



(12) Wirtschaftspatent

Erteilt gemäß § 17 Absatz 1 Patentgesetz

(19) **DD** (11) **242 869 A1**

4(51) G 01 N 21/63

AMT FÜR ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veröffentlicht

(21)	WP G 01 N / 283 196 2	(22)	25.11.85	(44)	11.02.87
------	-----------------------	------	----------	------	----------

(71)	Medizinische Akademie Magdeburg, 3090 Magdeburg, Leipziger Straße 44, DD
(72)	Markefski, Michael, Dr. rer. nat., DD

(54) Optische 4-Kanal-Mehrfachmeßeinrichtung

(57) Es wurde eine in ihrem Aufbau einfache, aber auch aus schon vorhandenen Geräten zusammenstellbare 4-Kanal-Mehrfachmeßeinrichtung entwickelt, die als

- a) 2-Kanal-Fluorimeter plus 2-Kanal-Photometer
- b) 4-Kanal-Fluorimeter
- c) 2-Kanal-Fluorimeter plus 2-Kanal-Reflektometer
- d) 4-Kanal-Photometer
- e) 2-Kanal-„Dual Wavelength“-Photometer

betrieben werden kann. Bei allen Meßregimen a)–e) erfolgt die flexible aber optisch stabile Kopplung zwischen Meßobjekt und Meßgerät mittels Lichtleitkabel und zwischengeschalteten optischen Adaptern, wobei die optische Weglänge bei Absorptionsmessungen frei gewählt werden kann. Somit sind Messungen komplexer optischer Größen am Organ in situ aber auch an komplexen Mehrfachmeßeinrichtungen möglich. Dabei geschieht die Synchronisierung der bis zu 8 verschiedenen Wellenlängen zweckmäßig aber nicht notwendigerweise mittels eines einfachen elektromechanischen Choppers (M. Markefski WP G 01 N / 270 416 0). Weiterhin erfolgt die Bildung von Differenzen und Quotienten aus jeweils 2 Meßkanälen um sowohl korrigierte Fluoreszenz- als auch Absorptionssignale und damit aussagekräftige Meßgrößen von biologischen Materialien zu erhalten.

Erfindungsanspruch:

Optische 4-Kanal-Mehrzweckmeßeinrichtung für Messungen am Organ und für die Kombination mit multifunktionellen Mehrfachmeßeinrichtungen, **dadurch gekennzeichnet**, daß bei einer optischen 4-Kanal-Meßeinrichtung die Zuführung von Licht mit bis zu 4 verschiedenen Wellenlängen zum Meßobjekt (Primärlicht) sowie die Rückführung des vom Meßobjekt abgenommenen Lichtes ebenfalls mit bis zu 4 verschiedenen Wellenlängen zum Meßsystem komplett mittels Lichtleitkabel und zwischengeschalteten Koppelungsstücken, die aber nicht unbedingt erforderlich sind, erfolgt; die nicht invasive optische Messung von Stoffwechselforgängen am ganzen Organ sowie komplexen Meßeinrichtungen als jeweils

- a) 2-Kanal-Fluorimeter plus 2-Kanal-Photometer (bei freier Wählbarkeit der optischen Weglänge)
- b) 4-Kanal-Fluorimeter
- c) 2-Kanal-Fluorimeter plus 2-Kanal-Reflektometer
- d) 4-Kanal-Photometer (bei freier Wählbarkeit der optischen Weglänge)
- e) 2-Kanal-„Dual Wavelength“-Photometer (bei freier Wählbarkeit der optischen Weglänge) betrieben werden kann und bei gleichzeitiger Bildung der Quotienten und Differenzen von jeweils 2 Meßkanälen bei sehr geringer Umrüstzeit zur Herstellung der einzelnen Meßkombinationen geeignet ist.

Hierzu 3 Seiten Zeichnungen

Anwendungsgebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft eine 4-Kanal-Mehrzweckmeßeinrichtung, die speziell für die Messung an Organen (auch in situ) sowie für Messungen optischer Größen an komplexen Meßeinrichtungen konzipiert wurde. Diese optische Mehrfachmeßeinrichtung kann jeweils als

- a) 2-Kanal-Fluorimeter plus 2-Kanal-Photometer
 - b) 4-Kanal-Fluorimeter
 - c) 2-Kanal-Fluorimeter plus 2-Kanal-Reflektometer
 - d) 4-Kanal-Photometer
 - e) 4-Kanal-„Dual Wavelength“-Photometer
- genutzt werden.

Die Umrüstzeit zur Herstellung der Meßbereitschaft a) bis e) beträgt nur einige Minuten. Da die Zuführung und die Abnahme des Lichtes vom Meßobjekt komplett mittels Lichtleitkabel erfolgt, ist eine flexible aber stabile Trennung von Meßsystem und Meßobjekt gegeben. Dadurch ist dieses Meßsystem multifunktionell einsetzbar.

Charakteristik der bekannten technischen Lösungen

Bei bekannten Geräten erfolgte die Lichtleitung vom Meßsystem zum Meßobjekt (Primärlicht) sowie die Rückführung des vom Meßobjekt abgenommenen Lichtes (Sekundärlicht) nicht komplett mittels Lichtleitkabel oder die Messung von bis zu 4 verschiedenen optischen Größen war nicht möglich.

- /1/ Chance, B. and Legallais, V.
Inst. Electr. Electron Eng. Trans Biomed. Eng. 10, (1963) 40-47
- /2/ Chance, B.; Mayer, D. and Graham, N. and Legallais, V.
Rev. Sci. Instr. 41, (1970) 111-115
- /3/ Chance, B.; Graham, N. and Mayer, D.
Rev. Sci. Instr. 42, (1971) 951-957
- /4/ Kohen, E.; Kohen, C. and Thorell, B.
Biochem. Biophys. Acta 1, (1972) 189-196
- /5/ Chance, B.; Legallais, V.; Sorge, J. and Graham, N.
Anal. Biochem. 66, (1975) 498-514
- /6/ Buecher, B.; Brauser, B.; Conze, A.; Klein, F.; Langgurth, O. and Sies, H.
Eur. J. Biochem. 27, (1972) 301-317
- /7/ Brauser, B.; Buecher, T. and Dosiro, M.
FEBS Letters 8, (1970) 297-300
- /8/ Popov, J.
Biomed. Biochim. Acta 42, (1983) 113-121
- /9/ Hassinen, J. und Jaemsae, T.
Analyt. Biochem. 120, (1982) 365-372
- /10/ Renault, G.; Raynal, E.; Sinet, M.; Muffat-Joly, M.; Berthies, J.P.; Cornillaut, J.; Godard, B. and Pacidalo, J. J.
Am. J. Physiol. 246, (1984) 4, Part 2 H 491-H 499

Patentschriften in der zentralen Patentbibliothek der DDR im Amt für Erfindungs- und Patentwesen

Nr. der Patentschrift						Int. Klassen-Nr.
/11/	24	49	244	BRD	G 01	N 21/52
/12/	2	359	688	BRD	G 01	N 21/52
/13/	4	105	333	USA	G 01	N 21/52
/14/	3	891	853	USA	G 01	N 21/52
/15/	27	48	678	BRD	G 01	N K 1/04
/16/	217	8	87	DDR	G 01	N 21/01

Ziel der Erfindung

Das Ziel der Erfindung ist es, bis zu 4 optische Größen unterschiedlicher Natur am ganzen Organ (perfundiert und in situ) sowie an komplexen Mehrfachmeßeinrichtungen für Organschnitte, Zellen, Zellorganellen oder chemischen Systemen zu messen. Dazu sollte das Gerät einfach sein und somit harten Laboranforderungen genügen. Weiterhin ist ein solches Gerät flexibel einsetzbar. Die simultane Messung von 2 fluorimetrischen Größen bei gleichzeitiger Bildung eines Quotienten aus zwei fluorimetrischen Signalen hat den Vorteil, daß der gebildete Quotient unabhängig von der Anzahl der angestrahlten Fluorochrome ist. Ein solches Vorgehen gestattet deshalb die Ermittlung von Meßergebnissen durch Fluoreszenzmessungen unabhängig von der Güte der optischen Kopplung zwischen Meßobjekt und Meßkopf und ist somit besonders für Messungen in situ geeignet. Weiterhin ist der Quotient aus zwei fluorimetrischen Signalen weniger durch Störgrößen der fluorimetrischen Messung, z.B. Hämoglobin, beeinflussbar/17/, ein wichtiger Faktor bei der Messung am durchbluteten Organ. Durch die gemeinsame Messung von Fluoreszenz und Absorption, bei gleichzeitiger Bildung des Quotienten, ist die Ermittlung der Quantenausbeute von 2 verschiedenen Fluorochromen und dadurch eine Quantifizierung der Fluoreszenzsignale möglich. Das ist für viele Fragestellungen notwendig, da die Quantenausbeute von biologischen Materialien sich mit der jeweiligen Stoffwechsellage ändern kann/6, 18, 19 und 20/. Bei reinen Absorptionmessungen ist die Messung bei 2 verschiedenen Wellenlängen sowie die Bildung des Differenzsignals zweckmäßig, um unerwünschte Verfälschungen der Meßsignale zu umgehen/21, 22/.

/17/ Chance, B.; Schoener, B.; Oshino, R.; Itshak, E. and Nakase, Y.
J. Biol. Chem. 254 (11), (1979) 4764-4771

/18/ Rigler, R. jr
Acta physiol. scand. 67, (1966) 1-222

/19/ Galeotti, T.; Van Rossum, G. D. V.; Mayer, D. H. and Chance, B.
Eur. J. Biochem. 17, (1970) 485-496

/20/ Sies, H.; Haussinger, D. und Grosskopf,
Hoppe-Seyler's 2. Physiol. Chem. 355 (1974) 305-320

Somit können gleichzeitig 2 korrigierte Absorptionssignale an biologischen Materialien hoher Trübung ermittelt werden. Weiterhin ist die Korrektur der durch hämodynamische Artefakte verfälschten Fluoreszenzsignale dadurch möglich, daß Differenz (unter normierten Bedingungen), zwischen Fluoreszenzsignalen und den Reflexionssignalen des Anregungslichtes gebildet wird/23, 24 und 25/. Ein solches Vorgehen ist ebenfalls besonders bei Messungen in situ geeignet.

/21/ Chance, B.
Rev. Sci. Instr. 18, (1947) 601-609

/22/ Chance, B.
Rev. Sci. Instr. 22, (1951) 634-638

/23/ Harbig, K. and Reivich, M.
Stroke 4, (1973) 341 (Abstract VI-43)

/24/ Joebsis, F. F.; O'Conner, M.; Vitale, H. and Vreman, H.
J. Neurophysiol. 34, (1971) 735-749

/25/ Majeovsky, A. and Chance, B.
Brain Research 98, (1975) 149-165

Darlegung des Wesens der Erfindung

Die Aufgabe der Erfindung ist es, mit einem sehr einfachen und technologisch wenig aufwendigen, dabei aber leistungsfähigem Gerät bis zu 4 optische Signale bei bis zu 8 verschiedenen Wellenlängen zu ermitteln. Dabei kann es sich um Fluoreszenzsignale, um optische Absorption, aber auch um vom Meßobjekt reflektiertes Licht handeln. Gemessen werden können jeweils 2 Fluoreszenzsignale plus 2 Absorptionssignale oder 4 fluorimetrische Signale oder 2 reflektometrische Signale oder 4 Absorptionssignale sowie 2 korrigierte Absorptionssignale. Die optische Kopplung zwischen Meßobjekt und Meßgerät wird in allen Fällen komplett mittels Lichtleitkabel sowie optischen Sensoren vorgenommen und somit eine flexible, aber optisch stabile Kopplung zwischen Meßobjekt und Meßgerät erreicht. Dadurch können austauschbare optische Sensoren von kleiner und unterschiedlicher Geometrie eingesetzt werden. Somit ist das Gerät sehr anwendungsfreundlich und auch für optische Messungen an komplexen Maßeinrichtungen sowie am Organ in situ gut geeignet, wobei die Austauschbarkeit der optischen Sensoren eine gute Adaption der Maßeinrichtung an das Meßobjekt gestattet. Weiterhin sind die optischen Sensoren auf Grund ihrer Austauschbarkeit gut sterilisierbar und verhindern eine optische Beeinträchtigung der Lichtleitkabel durch Verschmutzung.

Ausführungsbeispiel

Das Gerät besteht aus dem rotierenden elektromechanischen Lichtchopper (M. Markefski: Patenteinrichtung WP G 01 N — 2704160 „Einfacher elektromechanischer Lichtchopper für verschiedene Wellenlängen“), der in sehr einfacher, aber effektiver Art die Synchronisation von 4 verschiedenen optischen Kanälen mit bis zu 8 verschiedenen Wellenlängen erlaubt. Zu diesem Zweck wird das Licht einer vorzugsweise eingesetzten Hg-Lampe, die naturgemäß ein Bandenspektrum aussendet (Fig. 1; λ_{poly}), durch 4 im elektromechanischen Lichtchopper befindliche Interferenzfilter geleitet. Der Einsatz einer Hg-Lampe hat den Vorteil, daß bei der gewählten Technik der Fluoreszenzmessung (180 Grad Strahlenablenkung) der auftretende große Reflektions- bzw. Streulichtanteil vom sehr geringen Nutzlichtanteil (Fluoreszenzstrahlung) mittels Filter besser getrennt werden kann. (Bei den biologisch interessanten Fluorochromen beträgt die Intensität des Nutzlichtanteiles im Vergleich zur Intensität des Anregungslichtes nur ca. 1 %.) Die optisch stabile aber flexible Weiterleitung des Beleuchtungslichtes mit 4 verschiedenen Wellenlängen zum Untersuchungsobjekt sowie die Zuleitung des vom Untersuchungsobjekt abgenommenen Lichtes zum Gerät erfolgt komplett mittels Lichtleitkabel (Fig. 1; LLK A = Einfachlichtleitkabel + γ -Lichtleitkabel, LLK B, C, D = γ -Lichtleitkabel), wobei es sich als sinnvoll erweist, zwischen Versuchsobjekt und Lichtleitkabel jeweils einen auswechselbaren Quarzkonus zwischenschalten, der von unterschiedlicher Geometrie sein kann (Fig. 1; QK, A und QK, B). Die Synchronisation der 4 verschiedenen Wellenlängen zur Beleuchtung des Meßobjektes sowie die Zuführung des vom Meßobjekt abgenommenen Lichtes zu 4 getrennt arbeitenden opto-elektrischen Wandlern geschieht, wie schon aufgezeigt, mittels im Chopper befindlicher Interferenzfilter sowie im Chopper eingearbeiteter Schlitzblenden (M. Markefski WP G 01 N — 2704160). Zweckmäßig werden dabei die von den opto-elektrischen Wandlern zu verarbeitenden erwünschten Lichtanteile (Fig. 3; λ_5 , λ_6 , λ'_1 und λ'_2) durch unmittelbar vor den opto-elektrischen Wandlern befindlichen Filter von den unerwünschten Lichtanteilen (Reflektionslicht und Streulicht) befreit. Weiterhin wird die optisch stabile, aber flexible Verbindung zwischen Chopper und den opto-elektrischen Wandlern (SEV's) mittels Lichtleitkabel hergestellt und somit ein erschütterungsfreies Arbeiten der SEV's gewährleistet (Fig. 3; λ_5 , λ_6 , λ'_1 , λ'_2). Die Herstellung der einzelnen Meßbereitschaften läßt sich durch einfaches Anschließen der Lichtleitkabel (Fig. 1; LLK, A und LLK, B) an die entsprechenden Quarzkone (Fig. 1; QK, A und QK, B und Fig. 2) sowie der Verknüpfung der einzelnen Lichtleitkabel untereinander durch Aneinanderstecken (Fig. 1, durch einen Querstrich gekennzeichnet) erreichen. Ein so konzipiertes System hat den Vorteil, daß die nachfolgende elektronische Meßwertverarbeitung auch mittels kommerziell gefertigter Geräte erfolgen kann. Somit können schon vorhandene Geräte ohne großen Umbauaufwand zu 4-Kanalmeßsystemen umgerüstet werden. Die elektronische Meßwertverarbeitung kann jedoch zusammen mit der Beleuchtungseinrichtung und dem elektromechanischen Chopper in einem Gerät untergebracht werden, wobei für die elektronische Meßwertverarbeitung folgende Grundlösung zweckmäßig erscheint.

Elektronische Meßwertverarbeitung

Die von den SEV's gewandelten Signale werden in 4 identischen Verstärkern elektronisch verarbeitet. Als jeweils 1. Verstärkerstufe dient ein Operationsverstärker mit MOSFET-Eingang (Fig. 3; V 1). Dieser Verstärker ist in seiner Empfindlichkeit logarithmisch durch ein 10KOhm/5dB-Glied im invertierten Rückführungsweig programmierbar. Dadurch läßt sich der Meßbereich der elektronischen Meßwertverarbeitung zwischen 10A und 10A wählen.

Somit reicht die Empfindlichkeit der Meßverstärker in den Dunkelstrombereich der SEV's. Diese erste Verstärkerstufe arbeitet gleichzeitig als Mittelwertbildner mit geringer Zeitkonstante und gestattet somit eine verlässliche analoge Verarbeitung der durch den elektromechanischen Lichtchopper getriggerten Signale. Durch ein nachgeschaltetes aktives Filter 4. Ordnung (Tiefpaß mit BUTER-WORTH-Charakteristik) wird eine gute Filterung der Nutzsignale für die weitere Verarbeitung erreicht. Da die Einstellzeiten der zu verfolgenden biologischen Vorgänge in der Regel verschieden, aber auch langsam sind, ist es zweckmäßig, für diese elektronische Filterkombination verschiedene programmierbare Einstellzeiten (1–24 Sekunden für $\tau_{95\%}$) zu wählen. Dadurch kann eine stabile Meßwertfassung gesichert werden und das Meßsystem wird somit optimal an die einzelnen Meßbedingungen angepaßt, wobei die Einstellzeiten für das Meßsystem entsprechend den Regeln der Meßwertverarbeitung schneller als die Einstellzeiten des Meßobjektes gewählt werden. Durch eine Nullpunktunterdrückung (Fig. 3; NP) erfolgt eine starke Unterdrückung der Untergrundstrahlung. Somit werden bis zu 90% der nicht erwünschten Untergrundstrahlung unterdrückt und nur etwa bis zu 10% der Signalbreite (Nutzsignal) einer Spreizung unterzogen, so daß eine Kalibrierung der Meßkanäle für die analoge Ausgabe der Meßsignale durch die nachfolgende Verarbeitung mittels der Divisoren (Fig. 3; D 1 und D 2) sowie der Differenzierer möglich ist (Fig. 3; Diff. 1 und Diff. 2).

Auf eine Entlogarithmierung von Meßsignalen (Absorptionsmessung + Reflexionsmessung) kann für die Lösung der meisten Probleme verzichtet werden, da zur Bestimmung der Quantenausbeuten sowie für die Korrekturen der Fluoreszenzstrahlung lediglich die Absorption sowie die Reflexionen erforderlich sind.

a) 2-Kanal-Fluorimeter und 2-Kanal-Photometer

In dem elektromechanischen Lichtchopper (Patenteinrichtung WP G 01 N — 2704160) befinden sich jeweils 2 Interferenzfilter mit identischer Durchlaßcharakteristik nebeneinander in 4 im Rotor des Choppers ausgearbeiteten Filterpositionen. Am besten geeignet für die Herausfilterung eines spektralreinen Anregungslichtes sind Doppelresonanzspezialinterferenzfilter (DRSIF) sowie UV-Kopplungsspezialinterferenzfilter (VKSIF). Diese IF-Filter haben den Vorteil, daß das Verhältnis von Halbwertsbreiten zu Zehntelwertsbreiten gegenüber den normalen IF-Filtern vom Fabry-Perot-Typ kleiner ist. Somit ist bei der Verwendung einer Hg-Lampe, die naturgemäß ein Bandenspektrum aussendet, eine hohe spektrale Reinheit des Anregungslichtes erreichbar. Das Ausfiltern von nicht erwünschten Streulichtanteilen und des Reflexionslichtes aus dem Fluoreszenzlicht ist somit bei geringerer Filtergüte der Filter für die Trennung der erwünschten Fluoreszenzstrahlungen (Fig. 1 a, Fig. 3; λ_5 und λ_6) möglich. Demzufolge sind die in die opto-elektrischen Wandler gelangenden Nutzlichtanteile im Verhältnis zu den nicht Nutzlichtanteilen hoch, wodurch sich die Empfindlichkeit der Fluoreszenzmessungen erhöht.

Wie in der Fig. 1 a und Fig. 3 dargestellt, ergibt

- K 1 = die Fluoreszenz des Fluorochromes 1
- K 2 = die Fluoreszenz des Fluorochromes 2
- K 3 = die Absorption des Fluorochromes 1
- K 4 = die Absorption des Fluorochromes 2
- K 1/K 3 = die Quantenausbeute des Fluorochromes 1
- K 2/K 4 = die Quantenausbeute des Fluorochromes 2

Die Messung der Differenzen K1–K2 und K3–K4 ist bei diesem Meßregim nicht unbedingt erforderlich. Jedoch lassen bei entsprechender Kalibrierung die Differenzsignale der Fluoreszenzen und speziell der Absorptionen Rückschlüsse auf eine eventuelle Gleichgewichtseinstellung beider fluorochromer Systeme unter gewählten definierten Bedingungen zu.

b) 4-Kanal-Fluorimeter

Bei der Messung im Betriebsregime 4-Kanal-Fluorimeter (Fig. 1 b) sind 4 verschiedene IF-Filter in dem elektromechanischen Chopper befindlich. Dadurch gelangt Licht mit 4 verschiedenen Wellenlängen (Fig. 1 b; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ und λ_4) auf das Versuchsobjekt und erzeugt 4 verschiedene Fluoreszenzstrahlungen, die über das Lichtleitkabelsystem (Fig. 1 b; LLK, A verbunden mit dem LLK, B und dem LLK, G) zu den 4 getrennt arbeitenden SEV's (Fig. 1 b; $\lambda_5, \lambda_6, \lambda_7, \lambda_8$) gelangen.

c) 2-Kanal-Fluorimeter plus 2-Kanal-Reflektometer

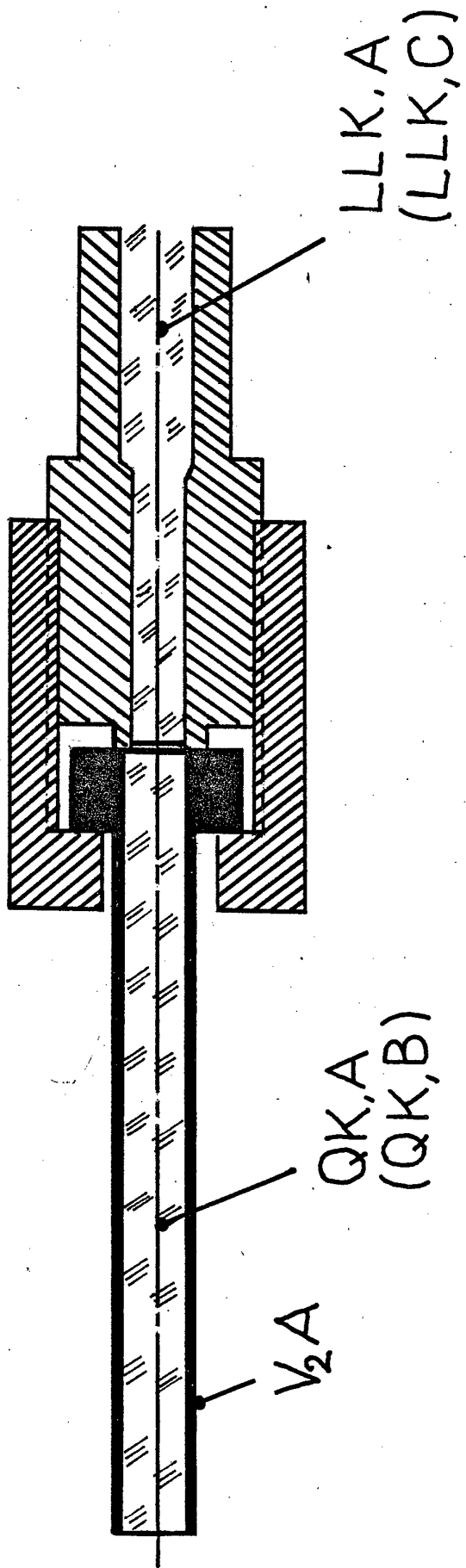
Bei dieser Meßanordnung befinden sich die Lichtleitkabel in der gleichen Position wie bei der Betriebsart 4-Kanal-Fluorimeter (Fig. 1 [c]). Neben der Fluoreszenzstrahlung (Fig. 1 b; λ_7 und λ_8) wird die Reflexionsstrahlung der beiden Anregungswellenlängen (Fig. 1 [c]; λ_1 und λ_2) registriert (Fig. 1 [c]; λ_1 refl. und λ_2 refl.), oder auf das Versuchsobjekt wird eine für dieses Meßregime geeignet zur Reflexion bestimmte Strahlung (Fig. 1 [c]; λ_3 und λ_4) geleitet, deren Reflexion (Fig. 1 [c]; λ_3 refl. und λ_4 refl.) dann sondiert wird. Neben den beiden in den Kanälen 1 und 2 sondierten Fluoreszenzstrahlungen sind speziell die über die Differenzierer ermittelten Differenzbeträge zwischen den Fluoreszenzstrahlungen und den Reflexionen, also die korrigierten Fluoreszenzsignale interessant.

d) 4-Kanal-Photometer

Diese Modifikation der Vielzweckmeßeinrichtung erfordert durch das Lichtleitkabelsystem lediglich die Beleuchtung des Meßobjektes, die zweckmäßig über einen Quarz-Konus bei optisch verschlossener Y-Verzweigung vorgenommen wird (Fig. 1 d; LLK, A und QK, A). Die Zuführung des mittels des Quarz-Konus vom Meßobjekt abgekommenen Lichtes (Fig. 1 d; QK, B) erfolgt dann über das Lichtleitkabelsystem und den elektromechanischen Lichtchopper zu den getrennt arbeitenden SEV's (Fig. 1 d; LLK, B; LLK, C und LLK, D). Registriert werden jeweils die einzelnen Absorptionssignale, wobei auf eine zusätzliche Filterung des Lichtes unmittelbar vor den SEV's verzichtet werden kann (Fig. 3; Filter).

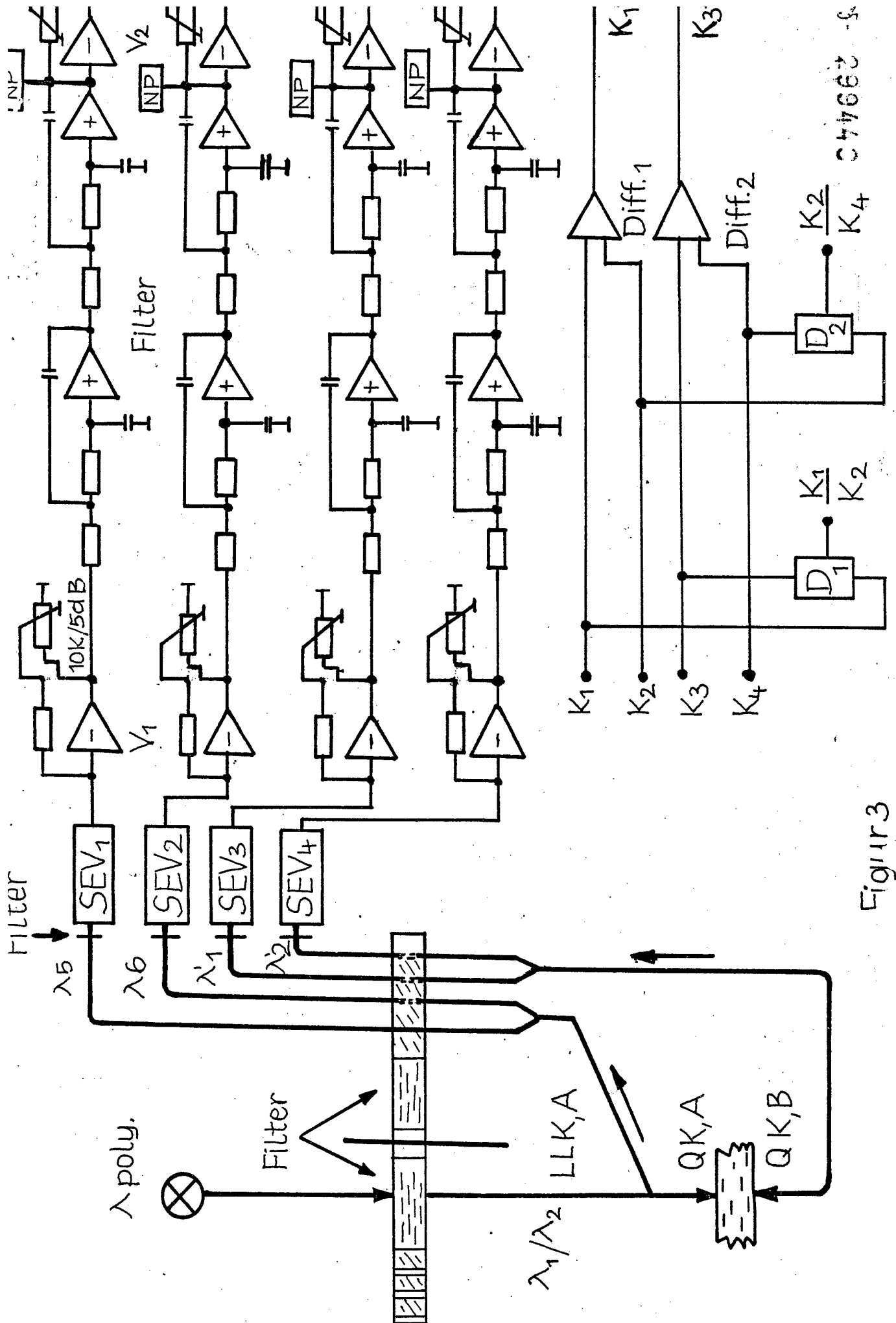
e) 2-Kanal-„Dual Wavelanght“-System

Bei ansonsten identischer Lichtführung wie bei der 4-Kanal-Photometer-Anordnung werden jeweils für die Nutzabsorptionen (Fig. 1 [e]; λ_1 und λ_2) sowie 2 für die Korrekturabsorptionen geeignete Wellenlängen auf das Versuchsobjekt geleitet (Fig. 1 [e]; λ_1 korr. und λ_2 korr.). Das vom Untersuchungsobjekt abgenommene Licht wird wie schon unter d) beschrieben elektronisch so verarbeitet, daß nur jeweils die Differenzen zwischen Nutzabsorptionen und Korrekturabsorptionen gebildet werden. Somit werden Absorptionssignale erhalten, die weitgehend durch die Trübung des Untersuchungsobjektes unbeeinflusst sind (21, 22).



M 4:1

Figur 2



Figur 3

с 77662 - 8