

<b>(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> :</b> <b>A61B 5/0496, 5/0484</b>	<b>A1</b>	<b>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 98/24364</b>  <b>(43) Internationales Veröffentlichungsdatum:</b> 11. Juni 1998 (11.06.98)
--	-----------	---

**(21) Internationales Aktenzeichen:** PCT/DE97/02791

**(22) Internationales Anmeldedatum:** 29. November 1997 (29.11.97)

**(30) Prioritätsdaten:**  
196 49 858.9      2. Dezember 1996 (02.12.96)      DE

**(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US):** CIN-DATEC INGENIEURTECHNISCHE DIENSTE GMBH [DE/DE]; Computer-, Informations- und Datentechnik, Annaberger Strasse 240, D-09125 Chemnitz (DE).

**(72) Erfinder; und**  
**(75) Erfinder/Anmelder (nur für US):** KUTSCHBACH, Ernst [DE/DE]; Neefestrasse 25d, D-09119 Chemnitz (DE). HELD, Uwe [DE/DE]; Agnes-Smedley-Strasse 8, D-09126 Chemnitz (DE). HOCH, Uwe [DE/DE]; Wohnpark Falke 6, D-09355 Gersdorf (DE). GÜNTHER, Ralf [DE/DE]; Zwickauer Strasse 62, D-08451 Crimmitschau (DE). STASCHE, Manfred [DE/DE]; Willy-Borngässer Strasse 11, D-65197 Wiesbaden (DE). HINKEL, Albrecht [DE/DE]; Wagnergasse 1a, D-09573 Grünberg (DE).

**(74) Anwalt:** SEERIG & HÜBNER; Am Alten Bad 6, D-09111 Chemnitz (DE).

**(81) Bestimmungsstaaten:** AL, AU, BA, BG, BR, CA, CN, CZ, EE, HU, IL, IS, JP, KP, KR, LT, LV, MK, MX, NO, PL, RO, SI, SK, TR, UA, US, UZ, VN, YU, eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

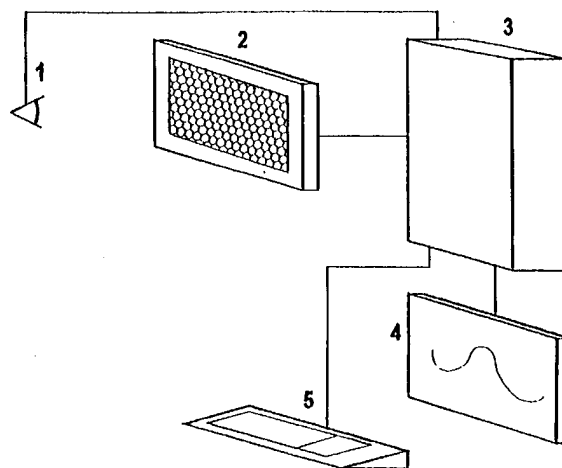
**Veröffentlicht**  
*Mit internationalem Recherchenbericht.  
 Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.*

**(54) Title:** PROCESS AND SYSTEM FOR DETERMINING THE TOPOGRAPHY OF EYE REACTION SIGNALS

**(54) Bezeichnung:** VERFAHREN UND ANORDNUNG ZUR BESTIMMUNG DER TOPOGRAPHIE FÜR REAKTIONSSIGNALE EINES AUGES

**(57) Abstract**

The object of the invention is to determine the topography of retinal reactions in a highly effective and reliable manner. This object is attained in that a luminous image composed of surface segments is generated on a surface arranged in front of the eye and complete prolonged m-sequences are used to control the brightness and darkness of the surface segments during each period of time. The reaction functions of the surface segments during each period of time are calculated from the reaction signal of the eye by a cross-correlation function and the quality of the results during each period of time is evaluated by calculating summation functions. Only the reaction signals of good quality are summed for the total result. The eye reaction signal is checked for threshold values and when defects are recognised the m-sequences are set back by a predeterminable number of steps, the recognised defective reaction signals being replaced during the repetition. Each image is displayed in a first adjustable partial step and darkened during a second adjustable partial step.



## (57) Zusammenfassung

1. Verfahren und Anordnung zur Bestimmung der Topographie für die Reaktionssignale eines Auges. 2.1. Aufgabe der Erfindung ist es, die Topographie der Netzhautreaktionen mit hoher Effektivität und großer Sicherheit zu ermitteln. 2.2. Erfindungsgemäß wird die Aufgabe dadurch gelöst, daß auf eine vor dem Auge angeordnete Fläche ein aus Teilflächen bestehendes leuchtendes Bild erzeugt wird und für die Hell- und Dunkelsteuerung der Teilflächen in jedem zeitlichen Abschnitt, vollständige verlängerte m-Sequenzen verwendet werden. Aus dem Reaktionssignal des Auges werden mit Hilfe der Kreuzkorrelationsfunktion die Reaktionsfunktionen der Teilflächen in jedem zeitlichen Abschnitt berechnet und durch Bildung von Summenfunktionen wird die Qualität der Ergebnisse für jeden zeitlichen Abschnitt bewertet. Es werden nur mit gut bewertete Reaktionssignale für das Gesamtergebnis aufsummiert. Das Reaktionssignal des Auges wird auf die Einhaltung von Grenzwerten überwacht und bei erkannten Fehlern werden die m-Sequenzen um eine vorgebbare Anzahl von Schritten zurückgesetzt, erkannte Fehler der Reaktionssignale werden durch die Wiederholung ersetzt. Jedes Bild wird in einem ersten einstellbaren Teilschritt angezeigt und während eines zweiten einstellbaren Teilschrittes dunkelgesteuert.

### LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidshjan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	ML	Mali	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	MN	Mongolei	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MR	Mauretanien	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MX	Mexiko	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CG	Kongo	KE	Kenia	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	PL	Polen		
CM	Kamerun	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CU	Kuba	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
CZ	Tschechische Republik	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Deutschland	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
DK	Dänemark	LR	Liberia	SG	Singapur		
EE	Estland						

## Beschreibung

### Verfahren und Anordnung zur Bestimmung der Topographie für Reaktionssignale eines Auges

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zur Bestimmung der Topographie für Reaktionssignale eines Auges, bei dem zur Stimulierung auf einer vor dem Auge angeordneten Fläche ein aus Teilflächen bestehendes leuchtendes Bild dargestellt wird, wobei jede Teilfläche durch eine ihr zugeordnete digitale Zeitfunktion hell- und dunkelgesteuert und dabei die Gesamtreaktion des Auges gemessen wird.

Die ermittelte Topographie für die Reaktionssignale eines Auges zeigt die objektive Empfindlichkeitsverteilung der Netzhaut und gibt somit Aufschluß über das Sehvermögen. Mit einer solchen Untersuchung ist eine Früherkennung und Bewertung von Augenkrankheiten z.B. des Glaukom möglich. Vor allem sind mit derartigen Untersuchungen partielle Fehler der Netzhaut feststellbar.

Es gibt eine Vielzahl von Untersuchungsmethoden, die auf subjektiver Basis arbeiten, d.h. bei denen der untersuchte Patient die Messung durch seine Aussage bewertet. Bei allen diesen Methoden ist der Patient in die Messung integriert, indem er die Aussage gibt, ob und wie er einen bestimmten Reiz wahrnimmt.

Als objektives Meßverfahren hat sich das Elektoretinogramm (ERG) etabliert, bei dem das mit einer Elektrode vom Auge abgenommene Reaktionssignal mit seinem zeitlichen Verlauf dargestellt und ausgewertet wird. Zur Stimulierung werden einmalige Lichtblitze oder Hell-

Dunkelfolgen (Flicker-ERG) verwendet. Dabei wird der Mittelwert für die gesamte Netzhautfläche bestimmt. Bei der Aufnahme evozierter Potentiale werden Elektroden an bestimmter Stelle des Kopfes angebracht, und das gemessene Signal entspricht der Reaktion, die über Nervenstränge an der Meßposition auftritt. Einzelheiten hierzu sind von J. Jörg und H. Hielscher in dem Buch "Evozierte Potentiale in Klinik und Praxis"/Springer Verlag veröffentlicht.

Zur Bestimmung der Topologie der Netzhautempfindlichkeit besteht grundsätzlich die Möglichkeit, Teilflächen der Netzhaut durch einzelne der jeweiligen Teilfläche zugeordnete Lichtreize zu stimulieren und die Reaktion zu messen. Da zur Reduzierung von Meßfehlern Mittelwerte gebildet werden müssen, ergibt sich bei diesem Verfahren eine unvertretbar lange Meßzeit.

In der Patentschrift US 5 382 987 wird die Kopplung einer ophtalmoskopischen Anordnung auf Basis eines 3-Wege Maxwell Betrachtungssystems zur optischen Untersuchung der Netzhaut des Auges mit einer perimetrischen Anordnung zur Bestimmung des Gesichtsfeldes vorgeschlagen, wobei die spektrale Empfindlichkeit eines ausgewählten Teiles der Netzhaut mit Hilfe des Elektroretinogrammes gemessen werden kann, für das ein Stimulismuster auf die Netzhaut übertragen wird. Mit diesem Verfahren kann die Empfindlichkeit eines einzelnes Teiles sowie das Gesamtbild der Netzhaut untersucht werden. Für die meßtechnische Untersuchung aller Teile der Netzhaut würde sich auch hier eine unvertretbar lange Untersuchungszeit ergeben.

Die Verwendung eines mit einem optischen Modulator versehenen Laser Projektors zur Erzeugung eines Helligkeitsmusters auf der Netzhaut für die Messung des

Muster-Elektroretinogramms (PERG) ist von Daniel R. Peters und John Tabora in der Patentschrift US 5 233 373 angegeben worden. Damit kann aber auch nur immer eine ausgewählte Fläche der Netzhaut untersucht werden und die Untersuchung mehrerer Flächen kann nur nacheinander erfolgen.

Ein verbessertes Verfahren und die zugehörige Anordnung zur Bestimmung der Funktionsverteilung der Reaktion über die Fläche der Netzhaut auf Reize ist von R. Richardson in der Patentschrift EP 0 375 737 angegeben worden. Hierbei wird die Gesamtreaktion der Netzhaut auf Stimuli im Sehfeld aufgenommen, wobei die Stimuli durch Serien von Mustern gebildet werden, deren Intensität sich in horizontaler Richtung und in vertikaler Richtung ändert. Als Beispiel wird eine sinus- bzw. cosinusförmige Verteilung der Intensität verwendet, und durch Rücktransformation aus den gemessenen Gesamtsignalen läßt sich die Empfindlichkeitsverteilung über die Fläche der Netzhaut berechnen. Nachteilig bei diesem Verfahren ist, daß sich Meßfehler bei der Bestimmung der einzelnen Koeffizienten nicht erkennen lassen, daß sich aber einzelne Meßfehler auf die Berechnung der gesamten Verteilungsfunktion auswirken. Nachteilig ist bei diesem Verfahren weiterhin, daß die Auflösung auf die größte Dichte der Empfindlichkeitsverteilung angepaßt werden muß, obwohl diese nur in einem eng begrenzten Bereich vorhanden ist.

In der Patentschrift US 5 539 482 wird ein Verfahren angegeben, bei dem das Stimulusbild aus mehreren Vierecken mit vom Zentrum nach außen zunehmender Größe besteht, deren Helligkeitsverlauf mit unterschiedlichen Frequenzen im Bereich von 10 Hz bis 45 Hz gesteuert wird. In dem dargestellten Beispiel wird mit 9 gleichzeitig in

der Helligkeit modulierten Vierecken gearbeitet und die Auswertung des gemessenen Signals erfolgt mit Hilfe der Fouriertransformation. Der Vorteil des Verfahrens liegt darin, daß durch Messung der Nyquistfrequenz Einflüsse der unteren Ganglienzellschichten erfaßt werden können. Nachteilig ist, daß zur Bestimmung der Nyquistfrequenz mehrere Messungen mit unterschiedlicher Verteilungen der Modulationsfrequenzen durchgeführt werden müssen und daß die Meßzeiten für jede Frequenzverteilung so lang gewählt werden müssen, daß eindeutige Ergebnisse für die einzelnen Frequenzen ermittelt werden können. Es wird angegeben, daß eine Erweiterung bis auf 32 "Zonen" möglich ist. Damit hat das Verfahren selbst bei dieser Erweiterung noch eine sehr niedrige Auflösung hinsichtlich der untersuchbaren Teilflächen.

Ein anderes Verfahren wurde von E. E. Sutter und D. Tran in der Zeitschrift Vision Research (Great Britain) Vol. 32, No. 3, pp 433-446, 1992 angegeben, mit dem relativ gute Ergebnisse erzielt worden sind. Zur Bestimmung der Topographie der ERG Komponenten wird ein digitales Verfahren angewendet, bei dem als Stimuli Sechsecke verwendet werden, deren zeitliche Helligkeitsverläufe durch m-Sequenzen gesteuert werden. Dabei werden 241 Sechsecke verwendet, deren Größe vom Mittelpunkt aus nach außen zunimmt. Damit wird der ungleichen Dichte der Verteilungsfunktion Rechnung getragen. Es wird das Gesamtreaktionssignal des Auges gemessen und durch Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion mit der jeweiligen m-Sequenz wird der Signalverlauf für das betreffende Sechseck berechnet. Durch Wichtung des Signalverlaufes mit dem Mittelwert für den entsprechenden Bereich von Teilflächen werden Störungen bei der Bestimmung der in dem Signalverlauf enthaltenen Amplitude des Nutzsignales reduziert. Für die Messung werden

m-Sequenzen mit einer Länge von 65535 Schritten verwendet, die gegeneinander immer um 256 Schritte versetzt sind. Bei der Bildwechselfrequenz von 67 Hz ergibt sich eine Gesamtmeßdauer von etwa 16 Minuten, wobei die Messung in 32 zeitlichen Abschnitte unterteilt wurde, die jeweils 30 Sekunden zuzüglich einer Zeit für die Überlappung betragen. Ein erster Nachteil ist, daß das Verfahren nur in dem Umfang exakte Ergebnisse liefern kann, wie die Reaktionsfunktion der Netzhaut auch linear auf die Reize reagiert. Dieser Zusammenhang ist aber bei einer Bildwiederholffrequenz von 67 Hz nur teilweise und dann auch nur bei kurzer Nachleuchtdauer des Bildschirmes gegeben. Ein weiterer Nachteil dieses Verfahrens besteht darin, daß der Signalverlauf subjektiv überwacht werden muß und bei erkennbaren Störungen z.B. durch Lidschlag oder bei Kontaktproblemen der Elektrode der zugehörige Zeitabschnitt zu wiederholen ist. Der wesentlichste Nachteil ist aber, daß es keine Möglichkeit gibt, die Zwischenergebnisse der einzelnen Zeitabschnitte zu beurteilen und daß erst am Ende der Messung, d.h. nach Vorliegen der Meßwerte über alle Zeitabschnitte die Möglichkeit besteht ein Ergebnis zu ermitteln und dieses Ergebnis zu bewerten, so daß bei nicht erkannten Störungen die gesamte Messung zu wiederholen ist.

In der Amerikanischen Patentschrift US 4 846 567 wurde von E.E. Sutter bereits ein Grundprinzip des Verfahrens angegeben, bei dem als Stimuli ein Displays mit einem quadratischen Array von aktivierbaren Elementen verwendet wird, wobei die zeitlichen Helligkeitsverläufe der Elemente von m-Sequenzen gesteuert werden. Die Berechnung der einzelnen Reaktionssignale erfolgt mit Hilfe der Kreuzkorrelationsfunktion. Auch hier werden m-Sequenzen der Länge  $2^{16} - 1 = 65535$  angewendet, die jeweils um 256 Schritte gegeneinander versetzt sind. Ebenso wird

vorgeschlagen, die gesamte Messung in zeitliche Abschnitte von etwa 20 bis 40 Sekunden zu unterteilen. Damit entspricht das Prinzip in allen wesentlichen Punkten dem Verfahren, wie es in der Zeitschrift Vision Research benutzt wird und es sind die gleichen Nachteile enthalten, wie in der genannten Veröffentlichung.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Anordnung zu schaffen, mit der die Topographie der Netzhautreaktionen mit hoher Effektivität und großer Sicherheit ermittelt werden kann, wobei jedes Zwischenergebnisses bewertbar ist, um nur solche Zwischenergebnisse in die Rechnung einzubeziehen, die als qualitativ gut erkannt werden damit sowohl das Bedienpersonal als auch die Patienten so gering wie möglich belastet werden und wobei das Verfahren und die Anordnung auch speziellen Untersuchungen angepaßt werden können.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die in den Ansprüchen 1 und 15 genannten Merkmale gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen sind in den Unteransprüchen angegeben.

Der Vorteil der erfindungsgemäßen Lösung besteht darin, daß für die Messung gleiche, in sich abgeschlossene zeitliche Abschnitte verwendet werden und daß die Qualität des ermittelten Teilergebnisses für jeden zeitlichen Abschnitt bewertet werden kann, so daß nur als gut befundene Teilergebnisse für die weitere Auswertung verwendet werden. Aufgetretene Meßfehler können sofort erkannt werden und es ist nicht erforderlich, die gesamte, aus mehreren zeitlichen Abschnitten bestehende Messung zu wiederholen, sondern es muß nur ein weiteres Teilergebnis durch einen zeitlichen Abschnitt ermittelt



werden. Da immer mit gleichen zeitlichen Abschnitten gearbeitet wird, kann deren Anzahl beliebig gewählt werden, d.h. bei auftretenden Unsicherheiten kann die Genauigkeit durch Hinzufügen weiterer zeitlicher Abschnitte verbessert werden. Vorteilhaft ist weiterhin, daß das Signal für die Gesamtreaktion des Auges auf Grenzwerte überwacht wird und bei auftretenden Überschreitungen die m-Sequenzen um eine vorgebbare Anzahl von Schritten zurückgesetzt und die Signale für die Gesamtreaktion des Auges durch die wiederholten Werte ersetzt werden.

Mit der einstellbaren Dauer für den ersten Teilschritt, in dem das durch die m-Sequenz definierte Bild angezeigt wird, und den zweiten Teilschritt, in dem die Fläche dunkelgesteuert ist, kann die Anordnung für die Messung ausgewählter Reaktionen der Netzhaut des Auges angepaßt werden.

Die erfindungsgemäße Lösung soll anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert werden. In der dazugehörigen Zeichnung zeigen:

- Fig. 1 den Prinzipaufbau der erfindungsgemäßen Anordnung,  
Fig. 2 ein aus Sechsecken bestehendes Bild mit 61  
Teilflächen,  
Fig. 3 ein aus Vierecken bestehendes Bild mit 61  
Teilflächen,  
Fig. 4 ein aus Kreisringsegmenten bestehendes Bild mit  
61 Teilflächen,  
Fig. 5 Signalverlauf verlängerter m-Sequenzen mit der  
Länge  $L' = 8$  und  
Fig. 6 Zuordnung der Teilflächen zu den Summensignalen.

In Fig. 1 ist der Prinzipaufbau der für die Messung verwendeten Anordnung dargestellt. Ein Auge 1 des Patienten blickt auf eine Fläche 2, auf der das leuchtende Bild dargestellt wird, das aus einer Anzahl N Teilflächen besteht. Die Hell- und Dunkelsteuerung der Teilflächen erfolgt über eine Steuereinheit 3. Die Bedienung, d.h. die Einstellung der Meßparameter, erfolgt über eine mit der Steuereinheit 3 verbundene Tastatur 5. Über eine mit der Steuereinheit 3 verbundene Anzeigeeinheit 4 erfolgt die Bedienerführung und die Ergebnisanzeige. Das am Auge 1 abgenommene Reaktionssignal wird der Steuereinheit 3 zur Auswertung zugeführt.

Auf der Fläche 2 werden Bilder dargestellt, die aus abgegrenzten Teilflächen mit von der Mitte nach außen zunehmender Größe bestehen. Als Beispiel mit  $N = 61$  Teilflächen zeigt Fig. 2 ein aus Sechsecken, Fig. 3 ein aus Vierecken und Fig. 4 ein aus Kreisringsegmenten bestehendes Bild.

Die Hell- Dunkelsteuerung der Teilflächen erfolgt durch  $m$ -Sequenzen, wodurch sich aus einem einzigen vom Auge abgenommenen Reaktionssignal die Reaktionsfunktionen aller Teilfläche berechnen lassen.  $m$ -Sequenzen werden gebildet, indem ein einzelner Koeffizient durch ein irreduzibles, primitives Polynom mittels der binären modulo-2 Division geteilt wird. Bei einem Polynom vom Grad  $g$  entsteht damit ein periodisches Ergebnis mit einer Periodenlänge  $L$ . Dabei gilt der Zusammenhang zwischen Periodenlänge  $L$  und Grad  $g$  des Polynoms:

$$L = 2^g - 1 \quad (a)$$

Zur Veranschaulichung soll die Rechnung mit einem Polynom vom Grad  $g = 3$  durchgeführt werden. Wählt man als Beispiel das Polynom

$$P(x) = x^3 + x + 1$$

und für den Koeffizienten  $x^{15}$ , dann ergibt sich:

$$\begin{array}{r}
 x^{15} : x^3 + x + 1 = x^{12} + x^{10} + x^9 + x^8 + x^5 + x^3 + x^2 + x^{-1} + x^{-4} + x^{-5} + x^{-6} + \dots \\
 \begin{array}{r}
 x^{15} \quad x^{13} \quad x^{12} \\
 x \quad +x \quad +x \\
 \quad x^{13} \quad x^{11} \quad x^{10} \\
 \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad x^{12} \quad x^{10} \quad x^9 \\
 \quad \quad \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad x^{11} \quad x^9 \quad x^8 \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x^8 \quad x^6 \quad x^5 \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x^6 \quad x^4 \quad x^3 \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x^5 \quad x^3 \quad x^2 \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x^4 \quad x^2 \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x^{-1} \quad x^{-2} \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x^{-1} \quad x^{-3} \quad x^{-4} \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad \quad x^{-2} \quad x^{-4} \quad x^{-5} \\
 \quad x \quad +x \quad +x \\
 \quad x^{-3} \quad x^{-5} \quad x^{-6} \\
 \quad x \quad +x \quad +x
 \end{array}
 \end{array}$$

Stellt man das Ergebnis für alle belegten Koeffizienten mit 1 und für alle unbelegten Koeffizienten mit 0 dar, dann ergibt sich bei Aneinanderreihung der Koeffizienten und unter Beachtung, daß die Koeffizienten  $x^{14}$  und  $x^{13}$  Null sind:

0 0 1 0 1 1 1 0 0 1 0 1 1 1 0 0 1 0 1 1 1 .....  
 -----  
 1. Periode      2. Periode      3. Periode

Man bezeichnet jeweils eine Periode als  $m$ -Sequenz oder Folge maximaler Länge. Von jeder  $m$ -Sequenz der Länge  $L$  lassen sich genau  $L$  um je einen Schritt zyklisch verschobene Folgen bilden, und wenn man die aus den Koeffizienten 0 und 1 bestehende, um  $i$  Schritte verschobene  $m$ -Sequenz mit  $S_i(0,1)$  bezeichnet, dann gilt:

$$S_0(0,1) = 0 0 1 0 1 1 1$$

$$S_1(0,1) = 1 0 0 1 0 1 1$$

$$S_2(0,1) = 1 1 0 0 1 0 1$$

$$S_3(0,1) = 1 1 1 0 0 1 0$$

$$S_4(0,1) = 0 1 1 1 0 0 1$$

$$S_5(0,1) = 1 0 1 1 1 0 0$$

$$S_6(0,1) = 0 1 0 1 1 1 0$$

$$S_7(0,1) = S_0(0,1)$$

Entsprechend ergibt sich die negierte  $m$ -Sequenz mit gleichen Eigenschaften:

$$/S_0(0,1) = 1 1 0 1 0 0 0$$

Für algebraische Berechnungen führt man bei den  $m$ -Sequenzen die Substitution

$$0 \rightarrow -1 \quad \text{und} \quad 1 \rightarrow +1$$

ein und bezeichnet die damit gebildete negierte  $m$ -Sequenz:

$$/S_0(-1,+1) = +1 +1 -1 +1 -1 -1 -1$$

Bildet man den diskreten Kreuzkorrelationskoeffizienten KKK aus zwei um  $n$  Schritte gegeneinander verschobenen  $m$ -Sequenzen über alle Schritte  $s$  der  $m$ -Sequenz mit der Länge  $L$

$$KKK(/S_i, /S_{i+n}) = \frac{1}{L} \sum_{s=0}^{L-1} /S_i(-1,+1) \cdot /S_{i+n}(-1,+1) \quad (b)$$

so ergibt sich für eine Verschiebung um  $n = 0$  Schritte:

$$KKK = 1$$

und für alle anderen Verschiebungen um  $n \neq 0$  Schritte:

$$KKK = -1/L$$

wie sich für das Beispiel mit  $L = 7$  leicht nachvollziehen läßt. Das Ergebnis für  $n \neq 0$  stellt einen Restfehler dar, den man dadurch eliminieren kann, daß man bei allen  $m$ -Sequenzen  $/S_i(-1,+1)$  an einer beliebigen aber gleichen Stelle einen Schritt  $+1$  einfügt.

Die so gebildete verlängerte  $m$ -Sequenz  $/S_i'(-1,+1)$  ist in Fig. 5 dargestellt. Die Kreuzkorrelationskoeffizienten haben für die verlängerten  $m$ -Sequenzen die Werte

$$n = 0: \quad KKK' = 1 \qquad n \neq 0: \quad KKF' = 0$$

wenn man  $L$  durch  $L'=L+1$  ersetzt. Für die Länge gilt mit Gleichung (a):

$$L' = 2^g \quad (c)$$

Werden nun die  $m$ -Sequenzen  $/S_i'(0,1)$  für die Hell-Dunkelsteuerung der Teilflächen benutzt und jede der  $N$  Teilflächen erzeugt eine der Helligkeit proportionale Teilreaktion  $f_i(/S_i'(0,1))$ , dann ist das gesamte Reaktionssignal:

$$F(/S) = \sum_{i=0}^N f_i(/S_i'(0,1)) \quad (d)$$

Mit der Kreuzkorrelationsrechnung  $KKR$  kann aus diesem Signal nun für jede zur Hell-Dunkelsteuerung benutzte  $m$ -Sequenz mit der Verschiebung  $i$  die entsprechende Signalkomponente wieder extrahiert werden:

$$KKR'(F(/S),/S_i'(-1,+1)) = \frac{1}{L} \sum_{s=0}^{L-1} F(/S) \cdot /S_i'(-1,+1) = \frac{1}{2} (f_i(1) - f_i(0)) \quad (\text{e})$$

Das heißt, damit läßt sich aus dem Signalgemisch jede der Teilfunktionen fehlerfrei wiedergewinnen. Das gilt aber nur, wenn es sich um proportionale Abhängigkeiten bei den Funktionen handelt.

Wenn das Reaktionssignal der Teilflächen ein zeitabhängiger, insbesondere von Helligkeitsveränderungen abhängiger Teilfunktionsverlauf  $\varphi_i(\tau, /S_i'')$  ist, dann ergibt sich das gesamte Reaktionssignal für N Teilflächen:

$$\Phi(\tau, /S''') = \sum_{i=0}^N \varphi_i(\tau, /S_i''(0,1))$$

Wird bei jedem Schritt der m-Sequenzen ein neuer Teilfunktionsverlauf  $\varphi_i(\tau, /S_i'')$  ausgelöst, dann können mit Hilfe der Kreuzkorrelationsfunktion KKF die im Gesamtsignal enthaltenen Teilfunktionsverläufe wieder berechnet werden:

$$KKF(\Phi(\tau, /S'''), /S_i''(-1,+1)) = \frac{1}{L} \sum_{s=1}^{L-1} \Phi(\tau, /S''') \cdot /S_i''(-1,+1) = \frac{1}{2} \varphi_i(\tau, /S_i''(0,1)) \quad (\text{f})$$

Das Ergebnis bleibt auch bei nichtlinearen Zusammenhängen fehlerfrei, wenn die minimale zeitliche Verschiebung  $\Delta t$  zwischen den m-Sequenzen größer ist, als die Dauer  $\tau_{\max}$  des Funktionsverlaufes  $\varphi_i(\tau, /S_i'')$ , oder wenn sich die ausgelösten Teilreaktionen linear überlagern.

Das Reaktionssignal des Auges ist aber von der Hell- oder Dunkeladaption des Auges sowie der Intensität und der

Dauer der Lichtreize abhängig. Die Überlagerung der Signale von mehreren aufeinanderfolgenden Reizen ist erst ab einem bestimmten Zeitabstand zwischen den Reizen etwa linear. Mit der Kreuzkorrelationsfunktion KKF erhält man nur dann ein weitgehend fehlerfreies Ergebnis, wenn die einzelnen Schritte der m-Sequenzen zeitlich so weit gegeneinander verschoben sind, daß die Überlagerung der Signale aufeinanderfolgender Reaktionen nahezu linear erfolgt. Als erste Näherung kann davon ausgegangen werden, daß bei einer mittleren Leuchtdichte dieser Zeitraum etwa  $\delta = 60$  ms beträgt.

Die aus der Kreuzkorrelationsfunktion KKF zurückgewonnene Reaktionsfunktion hat bei N Teilflächen gegenüber der Reaktionsfunktion für die Gesamtfläche bei der Mittelwertbildung über eine gleiche Anzahl von Meßschritten ein um den Faktor 2N schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis. Um das Signal-Rausch-Verhältnis um den Faktor M zu verbessern, müssen  $M^2$  Meßschritte durchgeführt werden. Für  $N = 61$  Teilflächen und einen Zeitabstand von etwa  $\delta = 60$  ms Meßschritt ergibt sich eine Meßdauer

$$T_M = M^2 * \delta = 223 \text{ sec} \approx 4 \text{ min,}$$

wenn man  $M = N$  setzt.

Über diese Zeitdauer kann aber niemand das Auge absolut ruhighalten. Deshalb wird die Messung in 8 zeitliche Abschnitte von je etwa 30 sec unterteilt und das Gesamtergebnis durch Summierung der Reaktionsfunktionen der Teilflächen über alle zeitlichen Abschnitte gebildet.

Um in jedem zeitlichen Abschnitt die Teilreaktionen mit Gleichung (f) berechnen zu können, enthält jeder Abschnitt eine oder mehrere vollständige verlängerte

m-Sequenzen. Für die angesetzten Werte ergibt das eine m-Sequenz mit der Zykluslänge

$$L' = 2^g = 512 \quad g = 9,$$

wenn man genau eine m-Sequenz für einen zeitlichen Abschnitt vorsieht. Die einzelnen Teilflächen werden durch um jeweils 8 Schritte gegeneinander versetzte m-Sequenzen gesteuert. Damit haben die Zeitfunktionen der Teilflächen einen Abstand von etwa 480 ms gegeneinander.

Durch Veränderung der Einstellung können die Zykluslänge und der Schrittabstand um einen Faktor 2 oder 4 erhöht und gleichzeitig die Schrittdauer entsprechend verringert werden, wodurch sich der Signal-Rausch-Abstand verbessert, aber der Einfluß der Nichtlinearitäten zunimmt. Ebenso können die Zykluslänge um einen Faktor 2 oder 4 verringert und gleichzeitig die Schrittdauer entsprechend erhöht werden, wodurch sich der Einfluß der Nichtlinearitäten reduziert, aber das Signal-Rausch-Verhältnis verschlechtert. Eine Verbesserung ist hier durch eine Erhöhung der Anzahl der zeitlichen Abschnitte möglich.

Jeder Schritt der m-Sequenz besteht aus einem ersten Teilschritt, in dem die Teilflächen entsprechend der m-Sequenzen hell- oder dunkelgesteuert werden und einem zweiten Teilschritt, in dem alle Teilflächen dunkelgesteuert werden. Damit ergibt sich eine eindeutige Anfangsbedingung in jedem Schritt, auch für die Bereiche der m-Sequenz, die aus mehreren aufeinanderfolgenden 1-Schritten bestehen. Die Zeitanteile der beiden Teilschritte sind einstellbar.

Jeder zeitliche Abschnitt besteht aus einem vorgelagerten Teilzyklus, während dem die Einschwingvorgänge der Meßeinrichtung abklingen, einem vollständigen Zyklus für



die Ermittlung der Meßwerte und einem nachgeordneten Teilzyklus, dessen Dauer mindestens so groß ist, wie die Zeit der durch die Kreuzkorrelation zu berechnenden Reaktionsfunktion.

Nachdem die Messung in einem zeitlichen Abschnitt abgeschlossen ist, erfolgt die Berechnung der Reaktionsfunktionen der Teilflächen nach Gleichung (f). Das Ergebnis aus der Messung eines zeitlichen Abschnittes hat ein sehr schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis und kann einzeln kaum ausgewertet werden. Da die Reaktionssignale der Teilflächen aber sehr ähnlich sind, ergibt die Summenfunktion ein wesentlich besseres Signal-Rausch-Verhältnis.

Bildet man zwei Teilsummen entsprechend der Zuordnung der Teilflächen nach Fig. 6, so machen sich Meßfehler und Störungen in den beiden Summenfunktionen durch Unterschiede bemerkbar, da die Anzahl der mit +1 und mit -1 gewichteten Komponenten in den beiden Teilsummen unterschiedlich ist. Durch einen Vergleich der beiden Funktionen miteinander und mit den Ergebnissen vorhergehender bzw. nachfolgender zeitlicher Abschnitte läßt sich die Qualität der Meßergebnisse der einzelnen zeitlichen Abschnitte ermitteln. Für die Auswertung werden nur die als gut erkannten Ergebnisse verwendet, indem die Reaktionsfunktionen der Teilflächen summiert werden. Dabei kann die für die Auswertung verwendete Anzahl der zeitlichen Abschnitte beliebig erhöht werden, da in jedem zeitlichen Abschnitt ein vollständiges Teilergebnis mit schlechtem Signal-Rausch-Verhältnis ermittelt wird, aber durch die Mittelwertbildung verbessert wird.

Zur Darstellung des aus Teilflächen bestehenden Bildes kann eine Bildröhre verwendet werden. In einer anderen Ausführungsvariante wird das Bild auf einer mit LED bestückten Fläche erzeugt. Ebenso kann in einer Ausführungsvariante ein Laserprojektor eingesetzt werden, dessen Strahl für die Bilddarstellung zweidimensional abgelenkt wird. Die flexibelste Zeitsteuerung ist bei der mit LED bestückten Fläche möglich. Sowohl Bildröhre als auch Laserprojektor schreiben das Bild seriell, und die Zeitdauer für die Teilschritte zur Bilddarstellung und den Teilschritt, in dem alle Teilflächen dunkelgesteuert werden, ist nur als ganzzahliges Vielfaches der Bilddarstellungszeit und durch Veränderung der Bildwiederholfrequenz einstellbar. Für die Auswertung der erzeugten Reaktion ist zu beachten, daß der Laserprojektor eigentlich ein ideales serielles Blitzbild erzeugt und eine Bildröhre einen längeren Blitz entsprechend ihrer Nachleuchtdauer. Bei der mit LED bestückten Fläche wird eine definierte Einschaltdauer erzeugt.

Die Reaktionssignale des Auges werden mit einem in oder außerhalb der Steuereinheit 3 angeordneten Differenzverstärker abgenommen, dessen erster Eingang mit einer am oder in unmittelbarer Nähe des Auges angebrachten Elektrode verbunden ist und dessen zweiter Eingang mit einer Elektrode verbunden ist, die an einer elektrisch neutralen Stelle, z.B. der Stirn des Patienten angebracht ist. Das gemessene Signal wird über einen einstellbaren Bandpaß der Steuereinheit 3 zugeführt, um Störsignale außerhalb des zu messenden Frequenzbereiches zu unterdrücken.

Auftretende Störungen, z.B. durch Lidschlag, können durch eine Amplitudenüberwachung erkannt werden, die sowohl auf

eine Überschreitung der Amplitude als auch auf eine Unterschreitung der Amplitude über einen bestimmten Zeitraum anspricht. Um auch bei einem solchen Fehler nicht die gesamte Messung zumindest für den betreffenden zeitlichen Abschnitt wiederholen zu müssen, werden die m-Sequenzen unmittelbar nach der Erkennung um eine vorgebbare Anzahl von Schritten zurückgesetzt. Die Anzahl der rückzusetzenden Schritte  $r$  soll  $r \geq g$  sein, wobei  $g$  der Grad des Polynoms ist, mit dem die m-Sequenz erzeugt wird.

Für die Messung können auch die Signale des Magnetoretinogrammes oder visuell evozierte Potentiale (VEP) herangezogen werden.

Mit dem dargestellten Verfahren kann die Topologie der Reaktion des Auges auch mit einer höheren Auflösung ermittelt werden, als mit den in Fig. 2, Fig. 3 oder Fig. 4 dargestellten Bildern. In einer ersten Variante wird das Bild in mehrere symmetrisch zum Mittelpunkt liegende Segmente unterteilt und es werden nacheinander die einzelnen Segmente gemessen, wobei jedes Segment etwa 61 Teilflächen hat. Ebenso kann das aus einer größeren Anzahl kleinerer Teilflächen bestehende Bild in mehreren Schritten gemessen werden, indem jeweils unterschiedliche, analog zur Fig. 6 über die Gesamtfläche verteilte Teilflächen für die Messung benutzt werden. Ebenso können Bilder, die aus mehreren kleineren Teilflächen bestehen mit einer zusammenhängenden Messung über einen größeren Zeitraum gemessen werden. Dabei werden entsprechend der Anzahl der Teilflächen längere m-Sequenzen verwendet und die Bewertung der Qualität erfolgt für Gruppen von zusammengehörigen zeitlichen Abschnitten.

Die Steuereinheit 3 besteht aus einem Rechner, der sowohl die digitalen, zyklischen Zeitsignale zur Steuerung des aus Teilflächen bestehenden Bildes erzeugt, als auch die Auswertung der Meßdaten durchführt sowie die Bedienung der Anordnung und die Ergebnisdarstellung steuert. Eine vorteilhafte Ausführungsform ergibt sich, wenn die Steuereinheit 3 aus zwei miteinander gekoppelten Rechnern aufgebaut ist, wobei der erste Rechner die Erzeugung der zyklischen Zeitsignale zur Steuerung des aus Teilflächen bestehenden Bildes und die Auswertung der Meßdaten dient und der zweite Rechner für die Bedienung der Anordnung und die Ergebnisdarstellung verwendet wird.

Der Kern der Erfindung besteht darin, daß für jeden zeitlichen Abschnitt als digitale Zeitfunktion für die Hell- und Dunkelsteuerung der Teilflächen vollständige, vorzugsweise negierte und um einen Schritt verlängerte m-Sequenzen verwendet werden, wodurch für jeden zeitlichen Abschnitt die Reaktionsfunktionen für alle Teilflächen durch Bildung der Kreuzkorrelationsfunktion berechnet werden. Dadurch ist es möglich, die Qualität des Meßergebnisses für jeden zeitlichen Abschnitt zu bewerten und nur gute Messungen in die Bildung des Endergebnisses einzubeziehen.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung der Topographie für bioelektrische Reaktionssignale eines Auges auf Lichtreize in Abhängigkeit vom Ort des jeweiligen Lichtreizes auf der Netzhaut mit einer vor dem Auge angeordneten Fläche, auf der zur Stimulierung ein aus Teilflächen bestehendes leuchtendes Bild dargestellt wird, wobei jede Teilfläche in Abhängigkeit von einer ihr zugeordneten digitalen Zeitfunktion hell- und dunkelgesteuert und dabei die Gesamtreaktion des Auges gemessen wird und bei dem aus der Gesamtreaktion des Auges durch Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion mit der digitalen Zeitfunktion die der jeweiligen Teilfläche zugeordnete Komponente der Reaktionsfunktion des Auges ermittelt wird, wobei für die Messung eine beliebige, über einem Mindestwert liegende Anzahl gleicher, in sich abgeschlossener zeitliche Abschnitte verwendet wird, die jeweils ein bewertbares Teilergebnis liefern, indem für jeden zeitlichen Abschnitt als digitale Zeitfunktion vollständige, vorzugsweise negierte und um einen Zusatzschritt verlängerte m-Sequenzen verwendet werden, wobei für jede Teilfläche die gleiche, um mindestens einen Schritt zyklisch verschobene m-Sequenz verwendet wird und der Zusatzschritt bei allen m-Sequenzen parallel zum gleichen Zeitpunkt eingefügt ist und für jeden zeitlichen Abschnitt die Reaktionsfunktion jeder Teilfläche durch Bildung der Kreuzkorrelationsfunktion berechnet wird und durch Summierung der Reaktionsfunktionen mehrerer Teilflächen wenigstens eine Summenfunktion gebildet wird, mit denen eine Bewertung der Qualität der Messung des zeitlichen Abschnittes erfolgt und zur Reduzierung der Meßfehler durch Summieren der Reaktionsfunktionen für jede als gut bewertete

Messung eines zeitlichen Abschnittes für jede Teilfläche eine Gesamtfunktion für die weitere Auswertung gebildet wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Schritt der verlängerten m-Sequenz aus einem ersten Teilschritt besteht, in dem die Teilflächen entsprechend der negierten m-Sequenzen hell- und dunkelgesteuert werden und einem zweiten Teilschritt, in dem alle Teilflächen dunkelgesteuert werden, daß die Dauer der beiden Teilschritte einstellbar ist und daß für die Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion der entsprechende Funktionswert der m-Sequenz des ersten Teilschrittes bei jeder Teilfläche für die gesamte Zeitdauer der zu berechnenden Reaktionsfunktion verwendet wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Signal für die Gesamtreaktion des Auges auf die Überschreitung von Grenzwerten überwacht wird und daß bei Überschreitung der Grenzwerte die m-Sequenzen um eine einstellbare Anzahl von Schritten zurückgesetzt und die Signale für die Gesamtreaktion des Auges durch die wiederholten Werte ersetzt werden.

4. Verfahren nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bewertung der Qualität jeder Messung mehrere Funktionen aus jeweils einer gleichen Anzahl von Teilflächen gebildet werden, wobei jeder Funktion unterschiedliche, über die Gesamtfläche verteilte Teilflächen zugeordnet sind und daß die Funktionen miteinander und mit den Funktionen vorhergehender oder nachfolgender Messungen verglichen werden und deren Ähnlichkeit als Maß für die Qualität der Messung verwendet wird

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß jede über einen zeitlichen Abschnitt durchzuführende Messung aus einem vorgelagerten Teilzyklus zum Abklingen von Einschwingvorgängen, aus dem zeitlichen Abschnitt für die Ermittlung des Teilergebnisses und aus einem nachgeordneten Teilzyklus besteht, der mindestens so lang ist, wie die zu berechnende Dauer der Reaktionsfunktion.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Bild in an sich bekannter Weise aus Sechsecken mit von der Mitte nach außen zunehmender Größe gebildet wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Bild aus Vierecken mit von der Mitte nach außen zunehmender Größe gebildet wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Bild aus Kreisringsegmenten mit von der Mitte nach außen zunehmender Größe gebildet wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß nur Segmente der Fläche zur Darstellung von vorzugsweise kleineren Teilflächen benutzt werden und die anderen Segmente der Fläche über die Dauer der Messung auf eine konstante Helligkeit eingestellt bleiben, um Teile der Netzhaut mit höherer Auflösung zu untersuchen.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Teilflächen mit einer einheitlichen, voreinstellbaren Farbe leuchten.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Signal für die Gesamtreaktion des Auges, das sich aus der Summe der Einzelreaktionen aller Teilflächen zusammensetzt über eine Verstärkung und eine Begrenzung des Frequenzbandes gewonnen wird.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Gesamtreaktion des Auges durch Elektroretinographie ermittelt wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Gesamtreaktion des Auges durch Magnetoretinographie ermittelt wird.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Gesamtreaktion des Auges durch die Messung evozierter Potentiale ermittelt wird, die an den entsprechenden Stellen des Kopfes abgenommen werden.

15. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 zur Bestimmung der Topographie für bioelektrische Reaktionssignale eines Auges auf Lichtreize in Abhängigkeit vom Ort des jeweiligen Lichtreizes auf der Netzhaut mit einer vor dem Auge angeordneten Einrichtung (2) zur Darstellung eines aus Teilflächen bestehenden leuchtenden Bildes, die mit einer Steuereinheit (3) verbunden ist, um die Teilflächen hell- und dunkelzusteuern und bei der Mittel vorgesehen sind, um das vom Auge (1) abgenommene Reaktionssignal der Steuereinheit zuzuführen, die weiterhin eine Anzeigeeinheit (4) zur Bedienerführung und Ergebnisdarstellung sowie eine Tastatur (5) zur Bedienung der Anordnung enthält, die beide ebenfalls mit der Steuereinheit verbunden sind und daß die Steuereinheit Mittel zur Erzeugung von vollständigen,



vorzugsweise negierten und um einen Zusatzschritt verlängerten m-Sequenzen enthält, die für jede Teilfläche um mindestens einen Schritt zyklisch verschoben sind und bei denen der Zusatzschritt für alle m-Sequenzen parallel zum gleichen Zeitpunkt eingefügt ist und daß in der Steuereinheit (3) weiterhin Mittel zur Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktionen aus dem vom Auge (1) abgenommenen Reaktionssignal und den m-Sequenzen vorgesehen sind, mit denen die Reaktionsfunktionen für alle Teilflächen ermittelt werden und daß die Steuereinheit (3) Mittel zur Bewertung der Qualität der Messung nach den Verfahrensansprüchen 1 oder 4 enthält.

16. Anordnung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel vorgesehen sind, um die Teilflächen während eines ersten Teilschrittes entsprechend dem Funktionswert der jeweiligen m-Sequenz hell- oder dunkelzusteuern und während eines zweiten Teilschrittes alle Teilflächen dunkelzusteuern und daß die Dauer der beiden Teilschritte einstellbar ist.

17. Anordnung nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel zur Messung und Überwachung des Verlaufes des Signals für die Gesamtreaktion des Auges vorgesehen sind, die bei Überschreitung der Grenzwerte die Mittel zur Erzeugung der m-Sequenzen so beeinflussen, daß alle m-Sequenzen um eine vorgebbare Anzahl von Schritten zurückgesetzt und die fehlerhaften Meßwerte durch die wiederholten Werte ersetzt werden.

18. Anordnung nach Anspruch 15, 16 oder 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Fläche (2) ein Bildschirm ist.

19. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Fläche (2) eine mit Leuchtdioden bestückte Fläche ist.

20. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Fläche (2) eine von einem LCD-Projektor bestrahlte Fläche ist.

21. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Fläche (2) eine von einem Laser bestrahlte Fläche ist.

22. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 21 dadurch gekennzeichnet, daß die Signale für die Gesamtreaktion des Auges über einen Verstärker, vorzugsweise einen Differenzverstärker mit über die Steuereinheit (3) einstellbarer oberer und unterer Grenzfrequenz und einer synchron zur Bilddarstellung gesteuerten Abtastschaltung einem Analog-/Digital-Umsetzer in der Steuereinheit (3) zugeführt werden, dessen Ausgangsanschlüsse mit einem Computer zur Weiterverarbeitung verbunden sind und daß in der Steuereinheit (3) Mittel zur Einstellung der Grenzfrequenzen des Verstärkers vorgesehen sind.

23. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (3) Mittel zur Speicherung und zur Darstellung des Zeitverlaufes für die Signale der Gesamtreaktion des Auges enthält.

24. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (3) Mittel zur Darstellung des Zeitverlaufes der über mehrere Teilflächen gebildeten Funktionen enthält.

25. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (3) Mittel zur Darstellung der für die Teilflächen ermittelten Reaktionssignale und deren Amplituden enthält.

26. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (3) mindestens einen Rechner enthält und daß die Erzeugung der digitalen, zyklischen Zeitsignale zur Steuerung des aus Teilflächen bestehenden Bildes, die Auswertung der Meßdaten sowie die Bedienung der Anordnung und die Ergebnisdarstellung über diesen Rechner erfolgt.

27. Anordnung nach einem der Ansprüche 15 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (3) zwei Rechner enthält, wobei die Erzeugung der digitalen, zyklischen Zeitsignale zur Steuerung des aus Teilflächen bestehenden Bildes und die Auswertung der Meßdaten über den ersten Rechner erfolgt, der mit dem zweiten Rechner für die Bedienung der Anordnung, die Auswertung und die Ergebnisdarstellung gekoppelt ist.

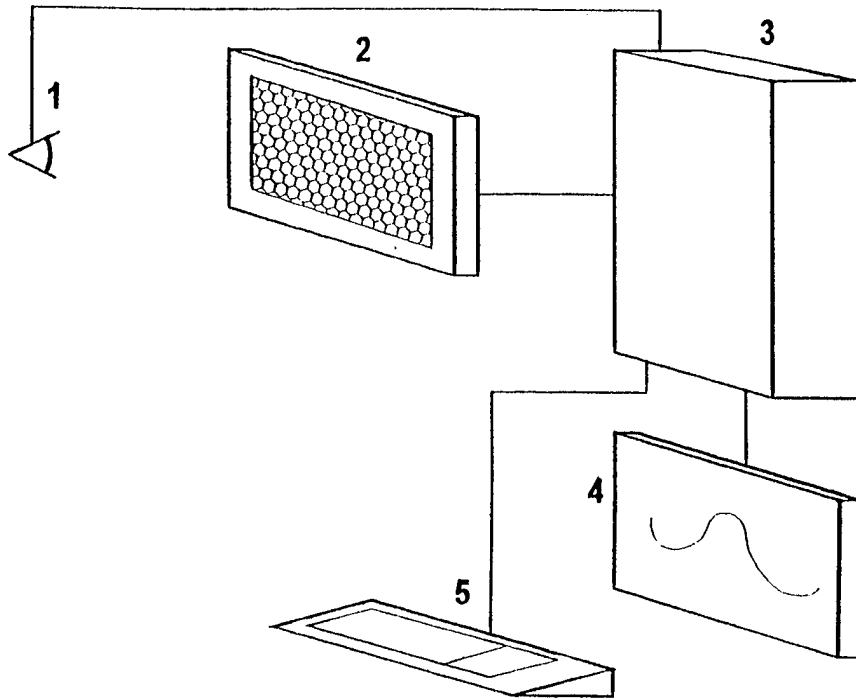


Fig. 1

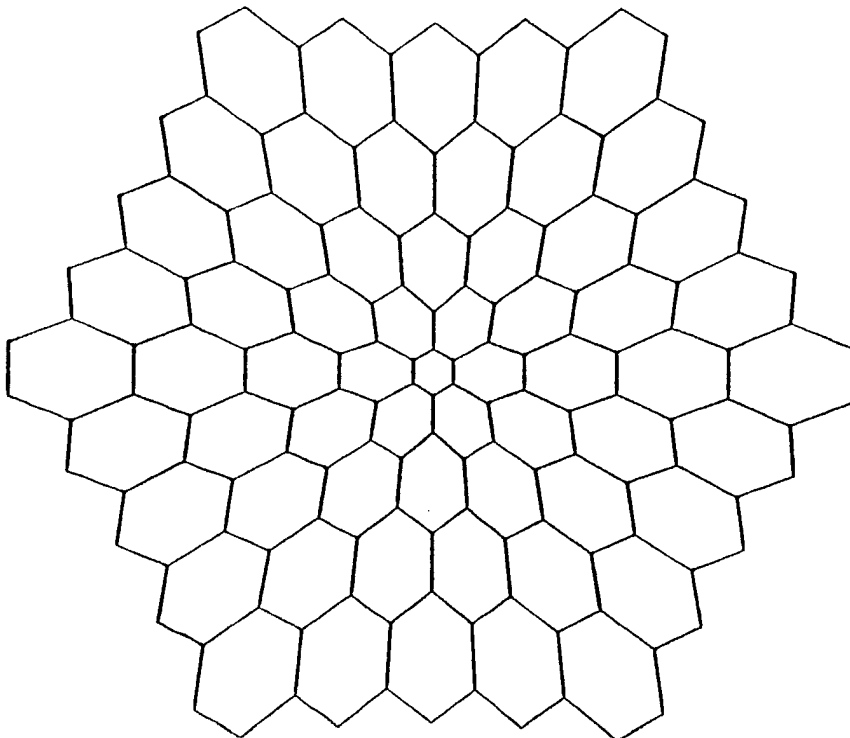
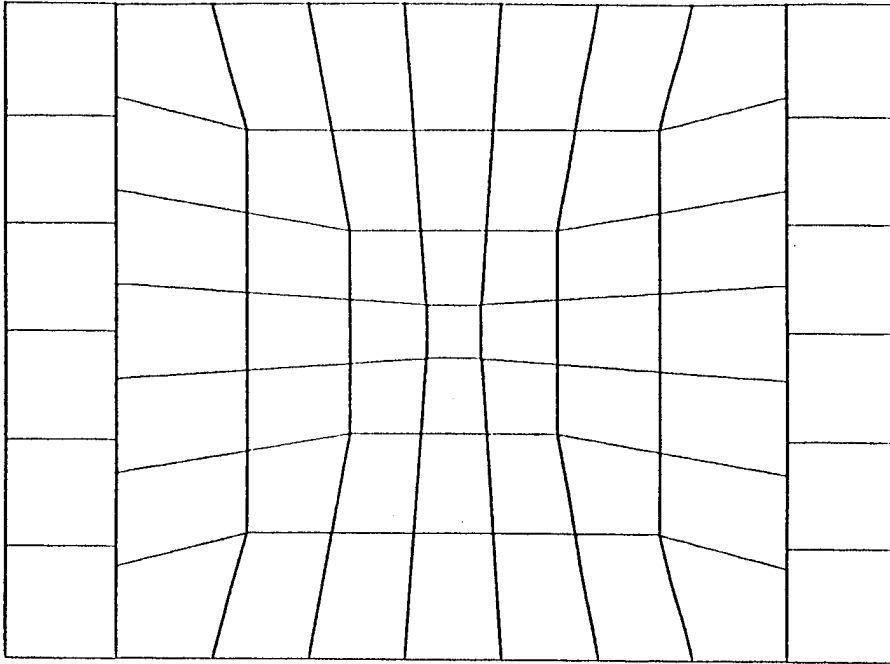
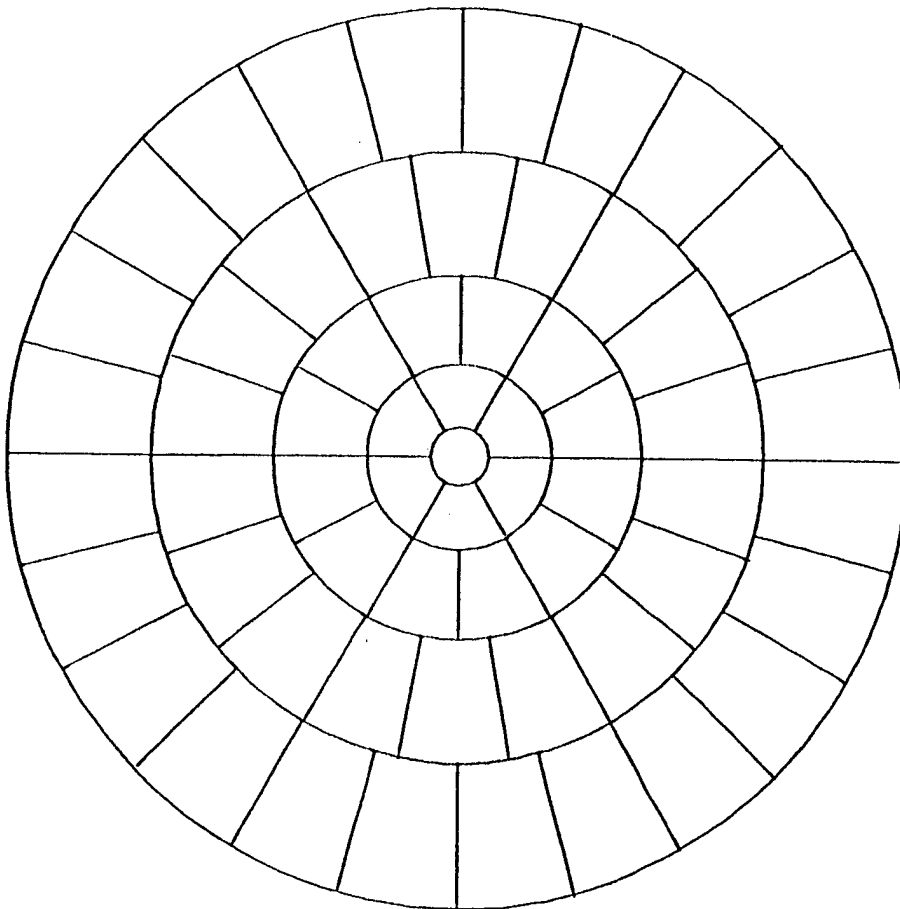


Fig. 2



**Fig. 3**



**Fig. 4**

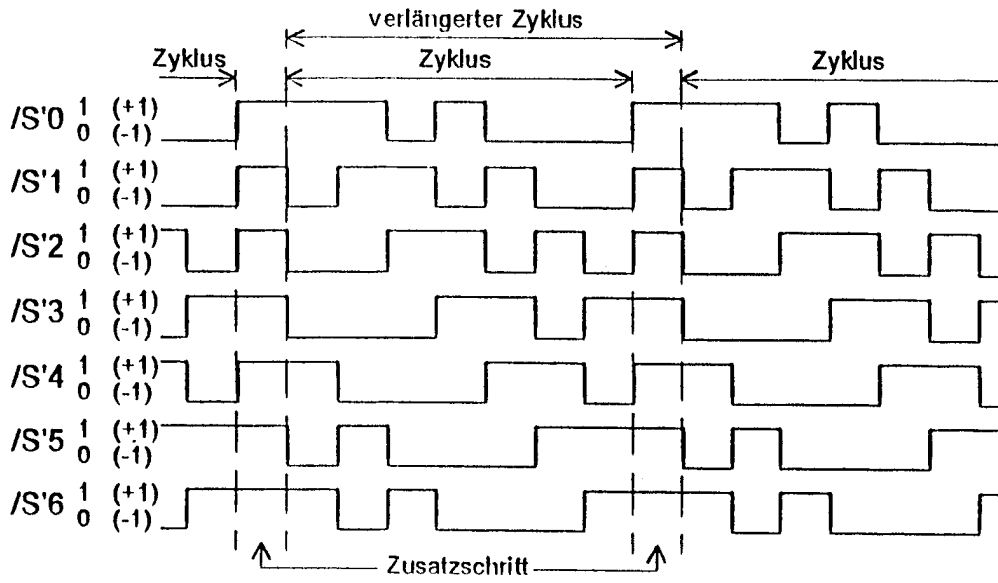


Fig. 5

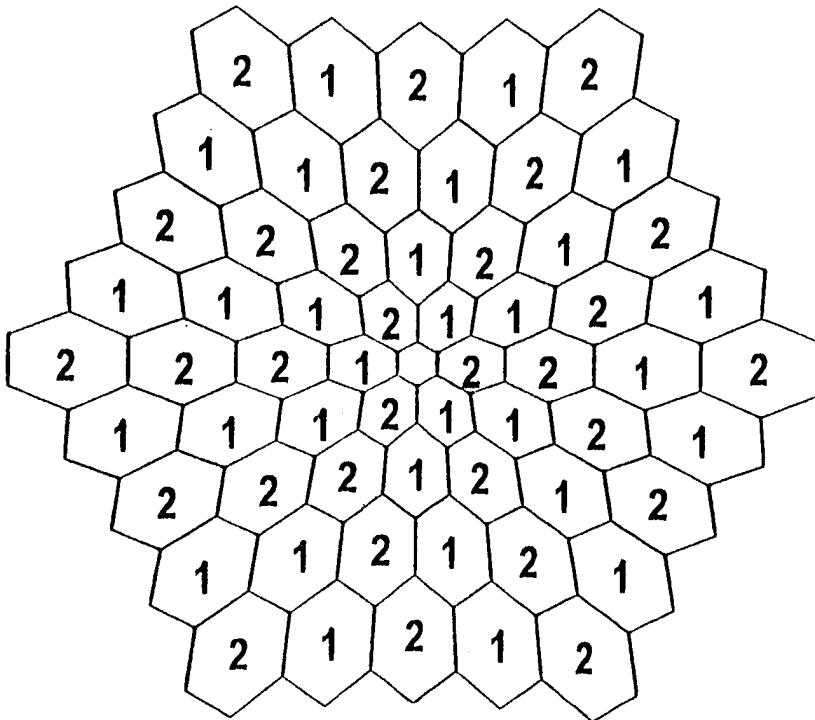


Fig. 6

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE 97/02791

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

IPC 6 A61B5/0496 A61B5/0484

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	B. BROWN ET AL.: "Contrast and luminance as parameters defining the output of the VERIS topographical ERG" OPTHALMIC & PHYSIOLOGICAL OPTICS, vol. 16, no. 1, January 1996, pages 42-48, XP002062775 see the whole document ---	1,4,6,7, 12,15, 18,22,26
A	E.E. SUTTER ET AL.: "The Field Topography of ERG Components in Man" VISION RESEARCH, vol. 32, no. 3, 1992, pages 433-446, XP002062776 cited in the application see the whole document ---	1,6,12, 15,18
	-/--	

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 April 1998

Date of mailing of the international search report

08/05/1998

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Rieb, K.D.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE 97/02791

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P,A	S. PARKS ET AL.: "Comparison of repeatability of the multifocal electroretinogram and Humphrey perimeter" DOCUMENTA OPHTHALMOLOGICA, vol. 92, 1997, pages 281-289, XP002062777 see the whole document ---	1,6,12, 14-16, 18,26
A	WO 92 03088 A (D.R. PETERS ET AL. ) 5 March 1992	1,8,12
A	see page 9, line 31 - page 10, line 29	15,20, 21,26
A	see page 14, line 7 - page 15, line 7 see page 18, line 33 - page 20, line 2 ---	
A	US 5 539 482 A (A.C. JAMES ET AL.) 23 July 1996 cited in the application	1,7,8
A	see column 7, line 28 - line 52 see column 8, line 29 - line 47 see column 12, line 52 - column 13, line 18 -----	15,18



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

International Application No

PCT/DE 97/02791

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9203088 A	05-03-92	AU 657918 B	30-03-95
		AU 8318491 A	17-03-92
		CA 2086746 A	18-02-92
		EP 0544709 A	09-06-93
		JP 6501171 T	10-02-94
		US 5396303 A	07-03-95
		US 5233373 A	03-08-93
<hr/>			
US 5539482 A	23-07-96	AU 667702 B	04-04-96
<hr/>			

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 97/02791

**A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES**  
 IPK 6 A61B5/0496 A61B5/0484

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

**B. RECHERCHIERTE GEBIETE**

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 6 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

**C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN**

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	B. BROWN ET AL.: "Contrast and luminance as parameters defining the output of the VERIS topographical ERG" OPHTHALMIC & PHYSIOLOGICAL OPTICS , Bd. 16, Nr. 1, Januar 1996, Seiten 42-48, XP002062775 siehe das ganze Dokument ---	1,4,6,7, 12,15, 18,22,26
A	E.E. SUTTER ET AL.: "The Field Topography of ERG Components in Man" VISION RESEARCH, Bd. 32, Nr. 3, 1992, Seiten 433-446, XP002062776 in der Anmeldung erwähnt siehe das ganze Dokument ---	1,6,12, 15,18
	-/--	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

21. April 1998

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

08/05/1998

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
 NL - 2280 HV Rijswijk  
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Rieb, K.D.

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 97/02791

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
P,A	S. PARKS ET AL.: "Comparison of repeatability of the multifocal electroretinogram and Humphrey perimeter" DOCUMENTA OPHTHALMOLOGICA, Bd. 92, 1997, Seiten 281-289, XP002062777 siehe das ganze Dokument ----	1,6,12, 14-16, 18,26
A	WO 92 03088 A (D.R. PETERS ET AL. ) 5.März 1992	1,8,12
A	siehe Seite 9, Zeile 31 - Seite 10, Zeile 29	15,20, 21,26
A	siehe Seite 14, Zeile 7 - Seite 15, Zeile 7 siehe Seite 18, Zeile 33 - Seite 20, Zeile 2 ----	
A	US 5 539 482 A (A.C. JAMES ET AL.) 23.Juli 1996 in der Anmeldung erwähnt	1,7,8
A	siehe Spalte 7, Zeile 28 - Zeile 52 siehe Spalte 8, Zeile 29 - Zeile 47 siehe Spalte 12, Zeile 52 - Spalte 13, Zeile 18 -----	15,18

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 97/02791

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9203088 A	05-03-92	AU 657918 B	30-03-95
		AU 8318491 A	17-03-92
		CA 2086746 A	18-02-92
		EP 0544709 A	09-06-93
		JP 6501171 T	10-02-94
		US 5396303 A	07-03-95
		US 5233373 A	03-08-93
<hr/>			
US 5539482 A	23-07-96	AU 667702 B	04-04-96
<hr/>			