



(12)

PATENTSCHRIFT

(21) Anmeldenummer: A 1204/2001
(22) Anmeldetag: 02.08.2001
(42) Beginn der Patentedauer: 15.02.2003
(45) Ausgabetag: 25.09.2003

(51) Int. Cl.⁷: **A61B 5/11**
A61B 5/22, 5/103

(56) Entgegenhaltungen:
EP 626634A2 US 4885687A

(73) Patentinhaber:
SAUERMANN STEFAN
A-1190 WIEN (AT).
LANMÜLLER HERMANN
A-1180 WIEN (AT).
ALESCH FRANCOIS
A-3413 KIRCHBACH, NIEDERÖSTERREICH (AT).
STANDHARDT HARALD
A-1040 WIEN (AT).

(72) Erfinder:
SAUERMANN STEFAN
WIEN (AT).
LANMÜLLER HERMANN
WIEN (AT).
ALESCH FRANCOIS
KIRCHBACH, NIEDERÖSTERREICH (AT).
STANDHARDT HARALD
WIEN (AT).

(54) VORRICHTUNG ZUR QUANTIFIZIERUNG VON BEWEGUNGSSTÖRUNGEN BEI PARKINSON

AT 411 011 B

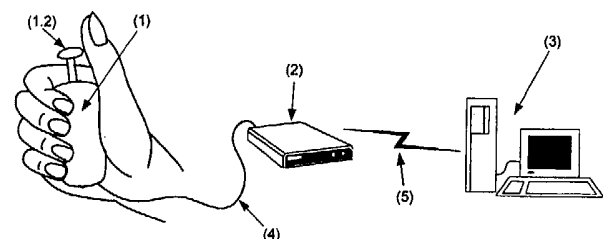
(57) Die Erfindung dient zur objektiven Quantifizierung von Bewegungsstörungen bei Patienten beispielsweise mit Morbus Parkinson, vor allem der Akinese.

Die Vorrichtung verwendet als Sensor einen Messhandgriff (1), den der Patient in der Hand hält. Mit dem Daumen wird ein im Handgriff angebrachter beweglicher Knopf (1.2) gegen eine kleine Rückstellkraft periodisch hinauf und hinunter bewegt.

Die Rückstellkraft ist so groß daß der Knopf (1.2) auch bei schnellen Bewegungen stets Kontakt zum Daumen hat, aber so klein, dass sie die Bewegung nicht behindert. Der Messhandgriff (1) enthält einen Positionssensor zur Bestimmung der Position des Knopfes (1.2) sowie multiaxiale Beschleunigungssensoren. Alle Sensorsignale werden erfasst und ausgewertet.

Die Messung kann selbständig vom Patienten zu Hause durchgeführt werden. Die Ergebnisse können über eine Fern-Datenverbindung (5) in eine Klinik oder in eine Praxis übertragen werden. Die Vorrichtung ist damit beispielsweise für Langzeitstudien an Patienten und für die telemedizinische Patientenbetreuung geeignet.

Fig. 1



Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Quantifizierung von Bewegungsstörungen beispielsweise bei Morbus Parkinson, bestehend aus einem Messhandgriff ohne weitere Befestigungsmittel, einem darin eingebauten herausstehenden Knopf, der mit dem Daumen hineindrückbar ist, einer Vorrichtung im Inneren, die eine schwache Rückstellkraft für den Knopf erzeugt, sodass der Dau-
 5 men bei der Bewegung in Kontakt mit dem Knopf bleibt, mit Positionssensoren zur Detektion der genauen Position des Knopfes, mit Beschleunigungssensoren zur Messung der linearen sowie der Winkelbeschleunigung des Messhandgriffs, zur Bestimmung des Tremors der Hand, sowie mit einem über eine Lokale Datenverbindung angeschlossenen Schnittstellengerät. Anders als andere
 10 Einrichtungen kann sie vom Patienten selbständig zu Hause verwendet werden, und ermöglicht die telemedizinische Betreuung von Patienten von der Klinik oder Praxis aus.

In der heutigen klinischen Praxis beruht die Beurteilung von Bewegungsstörungen hauptsächlich auf Systemen zur Klassifizierung. Dazu führt der Patient eine Reihe vorgegebener Bewegun-
 15 gen durch wie etwa Aufstehen, Niedersetzen oder verschiedene Handbewegungen. Ein Beobachter beurteilt dann die Durchführung der Bewegung und hält diese als numerischen Skalenwert fest. Am weitesten verbreitet sind die "Unified Parkinson Disease Rating Scale (UPDRS)", die "Webster
 Scale" und die "Hoehn and Yahr scale of severity of illness". Die Durchführung dieser Beurteilung ist zeitraubend und die Ergebnisse sind subjektiv beeinflusst durch den Beurteiler. Da sich diese
 20 Verfahren nicht auf gemessene Signale stützen, ist die Dokumentation schwer möglich. Feine Unterschiede in der Schwere der Störung können nur schwer festgestellt werden, da die Skalen nur eine grobe Einteilung zulassen.

Es gibt bereits zahlreiche Vorstöße, um Bewegungsstörungen aus gemessenen Signalen zu quantifizieren. Positionsdaten wurden durch optische Marker, per Ultraschall oder über Winkel-
 25 messer erfasst und ausgewertet, [Crandall, Richard E, Weeks, Paul M., and Vannier Michael W.: Computer based upper extremity evaluation System. Pat. Num. US4922925, 1990]. Frequenz und Stärke von Tremor wurden über Beschleunigungs- und Kraftsensoren gemessen. Über Digitalisier-
 bretter wurde die Handschrift erfasst und ausgewertet [Hochberg, Fred H., Trustman, John W., Hochberg, Benjamin A, and Brobst, Stephen A.: Measuring movement disorder. Pat. Num. US5562104: US, 1996]. Das Elektromyogramm (EMG), evozierte Potentiale und andere Biosignale wurden ebenfalls zur Quantifizierung verwendet.

Es gibt auch Anordnungen zur Messung von Reaktionszeit und Bewegungsgeschwindigkeit sowie zur Messung des Muskeltonus über die zur passiven Bewegung des Armes nötigen Kräfte, etwa [Lim, K. O.: Portable motor Symptoms assessment device. Pat. Num. WO9739677, p 1-19,
 30 1996]. [Yoshiteru, I, Yoshiaky, D., Keizo, M., and Masataka, O.: Force-feedback data input device. Pat. Num. EP0626634, A3, 1994] beschreiben eine Vorrichtung zur Detektion der Fingerposition, mit Force-Feedback, als Eingabegerät für Computer.

Diese Methoden sind für die Durchführung im Labor gut geeignet, beruhen aber zum Teil auf komplizierten Meßanordnungen wie auch bei [Carey, James R.: Trackig Instrumentation for mea-
 35 suring human motor control. Pat. Num. US4885687, US, 1998] und benötigen qualifiziertes Personal. Sie ermöglichen den Patienten nicht, die Messungen selbständig zu Hause durchführen, da auch geeignete Mittel zur Datenübertragung zum Arzt oder in die Klinik fehlen. Beobachtungen
 40 über einen längeren Zeitraum sind so nur möglich, wenn oftmalige Wegzeiten in Kauf genommen werden, oder der Patient über den Meßzeitraum stationär aufgenommen wird. [Lim, K. O.: Portable motor Symptoms assessment device. Pat. Num. WO9739677, p 1-19, 1996] beschreibt ein trans-
 portables System, das aber drei verschiedene Messanordnungen und einen Auswerteapparat benötigt. Wünschenswert sind noch einfachere und leichter zu handhabende Systeme. Die
 45 EP 626 634 A2 (MATSUSHITA) (30.11.1994) zeigt eine Greifvorrichtung mit mehreren Sensoren, die die Bewegung der Finger delektieren können. Ein Motor erzeugt Gegenkräfte zur Handbewe-
 gung. Es sind Positionssensoren vorgesehen, die die Position der Finger delektieren können. Auf einem Display können die Ergebnisse angezeigt werden. Ein weiteres Problem ist die Befestigung
 50 der Sensoren am Körper. Instrumentierte Handschuhe haben den Nachteil, dass je nach Handgröße des Patienten unterschiedliche Größen benötigt werden.

Es ist daher Aufgabe der Erfindung, den Aufbau der Messgeräte und die Messung selbst so zu vereinfachen, dass sie vom Patienten selbständig ohne geschultes Personal mit minimalem Zeit-
 55 und Geräteaufwand sowohl in einer Klinik oder Arztpraxis als auch außerhalb, beispielsweise beim Patienten zu Hause durchgeführt werden kann, und dass die Ergebnisse der Messung zu einem

entfernten Auswerte-Gerät in die Klinik oder Praxis zur Sichtung und weiteren Bearbeitung übertragen werden können.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe dadurch gelöst, dass das Schnittstellengerät über eine Vorrichtung zur Datenfernverbindung verfügt, wobei ein Auswerte-Gerät (3) mit einer Empfangsvorrichtung vorgesehen ist, wobei das Auswerte-Gerät (3) eine Anzeigevorrichtung für die ausgewerteten Daten besitzt.

Die lokale Datenverbindung zum Schnittstellengerät kann eine kabelgebundene oder eine Infrarot- oder Funkverbindung sein.

Fig. 1 zeigt eine Übersicht der Komponenten der Vorrichtung zur Quantifizierung von Bewegungsstörungen bei Morbus Parkinson. Der Messhandgriff (1), ist über eine lokale Datenverbindung (4) mit einem Schnittstellengerät (2) verbunden, sowie einem Auswerte-Gerät (3) zur Anzeige, Beurteilung und Verwaltung der Daten, das über eine Vorrichtung zur Datenfernverbindung (5) mit dem Schnittstellengerät (2) kommuniziert.

Fig. 2 zeigt den Messhandgriff (1) genauer. Darauf befindet sich ein herausstehender, linear beweglicher Knopf (1.2), der zur Messung mit dem Daumen betätigt werden kann, sobald der Patient den Messhandgriff (1) in die Hand genommen hat. Befestigungsmittel wie etwa Handschuhe, Gurten oder Klebestreifen sind nicht nötig da der Knopf (1.2) während der Messung durch eine leichte Rückstellkraft stetigen Kontakt zum Daumen hält, so daß auf einfache Weise reproduzierbare Messungen möglich sind. Die Rückstellkraft ist so groß gewählt, dass der Knopf (1.2) auch bei schnellen Bewegungen stets Kontakt zum Daumen hält. Die Rückstellkraft ist aber so klein, dass sie die Bewegung des Daumens nicht behindert. Sie kann beispielsweise durch eine schwache Feder erzeugt werden. Durch diese Messanordnung entfallen langwierige Aufbauarbeiten und Vorbereitungen vor der Messung. Die Messung kann automatisch gestartet werden, sobald der Patient den Messhandgriff (1) in die Hand genommen hat, und den Knopf das erste Mal drückt.

Der Messhandgriff (1) enthält einen Positionssensor zur Messung der Position (1.3) des Daumens in einer Richtung, also des Abstandes, den der Knopf (1.2) zum Messhandgriff (1) hat. Es kann als Positionssensor beispielsweise ein lineares Potentiometer verwendet werden. Weiters enthält der Messhandgriff (1) Beschleunigungssensoren zur Messung der linearen und Winkelbeschleunigungen in mehreren Achsen. Über diese Sensoren kann sowohl Akinese als auch Tremor quantifiziert werden. Sowohl die Positions- als auch die Beschleunigungssignale sind unempfindlich beispielsweise gegenüber elektromagnetischen Störungen und lassen sich auf einfache Weise gewinnen. Andere Signale wie etwa das EMG oder die Position im Raum, die herkömmliche Systeme verwenden, sind wesentlich schwieriger zu erfassen.

Zur Messung nimmt der Patient den Messhandgriff (1) in die Hand, und bewegt den Knopf (1.2) periodisch hin und her. Während der Messung digitalisiert und speichert der im Messhandgriff (1) eingebaute Mikroprozessor die Signale vom Positionssensor und von den Beschleunigungssensoren. Die zur Signalauswertung relevanten Frequenzanteile dieser mechanischen Signale liegen im Bereich unterhalb von etwa 150 Hz, daher ist eine Abtastrate von beispielsweise 500 Hz durchaus ausreichend. Zur Auflösung der Amplitude bei der Digitalisierung können beispielsweise 12 bit (4096 Stufen) gewählt werden.

In Fig. 3 ist ein Positionssignal gemessen über 30 Sekunden an einer gesunden Testperson dargestellt. Der Kurvenverlauf ist gleichmäßig, die Bewegung überstreicht den gesamten Messbereich von vollständig losgelassenem bis vollständig gedrücktem Knopf (1.2). In Fig. 4 ist dagegen eine Messung an einem Parkinson Patienten mit starker Akinese (UPDRS Handgrip Score = 3) dargestellt: Die Bewegung ist langsamer und überstreicht nicht mehr den vollen Messbereich. Der Knopf (1.2) wird zwar vollständig hineingedrückt aber nicht mehr ganz losgelassen. Die Unterschiede zwischen Fig. 3 und Fig. 4 sind mit dem freien Auge deutlich erkennbar und können zur Einschätzung des Grades der Bewegungsstörung verwendet werden. Damit die beurteilende Person keinen Einfluss auf das Ergebnis hat, werden mittels geeigneter Signalanalyseverfahren Maßzahlen berechnet, die eine objektive Einschätzung gewährleisten:

Der im Messhandgriff (1) eingebaute Mikroprozessor kann beispielsweise auf einfache Weise durch Summation aus dem Distanzsignal die während der Messung insgesamt vom Knopf (1.2) zurückgelegte Entfernung berechnen. Da sowohl die Amplitude als auch die Frequenz des Bewegungssignals bei Patienten niedriger als bei gesunden Testpersonen sind, ist die gesamte während einer vorgegebenen Zeit zurückgelegte Entfernung eine geeignete Maßzahl zur Beurteilung der

Bewegungsstörung. Die Signale der Beschleunigungssensoren geben vor allem Aufschluß über den Tremor der Hand. Über beispielsweise eine Fast Fourier Transformation können die dominante Frequenz und die Amplitude bestimmt werden, die ebenfalls als Maßzahlen dienen können, wie das bereits in der Literatur beschrieben wurde. Neben den hier erwähnten sind aber auch andere Auswerteverfahren möglich.

Nach einer vordefinierten Messdauer beendet der Microprozessor die Messung und vollendet die Datenauswertung. Am Messhandgriff (1) selbst befindet sich ein Display (1.1), auf dem das Ergebnis der Datenauswertung unmittelbar danach abgelesen werden kann, siehe Fig. 2.

Die lokale Datenverbindung (4), das Schnittstellengerät (2) sowie die Vorrichtung zur Datenfernverbindung (5) dienen zur Übertragung sowohl der gemessenen Signale als auch der Ergebnisse der Auswertung zu einem weit entfernten Auswerte-Gerät (3) zur dortigen Sichtung, Beurteilung und Verwaltung. Die lokale Datenverbindung (4) könnte als Infrarot-, Kabel-, oder Funkübertragung ausgeführt werden, es wären aber auch andere Methoden denkbar. Zur Übertragung der Daten vom Schnittstellengerät (2) zum Auswerte-Gerät (3) könnte eine direkte Telefonverbindung per Modem genützt werden, alternativ das Internet oder ein anderer Übertragungsweg. Eine weitere Möglichkeit der Realisierung der Datenübertragung besteht darin, die Daten direkt vom Messhandgriff (1) über eine geeignete Vorrichtung zur Datenfernverbindung (5) zum weit entfernten Auswerte-Gerät (3) zu übertragen. Das Schnittstellengerät (2) sowie die lokale Datenverbindung (4) könnten dann wegfallen. Die Vorrichtung wäre noch einfacher zu bedienen und kleiner.

Die Vorrichtung ist robust, klein, transportabel, und ermöglicht auf einfachstem Weg die rasche, objektive Beurteilung von Bewegungsstörungen. Die Wahl der Sensoren vereinfacht die Messanordnung, und reduziert den Aufwand beim Aufbau und bei der Messung gegenüber den bereits bekannten Methoden. Die eingebauten Schnittstellen können zur Übertragung der Messwerte vom Standort der Messung an entfernte Orte wie etwa von der Wohnung des Patienten in eine Klinik oder eine ärztliche Praxis dienen. Die Erfindung ist damit geeignet für die telemedizinische Betreuung von Patienten und als Hilfsmittel bei der Durchführung von wissenschaftlichen Studien.

Bezugszeichenliste

Bezeichnung	Beschreibung
1	1 Messhandgriff (1)
1.1	Display (1.1) zur Ergebnisanzeige am Messhandgriff (1)
1.2	Beweglicher Knopf (1.2) am Messhandgriff (1), dessen Position gemessen wird
1.3	Position (1.3) von Knopf (1.2) im Messhandgriff (1)
2	Schnittstellengerät (2)
3	Auswerte-Gerät (3)
4	lokale Datenverbindung (4): vom Messhandgriff (1) zum Schnittstellengerät (2)
5	Vorrichtung zur Datenfernverbindung (5): vom Schnittstellengerät (2) zum Auswerte-PC (3)

PATENTANSPRÜCHE:

1. Vorrichtung zur Quantifizierung von Bewegungsstörungen beispielsweise bei Morbus Parkinson, bestehend aus einem Messhandgriff (1) ohne weitere Befestigungsmittel, einem darin eingebauten herausstehenden Knopf (1.2), der mit dem Daumen hineindrückbar ist, einer Vorrichtung im Inneren, die eine schwache Rückstellkraft für den Knopf (1.2) erzeugt, sodass der Daumen bei der Bewegung in Kontakt mit dem Knopf (1.2) bleibt, mit Positionssensoren zur Detektion der genauen Position (1.3) des Knopf (1.2), mit Beschleunigungssensoren zur Messung der linearen sowie der Winkelbeschleunigung des Messhandgriff (1), zur Bestimmung des Tremors der Hand, sowie mit einem über eine lokale Daten-

verbindung (4) angeschlossenen Schnittstellengerät (2), dadurch gekennzeichnet, dass das Schnittstellengerät (2) über eine Vorrichtung zur Datenfernverbindung (5) verfügt, wobei ein Auswerte-Gerät (3) mit einer Empfangsvorrichtung vorgesehen ist, wobei das Auswerte-Gerät (3) eine Anzeigevorrichtung für die ausgewerteten Daten besitzt.

- 5 2. Vorrichtung zur Quantifizierung von Bewegungsstörungen nach Anspruch 1. dadurch gekennzeichnet, dass die lokale Datenverbindung (4) zum Schnittstellengerät (2) eine kabelgebundene oder eine Infrarot- oder Funkverbindung ist.

10

HIEZU 2 BLATT ZEICHNUNGEN

15

20

25

30

35

40

45

50

55

Fig. 1

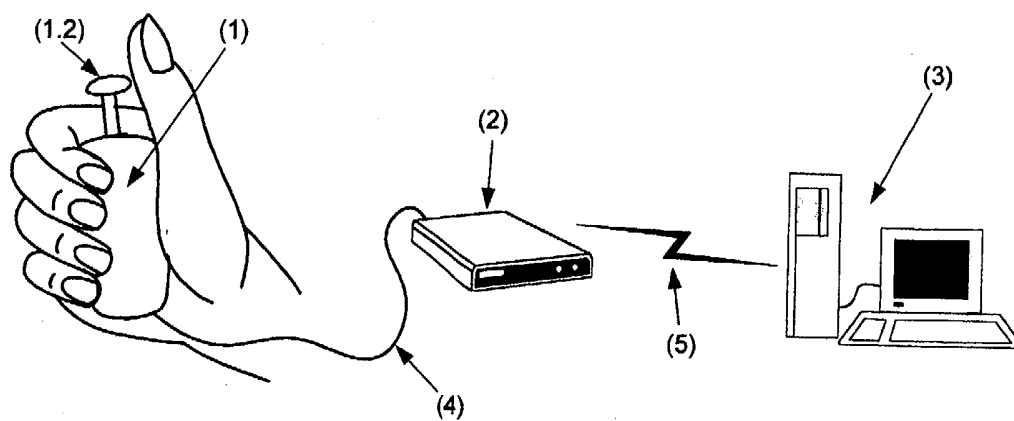


Fig. 2

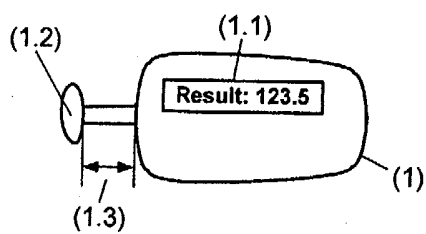


Fig. 3

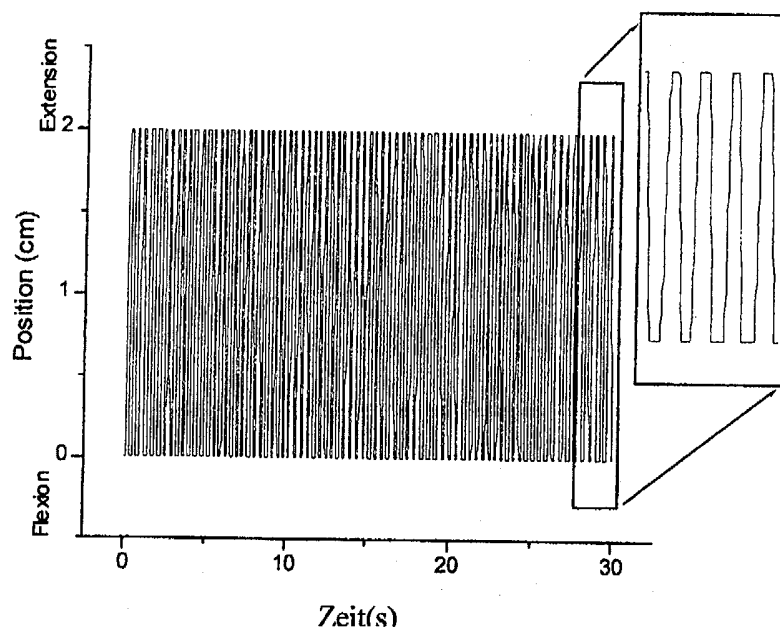


Fig. 4

