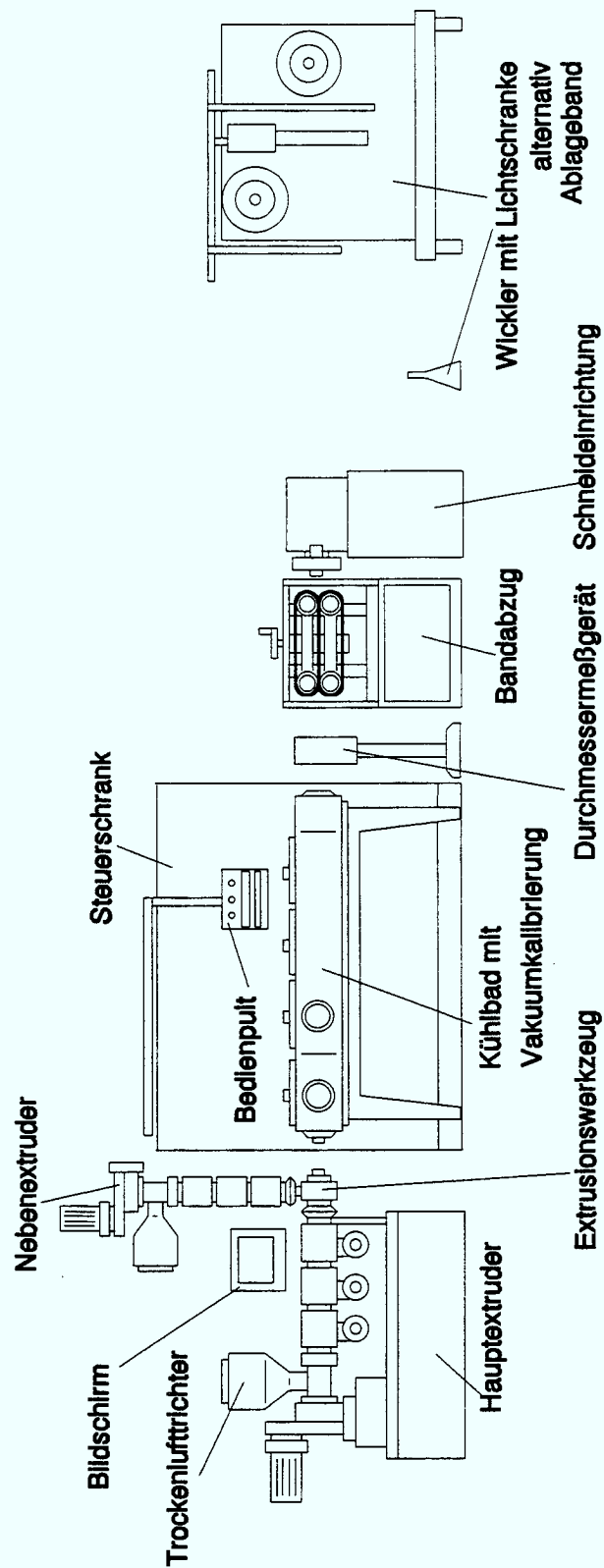
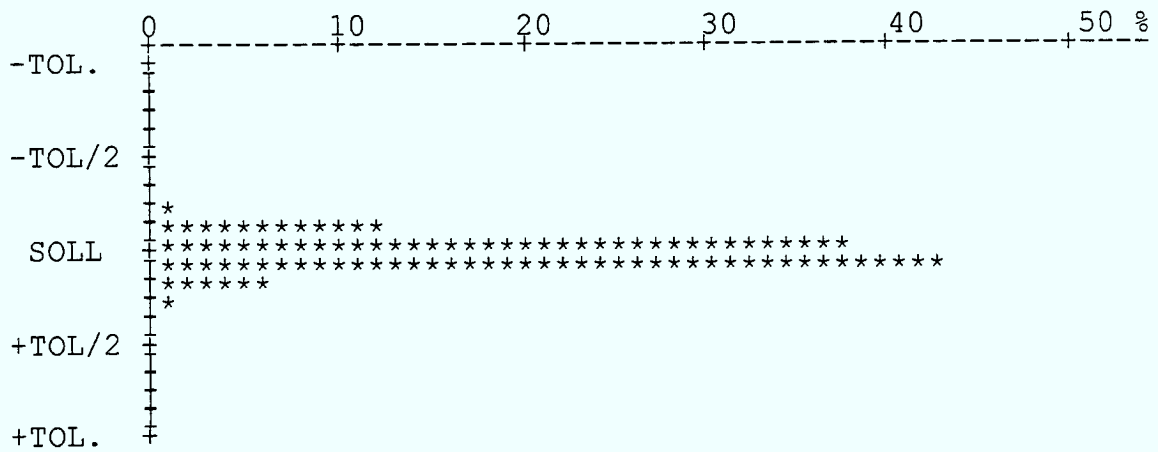


Abb. 2.4: Anordnung der Komponenten der Extrusionslinie

Häufigkeitsverteilung des Schlauchdurchmessers

Statistik der X - Achse



Statistik der Y - Achse

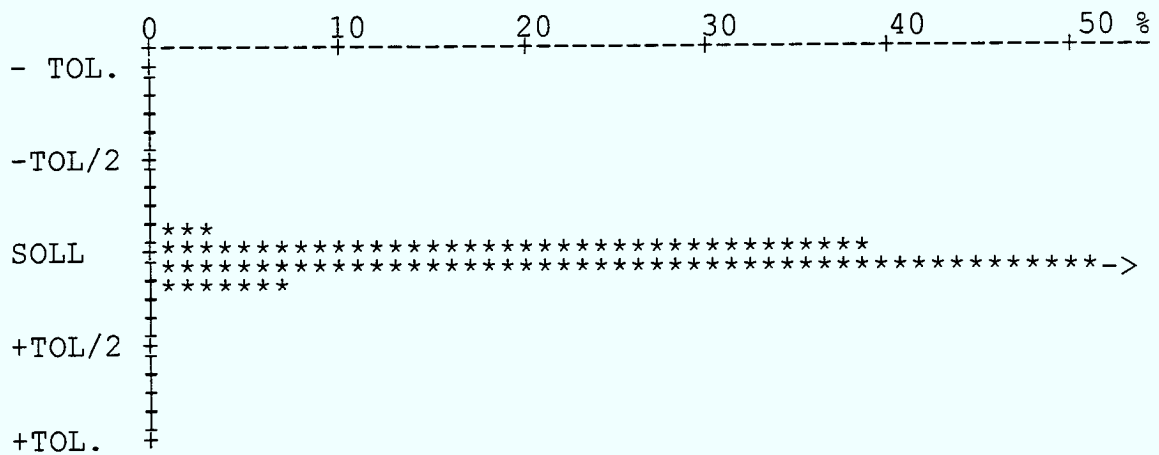


Abb. 2.5: Durchmesserprotokoll der Extruderregelung

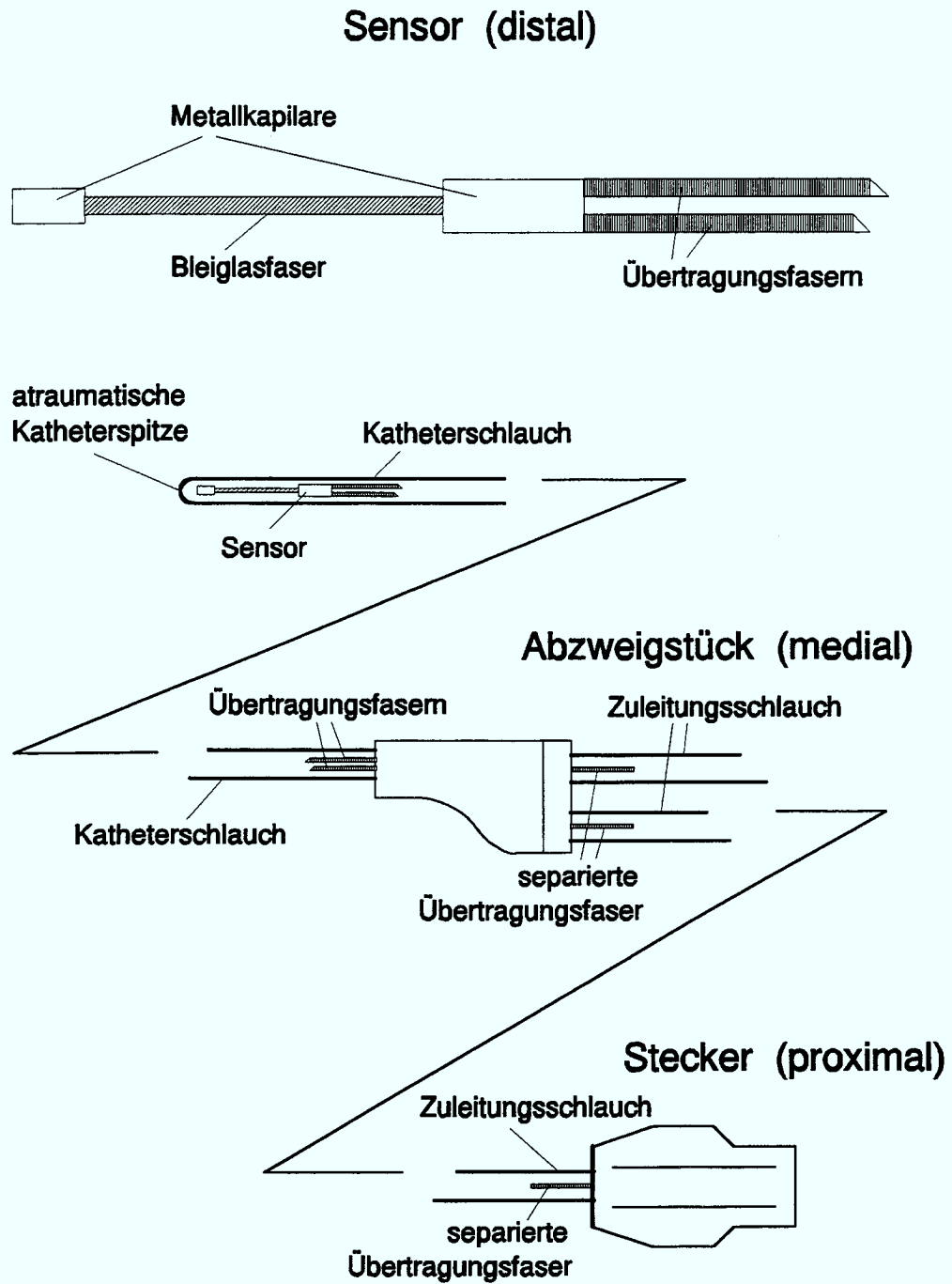
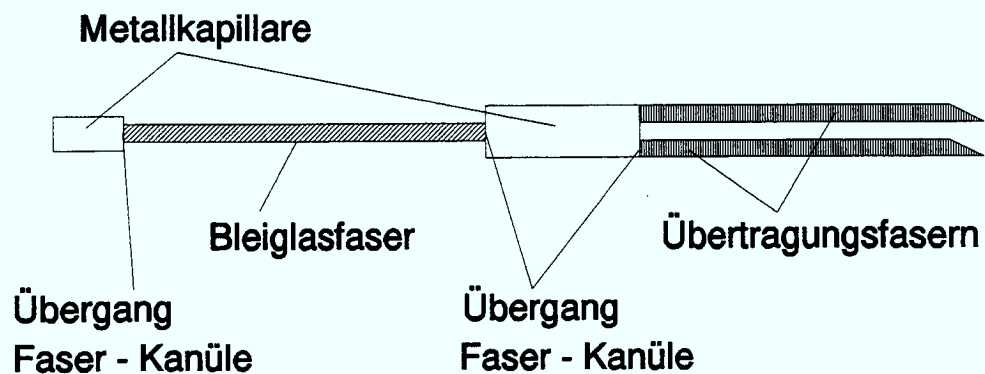
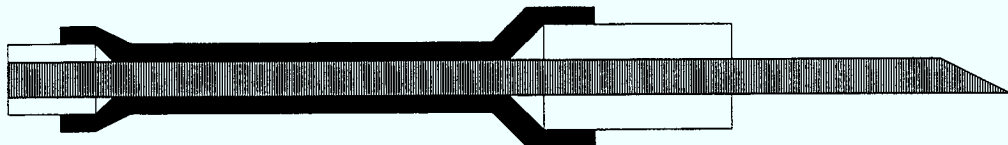


Abb. 3.1: Konzeption des FADOS-Katheters

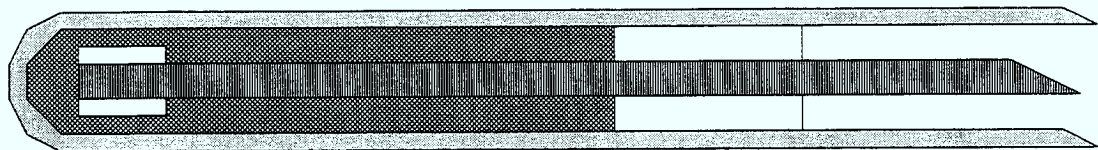
FADOS - Sensor



1. Versuchsreihe: Schrumpfschlauch



2. Versuchsreihe: Lösungsmittelkleber



3. Versuchsreihe: Lösungs-PUR

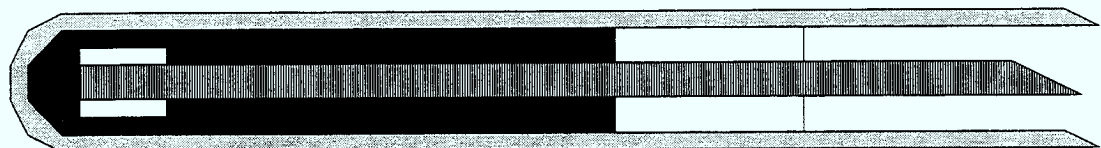
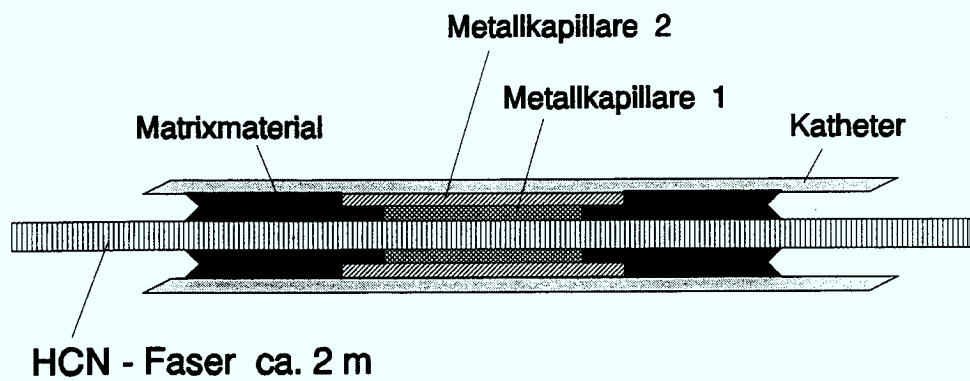


Abb. 3.2: Verstärkung des Übergangs von Glasfaser und Metallkanüle

Versuchsreihe 1



Versuchsreihe 2

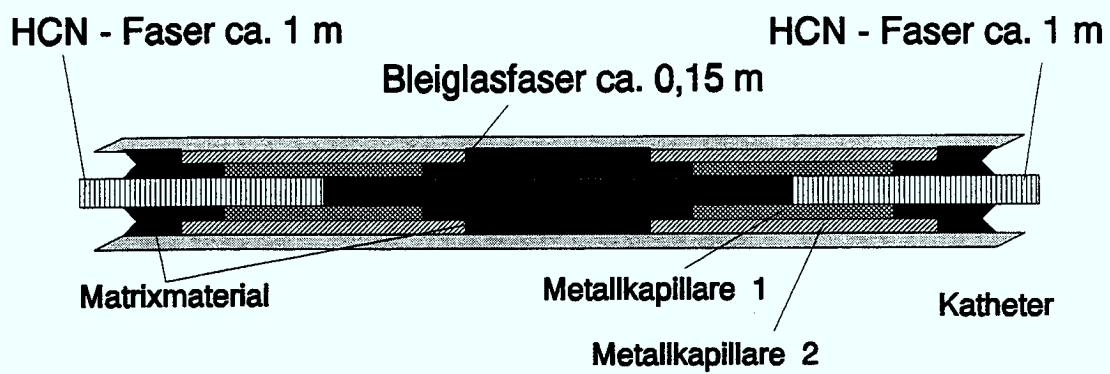
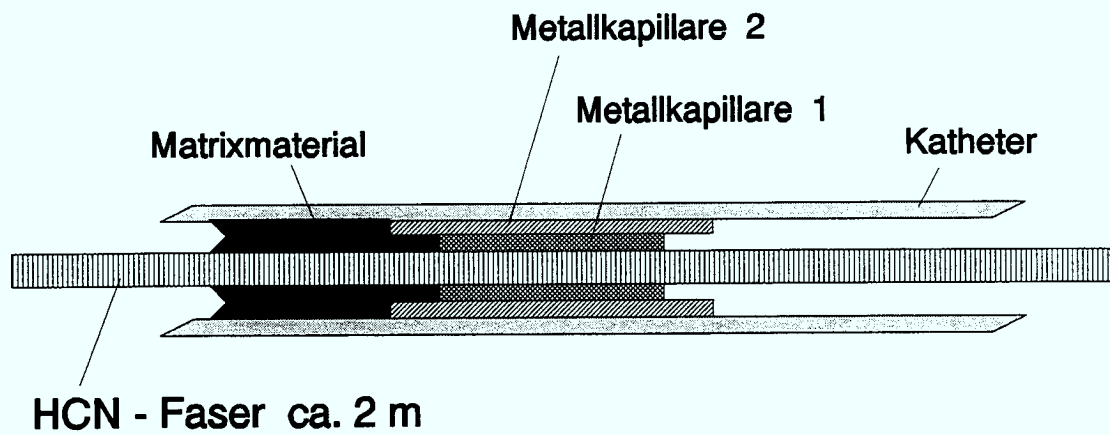


Abb. 3.3: Prüfsensoren zur mechanischen Belastung



1. Versuch: Silikoneinbettung
2. Versuch: UV-Klebereinbettung

Abb. 3.4: Versuche zur Fasereinbettung

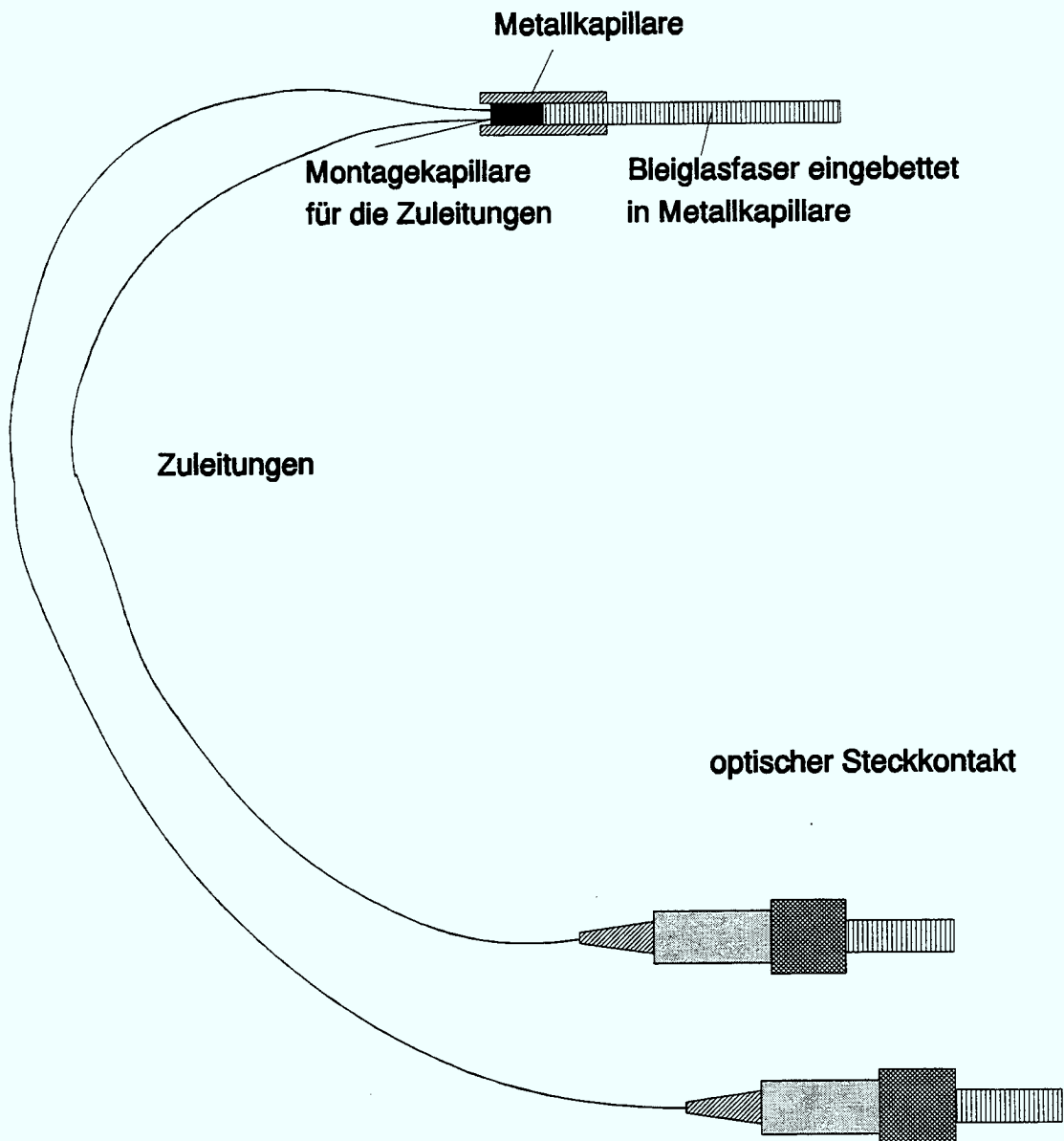


Abb. 3.5: Komponenten des Sensorsystems

Chemisch-biologische Untersuchungen
zur Klebereignung im FADOS-System

O.....t	Kleber	nicht zu verwenden
S.....t	Kleber	zu verwenden
E....k 301	Kleber	zu verwenden
E....k 305	Kleber	nicht zu verwenden
E....k 310	Kleber	nicht zu verwenden *
E....k 314	Kleber	nicht zu verwenden
E....k 328	Kleber	nicht zu verwenden
E....k 353 ND	Kleber	zu verwenden

* bei gekapselter Verarbeitung in der Metallkapilare verwendbar

Die Prüfung umfaßte das UV-Spektrum (max. Extinktion), Verschiebung ph-Wert und die Prüfung auf Hämolyse bewirkende Stoffe gemäß DIN 13 273 Teil 5.

Abb. 3.6: Untersuchung der Kleber

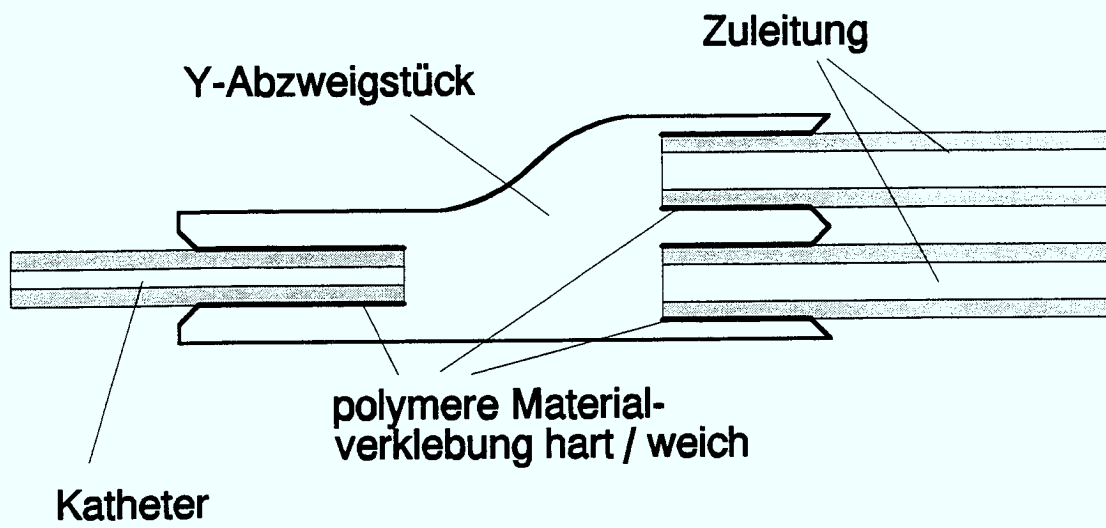


Abb. 3.7: Klebestellen am Abzweigstück

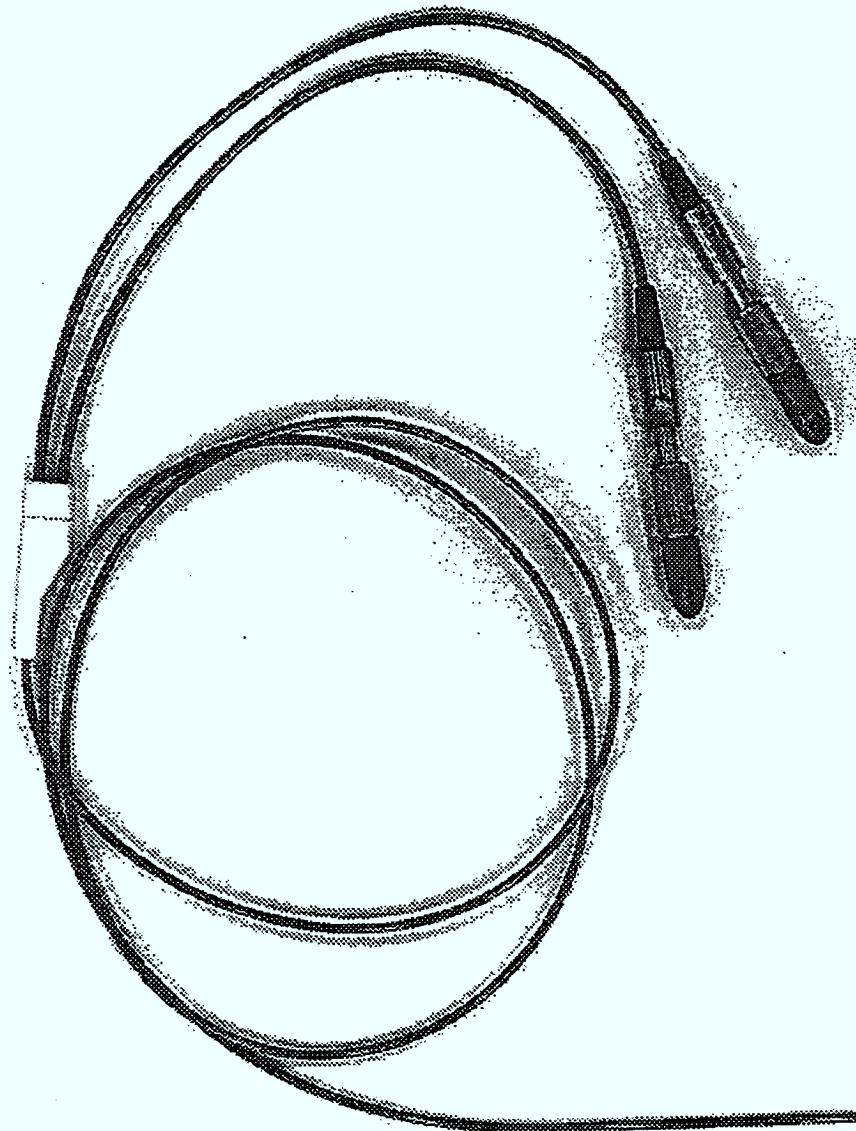


Abb. 3.8: Muster des Glasfasersensors im Katheter

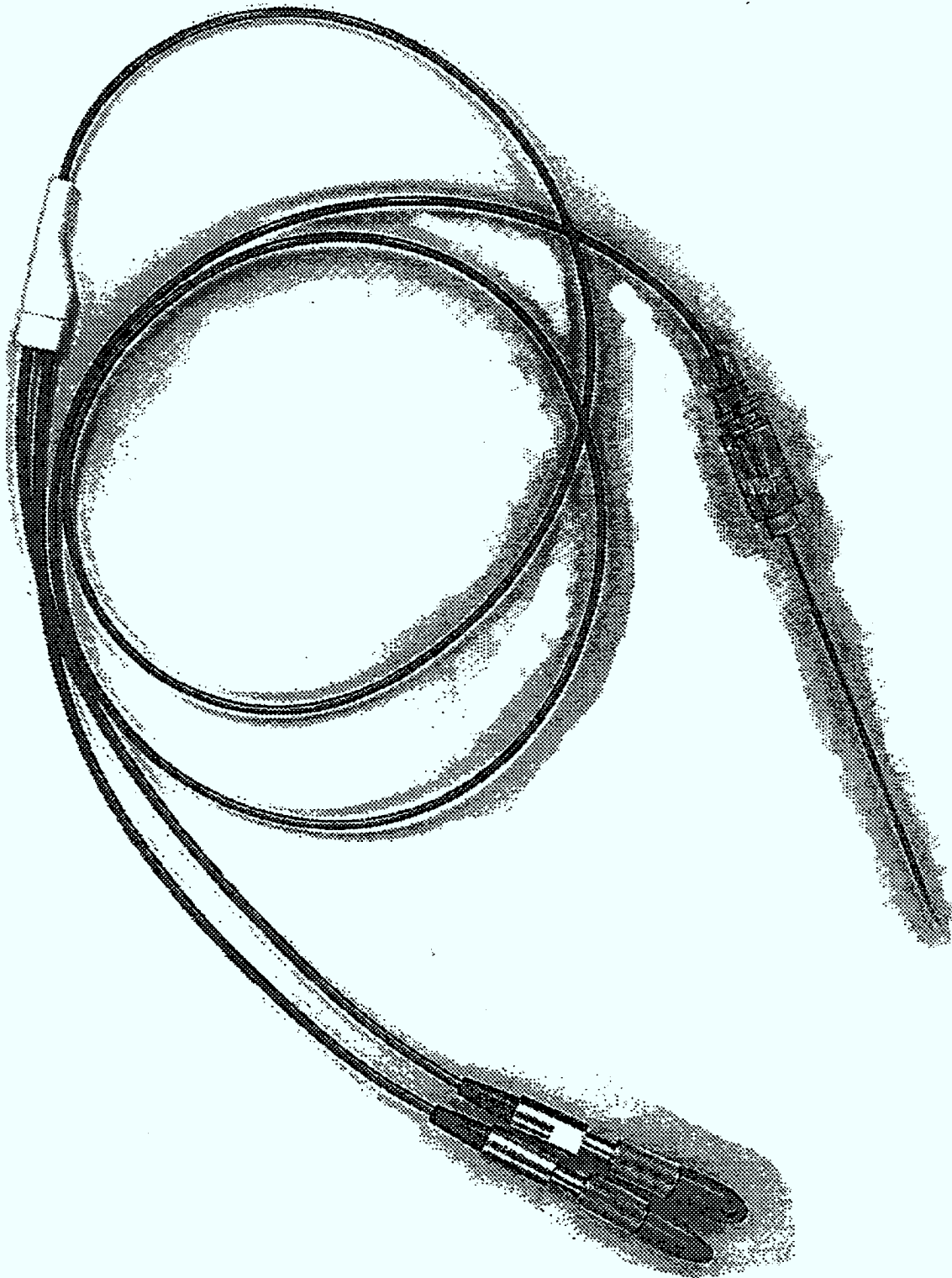


Abb. 3.9: Muster des Glasfasersensors in der Kanüle

Jül-3249

Juli 1996

ISSN 0944-2952

ISBN 3-89336-193-6