

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
8. Oktober 2009 (08.10.2009)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2009/121088 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/113 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/AT2009/000133

(22) Internationales Anmeldedatum:
3. April 2009 (03.04.2009)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
A532/2008 3. April 2008 (03.04.2008) AT

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): GESUNDE ARBEITSPLATZSYSTEME GMBH [AT/AT]; Gallmeyergasse 5/5, A-1190 Wien (AT).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): KUSMITSCH, Christian [AT/AT]; Hauptstrasse 8, A-7051 Grosshöflein (AT).

(74) Anwalt: ITZE, Peter; Amerlingstrasse 8, A-1061 Wien (AT).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO,

DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

- hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, die Priorität einer früheren Anmeldung zu beanspruchen (Regel 4.17 Ziffer iii)
- Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR CHECKING THE DEGREE OF TIREDNESS OF A PERSON OPERATING A DEVICE

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUM PRÜFEN DES ERMÜDUNGSGRADES EINER EIN GERÄT BEDIENENDEN PERSON

Fig. 1



I. Input, measurement, interface
II. Calculation, settlement, storage for algorithms, individualised storage
III. Output, individualised exercises, trigger and baseline creation
IV. Output, central statistics and update area

(57) Abstract: The invention relates to a method for checking the degree of tiredness of a person operating a device, wherein the eyes of said person are monitored by means of a camera, the result is analysed by means of a computer and where necessary a warning is given to the person. At a screen working station in addition to the monitoring of the eyes the operating sequence of the device connected to the screen is monitored wherein all data called up is compared with data stored in the computer and a warning advice is displayed on the screen when given thresholds are passed below or a warning signal is given.

(57) Zusammenfassung: Verfahren

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2009/121088 A2



Veröffentlicht:

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

zum Prüfen des Ermüdungsgrades einer ein Gerät bedienenden Person, bei welchem deren Augen mittels einer Kamera überwacht, das Ergebnis mittels eines Rechners ausgewertet und im Bedarfsfall eine Warnung an die Person ausgegeben wird. An einem Bildschirmarbeitsplatz wird zusätzlich zur Überwachung der Augen der Bedienungsablauf des zum Bildschirm gehörenden Gerätes überwacht, wobei alle erhobenen Daten mit im Rechner gespeicherten Daten verglichen werden und bei Unterschreiten von vorgegebenen Grenzwerten ein Warnhinweis am Bildschirm angezeigt, bzw. ein Warnsignal ausgegeben wird.

Verfahren zum Prüfen des Ermüdungsgrades einer ein Gerät bedienenden Person

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Prüfen des Ermüdungsgrades einer ein Gerät bedienenden Person, bei welchem deren Augen mittels einer Kamera überwacht, das Ergebnis
5 mittels eines Rechners ausgewertet und im Bedarfsfall eine Warnung an die Person ausgegeben wird.

Asthenopie oder asthenopische Beschwerden sind visuelle Beschwerden, die während oder nach dem Erbringen hoher Sehleistungen auftreten. Sie können als Teilmenge aller visuellen Beschwerden mit visueller Arbeit und visueller Leistung in Zusammenhang
10 gebracht werden. Visuelle Beschwerden beeinträchtigen das visuelle Wohlbefinden. Diese Beschwerden gehen nicht notwendigerweise mit einer substantiellen Schädigung der Sehorgane einher, sie sind im Grunde reversibel und kurzfristig. Die tägliche und mehrstündige Nutzung des Computers belastet die Augen und fordert vom Bildschirmarbeiter hohe visuelle Leistung.

Das Computer Vision Syndrome (in Europa: Office Eye Syndrome oder Asthenopie) ist eine Zivilisationskrankheit vergleichbar mit dem Karpaltunnel-Syndrom, aber es ist wesentlich verbreiteter. Das National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) definiert das Computer Vision Syndrome (CVS) als Beeinträchtigung, die spezifisch mit der Computernutzung verbunden ist. CVS ist nicht auf Sehleistung und das Sehorgan beschränkt,
20 es umfasst auch muskulo-skeletale Beschwerden in den Schultern und im Nacken sowie Kopfschmerz. Typische Symptome dieses Syndroms sind:

- brennende, müde Augen
- trockene Augen
- Schwierigkeiten beim Fokussieren
- 25 ▪ Doppelsicht
- Verschwommenes Sehen
- Kopfschmerzen
- Nacken/Schulter Schmerzen

Die Symptome korrelieren mit Umgebungsbedingungen wie Beleuchtung, Bildschirmdarstellung, Blickrichtung, vorhandenen Beeinträchtigungen der Benetzung der
30 Augenoberfläche ([1] Schierz, 2003) oder hoher Aufmerksamkeit ([2] Schlote, Kadner & Freudenthaler, 2004) und psychologischen Faktoren ([3] Mocci, Serra & Corrias, 2001, [4] Smith, 1997). Temporäre Beschwerden können in chronische Erkrankungen (Dry-Eye-Syndrome bzw. Sicca-Syndrom) übergehen, auch kann allein die Wechselwirkung mit dem

Alter einen negativen Einfluss auf die Symptomatik und eine Wirkung auf die Inzidenz haben ([5] Stüdeli, 2005).

Im Folgenden wird, wie im Fachgebiet üblich, zwischen der Belastung und der Beanspruchung einer Bedienungsperson unterschieden. Belastungen sind dabei von außen auf eine Person einwirkende physikalische und psychologische Größen. Diese führen zu einer Beanspruchung des Menschen. Beanspruchung ist somit die aus einer äußeren Belastung resultierende "innere" Auswirkung auf eine bestimmte Person. Generell sind für die Verhinderung visueller Beschwerden und für Maßnahmen mit dem Ziel der Reduktion zum einen die Dauer der Belastung und zum anderen das Ausmaß der geforderten Seheleistung entscheidend ([5] Stüdeli, 2005). Stüdeli (2005) folgert, dass die Erfassung visueller Beschwerden zumindest diesen Kriterien genügen muss:

- Messung am spezifischen Arbeitsplatz
- Messung während der normalen Arbeitszeiten
- Messung mit hoher zeitlicher Auflösung

Das Ziel der gegenständlichen Erfindung ist es, visuelle Beschwerden, Belastung und Beanspruchung mittels biometrischer und psychophysiologischer Verfahren zu erfassen, eine Warnschwelle zu ermitteln, zum geeigneten Zeitpunkt eine Warnung auszulösen und diese visuellen Beschwerden mit einem Verfahren zu reduzieren, zu kompensieren oder zu verhindern. Der Benutzer soll bereits vor dem Auftreten einer zeitlich nur langsam reversiblen Beanspruchungsreaktion (Ermüdung, Monotonie, Augenschmerzen oder passagere Augendysfunktionen, die in der Literatur unter anderem unter den Begriffen Asthenopie, Computer Vision Syndrome oder Office Eye Syndrome behandelt wurden) gewarnt werden. Die Erfindung konzentriert sich auf folgende Hauptproblemfelder:

- Ungenügende Befeuchtung der Konjunktiven
- Erschöpfung der Augenmuskulatur
- Aufmerksamkeitsänderungen bei längerdauernder Bildschirmarbeit
- Mangelnde Motivation Pausen zu machen und Übungen „durchzuziehen“
- Missachtung aller ergonomischer Regeln und Übungen unter voller Arbeitsbelastung
- Negative Wirkung von Reflexionen auf dem Bildschirm

Bekannte Verfahren zur Überwachung des Beanspruchungsgrades der Augen dienen der Beurteilung der Einschlafneigung bzw. der Müdigkeit eines Fahrzeug- oder Maschinenlenkers, um das Risiko eines Sekundenschlafs und die damit verbundene Unfallgefahr zu vermindern. Zu diesem Zweck dienliche Systeme und Verfahren sind

beispielsweise in der DE 10 2004 022 58 A1, der DE 10 2004 034 748 A1 oder der DE 10 2004 010 398 A1 beschrieben. Die gegenwärtige Erfindung soll die Messergebnisse jedoch nicht im Hinblick auf die Einschlafneigung auswerten, von der bei der Computerarbeit meist keine primäre Gefahr ausgeht, sondern sie bewertet die Dauerbelastung der Augen, wirkt
5 dieser entgegen und vermindert dadurch medizinische Folgen, die sich aus der Dauerbelastung ergeben können.

Ein in der WO 99/52479 offenbartes Verfahren und die zugehörige Vorrichtung dienen dazu, CVS zu verhindern, indem ein Benutzer in Abhängigkeit der gemessenen Frequenz seines Lidschlages durch Lichtsignale oder akustische Signale an das Zwinkern
10 erinnert wird. Zusätzlich ist vorgesehen, das Auge durch eine Befeuchtungsvorrichtung am Austrocknen zu hindern.

In der US 2007/0171364 A1 ist ein Computerprogramm offenbart, welches den Benutzer nach einem bestimmten Zeitintervall oder nach einer bestimmten Anzahl an Tastenanschlägen zur Durchführung verschiedener Augenübungen anregt, um das Auftreten
15 von CVS zu vermeiden.

Die vorliegende Erfindung erreicht die oben dargelegten Ziele dadurch, dass an einem Bildschirmarbeitsplatz zusätzlich zur Überwachung der Augen der Bedienungsablauf des zum Bildschirm gehörenden Gerätes überwacht wird, wobei alle erhobenen Daten mit im Rechner gespeicherten Daten verglichen werden und bei Unterschreiten vorgegebener Grenzwerte ein
20 Warnhinweis am Bildschirm angezeigt bzw. ein Warnsignal ausgegeben wird. Die Erfindung stellt somit ein Verfahren zur individualisierten Messung der Belastung und Beanspruchung durch Tätigkeiten an der Mensch-Maschine Schnittstelle dar. Insbesondere können spezifische Belastungen des Sehapparats erkannt, resultierende Beanspruchungen individuell geschätzt und entsprechende Gegenmaßnahmen eingeleitet werden. Dadurch können Systeme
25 zur Messung und Überwachung menschlicher Zustände und von Veränderungen und Leistungen an der Maschine-Mensch Schnittstelle optimal genutzt werden. Zur Durchführung des Verfahrens können Detektoren für die Erkennung von Signalen an den Mensch-Maschine Schnittstellen, ein Monitor, ein flüchtiger Speicher und eine Verrechnungseinheit genutzt werden, wobei in der Verrechnungseinheit vordefinierte Prozesse ablaufen, in denen die
30 Signale analysiert und als Signalmuster in Bezug zu den in einem festen Speicher archivierten Signalmustern gesetzt werden.

In einer vorteilhaften Ausführungsform zählen zu den anhand der bei der Überwachung der Augen gemessenen Lidöffnung ermittelten Daten die maximale Lidöffnung, die minimale Lidöffnung, die prozentuelle Lidöffnung, die

Lidöffnungsgeschwindigkeit, die Lidschlussgeschwindigkeit, die aktuelle Lidschlussfrequenz, die habituelle Lidschlussfrequenz, der PERCLOS-Index (prozentueller Lidschluss), und die Durchschnittswerte, Mediane und/oder Streumaße der obigen Werte. Anhand der so ermittelten Daten können Verhältniswerte, wie zum Beispiel das Verhältnis der maximalen Lidöffnung zur aktuellen Lidschlussfrequenz, das Verhältnis der maximalen Lidöffnung zur Lidschluss- bzw. Lidöffnungsgeschwindigkeit, etc., abgeleitet werden. Das erfindungsgemäße Verfahren erkennt durch biometrische Messung von Parametern der Augen- und Lidbewegungen über Vergleich mit bereits bestehenden Daten als Grundlinie oder Referenz den Zustand des Benutzers und dessen Beanspruchung durch spezifische Programme (Anwenderprogramme wie Excel, Word, Internetbrowser, etc.) oder zeitliche Abschnitte (Tageszeit, Arbeitszeitlänge, etc.). Mittels Datenoutput werden dem Nutzer die an der Schnittstelle individuell über die Zeit aggregierten und mit vordefinierten Algorithmen verrechneten Inputs aus den Detektoren als Warnhinweis rückgemeldet, um ihn zu einer Änderung seines Verhaltens zu veranlassen.

In vorteilhafter Weise können zur Ermittlung der im Rechner für jede Person individuell zu speichernden Daten die individuellen Daten, wie Anschlagstärke, -häufigkeit und/oder -charakteristik und dergleichen, beziehungsweise Bedienungshäufigkeit und/oder -geschwindigkeit, mittels der Bedienungseinheit, zum Beispiel der Tastatur bzw. einer Zeigeeinheit, wie einer Maus oder dergleichen, durch Protokollieren im Rechner erfasst werden. Um sowohl die Beanspruchung als auch die Belastung der bedienenden Person messen bzw. abschätzen zu können, kann dabei zusätzlich in die Überwachung der Person auch der Status des zu bedienenden Gerätes einbezogen werden.

Die methodische grundlegende Annäherung an die individuelle und subjektive Komponente „Beanspruchung“ des Nutzers an der Mensch/Maschine Schnittstelle erfolgt somit über die Belastung durch das System und dort zu lösende Aufgaben sowie:

- die Messung biometrischer Parametern beim Individuum (zum Beispiel Lidschlaghäufigkeit, Öffnungs- und Verschlussgeschwindigkeit des Lids, Verhältnis Amplitude zu Geschwindigkeit, PERCLOS-Index) und Kategorisierung nach Zeiteinheit, Bedingungen (zum Beispiel Reflexionen, Tageszeit), Zahl der bearbeiteten Aufgaben pro Zeiteinheit, Aufgabenart (Text- oder Tabellenverarbeitung, Bildbearbeitung, etc.), verstrichene Zeit während der Aufgabe (Time-On-Task),
- die Erfassung von Verhaltensparametern (Änderungen der Tätigkeiten zwischen Arbeit an der Mensch-Maschine Schnittstelle und Arbeiten fern davon, z. B.

Verlassen des Arbeitsplatzes, Zusammenkneifen der Augen, Näherführen des Kopfes an das Display, Sprechen),

- die Aufzeichnung des Maschinenstatus (laufende Programme, Hardware- und Softwarebeschaffenheit) sowie der Mensch-Maschine Interaktionen (Tastaturanschläge, Mausbewegungen, Frequenz der Wechsel der verwendeten Programme oder Abläufe) und
- die Individualisierung der Referenzwerte für Belastung und Beanspruchung durch Messen bzw. Ermitteln der erlebten Beanspruchung der Augen (durch Einsatz von Skalen, wie der Visuellen Analogskala), des Status-Quo (wie Geschlecht, Sichtigkeit, Alter, Erfahrung mit Bildschirmarbeit) und einer Kombination dieser Daten in verrechneter Form als Gewichtungsfaktoren.

Die dafür notwendigen Daten werden an den verschiedenen Mensch/Maschine Schnittstellen (optisch, Eingabegerät, Zeigegerät) gewonnen und zur Bestimmung und Vorhersage der Belastung und Schätzung der Beanspruchung algorithmisch aufbereitet. Dabei können mehrere Methoden, unabhängig voneinander und auch interagierend, zur Mustererkennung und Algorithmusentwicklung angewandt werden, so können etwa, in einer vorteilhaften Ausführungsform, aus den unterschiedlich gemessenen bzw. davon abgeleiteten Daten Kombinationskriterien gebildet werden.

Diese Methoden dienen der Signalgewinnung, der Signaldarstellung und -analyse, der Aufstellung von auf empirischen Daten basierenden Modellen und der Qualitätskontrolle, der Bestimmung des Einflusses sowie der Wechselwirkungen von Faktoren (Umwelt, individuelle/prädispositionelle), der Bestimmung und Vorhersage kritischer Zeitpunkte im Ermüdungsverlauf und der Entdeckung von Warnschwellen im Belastungs-Beanspruchungsverlauf von asthenopischen Beschwerden. Als Methoden dienen insbesondere Zeitreihenanalysen, multiple Regression, Wahrscheinlichkeitsrechnung (zum Beispiel Vierfelder-Analyse, Chi-Quadrat), Bestimmung des (einfachen wie gewichteten) gleitenden Mittelwerts (Moving-Average), Verfahren zur Bestimmung von Rhythmizität (Fourier-Analyse) und Kurvendiskussion (Integral- und Differentialrechnung) sowie die Konfigurationsanalyse.

Zur Schärfung des Verfahrens kann es vorteilhaft sein, zur Ermittlung der individuellen Daten zusätzlich die subjektiven Parameter, wie selbst erlebte Beanspruchung der Augen, Geschlecht, Sichtigkeit und dergleichen, zu erfassen und über ein Evaluierungsverfahren zu gewichten. Bei Auslösen eines Warnsignals oder unabhängig davon können dabei randomisiert oder pseudorandomisiert Befragungsmethoden eingesetzt

werden, um zu ermitteln, ob für das Warnsignal eine Indikation vorhanden ist. Die Qualität des Warnsignals kann somit bestimmt und eingeordnet werden, zum Beispiel nach: Signal ja/nein - Indikation ja/nein. Aus den möglichen Kombinationen ergeben sich die folgenden Implikationen:

- 5 ▪ „Miss“ (Indikation vorhanden, kein Signal)
- „Hit“ (Indikation vorhanden, Signal)
- „Correct Reject“ (keine Indikation, kein Signal)
- „False Alarm“ (keine Indikation, Signal)

10 Die Ergebnisse dieser Zuordnung werden im Verfahren berücksichtigt und führen zu einer Schärfung des Systems, zu einer Zunahme der Hits und zu einer Abnahme der False Alarms. Die Signaldetektionstheorie bietet eine individuelle Qualitätskontrolle für die Treffergenauigkeit der Warnprozesse. Die resultierenden ROC-Kurven (ROC: „Receiver-Operation-Characteristic“) bieten Qualitätsfeedback über die Exaktheit der Schwelle.

15 Besonders vorteilhaft kann es sein, wenn die vorgegebenen Grenzwerte individuell für jede der das Gerät bedienenden Personen ermittelt und gespeichert werden. Dadurch kann insbesondere die Akzeptanz der Warnhinweise gesteigert werden, indem die Warnungen zum individuell idealen Zeitpunkt erscheinen, d.h. den Konzentrationsverlauf und den Arbeitsprozess berücksichtigen, dies jedoch wiederum abhängig von den Symptomausprägungen, also der Individualität des Bildschirmarbeiters. Bei schwerer
20 Symptomatik (beispielsweise im Bereich trockene Augen) wird das Signal ausgelöst, wenn sich erste Anzeichen für eine Verschlechterung oder ein Auftreten der Symptomatik (hier: geringe Lidschlaghäufigkeit und lange Time-On-Task) einstellen. Bei Personen mit geringer individueller Anfälligkeit/Vulnerabilität oder Symptomatik kann dieses Warnsignal auf einen Zeitpunkt zwischen zwei konzentrierten Arbeitseinheiten verschoben werden. Dadurch erhöht
25 sich die Compliance beim Bildschirmarbeiter und die Wahrscheinlichkeit kompensativer oder präventiver Maßnahmen steigt.

 In vorteilhafter Weise kann der Warnhinweis eine Anleitung zu einem kompensativen Verhalten der Person enthalten. Solche kompensative Verhalten sind beispielsweise das Einlegen von Pausen oder das Durchführen von Übungen. Die Übungen werden dem
30 Bildschirmarbeiter bei Auslösen des Warnsignals angeboten. Die Messung läuft während der Übung weiter um Qualitätsmaße und Wirkung bestimmen zu können.

 Eine weitere bevorzugte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass die ermittelten Werte ihrer Wertigkeit für die individuelle Person entsprechend zueinander in Beziehung gesetzt werden. Damit können individuelle Belastungsschwellen für die

Entwicklung asthenopischer Symptome, wie Augentrockenheit oder generelle Aktivierungsphänomene, wie Müdigkeit, oder spezifische Aktivierungsphänomene, wie Aufmerksamkeit und Vigilanz, bestimmt werden.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung können die an einem
5 Gerät über eine oder mehrere bedienende Personen gesammelten Daten an eine zentrale Verarbeitungseinheit übermittelt werden, an der sie gespeichert und mit an anderen Geräten aufgezeichneten und ebenfalls an die zentrale Verarbeitungseinheit übermittelten Daten anderer bedienender Personen verglichen und aggregiert werden. Die Wirkung der präventiven oder kompensativen Maßnahmen, der Übungen oder Interaktionen, wird somit
10 auf drei Wegen geprüft und verbessert: Erstens erfolgt die Messung auch während der Übungen, wodurch eine Effizienzkontrolle durchgeführt werden kann, in dem die Qualität der Übungen mit den weiteren vom Bildschirmarbeiter generierten statistisch verglichen oder durch Inferenzstatistiken auf Signifikanz geprüft wird, zweitens durch einen Vergleich vorher/nachher, der den Effekt der Intervention oder Übung ausdrückt, und drittens durch
15 einen Vergleich mit allen anderen Usern, der optional über eine Update-Funktionen möglich ist und die Effektivität von Übungen in der Population und von spezifischen Zielgruppen (Gruppe der Textverarbeitungs-User) zeigt. Zu diesem Zweck können in der zentralen Verarbeitungseinheit anhand der aggregierten Daten einer Vielzahl von bedienenden Personen Updates erstellt werden, die an die einzelnen Geräte übermittelt werden. Damit können die
20 empirisch belegt am besten passenden Übungen automatisch gewählt werden.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand der beigefügten Zeichnungen und Diagramme eingehend beschrieben, wobei Fig. 1 in einer Verfahrensübersicht Bereiche zeigt, in welche die Prozesse und Abläufe eingeteilt werden können, Fig. 2 die Verfahrensübersicht der Fig. 1 in detaillierterer Weise wiedergibt, Fig. 3 und Fig. 4 der Erläuterung der von den
25 Augen und dem umliegenden Gewebe gemessenen Parameter dienen, Fig. 5 ein Diagramm des zeitlichen Verlaufs der Lidöffnung bei gleichzeitiger Messung an beiden Augen zeigt, Fig. 6 ein Diagramm zeigt, dessen Kurven die Änderung der %-Werte der Lidöffnung (bezogen auf die Maximalamplitude, y-Achse) in der Zeit (Zeiteinheit, x-Achse) beschreiben, Fig. 7 in einer Diagrammdarstellung die über die Zeit gemessenen Lidschläge zeigt, Fig. 8 ein
30 Ablaufdiagramm der bei der Überwachung des Benutzers wesentlichen Schritte zeigt, Fig. 9 und Fig. 10 je ein Entscheidungsdiagramm mit Kombinationskriterien zur Ermittlung des Benutzerzustands bezüglich Müdigkeit/Wachheit bzw. erhöhter Belastung zeigen, und Fig. 11 einen beispielhaften Verlauf der Frequenz und des Öffnungsgrades der Augen zeigt (aus [7] Hargutt).

Die einzelnen Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens können in vier Bereiche unterteilt werden, die systemisch in Verbindung stehen und funktional interagieren. Diese sind in Fig. 1 dargestellt und in Fig. 2 in detailliertere Untergruppen aufgegliedert. Die in Fig. 1 dargestellten Bereiche sind ein Inputbereich I, ein Kalkulationsbereich II, ein Outputbereich III und ein zentraler Statistik- und Updatebereich IV. Der Inputbereich I dient der Erfassung und Vorverarbeitung der Messdaten, die eine Beurteilung des Belastungs- und Beanspruchungsgrades des Benutzers zulassen. Die gesammelten Daten werden im Kalkulationsbereich II verarbeitet und individualisiert gespeichert. Der Outputbereich III bildet die Ausgabeschnittstelle zum Benutzer hin. Er dient einerseits der Präsentation der Übungen, andererseits können Ergebnisse von Abfragen und Analysen dem Benutzer präsentiert werden. Diesem Bereich ist auch ein Speicher für Übungen zugeordnet. Im zentralen Statistik- und Updatebereich IV können Daten einer Vielzahl unterschiedlicher Benutzer verschiedener Geräte zentral gesammelt und statistisch verarbeitet werden. Auf Basis der aggregierten Daten können über eine Updatefunktion neue Übungen an die Outputereinheit übermittelt werden, die sich aufgrund der statistischen Auswertungen als besonders wirkungsvoll erwiesen haben. Durch die zentral gesammelten Benutzerauswertungen können auch Verbesserungspotentiale an der Kalkulation oder an anderen Verfahrensparametern erkannt werden, deren Umsetzung dann ebenfalls in Form eines Updates an die einzelnen Geräte übermittelt werden können.

Bei allen dargestellten Speichereinheiten (Fig. 2: II.1, II.4, III.1, III.2, III.4) handelt es sich um logische Einheiten, die den einzelnen Bereichen sinngemäß zugeordnet sind. Es ist jedoch unerheblich, an welcher Stelle diese Daten physikalisch abgelegt sind, und ob die einzelnen Dateneinheiten getrennt oder gemeinsam gespeichert werden. Dies ist im Fachbereich der Computertechnik hinlänglich bekannt.

Auf der Inputseite I des in Fig. 2 dargestellten Systems erkennen Detektoren mittels eines optischen Input-Geräts I.1 Parameter der Bewegung und des Zustandes der Augen sowie des umliegenden Gewebes der Augen des Nutzers und geben diese mittelbar an eine Verrechnungseinheit II.2 weiter. Als Mittel dieser Detektoren fungieren entweder Kameras, die über eine Schnittstelle wie USB mit einem Computer verbunden sind, sowie solche, die bereits in das Gehäuse oder den Bildschirm integriert sind (ein solches Input/Output-Display ist etwa in der US2006/0007222 A1, Apple Computer, offenbart).

Bei der Bilderfassung werden Algorithmen und Abläufe benutzt, die eine für die weitere Signalanalyse zeit- und ablaufoptimierte Verarbeitung ermöglichen. So wird etwa aus den im Zeitverlauf erfassten Bildern durch die Algorithmen in erster Linie jeweils die

momentane Lidöffnung ermittelt. Mit einer zeitlichen Auflösung von mindestens 30 ms können aus dem zeitlichen Verlauf der Lidöffnung eine Vielzahl abgeleiteter Werte errechnet werden. Auf die für die Erfindung wichtigsten Werte wird weiter unten im Abschnitt „Erfassung der Messwerte“ genauer eingegangen.

5 Weitere Detektoren auf der Inputseite des Systems erkennen Parameter der Eingabe von Daten mittels taktil-motorischer Eingabegeräte und geben diese mittelbar an die Verrechnungseinheit weiter (siehe Fig. 2, Nr. I.2). Diese Detektoren enthalten Algorithmen und Prozesse zur Erfassung der wesentlichen Verwendungscharakteristika des Inputgeräts, wie Zahl der Anschläge, Anschlagdruck, bediente Tasten und übergeordnete Muster von
10 Aktivität am Gerät (wie Arbeitsrhythmen) in einer beliebigen Zeiteinheit. Ziel ist die möglichst exakte Messung oder Schätzung der Belastung der Bedienungsperson. Als Schnittstelle für Detektoren fungieren beispielsweise Tastaturen (wie mechanische, elektronische, elektrische), die über eine Schnittstelle wie USB mit einem Computer verbunden sind, sowie solche, die bereits in das Gehäuse oder den Bildschirm (zum Beispiel
15 On-Screen-Tastaturen) integriert sind.

Auf der Inputseite des Systems werden auch Parameter der Eingabe von Daten mittels Zeigegeräten von Detektoren gemessen, und mittelbar an die Verrechnungseinheit weitergegeben (siehe Fig. 2, Nr. I.3). Diese Detektoren enthalten Algorithmen und Prozesse zur Erfassung der wesentlichen Verwendungscharakteristika des Inputgeräts, wie
20 zurückgelegte Strecke, Beschleunigung, Zahl der Klicks und Doppelklicks in einer beliebigen Zeiteinheit. Ziel ist die möglichst exakte Messung oder Schätzung der Belastung. Als Inputschnittstelle zu diesen Detektoren fungieren Zeigegeräte (wie mechanische, elektronische, elektrische Zeigegeräte), die über eine Schnittstelle wie USB mit einem Computer verbunden sind (zum Beispiel Maus, Marble Mouse, etc.) sowie solche, die bereits
25 in das Gehäuse (Touchpad, Trackpoint, Trackball, Space Mouse, Space Balls, etc.) oder den Bildschirm (On-Screen-Zeigegeräte, Touchscreens) integriert sind.

Zwischen den Detektoren und der Verrechnungseinheit II.2 ist im Kalkulationsbereich II des Systems ein flüchtiger Zwischenspeicher II.1 angeordnet, in dem die eingehenden Signale der Detektoren zum Zwecke der Eingabe in die Verrechnungseinheit temporär
30 aufbewahrt werden. Aus diesem Zwischenspeicher liest die Verrechnungseinheit II.2 Daten aus.

Maschinenzustandsdaten II.3, wie etwa die Systemzeit, die On-Time-Zeit seit Anmeldung des Nutzers, die verwendeten Programme/Abläufe mit Nutzerinput und -interaktion, die Speicherauslastung, etc., werden in den flüchtigen Speicher eingelesen. Das

dient zum einen der Ressourcenoptimierung der Abläufe, zum anderen dienen die Verwendungsdaten von Programmen/Abläufen mit Nutzerinput der Beurteilung der Belastung des Benutzers und sind somit Eingangsparameter für die Verrechnungseinheit II.2.

5 Anhand der Programmverwendung können programmspezifische Profile erstellt werden, welche die von den Programmen bewirkte Belastung darstellen, und die Beanspruchung des Nutzers dadurch schätzen lassen.

Die Verrechnungseinheit II.2 führt vordefinierte Rechenprozesse aus, mit denen die aus den Detektoren kommenden Signale im Bezug zueinander und in Bezug zu den in einem festen Speicher II.4 abgelegten, bereits zeitlich vorher zu Signalmustern verrechneten
10 Signalen verarbeitet werden. Die Analyse des optischen Input I.1 kann entweder anhand von Signalen des linken oder rechten Auges erfolgen oder aus einer Kombination aus beiden, auch in zeitlicher Hinsicht.

Der permanente Speicher für errechnete Daten II.4 ist Archiv und Bezugsort für die Zugriffe der Verrechnungseinheit II.2 während des Vorgangs der Verrechnung der aus den
15 Detektoren mittelbar eingehenden Daten und der Musterbildung. Die Verrechnungseinheit hat auf diesen festen Speicher Schreib- und Lesezugriff.

Der permanente Speicher II.4 beinhaltet die Muster der Biosignale des Nutzers an der Mensch-Maschine Schnittstelle, auf die weiter unten bei der Beschreibung der Datenstrukturen genauer eingegangen wird. Außerdem werden die individuellen, über die Zeit
20 aggregierten Daten auf Wunsch des Nutzers über eine Datenverbindung an einen weiteren permanenten Speicher gesendet, der über eine Verrechnungseinheit die aggregierten Daten aller Individuen, die dasselbe Verfahren nutzen, analysiert und in vordefinierten Prozessen wiederum Muster bildet.

In diesem Speicher II.4 werden alle an den Mensch-Maschine-Schnittstellen
25 gemessenen und zur weiteren Verrechnung gelangten Signale aufbewahrt. Die darin permanent abgelegten Werte sind die Referenzpunkte, um Vergleiche innerhalb der Person herzustellen.

An der Schnittstelle zwischen dem Kalkulationsbereich II und dem Outputbereich III befindet sich ein erster flüchtiger Speicher III.4, in dem Analysen und Abfragen
30 zwischengespeichert werden, bevor die Ergebnisse dem Benutzer dargestellt werden. Die Ergebnisdarstellung III.5 wird auf Benutzeranfrage hin aktiviert. Selektierte Ergebnisse der in der Verrechnungseinheit II.2 erfolgten Berechnungen können bei der Ergebnisdarstellung III.5 über die Schnittstellen zu einem Ausgabegerät (Bildschirm, Drucker, Lautsprecher) geleitet werden.

Die aus dem permanenten Speicher II.4 abgerufenen Daten können ebenfalls auf Benutzeranfrage ausgegeben werden, z. B. in Form eines Berichts oder einer Grafik auf einem Bildschirm oder Plotter.

5 An der Schnittstelle zwischen dem Kalkulationsbereich II und dem Outputbereich III befindet sich auch ein zweiter flüchtiger Speicher III.1, der für Übungen und zielgerichtete Interventionen bestimmt ist. Mittels einer optischen oder akustischen oder taktilen Ausgabeeinheit soll eine Verhaltensänderung des Nutzers induziert werden, welche die Symptome von CVS vermindert. Der zweite flüchtige Speicher III.1 steht mit einem permanenten Speicher für Übungen/Interventionen III.2 in Verbindung, auf den er Schreib-
10 und Lesezugriff hat.

In dem permanenten Speicher für Übungen III.2 sind Instruktionen gespeichert, die vom zweiten flüchtigen Speicher III.1 abgerufen und dem Benutzer vorgeschlagen und präsentiert werden (III.3). Ebenso werden die Reaktionen des Nutzers auf die Übungen und Instruktionen/Interventionen im permanenten Speicher abgelegt. Zu solchen Reaktionen
15 zählen die Änderungen des Verhaltens und die Nicht-Änderungen des Verhaltens. Nicht-Änderung heißt dabei, dass der Nutzer sein bisheriges Verhalten fortsetzt, Verhaltensänderung heißt, dass er entweder die Instruktion befolgt, Übungen durchführt oder den Arbeitsplatz verlässt.

Während die Übungen/Intervention ablaufen, werden die Messungen fortgesetzt.
20 Somit werden auch die Auswirkungen der Übungen/Interventionen gemessen und in einem Evaluationsschritt wird mit statistischen Methoden (Varianzanalyse, Vergleichstests) der funktionale Zustand des Bildschirmarbeiters vor der Übung mit dem Zustand nach der Übung verglichen. Die Daten, die während der Übungen aufgezeichnet werden, gelangen über den Inputbereich I wiederum in den permanenten Speicher II.4.

25 Die Präsentation und Durchführung III.3 der Übungen/Interventionen erfolgt auf Basis der im permanenten Speicher III.2 enthaltenen Übungen/Interventionen. Dies bedeutet, es werden sensorische (visuelle, akustische, taktile, olfaktorische) Stimulationen dazu eingesetzt, Pausen einzuleiten, das Verhalten am Arbeitsplatz (an der Mensch-Maschine-Schnittstelle) zu ändern oder Übungen unter Zuhilfenahme oder ohne Zuhilfenahme der Geräte an der
30 Mensch-Maschine-Schnittstelle zu initiieren. Die Übungen werden mit Instruktionen vorgeschlagen bzw. begleitet.

Der permanente Speicher II.4 im Bereich Kalkulation II steht auf Wunsch des Nutzers über eine Datenverbindung (beispielsweise über das Internet) mit einem zentralen Statistik und Updatebereich IV in Verbindung, welcher die individuell aggregierten Daten aufzeichnet,

speichert und über alle Nutzer desselben Verfahrens aggregiert. In einer Feedbackschleife werden damit die effektivsten Interventionen und Übungen bestimmt und über eine Updateeinheit IV.2 in den permanenten Übungsspeicher III.2 rückgemeldet.

Indem die im permanenten Übungsspeicher III.2 vorhandenen Übungen über die Updatefunktion IV.2 regelmäßig aktualisiert werden, können auf Basis der Erkenntnisse der laufenden Analyse der aggregierten Daten (Bereich IV) die Übungen und Intervention für alle Einzelbenutzer des Systems verbessert werden. Diese Verbesserung führen zu einer größeren Inanspruchnahme des Übungsangebots, zu einer Verstärkung der Effekte auf die biometrischen Maße während und nach der Intervention/Übung, sowie zu einer Änderung des subjektiven Empfindens, das beispielsweise auf einer psychometrischen Skala gemessen werden kann. Damit können die Beanspruchung speziell der Augen und damit assoziierte Syndrome wie das Computer Vision Syndrome (Office Eye Syndrome, Asthenopie) wirkungsvoll verringert werden.

15 **Erfassung der Messwerte**

Die im Inputbereich (Fig. 2, I.1- I.3) erfassten Messwerte lassen sich, je nach Gerätetyp, in drei Gruppen aufgliedern, auf die im Folgenden eingegangen werden soll.

1.) Messinput und Werte beim optischen Inputgerät

Anhand der Fig. 3 bis 7 wird im Folgenden erläutert, wie die von einem oder beiden Augen gemessenen Werte für die aktuelle Lidöffnung L_{akt} , die maximale Lidöffnung L_{max} und die minimale Lidöffnung L_{min} von der Verrechnungseinheit verarbeitet wird, sodass den Werten ein zeitlicher, durch die Geschwindigkeit charakterisierter Ablauf zugeordnet werden kann (siehe Fig. 4, 5, 6 und 7).

Der Erkennungsalgorithmus ermittelt, wie dies in Fig. 4 erläuternd dargelegt ist, für jedes von der Kamera zu aufeinanderfolgenden Zeitpunkten ($t_1, t_2, \dots, t_5$) aufgezeichnete Bild einen Wert für die entsprechende aktuelle Lidöffnung L_{akt} ($L_1, L_2, \dots, L_5$). Diese Werte lassen sich in einer Diagramm-Kurve als Zeitverlauf der aktuellen Lidöffnung L_{akt} darstellen, ein beispielhafter Verlauf einer solchen Kurve ist in Fig. 11 (aus [7], Hargutt) gezeigt (obere Kurve des Diagramms). Wie aus dem Diagramm zu erkennen ist, fällt bei jedem Blinzeln der Wert kurz gegen Null ab, was als nach unten gerichtete Wertspitze zu erkennen ist. Anhand der Form der der Wertspitzen kann für jedes Blinzeln eine Blinzeldauer ermittelt werden, wobei aus den Zeiträumen zwischen dem Blinzeln jeweils ein Wert für die Blinzelpausen ermittelt werden kann. Die untere Kurve in Fig. 11 zeigt dieses Blinzeln in einer binären

Darstellung, wobei die Kurve bei geöffneten Augen einen unteren Wert, und bei geschlossene Augen bzw. Blinzeln einen oberen Wert einnimmt. In Fig. 7 ist eine solche binäre Kurve für sich alleine dargestellt.

Anhand dieser Messaufzeichnungen lassen sich weitere Werte ableiten, deren
5 zeitlicher Verlauf ebenfalls beobachtet wird. Ein solcher Wert ist etwa die maximale Lidöffnung $L_{\max}$ oder Amplitude, die als der maximale gemessene Wert zwischen zwei aufeinanderfolgenden Lidschlüssen definiert ist. Die minimale Lidöffnung $L_{\min}$ bezeichnet den Minimalwert dieser Periode. Als maximale Amplitude wird die bei einem bestimmten Benutzer maximal gemessene Lidöffnung bezeichnet, wobei dieser Wert ein physiologischer
10 Faktor ist, der sich nicht mit der Zeit ändert.

Aus den obigen Messergebnissen können auch die Lidschluss- und die Lidöffnungsgeschwindigkeit berechnet werden. Außerdem wird die bei Lidschluss- und Lidöffnung vom Augenlid zurückgelegte Strecke bestimmt. Die Änderungsgeschwindigkeit wird als Prozentwert auf die gemessene Amplitude der Lidschluss- und Lidöffnung bezogen.
15 Mit diesen Daten kann der PERCLOS-Index (PERCLOS: „percentage of eyelid closure“ – „prozentueller Lidschluss“) bestimmt werden. Auf einige Daten wird weiter unten noch genauer eingegangen.

Im allgemeinen ist eine Messung an einem Auge ausreichend, da physiologisch die Augen ihre Arbeit synchron verrichten. Allerdings muss der Möglichkeit von
20 Beeinträchtigung eines der beiden Augen Rechnung getragen werden, sodass es vorteilhaft sein kann, die Messung an beiden Augen vorzunehmen. Das heißt, die Messung kann am linken oder am rechten Auge vorgenommen werden oder es können beide Augen gemessen werden. Es ist jedoch auch möglich, zwischen den Messverfahren (linkes Auge, rechtes Auge, beide Augen) in jedem beliebigen Messintervall (z. B. im Sekundentakt) in beliebiger
25 Kombination zu wechseln.

Fig. 5 zeigt ein Diagramm, in dem die gemessene Lidöffnung des rechten und des linken Auges gegenübergestellt sind. In diesem Beispiel kommt es zu einem mit der Zeit größer werdenden Unterschied der Messwerte beider Augen. Dieser Unterschied, die „Äugigkeit“, würde bei einer Messung an nur einem Auge zu fehlerhaften Messergebnissen
30 führen. Eine Äugigkeit kann sich nicht nur bei der Lidöffnung, sondern auch bei der Lidschlaghäufigkeit ergeben. Die Messung der Äugigkeitsneigung kann automatisch in regelmäßigen oder zufällig gewählten Intervallen durchgeführt werden und sie kann entweder durch den Benutzer über ein Menü aufgerufen werden, dem Benutzer in einem Dialogmenü angeboten werden, oder automatisch erfolgen, ohne dass der Benutzer dies mitbekommt.

1.1.) Lidschluss- und Lidöffnungsgeschwindigkeit

Die Lidöffnungs- und -schließgeschwindigkeiten werden zur Kategorisierung und Erfassung von Aufmerksamkeit und Müdigkeit/Wachheit gemessen. Die Zeiteinheit ist typischerweise im Millisekundenbereich. Die Durchschnittswerte bzw. der Median und die Streumaße dienen als Referenz. Diese Werte ändern sich mit der Beanspruchung durch visuelle und kognitive Arbeit an der Mensch-Maschine Schnittstelle.

1.2.) Verhältnis von Amplitude zu Geschwindigkeit

Das Verhältnis von Amplitude zu Geschwindigkeit als Kennzahl der Lidbewegungen wird durch Berechnen ermittelt. Dieser Wert ändert sich mit der Beanspruchung durch visuelle und kognitive Arbeit an der Mensch-Maschine Schnittstelle. Änderungen dieser Werte werden auch hier mit den im permanenten Speicher II.4 gespeicherten Werten verglichen.

1.3.) Lidschlaghäufigkeit

Der Wert für die Zahl der kompletten Lidschluss- und Lidöffnungszyklen in der Zeiteinheit (Fig. 7) ist die Lidschlaghäufigkeit oder -frequenz (auch bezeichnet als Blink-Frequenz oder Blinzel-Frequenz). Dieser Wert ändert sich mit der Beanspruchung durch visuelle und kognitive Arbeit an der Mensch-Maschine Schnittstelle. Diese Zeiteinheit kann im Output in Sekunden, Stunden oder Tagen oder längeren Zeiträumen angegeben werden.

Unterhalb einer bestimmten Frequenz ist das Auge nicht mehr ausreichend befeuchtet und trocknet aus. Das Maß der Austrocknung korreliert mit Umgebungsfaktoren (zum Beispiel Luftqualität, -trockenheit, -partikeln), individuellen Maßen (zum Beispiel Ernährung, Flüssigkeitszufuhr) und interindividuellen Faktoren (zum Beispiel Alter) sowie pathologischen Veränderungen (zum Beispiel Sicca-Syndrom). Daher müssen die vorhandenen individuellen Maße berücksichtigt, und die Bedingungen des Arbeitsplatzes möglichst genau erfasst werden.

1.4.) PERCLOS-Index

Der PERCLOS-Index (siehe [6] Knipping & Wierwille, 1994) beschreibt den Zeitanteil, bezogen auf eine Zeiteinheit, in der das Auge bzw. die Augen zu mehr als 80% geschlossen sind. Dieser Wert ändert sich mit der generellen Aktivierung aber auch mit der Beanspruchung durch visuelle und kognitive Arbeit an der Mensch-Maschine Schnittstelle. Der Wert stellt ein Maß für die Wachheit oder Schläfrigkeit des Nutzers da. Fig. 6 verdeutlicht die Berechnung des PERCLOS-Index anhand der prozentuellen Augenöffnung (Strichpunkt-Linie) und dem Schwellenwert (dieser liegt bei 20% der maximalen Amplitude).

1.5.) Kombinationskriterien

Wie zum Beispiel die Arbeiten von [7] Hargutt (2003) zeigen, kann aufgrund einer Kombination biometrischer Merkmale ein Muster definiert werden, welches die Zuordnung zu unterschiedlichen Stadien der Müdigkeit erlaubt. Auch zur Erstellung der Kombinationskriterien werden individuelle Muster entdeckt, gespeichert und als Referenzwert für ein Warnsignal herangezogen. Als Eingangsdaten für solche Kombinationen dienen die Lidschlaghäufigkeit (hoch-niedrig, relativ zum Median/Mittelwert), die Lidschlagamplitude (hoch-niedrig, relativ zum Median/Mittelwert), der Grad der Augenöffnung (in % bezogen auf 100% geöffnete Augen, die maximale Augenöffnung) und deren Dauer, die Lidschluss- und Lidöffnungsgeschwindigkeit (hoch-niedrig, in ms, relativ zum Median/Mittelwert) sowie daraus abgeleiteten Kennzahlen wie Verhältnismaße, Summen oder Ergebnisse statistischer Verrechnungsmodelle. Ein Beispiel für ein solches Kombinationskriterium ist in Fig. 9 dargestellt. Dabei werden aus den Messwerten der Dauer der Augenschlüsse und der Blinkfrequenz Ermüdungszustände für den Benutzer abgeleitet. Die Parameter, die den Entscheidungen zugrunde liegen, können der Fachliteratur entnommen werden, sie werden jedoch, wie weiter unten noch genauer beschrieben wird, im Zuge des Verfahrens mithilfe von Benutzerabfragen individuell an den Nutzer angepasst und optimiert.

2.) Messinput und Werte der Schnittstelle zum taktilen motorischen Gerät

Die Werte für die Anschlaghäufigkeit, den Druck und sämtliche maschinell erfassbaren Qualitäten werden im zeitlichen Verlauf gemessen. Diese Werte ändern sich mit der Belastung durch Arbeit an der Mensch-Maschine Schnittstelle. Dieses Maß der Belastung wird mit Maßen der Beanspruchung (anhand der Änderungen von Parametern der Lidbewegungen und subjektiven Einschätzung auf psychometrischen Skalen) in Beziehung gesetzt.

3.) Messinput und Werte der Schnittstelle zum Zeigegerät

Zu den Parametern zählen die Zeigegerätstrecken, die Gesamtdistanz sowie der Aufenthalt des Zeigers in bestimmten vordefinierten Bereichen des Bildschirms. Diese Werte ändern sich mit der Belastung durch Arbeit an der Mensch-Maschine Schnittstelle. Die Zahl der Klicks mit allen am Zeigegerät vorhandenen Klickmöglichkeiten, wie etwa Knöpfen, Tasten und Druck- oder Widerstandssensoren im Allgemeinen, wird als Belastungsmaß erhoben. Diese Maße der Belastung werden mit Maßen der Beanspruchung (anhand der Änderungen von Parametern der Lidbewegungen und der subjektiven Einschätzung auf psychometrischen Skalen) in Beziehung gesetzt.

Auch anhand der Belastungswerte lassen sich Kombinationskriterien erstellen, wie beispielsweise in Fig. 10 dargestellt ist. Bei diesem Kombinationskriterium wird zusätzlich zur Lidschlussfrequenz die Belastung des Nutzers anhand des Wertes „Time-On-Task“ miteinbezogen. Sinkt die Lidschlussfrequenz unter einen Risikowert, wird ein Warnsignal
5 ausgegeben.

Datenstruktur der Solldaten

Im permanenten Speicher II.4 sind Solldaten, die habituellen Daten, gespeichert. Zu diesen Solldaten zählen kategorisierte und über alle Bedingungen erfasste Durchschnittswerte,
10 Normwerte, empirische Werte, die weiter verrechnet werden, und Validierungsmaße von Daten, die während der Interaktion bestehen. Auf diese Daten wird im Folgenden einzeln eingegangen.

Kategorisierte und über alle Bedingungen erfasste Durchschnittswerte

Von allen anfallenden Daten werden Durchschnittswerte, etwa der Grand Mean (d. h. der Mittelwert über alle gemessenen Episoden) über alle Zeiten und Tätigkeiten sowie Mittelwerte aufgabenspezifisch und zeitabhängig kategorisierter Daten und deren Standardabweichungen gebildet. Zu den kategorisierten Daten zählen die Durchschnittswerte und Standardabweichungen die spezifisch für bestimmte Tätigkeiten (zum Beispiel Text- oder
20 Tabellenbearbeitung) und Zeitabschnitte (Tageszeit, Time-on-task) berechnet werden. Der Beginn und das Ende der Tätigkeit (zum Beispiel der Tabellenbearbeitung) wird durch systemgesetzte Trigger gekennzeichnet. Alle für diese Tätigkeit vorhandenen Werte (wie Lidschlaghäufigkeit, etc.) werden gemittelt, es wird die Standardabweichung berechnet und diese Werte werden im Solldatenspeicher als Referenz abgelegt. Für den Vergleich werden
25 zumindest die letzte sowie die erste der im Solldatenspeicher abgelegten Episoden mit den aktuellen Episoden verglichen.

Normwerte

Unter Normwerten werden Werte verstanden, die sich aufgrund wissenschaftlicher
30 Forschung als aussagekräftige Schwellen zur Kategorisierung von Beanspruchung erwiesen haben.

Empirische Werte, die weiterverrechnet werden

Zu den empirischen Werten zählen Ergebniswerte eines Eichungsprozesses, während dessen das System lernt, die individuellen Werte und die Standardabweichung und Varianz dieser Werte zu bestimmen. Die aktuellen Mittelwerte, etwa der Lidschlagfrequenz, werden
5 über einen frei wählbaren Zeitraum, der Episodendauer, bestimmt. Bei Abweichen des aktuellen Mittelwerts über zwei Standardabweichungen vom Grand Mean oder eine Standardabweichung bei spezifischen Tätigkeiten, Umgebungsbedingungen oder Tages/Uhrzeiten in positiver oder negativer Richtung wird das Warnsignal ausgelöst. Bei Abweichungen in negativer Richtung wird das Signal für zu niedrige Lidschlagfrequenz, die
10 eine Gefahr der Symptomentwicklung eines trockenen Auges darstellt, ausgelöst.

Die Durchschnittswerte der aktuellen Mittelwerte in der Nutzungsdauer, der Grand Mean, referenziert auf einen aus der Literatur gewonnenen Idealwert. Bei Unterschreitung dieses erfahrungsgestützten, empirischen Idealwerts wird ein Signal ausgelöst. Dieses Verfahren wird immer durchgeführt, unabhängig von der Art der Aufgabe und den
15 Anforderungen der Aufgabe. Mittels einer subjektiven Skala werden, etwa über einen Kurzfragebogen, der dem Benutzer zum Ausfüllen auf dem Bildschirm dargestellt wird, die augenspezifischen und anderen körperlichen Symptome erhoben. Die subjektive Beanspruchung kann durch eine Visuelle Analogskala (VAS) ermittelt werden. Deutet der PERCLOS Index auf Ermüdung hin, kann ebenso ein Kurzfragebogen zur aktuellen
20 Beanspruchung eingesetzt werden wenn der Benutzer dies wünscht.

Ist die Tätigkeit des Nutzers des Computersystems mit wenig Interaktion (durch Eingriff, Zeigegeärätaktivitäten, usw.) verbunden, ist sie also gleichförmig, so kann auch ein anderes verwandtes Maß verwendet werden. Mit der verstrichenen Zeit während der Aufgabe (Time-on-task, TOT) ist normalerweise, etwa beim Lesen eines Buchs, eine Zunahme der
25 Lidschlagfrequenz verbunden, die ein Austrocknen des Auges verhindert. Aus Gründen, die noch nicht abschließend geklärt und Thema aktueller Untersuchungen sind, versagt bei Bildschirmarbeit diese Schutzfunktion des Auges teilweise, und die Lidschlagfrequenz nimmt mit zunehmender TOT ab [7, Hargutt, 2003]. Dieser Umstand führt dann zum Austrocknen der Augen und trägt wesentlich zum Auftreten des eingangs erwähnten Computer Vision
30 Syndroms bei.

Trägt man die Lidschlagfrequenz über der Zeit in einer Kurve auf, dann ist dies als positive Steigung erkennbar. Eine Änderung dieser Steigung in der Zeiteinheit und des Steigungskoeffizienten werden als individueller Wert im Sollwertspeicher abgelegt. Überschreitet die Abweichung der aktuellen Steigung vom Sollwert einen Grenzwert, wird

ein Signal ausgelöst. Ist die Steigung negativ, nimmt also die spontane Lidschlagfrequenz ab, wird das Signal für zu niedrige Lidschlagfrequenz ausgelöst.

Zu den empirischen Werten zählen weiters Veränderungen, beispielsweise der Lidschlagfrequenz, über die Nutzungsdauer des erfindungsgemäßen Verfahrens, oder
5 Veränderung im Zuge der Nutzung eines bestimmten Programms. Die Änderung der Lidschlagfrequenz ist dabei von Person zu Person höchst unterschiedlich, und auch die Zusammenhänge von Belastung, Beanspruchung und Änderung der Lidschlagfrequenz sind individuell verschieden. Intraindividuell hingegen sind beide Maße stabil.

10 **Validierungsmaße von Daten, die während der Interaktion bestehen**

Die im Outputbereich (III) eingesetzten Verfahren (Übungen/Interventionen) können anhand der obigen Daten in Kombination mit Beanspruchungsmessungen validiert werden. So kann evaluiert werden, welche Übungen zu einer Verminderung der Beanspruchung und damit verbundenen Symptomen führen.

15 Sowohl subjektive Maße (die aufgrund der Einschätzung der visuellen Beanspruchung durch den Bildschirmarbeiter selbst gewonnen werden) als auch objektive Maße (die verrechneten Inputs aus den Detektoren) gehen in die Bestimmung der Sollwerte ein. Weicht ein aktueller Messwert zu stark vom Sollwert ab wird ein Warnsignal ausgelöst.

20 **Algorithmen zur Aufarbeitung der Daten**

Die Verrechnung der Inputs lässt sich in drei Phasen aufgliedern:

In Phase eins werden die vom optischen Input stammenden, über den Erkennungsalgorithmus I.1 eingespeisten individuumsspezifischen Daten der kontinuierlichen Messung der Lidöffnung und deren Änderungen (Geschwindigkeit, Häufigkeiten von
25 Blinzeln, Augenschlüssen) in einer Datenbank im permanenten Speicher II.4 abgelegt und mit Werten verglichen, die bereits zu Beginn des Verfahrens dort abgelegt waren, zum Beispiel einer maximale kontinuierliche Bildschirmarbeitszeit von 50 min und einer Lidschlagfrequenz in einem Bereich von 6-20 Lidschlägen bei Bildschirmarbeit ohne Sprache. Wird eine Warnschwelle, etwa die maximale kontinuierliche Bildschirmarbeitszeit
30 von 50 min, überschritten, so wird ein Alarm, in diesem Fall ein Pausensignal, ausgelöst. Wird die Blinkfrequenz von 6 Lidschlägen pro Minute unterschritten, wird ebenfalls ein Alarm ausgelöst. Darüber hinaus wird der Bildschirmarbeiter in unregelmäßigen oder regelmäßigen Intervallen zu seinem persönlichen visuellen Befinden befragt.

Fig. 8 zeigt in einem Flussdiagramm die wesentlichen Schritte bei der Überwachung des Benutzers. Dabei werden die Messergebnisse, die vom Erkennungsalgorithmus I.1. für die aktuelle Abtastperiode ermittelt (Schritt 2. Erfassung) und im flüchtigen Zwischenspeicher II.1. gespeichert wurden abgefragt und mit habituellen Werten, die im permanenten Speicher II.4. abgelegt sind, verglichen (Schritt 3. Prüfung). Die habituelle Lidschlagfrequenz ist dabei der aufgrund der bisher gemessenen Daten für den Benutzer im ausgeruhten Zustand erwartete Wert. Diese Abfrage wird in einer Programmschleife in jeder Abtastperiode wiederholt. Auf diese Weise kann zum Beispiel die in Schritt 2 erfasste aktuelle Lidschlagfrequenz (ALF) in Schritt 3 mit der im Festwertspeicher abgelegten habituellen Lidschlagfrequenz (HLF) verglichen werden.

Sinkt die aktuelle Lidschlagfrequenz unter einen Grenzwert, der Grenzwert könnte in diesem Fall die habituelle Lidschlagfrequenz minus der Standardabweichung sein, wird in einer Relevanzprüfung, etwa anhand von Kombinationskriterien, in Schritt 4 geprüft, ob tatsächlich ein Ermüdungszustand anzunehmen ist. Wenn dies der Fall ist, wird ein vordefinierter Prozess gestartet, in welchem dem Benutzer Übungen zur Augenentlastung angeboten werden (Schritte 5: Warnsignal), die er annehmen kann oder auch nicht (Schritt 6: j/n). Während der Übung (Schritt 7: Intervention) und danach werden die Augenmessungen fortgesetzt, und die dabei gemessenen Daten können ausgewertet werden um die Wirkung der durchgeführten Übungen zu evaluieren und damit die individuell wirkungsvollsten Übungen herauszufinden.

Die habituellen Werte werden laufend an den Benutzer individuell angepasst. Dazu wird der Benutzer in regelmäßigen Abständen, oder bei Auftreten einer Warnmeldung, nach seinem subjektiven Befinden befragt, und es wird geprüft, ob der im Zuge des Verfahrens gemessene Ermüdungszustand mit den abgefragten subjektiven Parametern, also etwa der von der Bedienungsperson zum jeweiligen Abfragezeitpunkt subjektiv empfundene Beanspruchung der Augen, übereinstimmt. Ist dies nicht der Fall (also bei den Implikationen „Miss“ oder „False Alarm“) werden die habituellen Werte entsprechend angepasst. Habituelle Werte können sich von Person zu Person stark unterscheiden und werden auf diese Weise im Zuge des Verfahrens immer besser an die individuellen Ermüdungsmuster des Benutzers angenähert.

Der in Fig. 8 dargestellte Ablauf kann gleichzeitig mit anderen Parametern ausgeführt werden, beispielsweise mit dem PERCLOS-Index oder dem Verhältnis der aktuellen Amplitude zur aktuellen Lidschlagfrequenz (diese Verhältnis stellt bei vielen Personen einen besonders aussagekräftigen Wert dar). Die verschiedenen Kombinationen an Messdaten

können für die Erstellung der weiter unten beschriebenen individuellen psychophysiologischen Verhaltensmuster für jeden Benutzer verwendet werden.

Wenn bereits ausreichend Messdaten vorliegen, werden in Phase zwei für den Bildschirmarbeiter die individuellen (auf statistischen Daten wie Median, Mittelwert, Standardabweichung und Varianz) basierenden Werte als Referenzdaten/Solldaten abgelegt. Biometrische Werte, die mit hohem visuellen Wohlbefinden (nach Befindensschätzung des Benutzers) einhergehen, werden ebenso wie neutrale (weder gutes noch schlechtes Befinden) oder solchen, die mit hohem visuellen Beschwerden korrelieren, abgelegt. Ändert sich die Varianz oder Standardabweichung der Messung nicht mehr – oder nicht mehr signifikant und/oder unsystematisch – so ist der festgelegte Sollwert als Beschreibung des funktionalen Zustands des Bildschirmarbeiters geeignet und somit ein habitueller Wert. Weichen aktuelle Werte (biometrische Daten aus I.1) von diesen Sollwerten um mehr als seine Standardabweichung ab, und das über eine wählbare Anzahl an Messepisoden, so wird das Warnsignal ausgelöst.

In Phase drei werden für den Benutzer individuelle Muster erkannt, die z. B. aus Kombinationen der gemessenen, über die Detektoren I.1 bis I.3 eingegangenen Daten, bestehen können. Damit wird die Beanspruchung des Benutzers prozesshaft über die vorliegenden Muster seiner psychophysiologischen Maße festgelegt. Das Auftreten dieser individuellen Muster, die mit erhöhter visueller Beanspruchung oder auch erhöhter visueller Belastung einhergehen, wird als Indikator oder Prädiktor für das Warnsignal verstanden und löst somit den Alarm aus.

Mittels statistischer Methoden können auch die unterschiedlichsten Wirkungen der Faktoren Arbeitsplatz und Individuum sowie deren Wechselwirkung bestimmt werden. Diese Berechnungen können entweder anhand der Daten unterschiedlicher Benutzer desselben Geräts durchgeführt werden, oder sie dienen der Bewertung der im zentralen Statistik- und Updatebereich gesammelten, über viele verschiedene Nutzer aggregierten Daten.

Mittels Konfigurationsfrequenzanalyse wird untersucht, ob unter den Benutzern unterschiedliche Typen auftreten. Die Häufigkeit bestimmter qualitativer Symptomkombination kann so auf statistische Relevanz im Vergleich zu Erwartungswerten geprüft werden (siehe [8] Lautsch & Weber, 1995).

Für quantitative Auswertungen werden Clusteranalysen verwendet; dies sind multivariante Analyseverfahren, welche Ähnlichkeiten oder Unähnlichkeiten strukturiert aufzeigen, und sich neben einer Klassifikation und Mustererkennung für Data-Mining

Zwecke eignen. Dies ist in Hinblick auf die optimalen, individualisierten Inhalte und Updates der Mustererkennungsfunktionen und der Übungen vorteilhaft.

Die Effektivität der Übungen wird mit statistischen Verfahren überprüft. Im einfachsten Fall werden Episoden mit biometrischen Signalen und Daten, die von den
5 Schnittstellen kurz vor der Übung/Intervention aufgezeichnet wurden, mit Episoden nach der Übung/Intervention (unmittelbar danach oder in beliebig größerem Zeitabstand) verglichen. Hierbei kann der Effekt beobachtet und mit statistischen Verfahren quantifiziert werden. Außerdem können mit geeigneten statistischen Verfahren die Unterschiede der Wirkungen zwischen Übungen/Interaktionen verglichen werden. Ein Vergleich der Effekte
10 unterschiedlicher Übungen ergibt die jeweilige Effektivität.

Für Populationsparameter, wie etwa die Beanspruchung, die Belastung, die Aufmerksamkeit, die zentralnervöse Ermüdung in und ohne Zusammenhang mit den ermittelten Messwerten, den PERCLOS-Index, die Lidschlagfrequenz, die Lidschlagamplitude und die Lidschlaggeschwindigkeit können mithilfe der individuell
15 bewerteten und über viele Benutzer aggregierten Daten sehr präzise Schätzung ermittelt werden.

Patentansprüche:

1. Verfahren zum Prüfen des Ermüdungsgrades einer ein Gerät bedienenden
5 Person, bei welchem deren Augen mittels einer Kamera überwacht, das Ergebnis mittels eines Rechners ausgewertet und im Bedarfsfall eine Warnung an die Person ausgegeben wird, dadurch gekennzeichnet, dass an einem Bildschirmarbeitsplatz zusätzlich zur Überwachung der Augen der Bedienungsablauf des zum Bildschirm gehörenden Gerätes überwacht wird, wobei alle erhobenen Daten mit im Rechner gespeicherten Daten verglichen werden und bei
10 Unterschreiten vorgegebener Grenzwerte ein Warnhinweis am Bildschirm angezeigt, bzw. ein Warnsignal ausgegeben wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zu den anhand der bei der Überwachung der Augen gemessenen Lidöffnung (L_{akt}) ermittelten Daten die maximale Lidöffnung (L_{max}), die minimale Lidöffnung (L_{min}), die prozentuelle Lidöffnung,
15 die Lidöffnungsgeschwindigkeit, die Lidschlussgeschwindigkeit, die aktuelle Lidschlussfrequenz (ALF), die habituelle Lidschlussfrequenz (HLF), der PERCLOS-Index (prozentueller Lidschluss), und die Durchschnittswerte, Mediane und/oder Streumaße der obigen Werte zählen.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass anhand der
20 ermittelten Daten Verhältniswerte, wie zum Beispiel das Verhältnis der maximalen Lidöffnung zur aktuellen Lidschlussfrequenz, das Verhältnis der maximalen Lidöffnung zur Lidschluss- bzw. Lidöffnungsgeschwindigkeit, etc., abgeleitet werden.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass zur Ermittlung der im Rechner für jede Person individuell zu speichernden Daten die
25 individuellen Daten, wie Anschlagstärke, -häufigkeit und/oder -charakteristik und dergleichen, beziehungsweise Bedienungshäufigkeit und/oder -geschwindigkeit, mittels der Bedienungseinheit, zum Beispiel der Tastatur bzw. einer Zeigeeinheit, wie einer Maus oder dergleichen, durch Protokollieren im Rechner erfasst werden.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch
30 gekennzeichnet, dass zur Ermittlung der individuellen Daten zusätzlich die subjektiven Parameter, wie die von der Bedienungsperson zum jeweiligen Abfragezeitpunkt subjektiv empfundene Beanspruchung der Augen, das Geschlecht, die Sichtigkeit und dergleichen, erfasst und über ein Evaluierungsverfahren gewichtet werden.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass in die Überwachung der Person auch der Status des zu bedienenden Gerätes einbezogen wird.

5 7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass aus den unterschiedlich gemessenen bzw. davon abgeleiteten Daten Kombinationskriterien gebildet werden.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die vorgegebenen Grenzwerte individuell für jede der das Gerät bedienenden Personen ermittelt und gespeichert werden.

10 9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Warnhinweis eine Anleitung zu einem kompensativen Verhalten der Person enthält.

15 10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die ermittelten Werte ihrer Wertigkeit für die individuelle Person entsprechend zueinander in Beziehung gesetzt werden.

20 11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die an einem Gerät über eine oder mehrere bedienende Personen gesammelten Daten an eine zentrale Verarbeitungseinheit übermittelt werden, an der sie gespeichert und mit an anderen Geräten aufgezeichneten und ebenfalls an die zentrale Verarbeitungseinheit übermittelten Daten anderer bedienender Personen verglichen und aggregiert werden.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass in der zentralen Verarbeitungseinheit anhand der aggregierten Daten einer Vielzahl von bedienenden Personen Updates erstellt werden, die an die einzelnen Geräte übermittelt werden.

Fig. 1

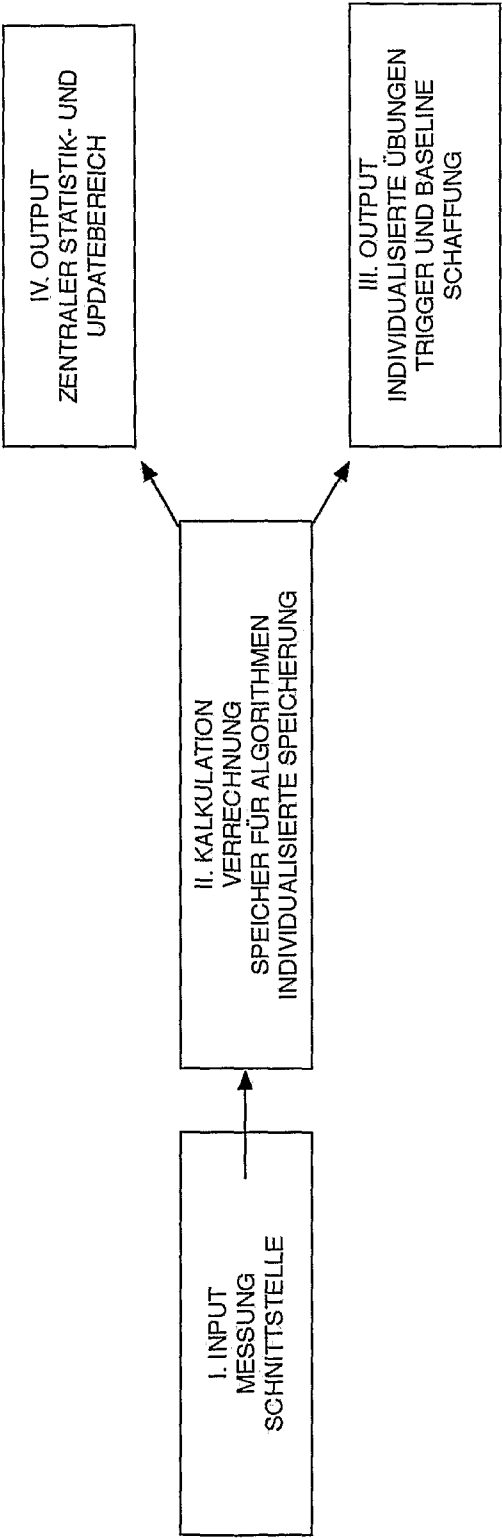


Fig. 2

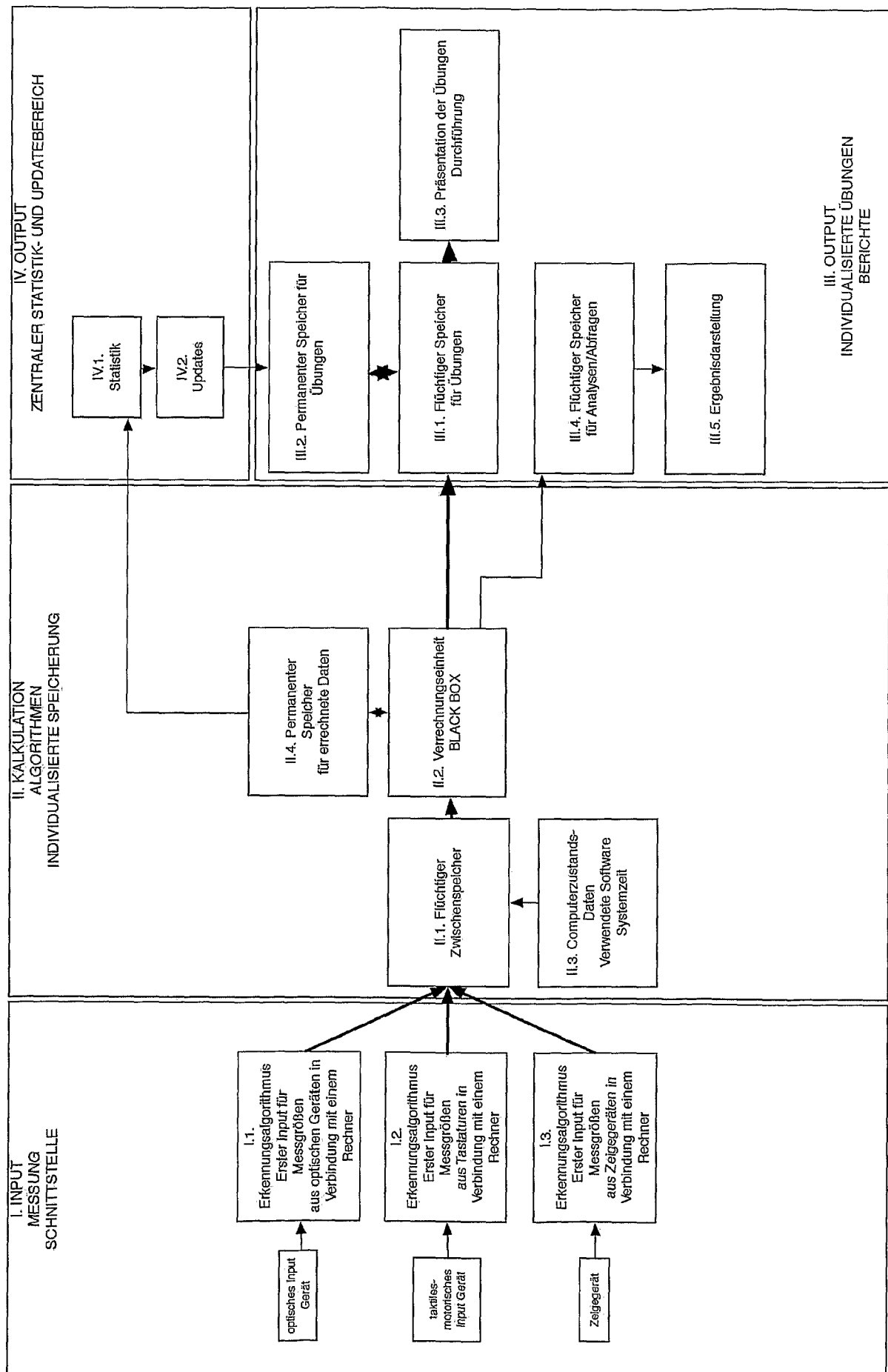


Fig. 3

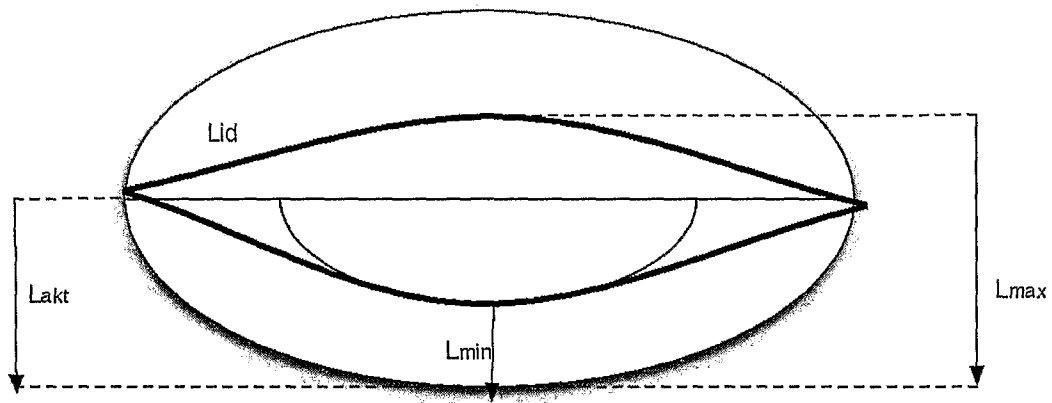
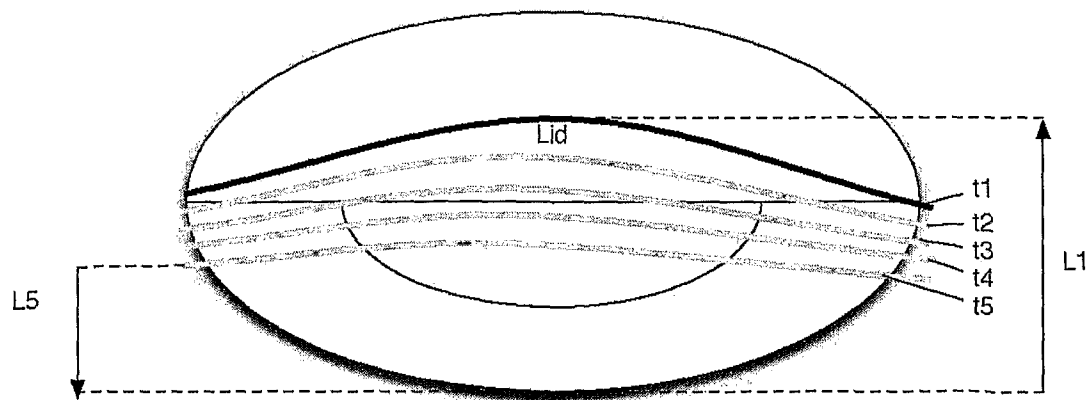
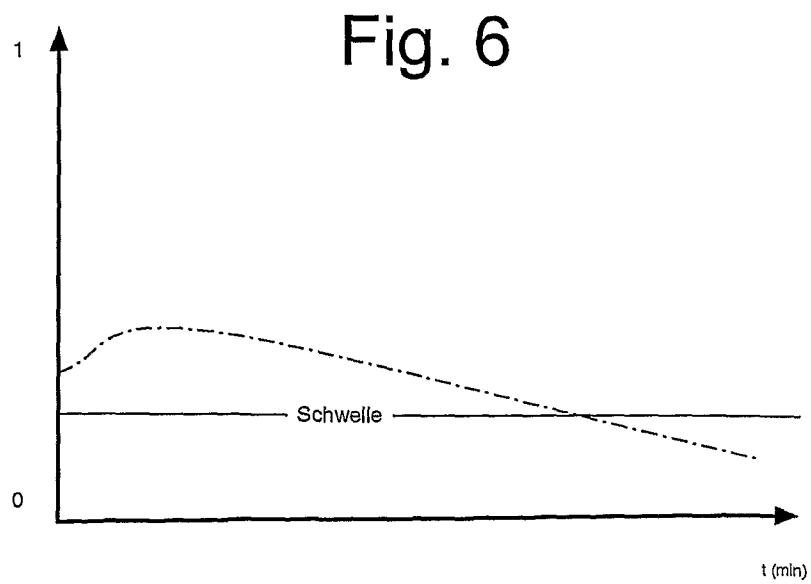
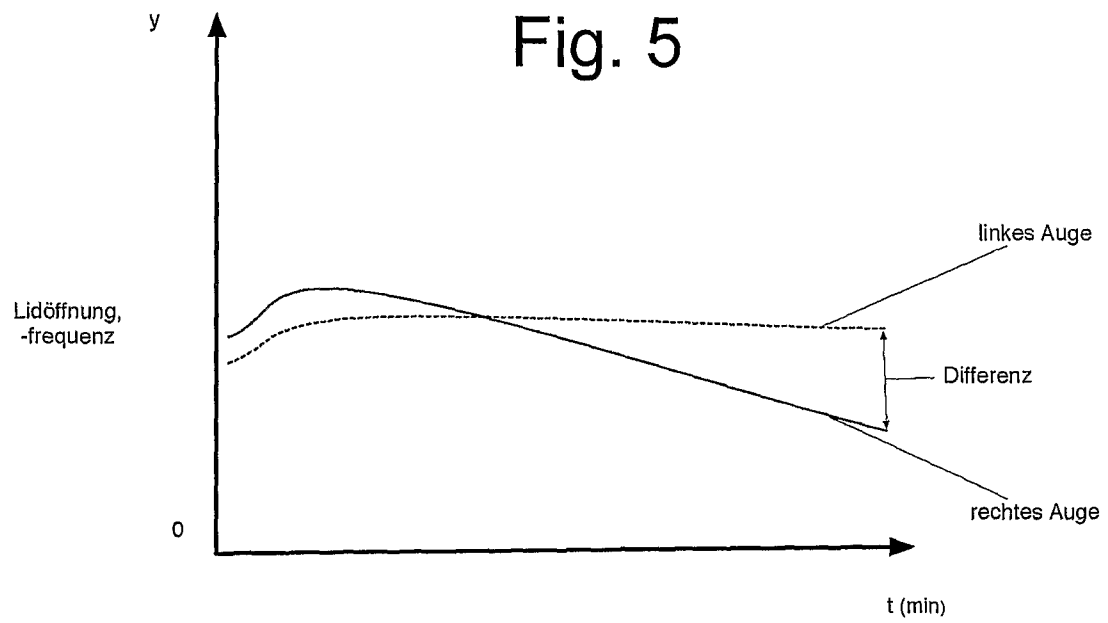


Fig. 4





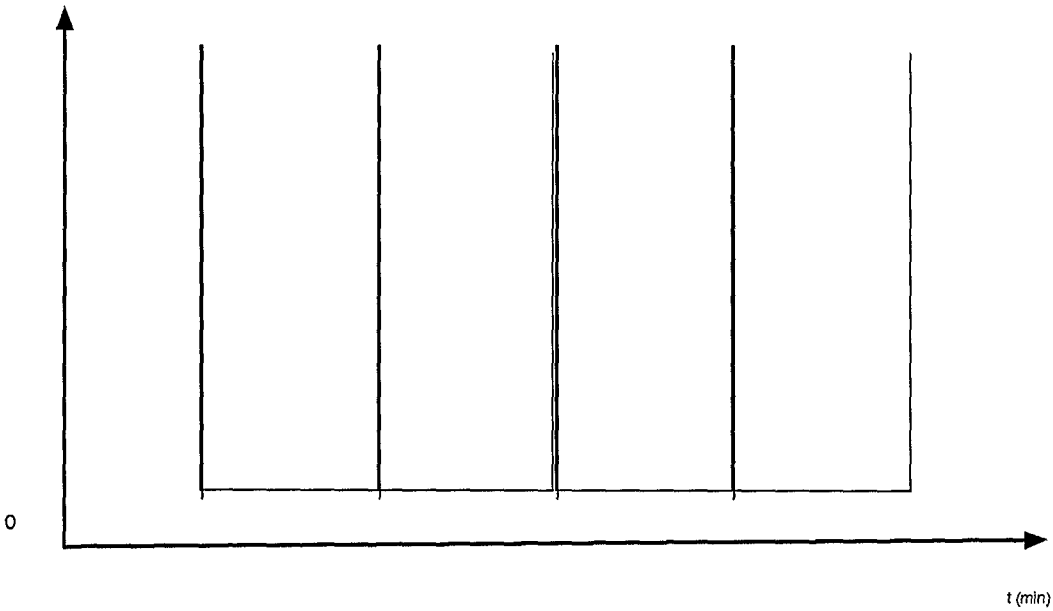


Fig. 7

Fig. 8

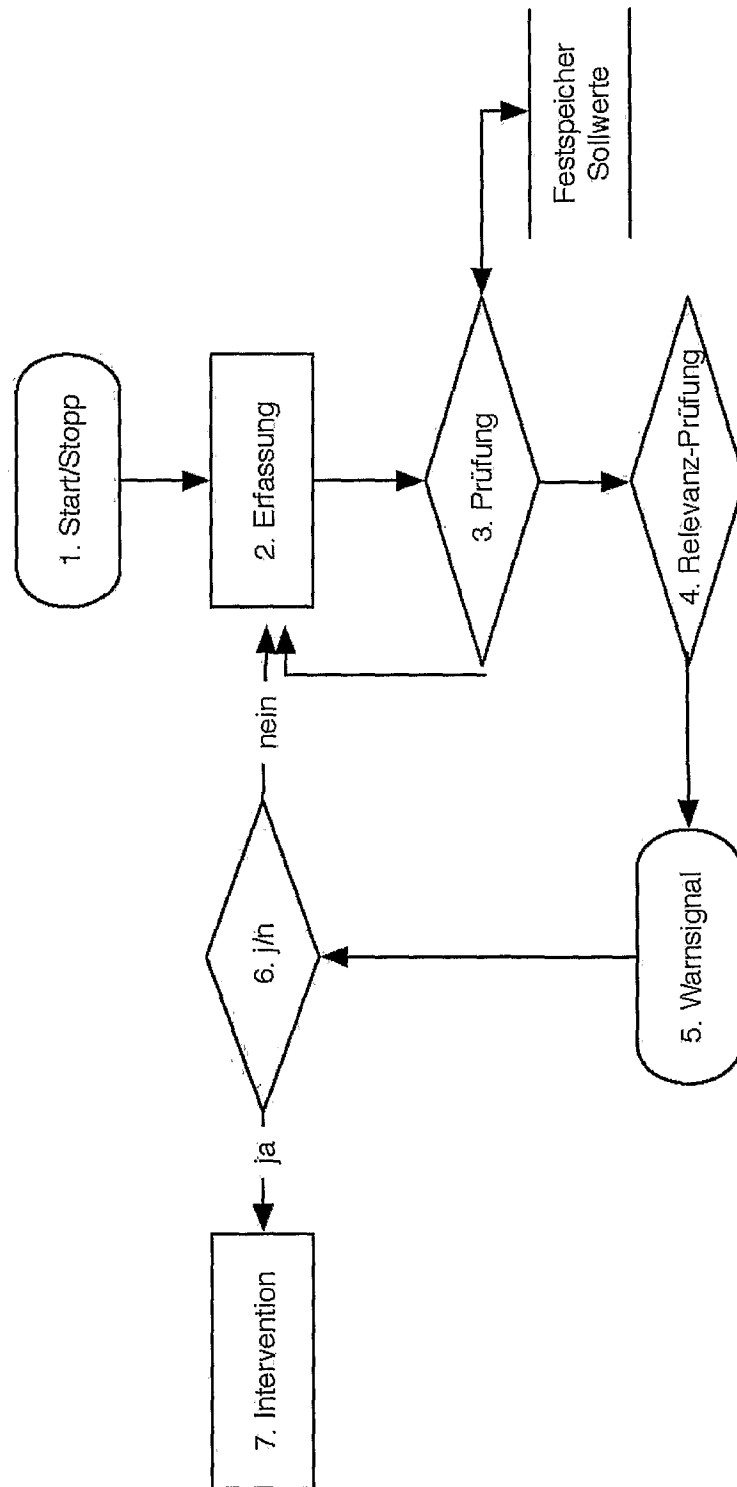


Fig. 9

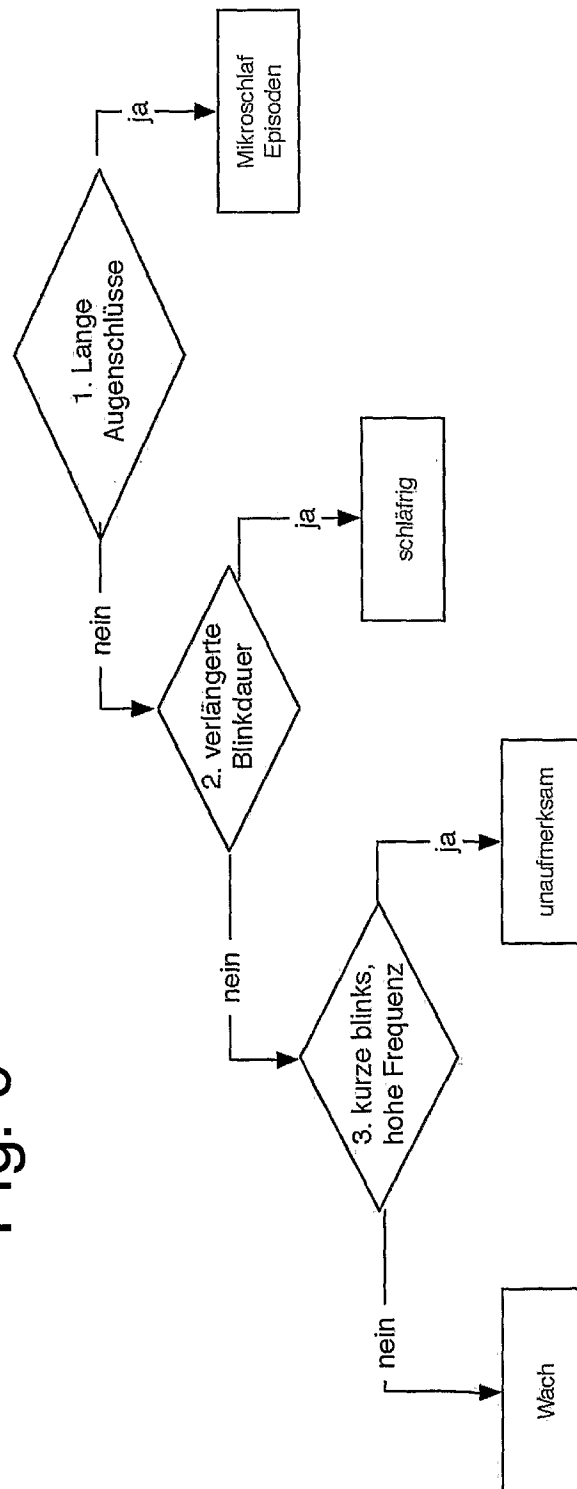


Fig. 10

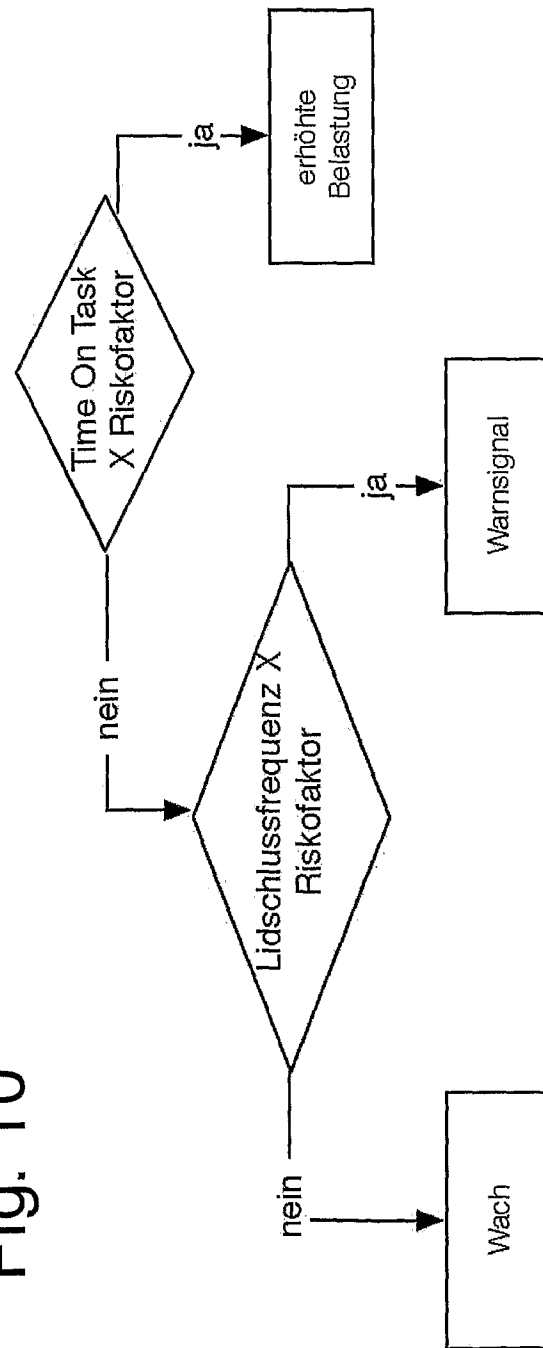


Fig. 11

