

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: **A 434/2009**
(22) Anmeldetag: **18.03.2009**
(43) Veröffentlicht am: **15.10.2010**

(51) Int. Cl.⁸: **A61B 5/22** (2006.01),
A63B 23/04 (2006.01),
A63B 21/005 (2006.01)

(73) Patentinhaber:

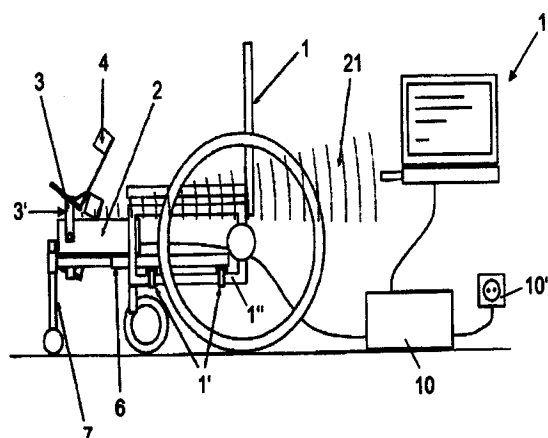
TECHNISCHE UNIVERSITÄT WIEN
A-1040 WIEN (AT)

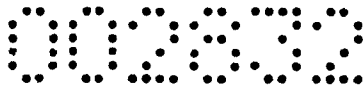
(72) Erfinder:

REICHENFELSER WERNER DR.
WIEN (AT)
HACKL HARALD DR.
WIEN (AT)
GFÖHLER MARGIT DR.
WIEN (AT)
HUGFARD JOSEF DR.
WIEN (AT)

(54) **VORRICHTUNG SOWIE VERFAHREN ZUR QUANTIFIZIERUNG DER SPASTIZITÄT ZUMINDEST EINER EXTREMITÄT**

(57) Vorrichtung und Verfahren zur Quantifizierung der Spastizität zumindest einer Extremität mit einem zur Bewegung der Extremität vorgesehenen beweglichen Teil (3'), der über eine Antriebseinheit (12) angetrieben wird, wobei der von der Extremität gegen die geführte Bewegung aufgebrachte Widerstand gemessen und aufgezeichnet wird und der bewegliche Teil (3') als umlaufende Kurbel (3) ausgebildet ist.



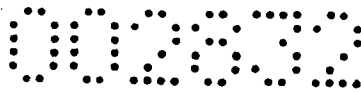


- 14 -

Zusammenfassung:

Vorrichtung und Verfahren zur Quantifizierung der Spastizität zumindest einer Extremität mit einem zur Bewegung der Extremität vorgesehenen beweglichen Teil (3'), der über eine Antriebseinheit (12) angetrieben wird, wobei der von der Extremität gegen die geführte Bewegung aufgebrachte Widerstand gemessen und aufgezeichnet wird und der bewegliche Teil (3') als umlaufende Kurbel (3) ausgebildet ist.

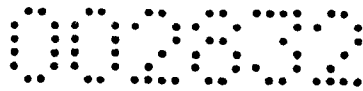
(Fig. 1)



Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Quantifizierung der Spastizität zumindest einer Extremität mit einem zur Bewegung der Extremität vorgesehenen beweglichen Teil, der über eine Antriebseinheit angetrieben wird, wobei eine Vorrichtung zum Erfassen des von der Extremität gegen die geführte Bewegung aufgebrauchten Widerstandes und eine Vorrichtung zum Aufzeichnen der erfassten Widerstandswerte vorgesehen sind. Weiters betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Quantifizierung der Spastizität zumindest einer Extremität, bei welchem die Extremität an einem über eine Antriebseinheit bewegten Teil befestigt wird, wobei der von der Extremität gegen die geführte Bewegung aufgebrauchte Widerstand erfasst und aufgezeichnet wird.

Unter Spastizität versteht man grundsätzlich eine geschwindigkeitsabhängige erhöhte Eigenspannung der Skelettmuskulatur mit erhöhten Sehnenreflexen. Üblicherweise ist Spastizität auf eine Schädigung des Gehirns oder Rückenmarks zurückzuführen. Häufigste Ursache von Spastizität ist eine durch einen Hirninfarkt verursachte hypoxische Schädigung motorischer Hirnregionen. Auch Unfälle mit Schädel-Hirn-Trauma oder Rückenmarksverletzungen können zur Schädigung der extrapyramidalen Bahnen führen. Weitere Auslöser für Spasmen sind Erkrankungen wie spastische Spinalparalyse, Multiple Sklerose und dergl..

Bei klinischen Tests zur Quantifizierung der Spastizität wird üblicherweise ein Gelenk mit konstanter Winkelgeschwindigkeit von einem Arzt oder Physiotherapeuten bewegt und sodann subjektiv auf einer Fünf-Punkte-Skala der Grad der Spastizität festgestellt. Derartige klinische Untersuchungen, bei denen üblicherweise ein Unterschenkel manuell bewegt wird und der Widerstand gegen die konstante Drehbewegung subjektiv erfasst wird, ist als Ashworth-Methode bekannt. Einerseits sind derartige klinische Untersuchungen äußerst ungenau, da einer subjektiven Komponente des untersuchenden Arztes unterworfen, und andererseits haben sie den Nachteil, dass aufgrund der eingeschränkten Gelenkbeweglichkeit schnelle Beschleunigungsphasen am Anfang und am Ende der Schwenkbewegung, d.h. üblicherweise in der Nähe des gestreckten Gelenks ($= 0^\circ$) und bei einer Verschwenkung um ca. 120° notwendig sind, um eine konstante Winkelgeschwindigkeit des Gelenks zu erzielen.



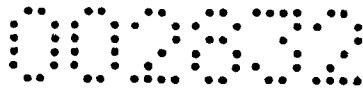
Aus dem Stand der Technik sind bereits Vorrichtungen bzw. Verfahren bekannt, mit welchen eine Bestimmung der Spastizität nach der bei der Ashworth-Skala verwendeten Methodik nachgebildet wird.

Aus der WO 2008/121067 A sind bereits eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Quantifizierung der Spastizität einer Extremität, insbesondere des Handgelenks, bekannt. Hierbei ist ein beweglicher Teil vorgesehen, auf welchen die Handfläche aufgelegt wird, der in einem ersten Schwenkbereich - sofern von Seiten der Extremität noch kein Reflex vorliegt - mit einer ersten Geschwindigkeit konstant verschwenkt wird und in einem weiteren Schwenkbereich mit einer zweiten Geschwindigkeit verschwenkt wird. Hierbei wird der Widerstand der Extremität gegen die Schwenkbewegung des beweglichen Teils gemessen. Nachteilig ist hierbei insbesondere, dass nur die Spastizität eines einzigen Gelenks quantifiziert wird und zudem mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, abhängig vom Schwenkwinkel des beweglichen Teils, gearbeitet werden muss.

Eine ähnliche Vorrichtung ist aus der US 2007/0027631 A bekannt. Auch hier wird eine Extremität, hier der Unterschenkel, aus einer gestreckten Stellung des Beins in eine verschwenkte Stellung maschinell bewegt und der Widerstand der Gliedmaße gegen die Schwenkbewegung erfasst. Eine ähnliche Vorrichtung, bei welcher ebenfalls ein einziges Gelenk verschwenkt wird, ist in Zusammenhang mit einem Arm in der US 2008/0312549 A1 gezeigt.

Bei all diesen der Ashworth-Methode nachgebildeten, Maschinenunterstützten Diagnostizierverfahren wird die Spastizität nachteiligerweise lediglich über die Verschwenkung eines einzigen Gelenks und somit anhand einer vergleichsweise unnatürlichen Bewegung diagnostiziert, da die Spastizität eines Menschen nicht gelenksspezifisch unterscheidbar ist, sondern vielmehr den Bewegungsapparat als solchen beeinträchtigt.

Andererseits sind grundsätzlich Bewegungs-Trainingsgeräte mit einer Kurbel, an der mit Hilfe von Pedalen oder dergl. die Füße oder Arme einer trainierenden Person angeschlossen werden kön-

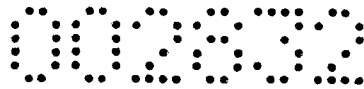


nen, bekannt. Derartige Bewegungs-Trainingsgeräte können auch wie in der EP 758 554 A1 mit einem Elektromotor versehen sein, der die Kurbel antreiben oder bremsen kann. Um eine flexiblere Gestaltung des Trainingsablaufs zu ermöglichen, ist ein Rechner vorgesehen, der die Winkelstellung sowie die Drehzahl und das Drehmoment erfasst. Zur Vermeidung von Verletzungen beim passiven Training ist es bei einem derartigen Trainingsgerät bekannt, dass beim Auftreten einer Muskelverkrampfung ein maximales Antriebsmoment nicht überschritten wird. Hierfür wird der Grenzwert des Antriebsmoments dem vom Patienten benötigten mittleren Antriebs-Drehmoment selbsttätig so nachgeführt, dass er stets um einen bestimmten Prozentsatz größer ist als dieses.

Grundsätzlich handelt es sich bei derartigen mit einer Drehkurbel ausgestatteten Bewegungs-Trainingsgeräten um andersartige Vorrichtungen, mit welchen die Quantifizierung der Spastizität weder angestrebt noch möglich ist.

Ziel der vorliegenden Erfindung ist es demzufolge, ein Verfahren und eine Vorrichtung der eingangs angeführten Art zu schaffen, mit welchen gegenüber bekannten Diagnosevorrichtungen bzw. -verfahren eine höhere Aussagekraft über den Einfluss der Spastizität auf die Abläufe des täglichen Lebens erzielt werden kann. Weiters soll aufgrund eines vergleichsweise geringen Zeitaufwands zur Quantifizierung der Spastizität eine verbesserte Anwendbarkeit bei Untersuchungen in Kliniken und Rehabilitationszentren erreicht werden.

Die Vorrichtung der eingangs angeführten Art ist dadurch gekennzeichnet, dass der bewegliche Teil als umlaufende Kurbel ausgebildet ist. Durch das Vorsehen einer umlaufenden Kurbel, mit welcher eine Extremität der Person, deren Spastizität zu quantifizieren ist, bewegt wird, wird gegenüber bekannten Diagnostizier Vorrichtungen und -verfahren, bei welchen lediglich ein einziges Gelenk verschwenkt wird, eine natürlichere Bewegung der Extremität erzielt, so dass eine verbesserte Quantifizierung der Spastizität ermöglicht wird. Bei der umlaufenden Bewegung der Kurbel werden nämlich zumindest zwei Gelenke der Extremität, d.h. im Falle dass z.B. ein Bein von der Kurbel bewegt wird, sowohl das Kniegelenk als auch das Hüftgelenk, beansprucht, so



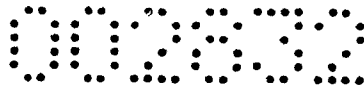
dass nicht lediglich die Reaktion der Muskeln eines einzigen Gelenks zur Quantifizierung der Spastizität herangezogen wird. Sofern beispielsweise die Spastizität im Bereich des Armes gemessen wird, würden das Ellenbogen- und das Schultergelenk bewegt werden und somit wiederum eine Mittelung der Widerstandskraft und/oder -momente von an zwei Gelenken angreifenden Muskeln zur Quantifizierung der Spastizität erfolgen.

Um die Umlaufgeschwindigkeit der Kurbel auf einfache Weise steuern zu können, ist es vorteilhaft, wenn der Antriebseinheit eine Steuereinheit zugeordnet ist. Sofern einer Welle der Antriebseinheit ein Inkrementalgeber zugeordnet ist, kann über den Inkrementalgeber auf einfache Weise die Winkelposition und Winkelgeschwindigkeit der umlaufenden Kurbel erfasst werden und somit eine Regelung des Winkelgeschwindigkeitsverlaufs, d.h. z.B. eine konstante Winkelgeschwindigkeit der umlaufenden Kurbel, erfolgen.

Wenn zwei umlaufende Kurbeln vorgesehen sind, ergibt sich eine Vorrichtung in der Art einer Tretkurbel, bei welcher zugleich zwei Extremitäten bewegt werden können und somit insgesamt die Spastizität, welche im Bereich von vier Gelenken auftritt, als Mittelwert erfasst werden kann; somit kann eine noch verbesserte Quantifizierung der Spastizität erzielt werden.

Um eine Differenzierung des Widerstands, der der Bewegung der jeweiligen Kurbel entgegengebracht wird, erzielen zu können, ist es günstig, wenn die Kurbeln als Kraftmesskurbeln ausgebildet sind. Hierbei wird die Deformation der Verbindung zwischen der jeweiligen Kurbel und der Kurbelwelle vorzugsweise mittels Dehnmessungstreifen gemessen.

Um eine geführte Bewegung der Extremität zu erzielen, die von der Kurbel bewegt wird, ist es vorteilhaft, wenn mit dem beweglichen Teil eine Aufnahmeeinheit zur Befestigung der Extremität verbunden ist, so dass die Extremität im Wesentlichen starr bezüglich der Verbindung zwischen der Aufnahmeeinheit und dem beweglichen Teil angeordnet ist. Hierbei sind vorteilhafterweise Orthesen vorgesehen, bei welchen eine Fuß- bzw. Handaufstandsfläche in der Art eines Pedals und eine am Unterschenkel bzw.



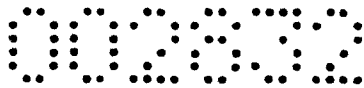
Unterarm anliegende Führung vorgesehen sind, so dass das Sprung- bzw. Handgelenk immobilisiert werden.

Zur Erzielung einer zweckmäßigen Winkelgeschwindigkeit der Kurbel ist es günstig, wenn zwischen der Antriebseinheit und dem beweglichen Teil zumindest ein Getriebe, vorzugsweise ein Untersetzungsgetriebe mit einem Untersetzungsverhältnis zwischen 1:40 und 1:80, insbesondere von 1:60, vorgesehen ist. Hierbei ist es günstig, wenn zwischen der Antriebseinheit und dem beweglichen Teil ein Planetengetriebe und ein Kegelradgetriebe vorgesehen sind, wobei das Planetengetriebe als Untersetzungsgetriebe ausgebildet ist und direkt an die Antriebseinheit anschließt, mit dem Kegelradgetriebe hingegen eine 90°-Umlenkung von der Antriebswelle auf die Kurbeln erzielt wird. Weiter ist es günstig, wenn zwischen der Antriebseinheit und dem beweglichen Teil eine Kupplung vorgesehen ist. Hinsichtlich einer guten Steuerbarkeit und um auf einfache Weise den Widerstand, der von der Extremität gegen die geführte Bewegung aufgebracht wird, zu erfassen, ist es günstig, wenn als Antriebseinheit ein vorzugsweise bürstenloser Servomotor vorgesehen ist.

Um die Vorrichtung auf einfache Weise an verschiedensten Stellen anbringen zu können, z.B. an einem Rollstuhl, einem Dreirad oder dergl., ist es günstig, wenn die Antriebseinheit samt beweglichem Teil sowie gegebenenfalls das Getriebe und die Kupplung in einer modularen Befestigungseinheit zusammengefasst sind. Hierbei ist es zur individuellen Anpassung an die Größe derjenigen Person, deren Spastizität zu quantifizieren ist, von Vorteil, wenn die Befestigungseinheit in längenverstellbarer Weise an einer Sitzanordnung befestigbar ist.

Das Verfahren der eingangs angeführten Art ist dadurch gekennzeichnet, dass der bewegte Teil eine zyklische Bewegung durchführt. Durch das Vorsehen eines eine zyklische, d.h. umlaufende, Bewegung ausführenden Teils werden die gleichen Vorteile erzielt, wie sie bereits in Zusammenhang mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung erläutert wurden, so dass zwecks Vermeidung von Wiederholungen auf vorstehende Ausführungen verwiesen wird.

Da der Energieverbrauch der Antriebseinheit proportional zum



aufgebrachten Moment ist, kann daraus auf einfache Weise der Widerstand ermittelt werden, den die Extremität der geführten Bewegung entgegensetzt. Demzufolge ist es von Vorteil, wenn der Energieverbrauch der Antriebseinheit erfasst wird. Um die Geschwindigkeit des bewegten Teils auf einfache Weise regeln zu können, ist es von Vorteil, wenn die Winkelstellung des bewegten Teils gemessen wird.

Da die Spastizität grundsätzlich geschwindigkeitsabhängig ist, ist es von Vorteil, den von der Extremität aufgebrachten Widerstand bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten zu messen. Demzufolge ist es günstig, wenn der bewegte Teil intervallmäßig mit unterschiedlicher Winkelgeschwindigkeit bewegt wird. Als günstig hat sich hierbei herausgestellt, dass die Drehgeschwindigkeit des bewegten Teils, vorzugsweise ausgehend von im Wesentlichen 10 Umdrehungen/min auf im Wesentlichen 60 Umdrehungen/min erhöht wird. Um zugleich den Widerstand der an vier Gelenken angreifenden Muskeln zu erfassen und aufzuzeichnen und somit die Quantifizierung der Spastizität auf einen verbesserten Mittelwert abstellen zu können, ist es von Vorteil, wenn als bewegter Teil zwei Kurbeln vorgesehen sind, wobei vorzugsweise die Kraftaufbringung auf jede Kurbel gesondert gemessen wird.

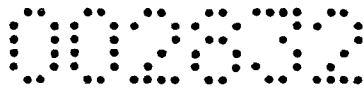
Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den Zeichnungen dargestellten bevorzugten Ausführungsbeispiels, auf das sie jedoch keinesfalls beschränkt sein soll, noch näher erläutert. Im Einzelnen zeigen in den Zeichnungen:

Fig. 1 schematisch eine Ansicht eines Rollstuhls mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Quantifizierung der Spastizität samt einer Steuerungs- und einer Auswertungseinheit;

Fig. 2 eine perspektivische Ansicht des Rollstuhls gemäß Fig. 1 samt beweglichen Teilen in der Art einer Tretkurbel;

Fig. 3 eine perspektivische Ansicht des Antriebsstrangs der Vorrichtung; und

Fig. 4 ein Blockschaltbild des erfindungsgemäßen Verfahrens zur Quantifizierung der Spastizität.

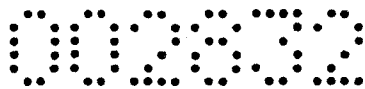


In Fig. 1 ist ein Rollstuhl 1 gezeigt, an welchem ein Antriebsstrang 2 über einen Klemmmechanismus 1' befestigt ist, so dass die Beine einer auf dem Rollstuhl 1 sitzenden Person mit über den Antriebsstrang 2 angetriebenen beweglichen Teilen 3', nämlich Kurbeln 3, passiv umlaufend geführt werden.

Zur Verbindung zwischen den Kurbeln 3 und den Beinen, deren Spastizität zu quantifizieren ist, ist jeweils eine Orthese 4 mit einer Kurbel 3 schwenkbar verbunden.

Wie insbesondere in Fig. 2 ersichtlich, weist jede Orthese 4 eine Trittfläche 5 in der Art eines Pedals auf, an welcher im Wesentlichen senkrecht hierzu eine an der Rückseite des Unterschenkels verlaufende Schiene 5' vorgesehen ist. Um beim Umlaufen der Kurbeln 3 eine geführte vorgegebene Bewegung im Hüft- und Kniegelenk zu erzielen, wird der Fuß der zu testenden Person über einen (nicht dargestellten) Riemen im Bereich der Trittfläche 4 sowie der Unterschenkel über einen (nicht dargestellten) Riemen mit der Schiene 5' verbunden, so dass das Sprunggelenk fixiert ist. Somit ist eine definierte Bewegung im Hüft- und Kniegelenk zwingend vorgegeben.

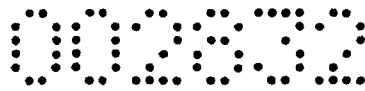
Um die Position der Trittfläche 5 der Orthese 4 und somit den Bewegungsbereich des Hüft- und Kniegelenks jeweils an die Körpergröße der zu testenden Person anpassen zu können, ist ein ausziehbares, im Querschnitt vorzugsweise rechteckiges Rohr 6 vorgesehen, so dass eine Anpassung an unterschiedliche Beinlängen erfolgen kann. Am vorderen Ende des ausziehbaren Rohrs 6 ist ein Ständer 7 vorgesehen, an dessen Unterseite ein Querträger 7' angebracht ist, an dessen Enden jeweils eine Rolle 8 drehbar gelagert ist, so dass der Rollstuhl 1 samt Antriebsstrang 2 und den Kurbeln 3 auf einfache Weise mobil verbleibt. Wie insbesondere in Fig. 2 ersichtlich, weist der Ständer 7 eine vertikale Gleitführung 9 auf, so dass auch eine Anpassung in vertikaler Richtung möglich ist. Grundsätzlich ist das ausziehbare Rohr 6 über den Klemmmechanismus 1' mit Hilfe von zwei Querträgern an Rahmenstreben 1'' des Rollstuhls 1 befestigt. Selbstverständlich ist somit auch eine Montage an anderen Rahmenstreben als jenen eines Rollstuhls auf einfache Weise möglich.



Wie weiters in Fig. 1 ersichtlich, wird der Antriebsstrang 2 von einer Steuerung 10 angesteuert, welche wiederum mit einer Datenverarbeitungsanlage 11 verbunden ist. Zudem ist die Steuerung 10 mit einer Energiequelle 10' verbunden.

In Fig. 3 ist der Antriebsstrang 2 im Detail gezeigt. Hierbei ist ersichtlich, dass ein Servomotor 12 als Antriebseinheit vorgesehen ist. Hierbei handelt es sich vorzugsweise um einen bürstenlosen Motor (BLDC-Motor - Brushless Direct Current Motor, oft auch als EC-Motor - Electronic Commutated Motor - bezeichnet). Das Funktionsprinzip eines derartigen Motors ist grundlegend gleich wie jenes eines herkömmlichen DC-Motors, d.h. ein Elektromagnet (Rotor) dreht sich im Feld eines Permanentmagneten (Stator). Der Strom im Rotor wird entsprechend seiner Position im Statorfeld gesteuert. Dies geschieht normalerweise über die Bürsten am Kommutator und ist verschleiß- und verlustbehaftet. Beim bürstenlosen Motor 12 hingegen ist der Platz von Elektro- und Permanentmagnet vertauscht. Eine Steuerungselektronik detektiert hierbei über berührungslose Sensoren die Rotorposition und steuert den Elektromagneten im Stator entsprechend. Der Stator trägt hierbei eine dreiphasige Wicklung, die in Sternschaltung angeschlossen ist. Die Position des Rotors wird insbesondere mittels eines Inkrementalgebers 13 erfasst. Weiters ist ein Absolutwertgeber vorgesehen. Als Inkrementalgeber 13 wird üblicherweise ein optoelektronischer Encoder eingesetzt. Die Absolutposition wird üblicherweise mit drei versetzt angeordneten Hall-Sensoren erfasst.

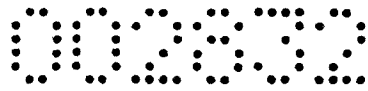
Um Drehbewegungen der Kurbeln 3 mit zweckmäßigen Winkelgeschwindigkeiten über den Servomotor 12 erzielen zu können, schließt an den Servomotor 12 ein Planetengetriebe 14 an, mit welchem üblicherweise eine Untersetzung von ca. 1:60 erzielt wird. Weiters ist ein Kegelradgetriebe 15 mit einer Übersetzung von 1:1 zwecks Umlenkung der Drehbewegung vorgesehen. Zwischen dem Planetengetriebe 14 und dem Kegelradgetriebe 15 ist zudem eine spielfreie elastische Kupplung 16 vorgesehen. An den beiden Ausgangswellen 15' des Kegelradgetriebes 15 können sodann direkt die Kurbeln 3 zur Erzielung der umlaufenden Bewegung befestigt werden.



Im Blockschaltbild gemäß Fig. 4 ist das Verfahren zur Quantifizierung der Spastizität im Detail gezeigt. Hierbei ist ersichtlich, dass die Datenverarbeitungseinheit 11 eine Spastizitäts-Messroutine 17 vorgibt, durch welche mit Hilfe der Motorsteuerung 10 der Servomotor 12 angesteuert wird. Zudem wird über die Motorsteuerung der verbrauchte Motorstrom zur Bewegung der Kurbeln 3 mit der von der Spastizitäts-Messroutine 17 vorgegebenen Winkelgeschwindigkeit kontinuierlich gemessen und in einer Datenaufzeichnung 18 gespeichert. Da der Motorstrom proportional zum aufgebrauchten Moment ist, ergibt sich hieraus der Widerstand, den die Beine der geführten Bewegung entgegensetzen. Zusätzlich zum verbrauchten Motorstrom wird vom Inkremental- bzw. Winkelgeber 13 der Kurbelwinkel gemessen, welcher auch der Datenaufzeichnung 18 zugeführt wird. Die aufgezeichneten Daten werden in einer Auswerteeinheit 19 ausgewertet und einer Bedienungs- bzw. Anzeigeeinheit 20 zugeführt, wobei der Kurbelwinkel bzw. die Kurbelwinkel-Geschwindigkeit der Spastizitäts-Messroutine wiederum zugeführt wird, so dass der gewünschte Winkel-Geschwindigkeits-Verlauf geregelt wird. Als vorteilhaft hat sich hierbei herausgestellt, dass der Winkel-Geschwindigkeits-Verlauf in Intervallen konstant gehalten wird, wobei - da die Spastizität geschwindigkeitsabhängig ist - in unterschiedlichen Geschwindigkeitsintervallen Tests durchgeführt bzw. Aufzeichnungen vorgenommen werden. Vorteilhafterweise werden die Extremitäten der zu testenden Person mit sechs unterschiedlichen Geschwindigkeiten geführt, beginnend mit einer Geschwindigkeit von 10 Umdrehungen/min wird in insgesamt sechs Stufen die Geschwindigkeit bis auf 60 Umdrehungen/min gesteigert, wobei die Extremitäten jeweils in 15 Umdrehungen passiv durchbewegt werden. Somit ergibt sich, dass vorteilhafterweise der gesamte Zeitaufwand zur Quantifizierung der Spastizität nicht mehr als ca. 5 min beträgt. Hierdurch ergibt sich eine deutlich verbesserte Anwendbarkeit des Verfahrens in Kliniken und Rehabilitationszentren.

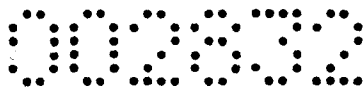
Die Daten können hierbei wie in Fig. 1 gezeigt über eine Telemetrie 21 der Datenverarbeitungsanlage 11 zugeführt werden.

Weiters ist in Fig. 4 noch ersichtlich, dass optional - sofern die Kurbeln 3 als Kraftmesskurbeln 22 ausgebildet sind - auch der Widerstand, den die Beine einzeln der vorgegebenen Bewegung



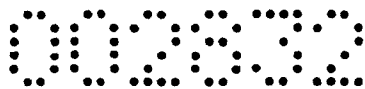
entgegensetzen, gemessen werden kann und somit die einzelnen Kraftwerte ebenfalls in der Datenverarbeitungsanlage 11 ausgewertet werden können. Aus den gemessenen Daten kann somit auf einfache Weise eine gegenüber bekannten Vorrichtungen und Verfahren verbesserte quantitative Aussage über die Spastizität gegeben werden.

Selbstverständlich kann das Verfahren und entsprechend die Vorrichtung auch für andere als die hier im bevorzugten Ausführungsbeispiel gezeigten Gelenke, z.B. für das Ellenbogen- und Schultergelenk oder dergl., eingesetzt werden.

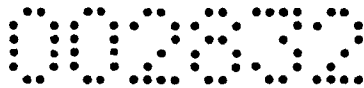


Patentansprüche:

1. Vorrichtung zur Quantifizierung der Spastizität zumindest einer Extremität mit einem zur Bewegung der Extremität vorgesehenen beweglichen Teil (3'), der über eine Antriebseinheit (12) angetrieben wird, wobei eine Vorrichtung zum Erfassen des von der Extremität gegen die geführte Bewegung aufgebrauchten Widerstandes und eine Vorrichtung zum Aufzeichnen der erfassten Widerstandswerte (11) vorgesehen sind, dadurch gekennzeichnet, dass der bewegliche Teil (3') als umlaufende Kurbel (3) ausgebildet ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Antriebseinheit (12) eine Steuereinheit (10) zugeordnet ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass einer Welle der Antriebseinheit (12) ein Inkrementalgeber (13) zugeordnet ist.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass zwei umlaufende Kurbeln (3) vorgesehen sind.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Kurbeln (3) als Kraftmesskurbeln ausgebildet sind.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass mit dem beweglichen Teil (3') eine Aufnahmeeinheit (4) zur Befestigung der Extremität verbunden ist, so dass die Extremität im Wesentlichen starr bezüglich der Verbindung zwischen der Aufnahmeeinheit und dem beweglichen Teil angeordnet ist.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der Antriebseinheit (12) und dem beweglichen Teil (3') zumindest ein Getriebe (14), vorzugsweise ein Untersetzungsgetriebe mit einem Untersetzungsverhältnis zwischen 1:40 und 1:80, insbesondere von 1:60, vorgesehen ist.



8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der Antriebseinheit (12) und dem beweglichen Teil (3') ein Planetengetriebe (14) und ein Kegelradgetriebe (15) vorgesehen sind.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der Antriebseinheit (12) und dem beweglichen Teil (3') eine Kupplung (16) vorgesehen ist.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass als Antriebseinheit (12) ein vorzugsweise bürstenloser Servomotor vorgesehen ist.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Antriebseinheit (12) samt beweglichem Teil (3') sowie gegebenenfalls das Getriebe (14, 15) und die Kupplung (16) in einer modularen Befestigungseinheit zusammengefasst sind.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Befestigungseinheit in längenverstellbarer Weise an einer Sitzanordnung (1) befestigbar ist.
13. Verfahren zur Quantifizierung der Spastizität zumindest einer Extremität, bei welchem die Extremität an einem über eine Antriebseinheit (12) bewegten Teil (3') befestigt wird, wobei der von der Extremität gegen die geführte Bewegung aufgebrachte Widerstand erfasst und aufgezeichnet wird, dadurch gekennzeichnet, dass der bewegte Teil (3') eine zyklische Bewegung durchführt.
14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass der Energieverbrauch der Antriebseinheit (12) erfasst wird.
15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Winkelstellung des bewegten Teils (3') gemessen wird.



16. Verfahren nach einem der Anspruch 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der bewegte Teil (3') mit im Wesentlichen konstanter Winkelgeschwindigkeit bewegt wird.
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass der bewegte Teil (3') intervallmäßig mit unterschiedlicher Winkelgeschwindigkeit bewegt wird.
18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Drehgeschwindigkeit des bewegten Teils (3'), vorzugsweise ausgehend von im Wesentlichen 10 Umdrehungen/min auf im Wesentlichen 60 Umdrehungen/min, erhöht wird.
19. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass als bewegter Teil (3') zwei Kurbeln (3) vorgesehen sind, wobei vorzugsweise die Kraftaufbringung auf jede Kurbel (3) gesondert gemessen wird.

/RB

00832

1/2

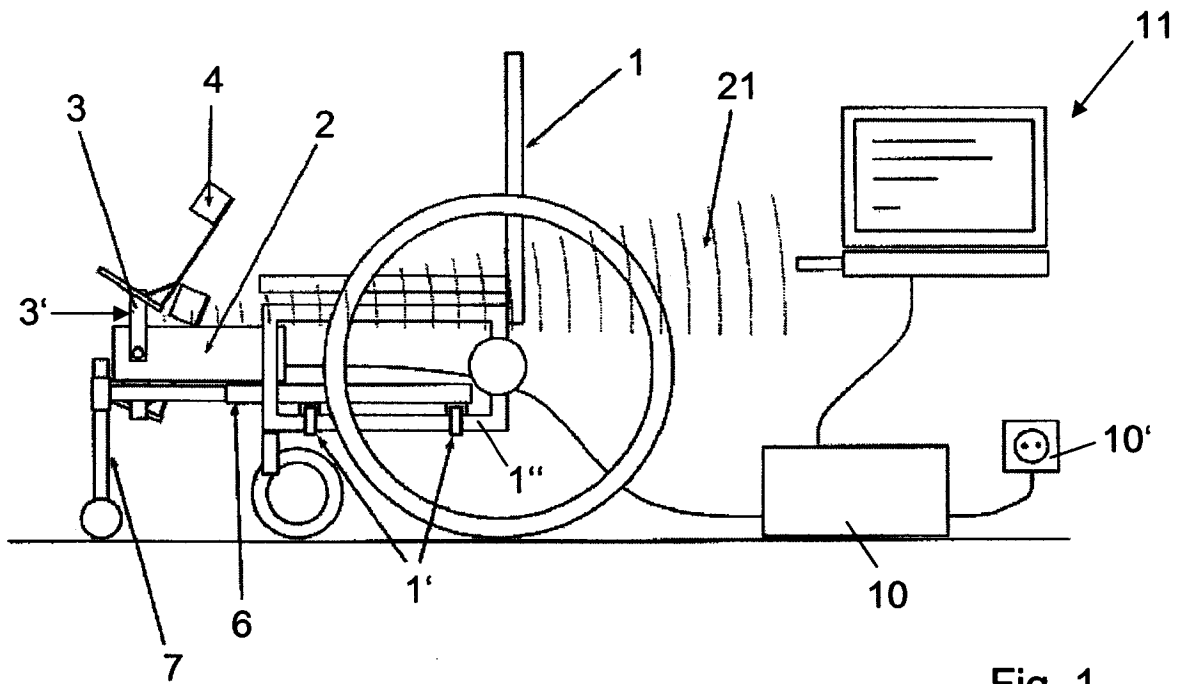


Fig. 1

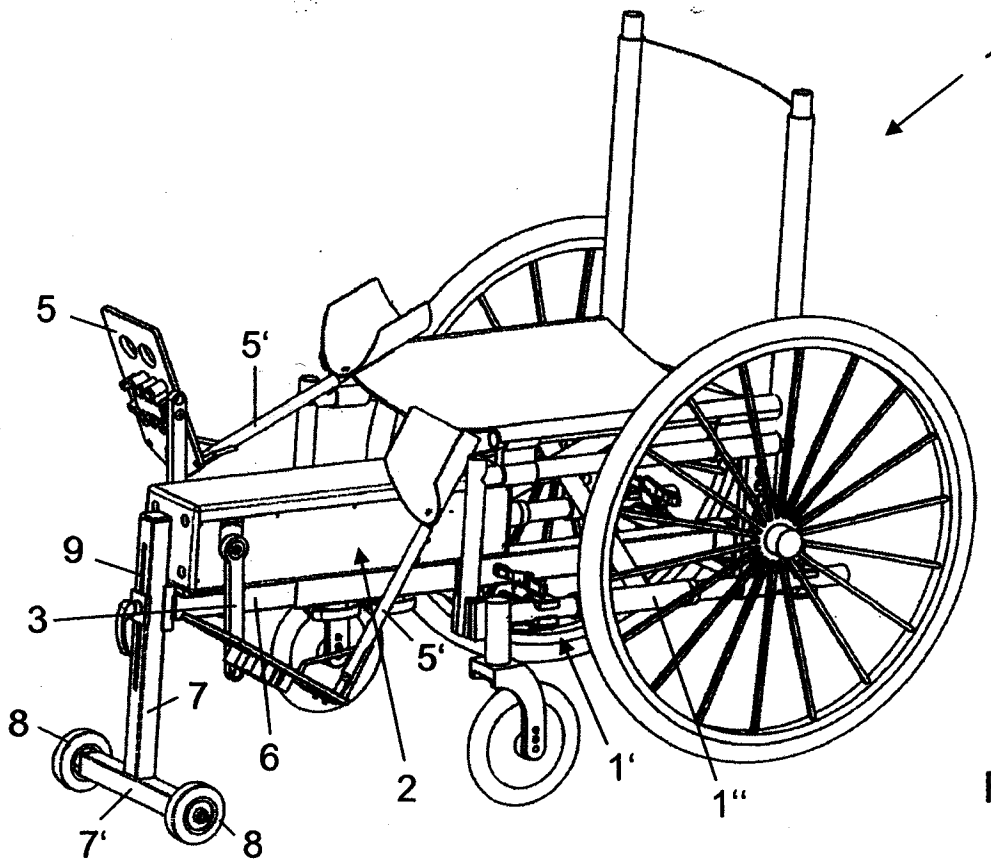


Fig. 2

00000

2/2

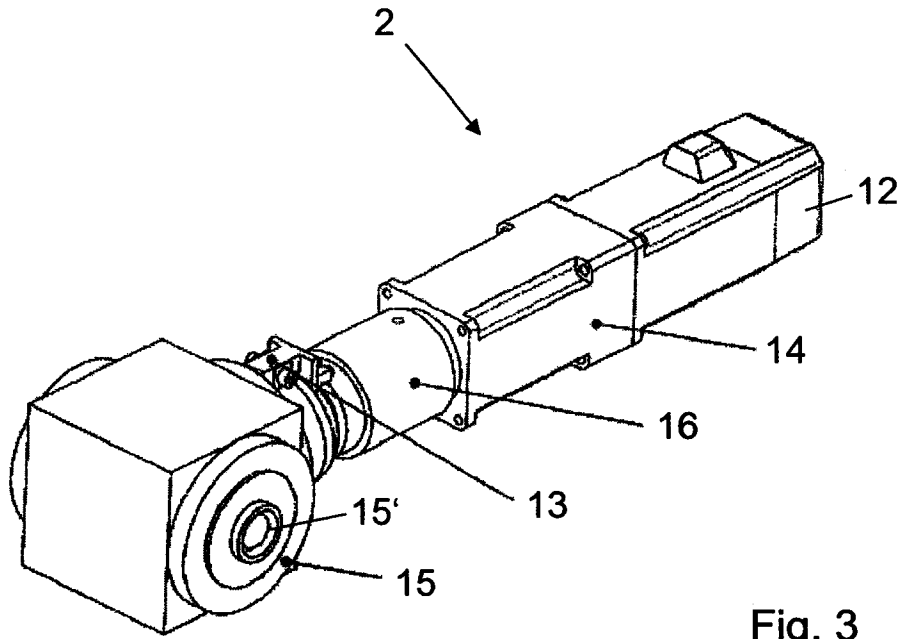


Fig. 3

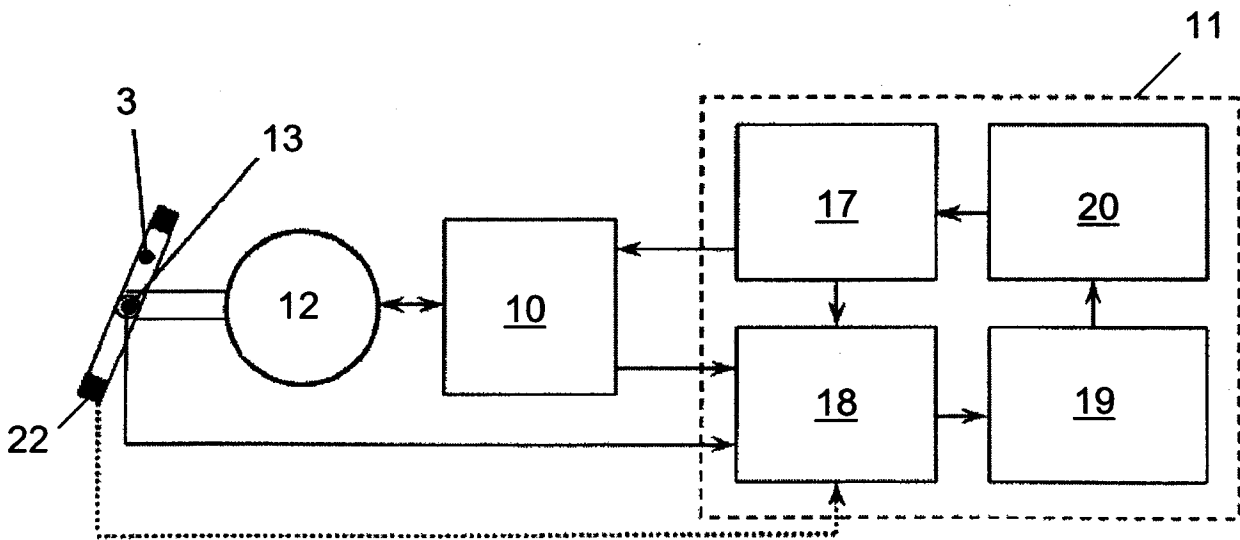


Fig. 4

| |
|--|
| Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß IPC ⁸ : A61B 5/22 (2006.01); A63B 23/04 (2006.01); A63B 21/005 (2006.01) |
| Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß ECLA: A61B 5/22D, A63B 23/04C, A63B 21/005F |
| Recherchierter Prüfstoff (Klassifikation): A61B, A63B |
| Konsultierte Online-Datenbank: EPODOC, WPI, X-FULL, NPL |
| Dieser Recherchenbericht wurde zu den am 18. März 2009 eingereichten Ansprüchen 1-19 erstellt. |

| Kategorie ⁷⁾ | Bezeichnung der Veröffentlichung: Ländercode, Veröffentlichungsnummer, Dokumentart (Anmelder), Veröffentlichungsdatum, Textstelle oder Figur soweit erforderlich | Betreffend Anspruch |
|-------------------------|--|---------------------|
| X | DE 19718793 A1 (MEDICA MEDIZINTECHNIK) 13. November 1997 (13.11.1997) <i>Ganzes Dokument</i> | 1,2,4,5,12 |
| Y | -- | 3,6,7,9,11 |
| A | EP 0758554 A1 (RECK) 19. Februar 1997 (19.02.1997) <i>Spalte 4 Zeilen 25 - 52</i> | 1 |
| Y | -- | 3 |
| A | WO 2002/019907 A1 (UNIV JOHNS HOPKINS) 14. März 2002 (14.03.2002) <i>Fig.11, Seite 28 Zeile 3 - Seite 30 Zeile 9</i> | 1 |
| Y | -- | 6 |
| A | DE 2449440 A1 (CARNIELLI) 24. April 1975 (24.04.1975) <i>Fig.4, Seite 7 Zeile 3 - Seite 9 Zeile 22</i> | 1 |
| Y | -- | 7,9,11 |

| | | |
|--|--|--|
| Datum der Beendigung der Recherche: 16. September 2009 | <input checked="" type="checkbox"/> Fortsetzung siehe Folgeblatt | Prüfer(in): Dipl.-Ing. KÖNIG |
|--|--|--|

| | |
|--|--|
| ⁷⁾ Kategorien der angeführten Dokumente: | |
| X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung: der Anmelungsgegenstand kann allein aufgrund dieser Druckschrift nicht als neu bzw. auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden. | A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert. |
| Y Veröffentlichung von Bedeutung: der Anmelungsgegenstand kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren weiteren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist. | P Dokument, das von Bedeutung ist (Kategorien X oder Y), jedoch nach dem Prioritätstag der Anmeldung veröffentlicht wurde. |
| | E Dokument, das von besonderer Bedeutung ist (Kategorie X), aus dem ein älteres Recht hervorgehen könnte (früheres Anmeldedatum, jedoch nachveröffentlicht, Schutz ist in Österreich möglich, würde Neuheit in Frage stellen). |
| | & Veröffentlichung, die Mitglied der selben Patentfamilie ist. |

| Kategorie | Bezeichnung der Veröffentlichung: Ländercode, Veröffentlichungsnummer, Dokumentart (Anmelder), Veröffentlichungsdatum, Textstelle oder Figur soweit erforderlich | Betreffend Anspruch |
|-----------|---|---------------------|
| - | <p>Anmerkung: Zu den Ansprüchen 13 bis 19 wurde keine Recherche durchgeführt, weil diese Ansprüche auf ein Diagnostizierverfahren, das am menschlichen oder tierischen Körper vorgenommen wird, gerichtet sind. Für derartige Verfahren wird gemäß § 2 Abs. 1 Z 2 PatG kein Patentschutz gewährt und daher auch keine Recherche durchgeführt.</p> <p style="text-align: center;">----</p> | |