

Gerhart Schroff  
Eckehardtstraße 22  
71364 Winnenden

---

Verfahren zur berührungslosen Bestimmung der Augen- und/oder der Lidbewegung

---

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur berührungslosen Bestimmung der Augen- und/oder der Lidbewegung.

Zur Bestimmung der Bewegung der Augen und/oder der Augenlider (Lidbewegung) ist bekannt, auf der Haut Elektroden anzubringen [1]. Sind diese niederohmig mit der Haut in Kontakt, so stellen die zwischen den Elektroden mittels hochempfindlicher Verstärker gemessenen Spannungen ein Maß für die Bewegung der Augen dar, wenn keine Lidbewegung stattfindet. Für die medizinische Praxis ist das EOG (Elektrookulographie) von entscheidender Bedeutung [1]. Sowohl für die Diagnostik, als auch für die Behandlung von Erkrankungen.

Weiter ist bekannt, auf den Augenlidern piezoelektrische Bewegungssensoren anzubringen [1]. Mittels diesem, als (Mechano-) Okulogramm (OG) bezeichneten, Verfahren kann dann ebenfalls die Augenbewegung über die piezoelektrischen Sensoren erkannt werden. Sofern die Augenlider nicht bewegt werden.

Ein wesentlicher Nachteil dieser Verfahren zur Bestimmung der Augenbewegung besteht jedoch darin, dass das Anbringen der Elektroden bzw. Sensoren sehr zeitaufwendig ist und nur von geschultem Personal durchgeführt werden kann. Auch ist es sehr schwierig, die Elektroden bzw. Sensoren so anzubringen, dass diese für die Dauer der Untersuchung eine gleichbleibend gute Verbindung zur Haut bzw. zu den Augenlidern haben. Hinzu kommt, dass die für die Elektroden bzw. für die Sensoren notwendige Verkabelung mit den für die Auswertung erforderlichen hochempfindlichen Verstärkern und der Auswerteeinheit die Bewegungsfreiheit stark einschränkt. Ein weiterer Nachteil dieser Verfahren kann darin gesehen werden, dass eine automatisierte Erkennung der durch eine Lidbewegung hervorgerufenen Signale bisher nicht möglich ist.

Gerade für Schlafuntersuchungen, bei denen der Patient die gesamte Nacht mit Elektroden in der Nähe der Augen und Sensoren auf den Augenlidern verbringen muss, führt dieser Aufwand dazu, dass Untersuchungen dieser Art ausschließlich in einem hierfür spezialisierten Schlaflabor durchgeführt werden können. Dieses hat beispielsweise gravierende Folgen für die Behandlung von Patienten, die an einem Traumata leiden. Wenn jemand ein Traumata erlitten hat, so führt dieses sehr häufig dazu, dass diese Person an Alpträumen leidet. Das Einschlafen wird zur Qual und so lange es geht hinausgeschoben. Dieses führt zu erheblichem Stress und chronischer Übermüdung, die schließlich zur Arbeitsunfähigkeit führt.

Die bisher übliche Behandlung mittels Gesprächstherapie und Psychopharmaka ist sehr langwierig und daher teuer. Nach dem aktuellen Forschungsstand könnten Traumata jedoch sehr effektiv behandelt werden. Es konnte nachgewiesen werden, dass Patienten, die im Schlaflabor gelernt haben luzide zu träumen, dadurch Ihre Alpträume beenden können, indem sie zuvor im Wachzustand den Vorsatz fassen, diese zu einem für Sie guten Ende zuende zu träumen (siehe hierzu beispielsweise die Arbeiten von Frau Dr. Brigitte Holzinger, Institut für Bewusstseins- und Traumforschung, Wien). Dieses setzt natürlich voraus, dass man sich im Alptraum bewusst wird, dass man träumt und sich dann daran erinnert, dass man den Alptraum wie gewünscht abändern kann. Praktisch alle Patienten, die es gelernt haben luzide zu träumen, konnten die Alpträume innerhalb weniger Träume beenden und waren damit angstfrei und konnten rasch wieder arbeiten. Leider ist die Anzahl an Plätzen in Schlaflaboren sehr klein, so dass nur einer sehr geringen Anzahl an Patienten diese Therapiemöglichkeit zur Verfügung steht. Eine einfach zu handhabende, berührungslose und eindeutige Bestimmung der Augenbewegung und der Lidbewegung könnte somit vielen Patienten helfen, da dann kein Schlaflabor erforderlich wäre, um das luzide Träumen schnell und effektiv erlernen zu können.

Ausgehend hiervon, liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zu entwickeln, das die Bestimmung der Augen- und/oder Lidbewegung berührungslos ermöglicht und somit eine einfach zu handhabende und kostengünstig umzusetzende Alternative zum klassischen EOG bzw. OG ermöglicht.

Zur Lösung dieser Aufgabe werden die in den Verfahrensansprüchen 1 bis 13 angegebenen Merkmalkombinationen vorgeschlagen. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Verfahrensansprüchen 2 bis 13.

Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass die Körperoberfläche einerseits ständig Ladungen mit der diese umgebenden Umgebungsluft austauscht und die Menge der lokal ausgetauschten Ladungen von dem lokalen elektrischen Potential der Körperoberfläche abhängt. Die Körperoberfläche ist daher ständig von einer Ladungswolke (Raumladungen) umgeben.

Etwas vereinfacht formuliert, kann man die Körperoberfläche als eine, aus einer Vielzahl an lokalen Potentialsonden [2] bestehende Oberfläche auffassen, die abhängig von dem lokalen Potential bei einem Überschuss an negativen oder positiven Ladungsträgern diese an die Umgebung abgibt. Die hierdurch entstehende

Ladungswolke um den Körper kann diesen jedoch auch teilweise oder ganz gegen äußere Felder abschirmen.

Zum Anderen geht die Erfindung von der Erkenntnis aus, dass die Körperoberfläche sowohl ihre Form (Formänderungen) als auch ihre physikalischen Eigenschaften (Oberflächeneigenschaften) verändern kann. Formänderungen betreffen die geometrischen Eigenschaften der Augen und der Haut in der Augenumgebung. Wird das Auge bewegt, so ändert sich zwangsläufig die Form der Körperoberfläche, da das Auge keine perfekte Kugelgestalt hat. Auch wird das Auge in der Augenhöhle durch die Augenmuskeln als Ganzes verschoben (beispielsweise etwas nach hinten oder zur Seite gezogen). Auch hierdurch wird die Form der Körperoberfläche verändert. Änderungen der Oberflächeneigenschaften ergeben sich beispielsweise aus dem, durch Muskelbewegungen veränderten Dehnungsgrad der Haut oder der Leitfähigkeit der Haut und der Stärke der Transpiration (Schwitzen).

Erfindungsgemäß wird vorgeschlagen, die Augen- und/oder Lidbewegung dadurch zu bestimmen, dass zwischen der Körperoberfläche (1) und mindestens einer Referenzelektrode (2) eine Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  erzeugt wird und mittels mindestens einer Messelektrode (3), die so angeordnet ist, dass diese dem, durch die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  erzeugten, elektrischen Feld ausgesetzt wird, bei einer Augen- und/oder Lidbewegung dann eine Potentialänderung an der Messelektrode (3) bezogen auf das Potential der Referenzelektrode (2) auftritt und die an der Messelektrode (3) auftretende Potentialänderung dann als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung gemessen und ausgewertet werden kann.

Vorraussetzung hierfür ist jedoch, dass sich zwischen der Körperoberfläche (1) und der Referenzelektrode (2) bzw. der Messelektrode (3) keine Ladungswolke (Raumladung) ausbilden kann, da diese die Körperoberfläche (1) teilweise oder im Extremfall auch komplett von der Referenzelektrode (2) und der Messelektrode (3) abschirmen kann und dann die Augen- oder Lidbewegung nicht mehr erkannt werden kann. Von einem raumladungsfreien Bereich wird im Folgenden genau dann gesprochen, wenn die Dichte der Raumladungen in dem betrachteten Bereich so klein ist, dass der Einfluss der vorhandenen Raumladungen in diesem Bereich auf die zu ermittelnde messtechnische Größe, hier der Einfluss auf das elektrische Potential an der Messelektrode (3) bezogen auf das Potential der Referenzelektrode (2), vernachlässigt werden kann.

Vorteilhafterweise kann die Bildung einer Ladungswolke dadurch verhindert werden, wenn die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  sowohl auf den Abstand  $D_S$  in dem die

Referenzelektrode (2) vor der Körperoberfläche (1) angeordnet wird, als auch auf die Größe und Fläche, sowie die Anordnung zur Messelektrode (3) und die Größe und Fläche der Messelektrode (3) abgestimmt wird. Die Form der Messelektrode (3), ob rund, rechteckig oder dreieckig hat keinen grundsätzlichen Einfluss auf die Funktionalität. Auch die Form der Referenzelektrode (2) hat auf die Funktionalität keinen grundsätzlichen Einfluss. Entscheidend ist, dass die Referenzelektrode (2) die Messelektrode (3) umgibt und so die, durch die Raumladungen erzeugten Ströme nahezu vollständig über die Referenzelektrode (2) abfließen können. Wird die Messelektrode (3) in einer Richtung sehr lang ausgeführt und der im rechten Winkel dazu stehenden Richtung sehr schmal ausgeführt, so hat dieses einen vorteilhaften Einfluss auf die Erkennung einer Blickrichtungsänderung. Senkrecht zur langen Ausdehnung ist die Empfindlichkeit für die Erkennung einer Blickrichtungsänderung dann stark erhöht, was die Bestimmung dieser Blickrichtungsänderung wesentlich erleichtert. Hierbei wird angenommen, dass die Fläche der Messelektrode (3) näherungsweise parallel zur Körperoberfläche ausgerichtet ist.

Über die Größe der Messelektrode (3) und den Abstand  $D_S$  wird der messtechnisch erfassbare Bereich (11) auf der Körperoberfläche (1) festgelegt. Wenn die Fläche der Messelektrode (3) und/oder der Abstand  $D_S$  vergrößert wird, so nimmt auch die Größe des messtechnisch erfassbaren Bereichs (11) zu und die räumliche Auflösung des Verfahrens nimmt ab. Der messtechnisch erfassbare Bereich (11) wird dadurch definiert, dass nur aus diesem Bereich Ladungsträger zwischen der Körperoberfläche (1) und der Messelektrode (3) ausgetauscht werden können.

Eine vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass die Messelektrode (3) und die Referenzelektrode (2) in einem Abstand  $D_S > 1 \text{ mm}$  und  $D_S < 100 \text{ mm}$ , vorzugsweise in einem Abstand  $D_S > 5 \text{ mm}$  und  $D_S < 20 \text{ mm}$ , vor der Körperoberfläche (1), vorzugsweise zentral vor dem Auge, angeordnet wird und/oder eine Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  (eine Spannung) von  $> 5 \text{ V}$  und  $< 10000 \text{ V}$ , vorzugsweise eine Spannung von  $> 100 \text{ V}$  und  $< 200 \text{ V}$ , zwischen der Körperoberfläche (1) und der Referenzelektrode (2) erzeugt wird.

Eine weitere Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  mittels einer Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) erzeugt wird und hierzu der positive Pol (negative Pol) der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) elektrisch leitend (beispielsweise mittels eines Kupferdrahtes) mit der Referenzelektrode (2) und der negative Pol (positive Pol) der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) elektrisch leitend mit einer Körperelektrode (10) verbunden wird und mittels der Körperelektrode (10) ein elektrischer Kontakt, vorzugsweise mit einem

Kontaktwiderstand  $< 2 \text{ M}\Omega$ , zur Körperoberfläche (1) erzeugt wird. Die Körperelektrode (10) kann vorzugsweise als Goldbeschichtete Edelstahlelektrode ausgeführt werden und stellt sicher, dass ein hinreichend niederohmiger Kontakt zwischen Körperoberfläche (1) und Körperelektrode (10) hergestellt wird.

Eine Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  dadurch erzeugt wird, dass die Referenzelektrode (2) und/oder die Messelektrode (3), auf oder hinter einer wasserabweisenden und/oder einer elektrisch polarisierten Oberfläche, vorzugsweise der dem Körper zugewandten Oberfläche einer Schlafmaske, angeordnet wird und hierdurch eine bevorzugte Anlagerung von positiven oder negativen Ladungsträger an dieser Oberfläche und damit die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  zwischen der Körperoberfläche (1) und der Referenzelektrode (2) erzeugt wird. Beispielsweise kann hierzu die dem Körper zugewandte Oberfläche einer Schlafmaske, mit einer wasserabweisenden Beschichtung beschichtet werden (oder aus einem wasserabweisenden Material besteht) und/oder mit einer polarisierten Beschichtung (ähnlich dem Material einer Elektretfolie) beschichtet werden (oder aus einem polarisierten Material bestehen) und somit aufgrund der Oberflächenbeschaffenheit die Anlagerung von positiven oder negativen Ladungsträger begünstigen.

Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass die durch eine Augen- und/oder Lidbewegung erzeugte Potentialänderung an der Messelektrode (3) mittels eines, vorzugsweise als Impedanzwandler betriebenen, Verstärkers (4) in eine Strom- oder Spannungsänderung des Ausgangssignals des Verstärkers (4) umgewandelt wird und die zeitliche Änderung des Ausgangssignals des Verstärkers (4) mittels einer Analyseeinheit (5) gemessen und als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung ausgewertet wird. Im Wesentlichen können nur Änderungen der Blickrichtung erkannt werden, da über den Eingang des Verstärkers (4) immer Ladungen abfließen. Dieses ist im Wesentlichen darin begründet, dass er Arbeitspunkt des Eingangs (E) des Verstärkers (4) etwa in der Mitte des möglichen Eingangsspannungsbereiches liegen sollte und die hierfür erforderliche Arbeitspunktstabilisierung immer, wenn auch einen geringen, Eingangsstrom erfordert. Als untere Grenzfrequenz erhält man dann eine untere Grenzfrequenz von  $> 0,5 \text{ Hz}$ . Die obere Grenzfrequenz liegt aufgrund der Netzstörungen (50 Hz und/oder 60 Hz) in der Praxis bei einige Herz ((2 bis 3) Hz) unterhalb der Netzfrequenz. Die absolute Blickrichtung kann durch Addition der Änderungen der Blickrichtung (der Augenbewegungen) ermittelt werden.

Im Folgenden wird die Erfindung anhand eines Ausführungsbeispiels (siehe hierzu Fig. 1) näher erläutert.

Die Messelektrode (3) und der Verstärker (4) werden in einem Sensor (20) integriert. Um die Messelektrode (3) und den Verstärker (4) von Störfeldern aus der Umgebung abschirmen zu können, wird der Verstärker (4) im Inneren einer becherförmigen elektrisch leitfähigen Abschirmung (21) in Bodennähe und die Messelektrode (3) im Inneren der Abschirmung (21) in der Nähe der Öffnung der becherförmigen Abschirmung (21) angeordnet. Die becherförmige Abschirmung (21) kann als Referenzelektrode (2) verwendet werden, oder mit dieser elektrisch leitend verbunden werden.

Eine vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass der Verstärker (4) mittels eines JFET-Transistors (12) (junction-fieldeffecttransistor), vorzugsweise eines n-Kanal JFET-Transistors, vorzugsweise in Source-Schaltung, realisiert und die Messelektrode (3) elektrisch leitend mit dem Gate (G) des JFET-Transistors verbunden wird und die zeitliche Änderung des Ausgangssignals des Verstärkers (4) mittels einer Analyseeinheit (5) gemessen und als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung ausgewertet wird. Hierzu wird der Anschluss Source (S) des JFET (12) mit dem negativen Pol einer Gleichspannungsquelle (13) und der Anschluss Drain (D) des JFET (12) mittels der  $V_+$ -Leitung (14) mit dem positiven Pol der Gleichspannungsquelle (13) elektrisch leitend verbunden. In der  $V_+$ -Leitung (14) ist ein Messwiderstand (15) integriert. Der Anschluss Drain (D) des JEFET (12) wird mittels einer Messleitung (16) mit der Analyseeinheit (5) verbunden. Mittels der Messleitung (16) wird dann das Ausgangssignal (A) des Verstärkers (4) an die Analyseeinheit (5) übertragen. Dort wird das Ausgangssignal (A) vorzugsweise digitalisiert und/oder gefiltert und/oder die zeitliche Änderung des Ausgangssignals des Verstärkers (4) mittels einer Analyseeinheit (5) gemessen und als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung ausgewertet.

Um die Messelektrode (3) und den JFET (12) von Störfeldern aus der Umgebung abschirmen zu können, wird der JFET (12) im Inneren der becherförmigen elektrisch leitfähigen Abschirmung (21) in Bodennähe und die Messelektrode (3) im Inneren der Abschirmung (21) in der Nähe der Öffnung der becherförmigen Abschirmung (21) angeordnet. Die becherförmige Abschirmung (21) ist mit dem Anschluss (S) des JFET (12) elektrisch leitend verbunden, wodurch sichergestellt wird, dass die Abschirmung (21) und der Anschluss (S) auf demselben Potential liegen. Die  $V_+$ -Leitung (14) und die Messleitung (16) werden mittels der Isolatoren (17) bzw. (18) elektrisch isoliert durch die Wand der Abschirmung (21) geführt.

Eine Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass zur Erzeugung einer definierten Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  zwischen der Körperoberfläche (1) und dem Sensor (20) der positiven Pol der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9), mit dem Anschluss (S) des JFET (12) elektrisch leitend verbunden und der negative Pol der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) mittels der Lade-Leitung (19) mit der auf der Körperoberfläche angebrachten Körperelektrode (10) elektrisch leitend verbunden wird und in die Lade-Leitung (19) ein Ladewiderstand (22) integriert wird, um den Strom begrenzen zu können. Alternativ kann auch der negative Pol der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9), mit dem Anschluss (S) des JFET (12) verbunden und der positive Pol der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) mittels der Lade-Leitung (19) mit der auf der Körperoberfläche angebrachten Körperelektrode (10) verbunden werden.

Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass von der Analyseeinheit (5) der zeitliche Verlauf des Ausgangssignal (A) des Verstärkers (4) unter Bestimmung der Schlafphase, vorzugsweise der REM-Phase (Rapid Eye Movement), ausgewertet wird. Dem Schlafenden wird dann die aktuelle Schlafphase, vorzugsweise die REM-Phase angezeigt. Hierzu wird ein Signalgeber (6), vorzugsweise ein akustischer und/oder optischer und/oder mechanischer Signalgeber vorgeschlagen. Der Signalgeber (6) wird vorzugsweise von der Analyseeinheit (5) angesteuert. Als optische Signalgeber (6) können beispielsweise LED's die im sichtbaren Bereich Licht emittieren eingesetzt werden. Als akustische Signalgeber (4) können beispielsweise piezoelektrische Schallmitter eingesetzt werden. Als mechanische Signalgeber (6) können beispielsweise piezoelektrische Vibrationselemente eingesetzt werden, die auf der Körperoberfläche (1) angebracht werden.

Eine vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass von der Analyseeinheit (5) der zeitliche Verlauf des Ausgangssignal (A) des Verstärkers (4) mittels einer drahtlosen bidirektionalen Datenübertragung (7), vorzugsweise mittels Bluetooth, an eine Auswerteeinheit (8), vorzugsweise einen PC oder ein Smartphone, übertragen wird und von der Auswerteeinheit (8) unter Bestimmung der Schlafphase, vorzugsweise der REM-Phase, ausgewertet wird und die ermittelten Informationen über die aktuelle Schlafphase von der Auswerteeinheit (8) über die drahtlose bidirektionale Datenübertragung (7) an die Analyseeinheit (5) übertragen wird und dem Schlafenden die aktuelle Schlafphase, vorzugsweise die REM-Phase, mittels eines Signalgebers (6), vorzugsweise mittels eines akustischen und/oder optischen und/oder mechanischen Signalgebers, angezeigt wird. Mittels der

Auswerteeinheit (8) ist es dann auch möglich, den Verlauf der Schlafphasen aufzuzeichnen und zu einem späteren Zeitpunkt auszuwerten.

Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, dass das, über die Messleitung (16) an die Analyseeinheit (5) übertragene, Ausgangssignal A des Verstärkers (4) mittels der Analyseeinheit (5) mit einer Abtastfrequenz von  $F_{ABT} = 2 \cdot N \cdot F_{NETZ}$  (mit  $N = 1$ , oder 2, oder 3, oder 4, ...), vorzugsweise mit  $N = 4$ , digitalisiert wird und Störungen durch die Netzfrequenz  $F_{NETZ}$ , vorzugsweise bei einer Frequenz von  $F_{NETZ} = 50$  Hz und/oder  $F_{NETZ} = 60$  Hz, durch Bildung eines gleitenden Mittelwertes (simple moving average (SMA)  $2 \cdot N$ -ter Ordnung) über  $2 \cdot N$  Abtastpunkte (arithmetischer Mittelwert über  $2 \cdot N$  Abtastwerte) über die letzten  $2 \cdot N$  Abtastwerte aus dem digitalisierten Ausgangssignal (A) des Verstärkers (4) herausgefiltert werden.

Weitere Ausgestaltungen der Erfindung werden anhand der Fig. 2 erläutert. Fig. 2 zeigt beispielhaft den Fall für drei Sensoren (20) pro Auge integriert in eine Schlafmaske (30) oder Brille (30). Mehrere Sensoren (20) sind erforderlich, wenn die Blickrichtung der Augen ermittelt werden soll. Auch erleichtern mehrere Sensoren (20) eine sichere Unterscheidung zwischen einer Lidbewegung und einer Augenbewegung. Eine vorteilhafte Anordnung der Sensoren (20) zeigt Fig. 2. Je Auge werden zwei Sensoren (20) in der Nähe der Nase, etwas über- bzw. unterhalb des Auges angeordnet. Der dritte Sensor (20) wird auf Augenhöhe am Augenrand auf der von der Nase abgewandten Seite des Auges angeordnet. Die Körperelektrode (10) wird über der Nase auf der Stirn angeordnet. Der Signalgeber (6) wird unterhalb der Körperelektrode (10) auf der Nase angeordnet. Die bidirektionale drahtlose Datenübertragung (7) wird vorteilhafterweise auf der Nase, etwas unterhalb des Signalgebers (6) angeordnet.

Grundsätzlich eignet sich das hier vorgeschlagene Verfahren auch als Ersatz für das klassische EEG und EKG, sowie für die Auffindung und therapeutische Bewertung von Akupunkturpunkten. Eine weitere Anwendung des vorgeschlagenen Verfahrens wird in einem therapeutischen Hilfsmittel für Epileptiker und/oder Narkoleptiker und/oder als technisches Hilfsmittel zur Überwachung/Vermeidung von Übermüdungen bei sicherheitsrelevanten Tätigkeiten (z.B. LKW-Fahren) gesehen. Für diese Anwendungen ist es vorteilhaft, die Lidbewegung berührungslos, vorzugsweise durch eine in einer handelsüblichen Brille integrierten Sensorik, bestimmen und auswerten zu können. Anhand der Lidbewegung lässt sich zuverlässig erkennen wie oft und wie lange epileptische Anfälle auftreten bzw. dauern. Speichert man diese Daten und wertet diese dann zu einem späteren Zeitpunkt aus, so wird es erstmalig möglich einen verlässlichen, auf objektiven

Fakten basierenden, Medikationsplan zu erstellen. Auch lässt sich an der Lidbewegung der Grad der Vigilanz erkennen (anhand einer Verlangsamung der Geschwindigkeit mit der das Lid geschlossen und/oder geöffnet wird und/oder der Häufigkeit mit der das Schließen und Öffnen des Lids stattfindet) und somit durch Müdigkeit oder eines sich anbahnenden Anfalls (Epilepsie, Narkolepsie) bedingte Unfälle oder Verletzungen vermeiden (Nutzer erhält von der Sensorik ein Warnsignal, z.B. einen Vibrationsalarm und kann dann seinen LKW anhalten oder kann sich rechtzeitig hinlegen).

#### Literatur:

- [1] : Klinische Elektroenzephalographie; Stephan Zschocke; Springer Verlag (1995); ISBN 3-540-54766-5.
- [2] : dtv-Lexikon der Physik; Deutscher Taschenbuchverlag (1971); ISBN 3-423-03048-8.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur berührungslosen Bestimmung der Augen- und/oder Lidbewegung, **dadurch gekennzeichnet**, dass zwischen der Körperoberfläche (1) und mindestens einer Referenzelektrode (2) eine Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  erzeugt wird und mittels mindestens einer Messelektrode (3), die dem, durch die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  erzeugten, elektrischen Feld ausgesetzt wird und die, durch eine Augen- und/oder Lidbewegung erzeugte, Potentialänderung an der Messelektrode (3) bezogen auf das Potential der Referenzelektrode (2) gemessen und als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung ausgewertet wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die durch eine Augen- und/oder Lidbewegung erzeugte Potentialänderung an der Messelektrode (3) mittels eines, vorzugsweise als Impedanzwandler betriebenen, Verstärkers (4) in eine Strom- oder Spannungsänderung des Ausgangssignals des Verstärkers (4) umgewandelt wird und die zeitliche Änderung des Ausgangssignals (A) des Verstärkers (4) mittels einer Analyseeinheit (5) gemessen und als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung ausgewertet wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Verstärker (4) mittels eines JFET-Transistors, vorzugsweise in Source-Schaltung, realisiert und die Messelektrode (3) elektrisch leitend mit dem Gate des JFET-Transistors verbunden wird und die zeitliche Änderung des Ausgangssignals (A) des Verstärkers (4) mittels einer Analyseeinheit (5) gemessen und als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung ausgewertet wird.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass von der Analyseeinheit (5) der zeitliche Verlauf des Ausgangssignals des Verstärkers (4) unter Bestimmung der Schlafphase, vorzugsweise der REM-Phase, ausgewertet wird und dem Schlafenden die aktuelle Schlafphase, vorzugsweise die REM-Phase, mittels eines Signalgebers (6), vorzugsweise mittels eines akustischen und/oder optischen und/oder mechanischen Signalgebers, angezeigt wird und der Signalgeber (6) von der Analyseeinheit (5) angesteuert wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass von der Analyseeinheit (5) der zeitliche Verlauf des Ausgangssignals des Verstärkers (4) mittels einer drahtlosen bidirektionalen Datenübertragung (7), vorzugsweise mittels Bluetooth, an eine Auswerteeinheit (8), vorzugsweise einen PC oder ein Smartphone, übertragen wird und von der Auswerteeinheit (8) unter Bestimmung der Schlafphase, vorzugsweise der REM-Phase, ausgewertet wird und die ermittelten Informationen über die aktuelle Schlafphase von der Auswerteeinheit (8) über die drahtlose bidirektionale Datenübertragung (7) an die Analyseeinheit (5) übertragen wird und dem Schlafenden die aktuelle Schlafphase, vorzugsweise die REM-Phase, mittels eines Signalgebers (6), vorzugsweise mittels eines akustischen und/oder optischen und/oder mechanischen Signalgebers, angezeigt wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass von der Analyseeinheit (5) der zeitliche Verlauf des Ausgangssignal des Verstärkers (4) unter Bestimmung der Vigilanz und/oder unter Bestimmung eines epileptischen Anfalls ausgewertet wird und bei einer erkannten Übermüdung und/oder einem erkannten epileptischen Anfall die erkannte Übermüdung und/oder der erkannte epileptische Anfall, vorzugsweise der Beginn des epileptischen Anfalls, mittels eines Signalgebers (6), vorzugsweise mittels eines akustischen und/oder optischen und/oder mechanischen Signalgebers, angezeigt wird und der Signalgeber (6) von der Analyseeinheit (5) angesteuert wird.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  zwischen der Körperoberfläche (1) und der Referenzelektrode (2) mittels einer Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) erzeugt wird und hierzu der positive Pol (negative Pol) der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) elektrisch leitend mit der Referenzelektrode (2) und der negative Pol (positive Pol) der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) elektrisch leitend mit einer Körperelektrode (10) verbunden wird und mittels der Körperelektrode (10) ein elektrischer Kontakt, vorzugsweise mit einem Kontaktwiderstand  $< 2 \text{ M}\Omega$ , zur Körperoberfläche (1) erzeugt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass mittels der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) eine, vorzugsweise einstellbare, Spannung von  $> 5 \text{ V}$  und  $< 10000 \text{ V}$ , vorzugsweise eine Spannung von  $> 100 \text{ V}$  und  $< 200 \text{ V}$ , erzeugt wird.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Referenzelektrode (2) auf oder hinter einer wasserabweisenden und/oder einer elektrisch polarisierten Oberfläche, vorzugsweise der dem Körper zugewandten Oberfläche einer Schlafmaske, angeordnet wird und hierdurch eine bevorzugte Anlagerung von positiven oder negativen Ladungsträger an dieser Oberfläche und damit die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  zwischen der Körperoberfläche (1) und der Referenzelektrode (2) erzeugt wird.
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messelektrode (3) und die Referenzelektrode (2) in einem Abstand  $D_S > 1 \text{ mm}$  und  $D_S < 100 \text{ mm}$ , vorzugsweise in einem Abstand  $D_S > 5 \text{ mm}$  und  $D_S < 20 \text{ mm}$ , vor der Körperoberfläche (1), vorzugsweise zentral vor dem Auge, angeordnet wird.
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  so auf den Abstand  $D_S$  und/oder die Anordnung und/oder Größe der Messelektrode (3) und/oder Anordnung und/oder Größe der Referenzelektrode (2) abgestimmt wird, dass zwischen dem messtechnisch erfassbaren Bereich (11) auf der Körperoberfläche (1) und der Messelektrode (3) ein raumladungsfreier Bereich erzeugt wird.
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass mittels mehrerer Messelektroden (3) und Referenzelektroden (2), vorzugsweise je drei pro Auge, die Blickrichtung der Augen ermittelt wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Ausgangssignal des Verstärkers (4), vorzugsweise mittels der Analyseeinheit (5), mit einer Abtastfrequenz von  $F_{ABT} = 2 \cdot N \cdot F_{NETZ}$  digitalisiert wird und Störungen durch die Netzfrequenz  $F_{NETZ}$ , vorzugsweise bei einer Frequenz von  $F_{NETZ} = 50 \text{ Hz}$  und/oder  $F_{NETZ} = 60 \text{ Hz}$ , durch Bildung eines gleitenden Mittelwertes über  $2 \cdot N$  Abtastpunkte über die letzten  $2 \cdot N$  Abtastwerte aus dem digitalisierten Ausgangssignal des Verstärkers (4), vorzugsweise mittels der Analyseeinheit (5), herausgefiltert werden.

## Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur berührungslosen Bestimmung der Augen- und/oder Lidbewegung dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der Körperoberfläche (1) und mindestens einer Referenzelektrode (2) eine Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  erzeugt wird und mittels mindestens einer Messelektrode (3), die dem, durch die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  erzeugten, elektrischen Feld ausgesetzt wird und die, durch eine Augen- und/oder Lidbewegung erzeugte, Potentialänderung an der Messelektrode (3) bezogen auf das Potential der Referenzelektrode (2) mittels eines Verstärkers (4) in eine Strom- oder Spannungsänderung des Ausgangssignals des Verstärkers (4) umgewandelt wird und die zeitliche Änderung des Ausgangssignals (A) des Verstärkers (4) mittels einer Analyseeinheit (5) gemessen und als Maß für eine Augen- und/oder Lidbewegung ausgewertet wird. Vorteilhafterweise wird die Potentialdifferenz  $\Delta P_B$  mittels einer Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) erzeugt und hierzu der positive Pol der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) elektrisch leitend mit der Referenzelektrode (2) und der negative Pol der Hochspannungs-Gleichspannungsquelle (9) elektrisch leitend mit einer Körperelektrode (10) verbunden und mittels der Körperelektrode (10) ein elektrischer Kontakt zur Körperoberfläche (1) erzeugt.

