

(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
01. Februar 2018 (01.02.2018)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2018/019654 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61N 1/36 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
A61F 2/72 (2006.01) A63B 23/04 (2006.01)
A61F 5/01 (2006.01) A61F 2/60 (2006.01)
A61N 1/04 (2006.01) A61F 2/76 (2006.01)
A61F 2/68 (2006.01) A61F 2/50 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01) A61F 2/70 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2017/068101

(22) Internationales Anmeldedatum:
18. Juli 2017 (18.07.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2016 114 075.9
29. Juli 2016 (29.07.2016) DE

(71) Anmelder: OTTO BOCK HEALTHCARE PRODUK-
TS GMBH [AT/AT]; Kaiserstrasse 39, 1070 Wien (AT).

(72) Erfinder: DIETL, Hans; Brauhausgasse 8, 3003 Gab-
litz (AT). AUBERGER, Roland; Spallartgasse 9/35, 1140
Wien (AT). HOFER, Christian; Schanzstrasse 18/1501,

1150 Wien (AT). RUSSOLD, Michael Friedrich; Jo-
sef-Türk-Gasse 37, 1210 Wien (AT).

(74) Anwalt: GRAMM, LINS & PARTNER PATENT- UND
RECHTSANWÄLTE PARTGMBB; Theodor-Heuss-
Straße 1, 38122 Braunschweig (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN,
KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO,
NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST,
SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, 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, RS, SE, SI,

(54) Title: ORTHOPAEDIC SYSTEM AND METHOD FOR CONTROLLING SAME

(54) Bezeichnung: ORTHOPÄDIETECHNISCHES SYSTEM UND VERFAHREN ZU DESSEN STEUERUNG

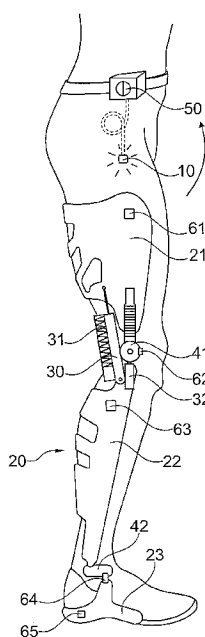


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to an orthopaedic system with a. at least one stimulation electrode (10) for activating at least one muscle, b. an orthotic or prosthetic device (20) which can be placed on the body of a patient and can be secured thereon, with at least one joint (41, 42) via which a proximal and a distal component (21, 22; 22, 23) of the orthotic or prosthetic device (20) are connected pivotably to each other, c. at least one adjustable resistance device (30), which is arranged between the distal and the proximal component (21, 22) and via which a movement resistance against a pivoting of the proximal component (21) to the distal component (22) is adjustable, d. sensors (61, 62, 63, 64, 65, 66) for detecting forces, positions, accelerations and/or moments, e. a control device (50) which is coupled to the sensors (61, 62, 63, 64, 65, 66) and to the resistance device (30), processes sensor values from the sensors (61, 62, 63, 64, 65, 66) and adjusts the resistance device (30) according to the sensor values.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein orthopädietechnisches System mit a. zumindest einer Stimulationselektrode (10) zur Aktivierung zumindest eines Muskels, b. einer orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20), die an einem Körper eines Patienten anlegbar und daran festlegbar ist, mit zumindest einem Gelenk (41, 42), über das eine proximale und eine distale Komponente (21, 22; 22, 23) der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) schwenkbar miteinander verbunden sind, c. zumindest einer verstellbaren Widerstandseinrichtung (30), die zwischen der distalen und der proximalen Komponente (21, 22) angeordnet ist und über die ein Bewegungswiderstand gegen eine Verschwenkung der proximalen Komponente (21) zu der distalen Komponenten (22) einstellbar ist, d. Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) zur Erfassung von Kräften, Positionen, Beschleunigungen und/oder Momenten, e. einer Steuerungseinrichtung (50), die mit den Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) und der Widerstandseinrichtung (30) gekoppelt ist, Sensorwerte von den Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) verarbeitet und in Abhängigkeit von den Sensorwerten die Widerstandseinrichtung (30) verstellt.

SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN,
GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

- *hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii)*

Veröffentlicht:

- *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

Orthopädietechnisches System und Verfahren zu dessen Steuerung

Die Erfindung betrifft ein orthopädietechnisches System mit zumindest einer Stimulationselektrode zur Aktivierung zumindest eines Muskels und einer orthetischen oder prothetischen Einrichtung, die an einem Körper eines Patienten anlegbar und daran festlegbar ist, mit zumindest einem Gelenk, über das eine proximale und distale Komponente der orthetischen oder prothetischen Einrichtung schwenkbar miteinander verbunden sind. Die Erfindung betrifft ebenfalls ein Verfahren zur Steuerung eines solchen orthopädietechnischen Systems, bei dem über die zumindest eine Stimulationselektrode zumindest ein Muskel des Patienten aktiviert wird.

Aus der US 7,403,821 B2 ist ein Verfahren zur Erzeugung einer Dorsalflexion eines Patientenfußes bekannt, bei dem Stimulationselektroden und Signalerfassungselektroden an zumindest einem peripheren Nerv des Oberschenkels angeordnet wird. Über die Elektroden werden Neurosignale aufgenommen und verarbeitet, um eine Bewegung oder eine Aktion zu bestimmen, die den Zeitpunkt eines Fersenstoßes oder eines Abhebens der Ferse während des Gehens anzeigt. In Abhängigkeit von der detektierten Aktion wird die Stimulationselektrode aktiviert, um eine Dorsalflexion des Fußes des Patienten zu erzeugen.

Die EP 1 257 318 B1 betrifft eine Vorrichtung zum Erzeugen einer Dorsalflexion und zur Stimulierung einer motorischen Nervenfasern mit Mitteln zum Empfangen und Verarbeiten der detektierten Nervensignale und zum Erzeugen von Stimulationssignalen, wobei die Vorrichtung eine kombinierte Detektions- und Stimulationselektrodenvorrichtung umfasst und als eine kombinierte Elektrode ausgebildet ist. Es sind Mittel vorgesehen, um jede kombinierte Elektrode zwischen einem Detektionszustand und einem Stimulationszustand umzuschalten. Die kombinierte Detektions- und Stimulationselektrodenvorrichtung ist implantierbar ausgebildet.

Weiterhin ist aus dem Stand der Technik bekannt, eine prothetische Einrichtung, beispielsweise für eine untere Extremität, mit einer Widerstandseinrichtung auszu-

statten und in Abhängigkeit von ermittelten Sensorwerten eine Anpassung der Bewegungswiderstände vorzunehmen. Eine solche Vorrichtung und ein solches Verfahren sind beispielsweise aus der DE 10 2009 052 887 B1 bekannt.

5 Menschen, die prothetische Einrichtungen benötigen, können zusätzliche Beeinträchtigungen in der willkürlichen Aktivierung der Muskulatur aufweisen. Gleiches gilt für Menschen, die auf eine orthetische Versorgung der unteren Extremitäten angewiesen sind, beispielsweise aufgrund von Unfällen, neuronalen Schädigungen oder anderen Beeinträchtigungen der willkürlichen Aktivierung. Darüber hin-
10 aus können fehlende sensorische Rückmeldungen die Mobilität der Patienten beeinträchtigen, so dass sich ein verschlechtertes Gangbild oder auch eine grundsätzliche Beeinträchtigung der Allgemeinfunktion der unteren Extremität einstellen kann. Die Ursache dieser Beeinträchtigung können Lähmungen, Muskeldefekte nach medizinischen Eingriffen oder onkologischen Erkrankungen, Schlaganfälle,
15 andere zerebrale Störungen oder ähnliches sein.

Darüber hinaus existieren prothetische oder orthetische Einrichtungen mit externen, häufig elektromotorischen Antrieben, um die motorischen Defekte der Muskulatur auszugleichen. Solche aktiven Prothesen oder Orthesen sind sehr schwer,
20 benötigen einen hohen Energieaufwand und verursachen in der Regel störende Geräusche. Ein Beispiel für eine aktive Prothese ist in der US 5 246 465 A beschrieben.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein unauffälliges orthopädiotechnisches System und ein Verfahren zu dessen Steuerung bereitzustellen, mit dem
25 das Bewegungsmuster eines Patienten, insbesondere das Gangbild eines Patienten, verbessert werden kann.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch ein orthopädiotechnisches System mit
30 den Merkmalen des Hauptanspruches sowie ein Verfahren mit den Merkmalen des nebengeordneten Anspruchs gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung sind in der Beschreibung, den Unteransprüchen und den Figuren offenbart.

Das orthopädiotechnische System mit zumindest einer Stimulationselektrode zur Aktivierung zumindest eines Muskels, einer orthetischen oder prothetischen Einrichtung, die an einem Körper eines Patienten anlegbar und daran festlegbar ist, mit zumindest einem Gelenk, über das eine proximale und eine distale Komponente der orthetischen oder prothetischen Einrichtung schwenkbar miteinander verbunden sind, zumindest einer verstellbaren Widerstandseinrichtung, die zwischen der distalen Komponente und der proximalen Komponente angeordnet ist und über die ein Bewegungswiderstand gegen eine Verschwenkung der proximalen Komponente zu der distalen Komponente einstellbar ist, sieht Sensoren zur Erfassung von Kräften, Positionen, Beschleunigungen und/oder Momenten sowie eine Steuerungseinrichtung vor, die mit den Sensoren und der Widerstandseinrichtung gekoppelt ist, wobei die Steuerungseinrichtung Sensorwerte von den Sensoren verarbeitet und in Abhängigkeit von den Sensorwerten die Widerstandseinrichtung verstellt. Anders als bei motorisch angetriebenen Orthesen oder Prothesen ist es in dem erfindungsgemäßen orthopädiotechnischen System vorgesehen, dass eine Stimulationselektrode einen Muskel stimuliert, beispielsweise über einen elektrischen Impuls, so dass aufgrund der daraufhin erfolgenden Muskelkontraktion eine verstärkte Dynamik der Bewegung oder überhaupt eine Bewegung der Gliedmaße oder der Restgliedmaße eingeleitet wird. Der aktivierte Muskel führt zu einer Erhöhung der Bewegungsenergie innerhalb des orthopädiotechnischen Systems, was zu einer entsprechenden Bewegung der distalen und/oder proximalen Komponente des orthopädiotechnischen Systems führt. Über die verstellbare Widerstandseinrichtung kann dann in Abhängigkeit von Sensorwerten, die einer Steuerungseinrichtung übermittelt werden, die wiederum mit der Widerstandseinrichtung gekoppelt ist, die Bewegung gesteuert oder geregelt werden, so dass das gewünschte Bewegungsmuster erreicht werden kann. Über das System ist es möglich, ohne einen aufwendigen motorischen Antrieb und ohne einen vergleichsweise schweren Energiespeicher Energie in das System einzubringen, indem die Muskulatur elektrisch aktiviert wird. Die Bewegung der Orthese oder Prothese wird über den verstellbaren Widerstand der Widerstandseinrichtung gesteuert, um eine Annäherung oder Anpassung an das gewünschte oder vorgegebene Bewegungsmuster zu erreichen.

Die Stimulationselektrode kann als Oberflächenelektrode oder als Implantat ausgebildet sein. Die Wahl der Elektrodenform hängt von dem zu aktivierenden Muskel, von dem Verlauf eines zu stimulierenden Nerves oder der Art und Weise der Muskelaktivierung ab. Wird der Muskel über die Erregung eines noch vorhandenen Nerves aktiviert, der vergleichsweise nah an der Hautoberfläche verläuft, kann die Ausgestaltung der Stimulationselektrode als Oberflächenelektrode vorteilhaft sein, da eine solche Elektrode leicht anzubringen ist und keinen Implantationsaufwand zur Folge hat. Oberflächenstimulationselektroden können vergleichsweise einfach an der Hautoberfläche fixiert werden, haben jedoch den Nachteil, dass die Lokalisierung und damit auch die Aktivierung des jeweiligen Nerves unpräzise sein kann. Die Ausgestaltung der Elektrode als Implantat hat den Vorteil einer dauerhaften und präzisen Zuordnung der Elektrode zu dem jeweiligen Nerv oder Muskel, wenn dieser direkt aktiviert wird. Die implantierte Elektrode kann als sogenannte Cuff-Elektrode ausgebildet sein und sich manschettenartig um den anzuregenden Nerv legen, der zu dem zu stimulierenden Muskel führt, wenn der Muskel über den ihn versorgenden Nerv aktiviert wird.

Die implantierte Stimulationselektrode kann als perkutane Stimulationselektrode ausgebildet sein, insbesondere für eine testweise Anwendung, bei der die Elektrode in unmittelbarer Nähe zu den anzuregenden Nervenästen implantiert wird. Die Elektrode kann neben der Ausgestaltung als Cuff-Elektrode auch als Elektrodenplatten mit mehreren Kontakten oder in einer anderen Art und Weise ausgestaltet sein. Die Anordnung erfolgt in unmittelbarer Nähe zu den Nervenästen, die jene Muskeln innervieren, die für die jeweilige Bewegung zuständig sind, beispielsweise für eine Dorsalflexion oder –extension eines Fußes, eine Unterschenkel flexion oder -extension oder eine Hüftflexion oder -extension. Ebenfalls ist es möglich, eine orthetische oder prothetische Einrichtung an einer oberen Extremität anzuordnen und eine entsprechende Stimulationselektrode in unmittelbarer Nähe zu denjenigen Nervenästen anzuordnen, die die zu aktivierenden Muskeln innervieren. Eine Elektrodenleitung führt von der Stimulationsstelle an den Nervenästen durch die Haut zu einem externen Impulsgeber, einem sogenannten Stimulator. Daneben können implantierte Stimulationselektroden auch als Hybridimplantat

ausgebildet sein, bei der von der Elektrode ein Kabel zu einem ebenfalls implantierten Impulsgeber oder einem Empfänger führt, der unter der Hautoberfläche platziert ist. Dabei erfolgt kein Hautdurchtritt. Eine Energieversorgung für die Elektrode und eine Steuerung der Elektrodenimpulse erfolgt über eine direkt an der Hautoberfläche über dem Impulsgeber platzierten Sende- und Empfangseinheit, die für die Übertragung von Energie in Richtung auf den Impulsgeber und von Informationen auf den Impulsgeber und von dem Impulsgeber zu der Sende- und Empfangseinheit ausgebildet ist.

Eine weitere Variante der Ausgestaltung der Elektrode als Implantat sieht vor, die Elektrode, einen Impulsgeber, die Energieversorgung und die Steuereinrichtung gemeinsam zu implantieren. Ein solches implantierbares Modul kann selbstständig arbeiten und bedarf keiner weiteren Komponenten außerhalb des Moduls, nachdem die Steuerung einmal eingerichtet ist. Die Energieversorgung für die Steuereinrichtung und die Erzeugung eines Impulses findet entweder über eine Batterie oder einen Akku statt. Eine Verbindung von dem Implantat nach außen ist drahtlos ausgebildet, um Einstellungen vorzunehmen oder Daten auslesen zu können.

Eine Variante der Erfindung sieht vor, dass die Stimulationselektrode mit der Steuerungseinrichtung gekoppelt ist, entweder per Draht, drahtlos oder durch Integration der Steuerungseinrichtung in der Stimulationselektrode. Über die Steuerungseinrichtung werden der Zeitpunkt, die Art des Impulses, die Dauer des Impulses und die Impulsstärke festgelegt, mit denen der Nerv oder der Muskel direkt aktiviert oder stimuliert wird.

Der orthetischen oder prothetischen Einrichtung kann ein Energiespeicher zugeordnet sein, über den kinetische Energie der orthetischen oder prothetischen Einrichtung speicherbar und dieser kontrolliert wieder zuführbar ist. Über den Energiespeicher ist es möglich, dass kinetische Energie aus dem orthopädietechnischen System umgewandelt wird, beispielsweise wenn überschüssige Bewegungsenergie abgebaut werden muss, wobei durch die Speicherung der kinetischen Energie diese nicht dissipiert wird, insbesondere nicht vollständig in Wärme

umgewandelt wird. Vielmehr ist es möglich, die kinetische Energie nach der Speicherung in einer anderen Energieform, beispielsweise als potentielle Energie durch Verformung einer Feder, durch Aufladen eines pneumatischen oder hydraulischen Druckspeichers oder durch Umwandlung in elektrische Energie, nach einer
5 entsprechenden Umwandlung wieder dem orthopädiotechnischen System zuzuführen. Damit ist es möglich dass die orthetische oder prothetische Einrichtung in ihrer Bewegung unterstützt werden kann, beispielsweise zur Unterstützung einer Flexion oder Extension der Komponenten zueinander, beispielsweise bei der Unterstützung des Aufstehens oder bei einem Anheben eines Gegenstandes. Alternativ erfolgt eine Umwandlung insbesondere dann, wenn ein erhöhter Widerstand
10 gegen eine Bewegung aufzubringen ist, beispielsweise bei einem Abbremsen, sich Hinsetzen oder bei einem Gehen in der Standphasenflexion.

Der Energiespeicher kann als Federspeicher, Druckspeicher oder Speicher für
15 elektrische Energie ausgebildet sein, wobei der orthetischen oder prothetischen Einrichtung ein Antrieb zugeordnet sein kann, um die gespeicherte Energie wieder in Bewegungsenergie umzuwandeln und eine Flexion oder Extension der distalen Komponente relativ zu der proximalen Komponente zu ermöglichen.

Die orthetische oder prothetische Einrichtung, die eine orthopädiotechnische Einrichtung oder ein orthopädiotechnisches System darstellt, kann als Orthese oder Prothese der unteren Extremität ausgebildet sein. Die Widerstandseinrichtung ist insbesondere als mechanische Bremse, als Fluiddämpfer, als magnetorheologischer Dämpfer oder als Generator ausgebildet, wobei die Widerstandseinrichtung
20 durch eine Verstelleinrichtung, beispielsweise ein Aktuator, der mit der Steuerungseinrichtung gekoppelt ist, in Abhängigkeit von den Sensorwerten verstellt werden kann, um einen angepassten Widerstand bereitzustellen. Der Widerstand kann vergrößert oder verringert werden, wobei die Verstellung in Abhängigkeit von den erfassten Sensorgrößen wie Kräften, Positionen der distalen und/oder proximalen Komponenten in dem Raum oder zueinander, von Beschleunigungen, die
25 die distalen und/oder proximalen Komponenten ausführen oder relativ zueinander ausführen und/oder Momenten, die auf die distalen und/oder proximalen Komponenten einwirken, erfolgen kann.
30

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Steuerung eines orthopädiotechnischen Systems, wie es oben beschrieben worden ist, sieht vor, dass über die zumindest eine Stimulationselektrode zumindest ein Muskel des Patienten aktiviert wird. Über
5 Sensoren, die an der orthetischen oder prothetischen Einrichtung oder an dem Patienten angeordnet sind, können Kräfte, Positionen, Beschleunigungen und/oder Momente erfasst werden. Die Kräfte, Beschleunigungen und/oder Momente können auf die Komponenten der orthetischen oder prothetischen Einrichtung einwirken oder auch auf die Gliedmaße oder Gliedmaßen, an der oder denen das orthetische oder prothetische System befestigt ist. Die Positionen der Komponenten der
10 orthetischen oder prothetischen Einrichtung sowie der jeweiligen Gliedmaßen können zu einer festen Bezugsgröße, beispielsweise zur Schwerkraftrichtung oder zueinander ermittelt werden. Die von den Sensoren erfassten Sensorwerte werden der Steuerungseinrichtung übermittelt, die in Abhängigkeit von den Sensorwerten eine Veränderung des Widerstandes in der Widerstandseinrichtung bewirkt. Dazu
15 kann von der Steuerungseinrichtung ein entsprechendes Signal an eine Verstelleinrichtung übermittelt werden, die mit der Widerstandseinrichtung gekoppelt ist, um den Widerstand der Widerstandseinrichtung zu verringern oder zu vergrößern. Dazu können beispielsweise Ventile geöffnet oder geschlossen werden, um einen
20 Fluidstrom mit einem verringerten oder vergrößerten Strömungswiderstand zu beaufschlagen. Ebenfalls kann über magnetische Erregung ein magnetorheologischer Dämpfer in dem von ihm aufgebrachten Widerstand verändert werden. Wird eine mechanische Bremse als Widerstandseinrichtung eingesetzt, kann eine Vergrößerung der Bremskraft, beispielsweise ein Anpressen von Bremsbelegen oder
25 eine Verringerung eines Anpressdruckes einer Schlingfederbremse zu einer Anpassung der Widerstandseinrichtung führen. Bei einer Ausgestaltung der Widerstandseinrichtung als Generator kann durch Erregung von Spulen ein erhöhter Widerstand gegen eine Rotation bereitgestellt werden.

30 Eine Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass über zumindest zwei Stimulationselektroden zueinander antagonistisch wirkende Muskeln zeitversetzt aktiviert werden, um eine Flexion und Extension der mit den Muskeln gekoppelten Glied-

maße zu bewirken. Der Zeitversatz kann in der Steuerungseinrichtung fest einprogrammiert sein. Alternativ wird die wechselseitige Stimulation über Sensoren gesteuert, die mit der Steuerungseinrichtung gekoppelt sind und in Abhängigkeit von den erfassten Bewegungsparametern oder Belastungsparametern eine entsprechende Stimulierung durchführen.

Eine Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass eine der orthetischen oder prothetischen Einrichtung zugeordneter Antrieb eine Verschwenkbewegung der proximalen Komponente relativ zu der distalen Komponente unterstützt, beispielsweise um ein Anheben eines Gegenstandes zu erleichtern oder einem Patienten bei einem Aufstehen zu helfen.

Die Bewegungsenergie aus der aktivierten Muskulatur kann bei einem Abbremsen der Bewegung der orthetischen oder prothetischen Einrichtung in einem Energiespeicher gespeichert und zum Antreiben der orthetischen oder prothetischen Einrichtung zeitversetzt wieder zugeführt werden. Dadurch ist es möglich, dass die Muskulatur nicht bei jeder Bewegung der orthetischen oder prothetischen Einrichtung aktiviert werden muss oder die Aktivierung auf einem niedrigeren Erregungsniveau stattfinden kann. Darüber hinaus ist es möglich, dass bei einer Umwandlung der kinetischen Energie in elektrischer Energie diese zur Energieversorgung der Stimulationselektroden und der Steuerungseinrichtung verwendet wird.

Eine Muskelaktivierung kann in Abhängigkeit von einer auf einer Gliedmaße oder einer Komponente der orthetischen oder prothetischen Einrichtung ausgeübten Kraft oder von einem auf eine Gliedmaße oder eine Komponente der orthetischen oder prothetischen Einrichtung ausgeübten Moment erfolgen. Je nach Größe der Belastung ist es somit möglich, eine angepasste Muskelaktivierung zu bewirken. Die auf die orthetische oder prothetische Einrichtung ausgeübte Kraft bzw. das ausgeübte Moment oder die auf die Gliedmaßen ausgeübten Kräfte oder Momente stellen Bewegungsindikatoren dar, die Rückschlüsse darauf geben, ob und inwieweit eine Muskelaktivierung erfolgen soll.

Eine entsprechende Muskelaktivierung kann in Abhängigkeit von einer von einer Gliedmaße oder einer Komponente der orthopädischen oder auch prothetischen Einrichtung ausgeführten Beschleunigung und/oder in Abhängigkeit von der Position einer Gliedmaße oder einer Komponente der orthetischen oder prothetischen Einrichtung in dem Raum oder zueinander erfolgen. Ebenfalls ist es möglich, eine Kombination davon der Muskelaktivierung zugrunde zu legen, beispielsweise in Abhängigkeit von einem auf eine Komponente ausgeübten Moment in Abhängigkeit von der gegenwärtigen Position der Komponente in dem Raum oder relativ zu einer anderen Komponente.

Insbesondere ist vorgesehen, dass eine Aktivierung der Hüftmuskulatur und/oder der Oberschenkelmuskulatur erfolgt, um eine Verbesserung des Gangverhaltens und der Mobilität eines Patienten sicherzustellen.

Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der beigefügten Figuren näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1- eine Variante der Erfindung als Orthese; sowie

Figur 2 - eine Variante der Erfindung als Prothese.

Figur 1 zeigt ein orthopädiotechnisches System mit einer Stimulationselektrode 10, die in dem dargestellten Ausführungsbeispiel als implantierbare Elektrode ausgebildet ist und implantiert ist. Die Stimulationselektrode 10 dient zur Aktivierung eines Hüftbeugermuskels oder einer Gruppe von Muskeln, die eine Hüftbeugung bewirken. Die Stimulationselektrode 10 ist in dem dargestellten Ausführungsbeispiel als perkutane Stimulationselektrode ausgebildet, die in Gestalt einer Manschette oder in Gestalt von Elektrodenplatten mit mehreren Kontakten in unmittelbarer Nähe zu Nervenästen angeordnet ist, die den zumindest einen Muskel oder die Muskelgruppe innervieren, die für die Hüftbeugung verantwortlich sind. Die Stimulationselektrode 10 kann neben der Aktivierung des Muskels über den ihn versorgenden Nerv oder die ihn versorgenden Nerven auch direkt den Muskel aktivie-

ren, wozu eine direkte Kopplung der Elektrode mit dem Muskel notwendig und vorgesehen ist. Bei der perkutanen Stimulationselektrode 10 führt eine Elektrodenleitung von der Stimulationsstelle durch die Haut zu einem externen Impulsgeber oder der Steuereinrichtung 50, die nicht implantiert und außerhalb des Körpers an dem Patienten befestigt ist. Die Kopplung der Elektrodenleitung mit der Steuerungseinrichtung 50 kann über einen lösbaren Stecker oder eine magnetische Kontaktfläche erfolgen, so dass eine Trennung der Stimulationselektrode 10 von der Steuerungseinrichtung 50 problemlos möglich ist.

Die Stimulationselektrode 10 kann auch als Hybridimplantat ausgebildet sein, bei dem von der Elektrode 10 ein Kabel zu einem implantierten Impulsgeber oder einer Empfängerfläche führt, der oder die in der Hautoberfläche angeordnet ist. Die Energieversorgung ebenso wie die Steuerung der Elektrode zur Aktivierung des Muskels entweder direkt oder über den den Muskel versorgenden Nerv erfolgt über die externe Steuerungseinrichtung 50, die eine direkt an der Hautoberfläche über dem Impulsgeber oder der Kontaktfläche angeordneten Sende- und Empfangseinheit aufweist, die per Kabel oder Funk mit der Steuerungseinrichtung 50 gekoppelt ist. Über die Sende- und Empfangseinheit erfolgt die Übertragung von Energie und Informationen.

Alternativ zu der Anordnung der Steuerungseinrichtung 50 extern an dem Patienten kann in einer Variante der Erfindung die Elektrode zusammen mit dem Impulsgeber, der Energieversorgung und der Steuerungseinrichtung als gemeinsames Vollimplantat ausgebildet sein, das autonom arbeitet. Eine drahtlose Verbindung von dem Implantat nach außen ist vorgesehen, um Einstellungen vornehmen oder Daten auslesen zu können. Auch hier kann die Aktivierung des Muskels entweder direkt oder über die Stimulierung des den Muskel versorgenden Nerves über die Elektrode erfolgen. Das Vollimplantat kann gleichzeitig mit einer Sensoreinrichtung versehen sein, um über die Aktivierung des Muskels und/oder die Position des Implantats in dem Raum oder über einwirkende Kräfte und/oder Momente Sensordaten zu erhalten.

Als zweite Komponente des orthopädiotechnischen Systems ist die orthetische Einrichtung 20 in Gestalt einer KAFO (knee ankle foot orthosis) ausgebildet, also einer Orthese, die sich von dem Oberschenkel bis zum Fuß erstreckt und das Kniegelenk und das Knöchelgelenk überbrückt. Die orthetische Einrichtung 20 weist in dem dargestellten Ausführungsbeispiel eine proximale Komponente 21 in Gestalt einer Oberschenkelschiene oder einer Oberschenkelschale auf, die über ein orthetisches Kniegelenk 41 mit einer distalen Komponente 22 in Gestalt einer Unterschenkelschiene oder Unterschenkelschale schwenkbar gekoppelt ist. Weiter distal in an der Unterschenkelkomponente 22 eine Fußkomponente 23 in Gestalt einer Fußschale oder einer Fußschiene angeordnet, die über ein orthetisches Knöchelgelenk 42 mit der Unterschenkelschiene 22 verbunden ist. Die Unterschenkelschiene 22 kann auch die proximale Komponente ausbilden, wenn keine Oberschenkelkomponente 21 daran befestigt ist. Es handelt sich dann nur noch um eine AFO (ankle foot orthosis), wobei zwischen dem Fußteil und der Fußschale 23 als distale Komponente und der dann proximalen Komponente 22 als Unterschenkelschiene oder Unterschenkelschale eine nicht dargestellte Widerstandseinrichtung angeordnet sein kann.

In dem dargestellten Ausführungsbeispiel ist eine Widerstandseinrichtung 30 zwischen der proximalen Komponente 21 oder Oberschenkelschiene oder Oberschenkelschale und der distalen Komponente 22 oder Unterschenkelschiene oder Unterschenkelschale angeordnet und jeweils an einer Komponente 21, 22 befestigt. Die Widerstandseinrichtung 30 kann einen Widerstand gegen eine Flexion oder Extension der proximalen Komponente 21 relativ zu der distalen Komponente 22 bereitstellen. Die Widerstandseinrichtung 30 kann auch als Sperreinrichtung ausgebildet sein und jegliche Verschwenkung der distalen Komponente 22 zu der proximalen Komponente 21 verhindern. Hierzu ist eine nicht dargestellte Verstelleinrichtung der Widerstandseinrichtung 30 zugeordnet, über die der Widerstand angepasst oder maximal erhöht werden kann, so dass in dem Rahmen der üblicherweise bei der Benutzung einer Orthese der unteren Extremität auftretenden Belastung keine Relativbewegung um die Gelenkachse des orthetischen Kniegelenkes 41 möglich ist. Die Widerstandseinrichtung kann als Fluiddämpfer, insbesondere als Hydraulikdämpfer ausgebildet sein, ebenso kann eine mechanische

Bremse, eine magnetorheologische Widerstandseinrichtung oder ein Generator als Widerstandseinrichtung 30 zwischen den Komponenten 21, 22 angeordnet sein, um einen angepassten Widerstand gegen eine Verschwenkbewegung bereitzustellen.

5

10

15

20

Der Widerstandseinrichtung 30 zugeordnet ist ein Energiespeicher 31, der schematisch dargestellt ist und als Federspeicher oder Druckspeicher ausgebildet sein kann. Grundsätzlich ist es auch möglich, die Energiespeichereinrichtung 31 als Speicher für elektrische Energie auszugestalten, um Bewegungsenergie in elektrische Energie umwandeln zu können. Bei der Ausgestaltung der Energiespeichereinrichtung 31 als mechanischer Energiespeicher wird die Bewegungsenergie, die bei einer Flexion und/oder Extension der Komponenten 21, 22 relativ zueinander aufgebracht wird, in potentielle Energie umgewandelt. Über den Energiespeicher 31 kann zeitlich abgestimmt über entweder die Steuerungseinrichtung 50 oder über eine gesonderte, mit der Steuerungseinrichtung 50 gekoppelte Orthesensteuerung Energie freigegeben werden, um eine Flexion oder Extension der Komponenten 21, 22 zueinander zu unterstützen. Dies erfolgt über einen schematisch dargestellten motorischen Antrieb 32, der von dem Energiespeicher 31 mit Energie versorgt wird und eine Verschwenkbewegung in die eine oder andere Richtung bewirkt oder zumindest unterstützt.

25

30

Eine korrespondierende Ausgestaltung mit einer Widerstandseinrichtung 30, Energiespeicher 31 und Antrieb oder Motor 32 kann auch zwischen der Unterschenkelkomponente 22 und der Fußkomponente 23 angeordnet sein, um so einen gewünschten oder benötigten Widerstand gegen eine Dorsalflexion oder Dorsalextension des Fußes bereitzustellen oder aber eine entsprechende Antriebsleistung und eine Verschwenkbewegung über den Energiespeicher 31 und den Antrieb 32 zu bewirken. Statt einer Verschwenkung des Unterschenkelteils 22 relativ zu dem Oberschenkelteil 21 erfolgt dann eine Verschwenkung des Fußteils 23 relativ zu dem Unterschenkelteil 22. Grundsätzlich ist es auch möglich, zwei Widerstandseinrichtungen 30 mit einem oder zwei Energiespeichern 31 und einem oder zwei Antrieben 32 vorzusehen, um beide Gelenke 41, 42 zu überbrücken, mehrere

Komponenten anzutreiben und abzubremesen und eine Verbesserung des Gangbildes oder eine Anpassung des Gangbildes an ein gewünschtes Gangbild zu ermöglichen.

5 In der orthetischen Einrichtung 20 sind in dem dargestellten Ausführungsbeispiel fünf Sensoren 61, 62, 63, 64, 65 angeordnet, die mit der orthetischen Einrichtung 20 und der Steuerungseinrichtung 50 gekoppelt sind.

10 An der Oberschenkelkomponente 21 ist ein erster Sensor 61 angeordnet, der drahtlos mit der Steuerungseinrichtung 50 gekoppelt ist und die Position oder Winkelstellung der Oberschenkelkomponente 21 und damit auch des Oberschenkels bei angelegter Ortheseneinrichtung 20 detektiert. Der Sensor 61 kann als Gyroskop oder anderer Lagesensor ausgebildet sein, um die Orientierung der Oberschenkelkomponente 21 und des Oberschenkels relativ zu der Vertikalen zu de-
15 tektieren.

Im Bereich des orthetischen Kniegelenkes 41 ist ein weiterer Sensor 62 angeordnet, der als Winkelsensor ausgebildet ist, um die Winkelstellung der Oberschenkelkomponente 21 relativ zu der Unterschenkelkomponente 22 zu ermitteln. Der
20 Sensor kann als inkrementaler Sensor oder Absolutsensor ausgebildet sein. Er kann als optischer Sensor ausgebildet sein oder auf einer magnetischen Wirkungsweise basieren, beispielsweise als Halleffektsensor.

25 An der Unterschenkelkomponente 22, also derjenigen Komponente, die distal zu der Oberschenkelkomponente 21 über das Orthesenkniegelenk 41 schwenkbar befestigt ist, ist in dem Bereich des orthetischen Kniegelenkes 41 ein weiterer Sensor 63 angeordnet, der entweder als Lagesensor analog zum ersten Lagesensor 61 oder als Momentensensor oder eine Kombination davon ausgebildet ist, um entweder die absolute Position der Unterschenkelkomponente 22 und/oder die
30 auf die Unterschenkelkomponente 22 wirkenden Belastungen erfassen zu können. Grundsätzlich ist es möglich, dass auch in dem Winkelsensor 62 zur Ermittlung des Kniewinkels eine weitere Sensorkomponente angeordnet ist, beispielsweise

um die in dem Kniegelenk 41 wirkenden Momente oder Kräfte erfassen zu können.

5 Distal zu der Unterschenkelkomponente 22 ist ein Fußteil 23 über das Knöchelgelenk 42 schwenkbar befestigt. Das Knöchelgelenk 42 befindet sich auf der Höhe des natürlichen Knöchelgelenkes, entsprechend befindet sich das orthetische Kniegelenk 41 in dem Bereich des natürlichen Kniegelenkes oder der natürlichen Kniegelenkachse. Das Fußteil 23 untergreift den Fuß und hat eine Sohlenkomponente, so dass der Fuß in Dorsalflexions- und Plantarflexionsrichtung geführt und
10 unterstützt ist. An dem Knöchelgelenk 42 ist ein weiterer Sensor 64 angeordnet, der die Winkelstellung des Fußteils 23 relativ zu dem Unterschenkelteil 22 und/oder die um das Knöchelgelenk 42 wirkenden Momente erfasst, um so Rückschlüsse auf die gegenwärtige Belastung und die Bewegungssituation oder Gangsituation erhalten zu können. An der Unterseite des Fußteils 23 ist ein Kraftsensor 65 oder Drucksensor angeordnet, um den Fersenstoß oder Fersenkontakt zu detektieren. Ein solcher Fersenschalter 65 lässt Rückschlüsse auf die Gangsituation, den Verlauf der Gangsituation sowie die gegenwärtige Bewegungssituation zu. Wird nur eine geringe Belastung über einen längeren Zeitraum unverändert detektiert, kann davon ausgegangen werden, dass sich der Träger der orthetischen
15 Einrichtung 20 in einer sitzenden Stellung befindet. Bei einem sich verändernden Belastungswert in dem Fersenbereich mit einer vollständigen Entlastung kann auf ein Gehen geschlossen werden. Über die Höhe der Belastung, den Ablauf der Belastung und das Intervall von Belastung und Entlastung können Rückschlüsse auf die Art der Bewegung und mit welcher Ganggeschwindigkeit gegangen wird gezogen werden.
20
25

Alle Werte der Sensoren 61 - 64 werden der Steuerungseinrichtung 50 und/oder einer separaten, nicht dargestellten zweiten Steuerungseinrichtung übermittelt, die auf Grundlage der Sensordaten eine Veränderung des Flexionswiderstandes und/oder Extensionswiderstandes in dem Kniegelenk 41 und/oder Knöchelgelenk
30 42 vornimmt oder vornehmen. Ebenso kann das Speichern von Energie in dem Energiespeicher 31 sowie die Abgabe der Energie aus dem Energiespeicher an den Antrieb 32 über die Steuerungseinrichtung veranlasst werden, so dass eine

Bewegungsunterstützung sowie eine Energiespeicherung zur Verringerung der aufzubringenden Bewegungsenergie durch einen aktivierten Hüftbeugermuskel zu bewirken.

5 Die Steuereinrichtung 50 enthält auch einen Stimulator zur Erzeugung eines Stimulationsimpulses oder der Stimulationsimpulse.

Eine Variante der Erfindung ist in der Figur 2 dargestellt, bei der statt einer Orthese eine Prothese vorhanden ist. Auch hier befindet sich eine externe Steuerungseinrichtung 50 außerhalb des Körpers und ist an einem Gürtel an dem Pati-
10 enten befestigt. Ein erster Positionssensor 61 ist an einer Oberschenkelkomponente in Gestalt eines Oberschenkelschaftes 21, der über eine Spange mit einem Prothesenkniegelenk 41 verbunden ist, gekoppelt. Der Lagesensor 61 ist in dem dargestellten Ausführungsbeispiel per Kabel mit der Steuerungseinrichtung 50 ge-
15 koppelt. Ein Lagesensor 66 an einem Oberschenkelschaft 21 kann per Funk mit der Steuerungseinrichtung 50 gekoppelt sein, um eine präzise Information über die gegenwärtige Lage des Oberschenkelschaftes 21 sowie des Oberschenkelstumpfes bereitstellen zu können.

20 An dem distalen Ende der Oberschenkelkomponente 21 ist ein Prothesenkniegelenk 41 angeordnet, das die proximale Oberschenkelkomponente 21 mit der distalen Unterschenkelkomponente 22 schwenkbar verbindet. Innerhalb des Prothesenkniegelenkes 41 ist eine verstellbare Widerstandseinrichtung 30 angeordnet, die beispielsweise als mechanische Bremse, Hydraulikdämpfer, Pneumatikdämpfer, magnetorheologischer Dämpfer oder Generator ausgebildet sein kann. Ein
25 nicht dargestellter Energiespeicher in Gestalt einer Feder, eines Druckbehälters oder eines Akkus kann ebenfalls in dem Prothesenkniegelenk 41 integriert sein. Auch ein nicht dargestellter Antrieb, beispielsweise ein Federantrieb oder ein Elektromotor, kann in dem Prothesenkniegelenk 41 integriert sein, um neben einer
30 Energiespeicherung bei einem Abbremsen beispielsweise der Unterschenkelkomponente 22 relativ zu der Oberschenkelkomponente 21 Energie nicht in Wärme umzuwandeln, sondern sinnvoll zu speichern, damit diese wieder über den Antrieb

zur Extension oder Flexion der Unterschenkelkomponente 22 relativ zu der Oberschenkelkomponente 21 zur Verfügung gestellt werden kann.

5 An dem Prothesenkniegelenk 41 ist ein Sensor 62 zur Erfassung des Kniewinkels und/oder des auf das Kniegelenk 41 wirkenden Momentes angeordnet. Distal zu dem Prothesenkniegelenk 41 ist ein weiterer Sensor 63 an der Unterschenkelkomponente 22 angeordnet, um die Lage der Unterschenkelkomponente 22 relativ zu der Oberschenkelkomponente 21 oder absolut zu der Vertikalen erfassen zu können. An dem Prothesenfuß ist ein weiterer Sensor 64 zur Erfassung der auf den
10 Prothesenfuß wirkenden Axialkraft oder eines Momentes angeordnet. Alle Sensoren 61, 62, 63, 64, 66 sind mit der Steuerungseinrichtung 50 gekoppelt, die wiederum mit der Stimulationselektrode 10 zur Stimulation zumindest eines Muskels, in dem dargestellten Ausführungsbeispiel des Hüftebeugermuskels, gekoppelt ist. Darüber hinaus kann die Steuerungseinrichtung 50 auch die Widerstandseinrichtung 30 innerhalb des Prothesenkniegelenkes 41 steuern, um einen erhöhten oder
15 verringerten Flexions- oder Extensionswiderstand in Abhängigkeit von den ermittelten Sensorwerten bereitzustellen.

Sowohl die orthetische Einrichtung 20 als auch die prothetische Einrichtung 20
20 funktioniert nach dem Prinzip, dass über die Steuerungseinrichtung 50 zumindest eine Stimulationselektrode 10 angesteuert wird und mit einem Stimulationsimpuls versehen wird, um den jeweiligen Muskel zur Kontraktion anzuregen. In dem dargestellten Ausführungsbeispiel wird ein Hüftbeugermuskel oder eine Hüftbeugermuskelgruppe durch die Stimulationselektrode 10 entweder direkt oder über den
25 Muskel oder die Muskelgruppe versorgenden Nerv aktiviert, so dass eine Hüftbeugung entsprechend dem Pfeil aktiviert. Über die Hüftbeugung wird in das orthetische oder prothetische System 20 ein Energieimpuls eingebracht, mit dem der Unterschenkel 22 bzw. die Unterschenkelkomponente 22 nach vorn in Gehrichtung bewegt wird. Dementsprechend wird auch das Fußteil 23 oder der Prothesenfuß
30 nach vorne bewegt, so dass eine Extensionsbewegung in dem Orthesen- oder Prothesenkniegelenk 41 stattfindet. Da die Steuerung der Muskelimpulse unter Umständen nicht ausreichend präzise sein kann, wird erfindungsgemäß die Flexionsbewegung und Extensionsbewegung der distalen Komponente 22 oder der

Unterschenkelkomponente relativ zu der proximalen Komponente 21 oder Oberschenkelkomponente über die Widerstandseinrichtung 30 korrigiert, wobei die Widerstandseinrichtung 30 in Abhängigkeit von einer Vielzahl von Sensorwerten oder auch nur eines Sensorwertes verstellt wird. Wird über die Muskelaktivierung zu viel Energie in die orthetische oder prothetische Einrichtung 20 eingebracht, wird über die Widerstandseinrichtung 30 ein erhöhter Widerstand bereitgestellt. Entsprechend wird bei einer verringerten oder zu geringen Energieeinbringung aufgrund einer schwächeren Muskelkontraktion der Widerstand entsprechend verringert oder der Endanschlag dergestalt verstellt, dass ein harmonisches oder ein an ein vorgegebenes Gangbild angepasstes Gangbild erreicht wird.

Die orthetische oder prothetische Einrichtung 20 kann synergistisch oder antagonistisch mit der stimulierten Muskulatur zusammenwirken. Neben der Stimulation der Hüftbeugermuskulatur kann auch eine Stimulation der Hüftstreckmuskulatur stattfinden. Ebenso ist es möglich, dass die Hüftbeugung durch den musculus sartorius, den musculus rectus femoris und den musculus iliacus sowie den musculus psoas aktiviert wird. Der Hüftbeugebewegung entgegenwirkend kann dann die Hüftstreckung über den musculus gluteus maximus aktiviert werden. Durch eine zeitlich gesteuerte Aktivierung der jeweiligen Muskeln kann eine abgestimmte Hüftbeugung und Hüftstreckung erreicht werden. Ebenso kann auf Grundlage der Sensoren nach einer Aktivierung beispielsweise der Hüftbeugung zur Begrenzung der Hüftbeugebewegung eine Aktivierung der Hüftstreckmuskulatur eingesetzt werden.

Alternativ oder ergänzend kann bei einer Stimulation der Oberschenkelmuskulatur zur Knieextension der musculus quadriceps aktiviert und zur Kniebeugung der musculus biceps femoris, der musculus semitendinosus sowie der musculus semimembranosus aktiviert werden. Auch hier kann ergänzend zu der Widerstandseinrichtung 30 bei einer orthetischen Versorgung eine abgestimmte Aktivierung synergistischer und antagonistisch wirkender Muskeln zusammen mit der Widerstandseinrichtung 30 erfolgen. Die Bewegungsenergie aus der stimulierten Musku-

latur wird in der orthetischen oder prothetischen Einrichtung über den Energiespeicher 31 zwischengespeichert und zur Unterstützung, also synergistisch zu der stimulierten Muskulatur, über den Antrieb 32 wieder dem System zugeführt.

5 Die Aktivierung oder Stimulation der Muskulatur erfolgt über ein Muskelinterface oder ein Nerveninterface. Neben einer Stimulation über ein implantiertes System, wie in den Ausführungsbeispielen beschrieben, kann diese auch über ein Oberflächenstimulationssystem mit Oberflächenelektroden erfolgen, sofern die Muskeln oder Nerven von außen zugänglich sind. Über die Widerstandseinrichtung 30 in
10 Verbindung mit der Steuerungseinrichtung 50 und den Sensoren 61 - 66 kontrolliert das mechanische System der prothetischen und orthetischen Einrichtung 20 die Bewegungsausführung durch die Anpassung der Dämpfung über die Widerstandseinrichtung 30 und der Sperrung oder der Verstellung von Streckanschlägen und Beugeanschlägen zur Eingrenzung der maximal erreichbaren Winkelstellungen.
15

Patentansprüche

1. Orthopädietechnisches System mit
 - a. zumindest einer Stimulationselektrode (10) zur Aktivierung zumindest eines Muskels,
 - b. einer orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20), die an einem Körper eines Patienten anlegbar und daran festlegbar ist, mit zumindest einem Gelenk (41, 42), über das eine proximale und eine distale Komponente (21, 22; 22, 23) der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) schwenkbar miteinander verbunden sind,
 - c. zumindest einer verstellbaren Widerstandseinrichtung (30), die zwischen der distalen und der proximalen Komponente (21, 22) angeordnet ist und über die ein Bewegungswiderstand gegen eine Verschwenkung der proximalen Komponente (21) zu der distalen Komponenten (22) einstellbar ist,
 - d. Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) zur Erfassung von Kräften, Positionen, Beschleunigungen und/oder Momenten,
 - e. einer Steuerungseinrichtung (50), die mit den Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) und der Widerstandseinrichtung (30) gekoppelt ist, Sensorwerte von den Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) verarbeitet und in Abhängigkeit von den Sensorwerten die Widerstandseinrichtung (30) verstellt.
2. Orthopädietechnisches System nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Stimulationselektrode (10) als Oberflächenelektrode oder als Implantat ausgebildet ist.
3. Orthopädietechnisches System nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Stimulationselektrode (10) mit der Steuerungseinrichtung (50) gekoppelt ist.
4. Orthopädietechnisches System nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der orthetischen oder prothetischen Einrichtung

tung (20) ein Energiespeicher (31) zugeordnet ist, über den kinetische Energie der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) speicherbar und kontrolliert wieder zuführbar ist.

- 5 5. Orthopädietechnisches System nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Energiespeicher (31) als Federspeicher, Druckspeicher oder Speicher für elektrische Energie ausgebildet ist.
- 10 6. Orthopädietechnisches System nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) ein Antrieb (32) zugeordnet ist.
- 15 7. Orthopädietechnisches System nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die orthetische oder prothetische Einrichtung (20) als Orthese oder Prothese der unteren Extremität ausgebildet ist.
- 20 8. Orthopädietechnisches System nach einem der voranstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Widerstandseinrichtung (30) als mechanische Bremse, als Fluiddämpfer, als magnetorheologischer Dämpfer oder als Generator ausgebildet ist.
- 25 9. Verfahren zur Steuerung eines orthopädietechnischen Systems nach einem der voranstehenden Ansprüche, bei dem
- a. über die zumindest eine Stimulationselektrode (10) zumindest ein Muskel des Patienten aktiviert wird,
- 30 b. über die Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) Kräfte, Positionen, Beschleunigungen und/oder Momente einer an der orthetischen oder prothetischen Einrichtung festgelegten Gliedmaße und/oder einer Komponente (21, 22, 23, 41, 42) der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) erfasst und die von den Sensoren (61, 62, 63, 64, 65, 66) erfassten Sensorwerte der Steuerungseinrichtung übermittelt werden, und
- c. die Widerstandseinrichtung (30) in Abhängigkeit von den Sensorwerten verstellt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass über zumindest zwei Stimulationselektroden (10) zueinander antagonistisch wirkende Muskeln zeitversetzt aktiviert werden.
- 5
11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) zugeordneter Antrieb (32) eine Verschwenkbewegung der proximalen Komponente (21) relativ zu der distalen Komponente (22) unterstützt.
- 10
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass Bewegungsenergie aus der aktivierten Muskulatur zum Abbremsen der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) in einem Energiespeicher (31) gespeichert und zum Antreiben der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) wieder zugeführt wird.
- 15
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Muskelaktivierung in Abhängigkeit von einer auf eine Gliedmaße oder eine Komponente (21, 22, 23, 41, 42) der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) ausgeübten Kraft oder von einem auf eine Gliedmaße oder eine Komponente (21, 22, 23, 41, 42) der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) ausgeübten Moment erfolgt.
- 20
14. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 13, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Muskelaktivierung in Abhängigkeit von einer von einer Gliedmaße oder einer Komponente (21, 22, 23, 41, 42) der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) ausgeführten Beschleunigung und/oder in Abhängigkeit von der Position einer Gliedmaße oder einer Komponente (21, 22, 23, 41, 42) der orthetischen oder prothetischen Einrichtung (20) im Raum oder zueinander erfolgt.
- 25
- 30

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 14, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Aktivierung der Hüftmuskulatur und/oder der Oberschenkelmuskulatur erfolgt.

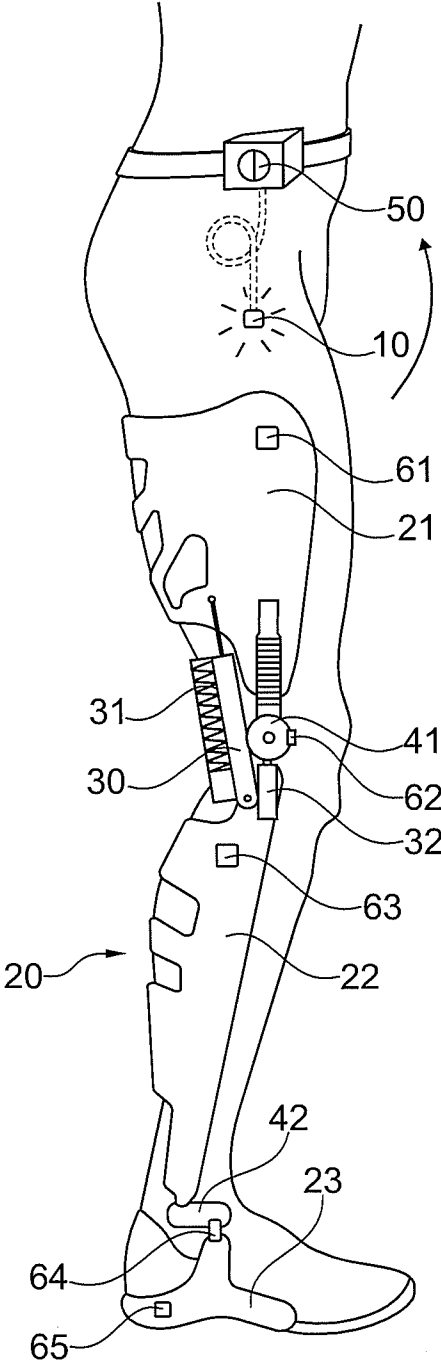


Fig. 1

2/2

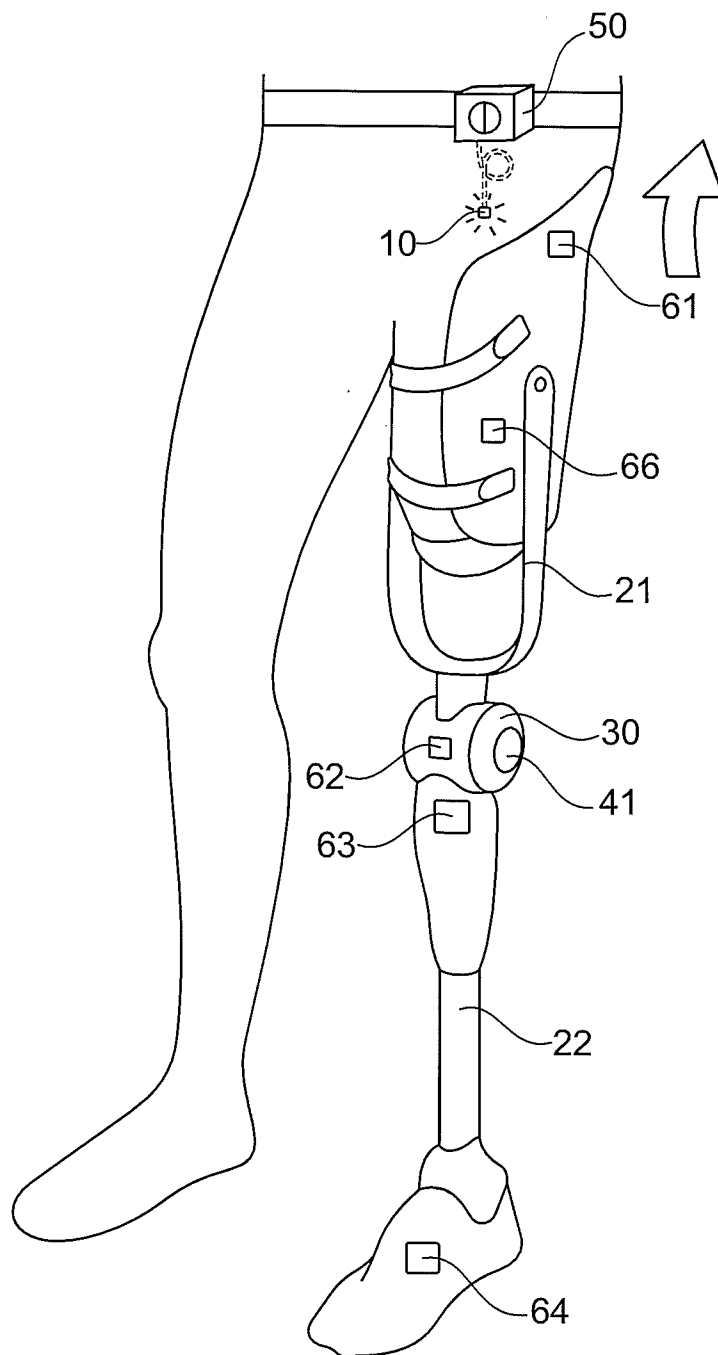


Fig. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/068101

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61N1/36 A61F2/72 A61F5/01 A61N1/04 A61F2/68 A61B5/00 A61B5/11 A63B23/04 ADD. A61F2/60 A61F2/76 A61F2/50 A61F2/70		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61N A61F A61B A63B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/093021 A1 (GOFFER AMIT [IL]) 15 May 2003 (2003-05-15) paragraphs [0120] - [0132], [0163] - [0186], [0219] - [0226]; figures 1a-3b, 12, 18 -----	1-8
X	US 2004/172097 A1 (BRODARD ROLAND [CH] ET AL) 2 September 2004 (2004-09-02)	1-3,6-8
Y	paragraphs [0069] - [0121]; figures 1-4 -----	4,5
X	US 5 476 441 A (DURFEE WILLIAM [US] ET AL) 19 December 1995 (1995-12-19) column 2, line 65 - column 3, line 65; figures 1-2 ----- -/--	1-3,7,8
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 29 September 2017		Date of mailing of the international search report 12/10/2017
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Fischer, Olivier

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/068101

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 10 2014 117663 A1 (FIOR & GENTZ GES FÜR ENTW UND VERTRIEB VON ORTHOPÄDIETECHNISCHEN SYSTE) 2 June 2016 (2016-06-02) paragraphs [0029], [0030], [0033], [0036], [0039] - [0044]; figure 5 -----	1-3
Y	WO 02/060311 A2 (GENESIS BIOMEDICAL LTD [AU]; EDWARDS JEFFREY DAVID [AU]; GILMOUR ROBER) 8 August 2002 (2002-08-08) page 8, lines 7-11 page 11, line 28 - page 14, line 8; claims 6-9; figures 1, 4-6 -----	4,5
A	DE 10 2008 011977 A1 (LIEBAU ORTHOPAEDIETECHNIK GMBH [DE]; MEDIZINTECHNIK ROSTOCK GMBH [DE];) 10 September 2009 (2009-09-10) paragraphs [0012] - [0022]; figure 1 -----	1-8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2017/068101

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 9-15
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see extra sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box II.1

Claims 9-15

Claims 9-15 were not searched (PCT Rule 39.1(iv)), because they relate to a method for the treatment of the human or animal body by therapy. In fact, on the one hand, a muscle is electrically stimulated and, on the other hand, a movement pattern of a patient is improved. Claims 9-15 thus relate to a subject matter which, in the opinion of this Authority, falls under PCT Rule 67.1(iv). As a result, no expertise is established with respect to the subject matter of these claims (PCT Article 34(4)(a)(i)).

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/068101

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003093021 A1	15-05-2003	AT 416739 T EP 1260201 A1 ES 2319390 T3 US 2003093021 A1	15-12-2008 27-11-2002 07-05-2009 15-05-2003
US 2004172097 A1	02-09-2004	AT 308362 T CA 2446875 A1 DE 60207069 D1 DE 60207069 T2 EP 1387712 A2 ES 2253558 T3 JP 4156933 B2 JP 2004526541 A US 2004172097 A1 WO 02092164 A2	15-11-2005 21-11-2002 08-12-2005 27-07-2006 11-02-2004 01-06-2006 24-09-2008 02-09-2004 02-09-2004 21-11-2002
US 5476441 A	19-12-1995	NONE	
DE 102014117663 A1	02-06-2016	DE 102014117663 A1 US 2016199208 A1	02-06-2016 14-07-2016
WO 02060311 A2	08-08-2002	NONE	
DE 102008011977 A1	10-09-2009	NONE	

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES		
INV.	A61N1/36	A61F2/72
	A61B5/00	A61B5/11
ADD.	A61F2/60	A61F2/76
		A61F2/50
		A61F2/70
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)		
A61N A61F A61B A63B		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
EPO-Internal, WPI Data		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2003/093021 A1 (GOFFER AMIT [IL]) 15. Mai 2003 (2003-05-15) Absätze [0120] - [0132], [0163] - [0186], [0219] - [0226]; Abbildungen 1a-3b, 12, 18 -----	1-8
X	US 2004/172097 A1 (BRODARD ROLAND [CH] ET AL) 2. September 2004 (2004-09-02)	1-3,6-8
Y	Absätze [0069] - [0121]; Abbildungen 1-4 -----	4,5
X	US 5 476 441 A (DURFEE WILLIAM [US] ET AL) 19. Dezember 1995 (1995-12-19) Spalte 2, Zeile 65 - Spalte 3, Zeile 65; Abbildungen 1-2 -----	1-3,7,8
	-/--	
☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
29. September 2017		12/10/2017
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Fischer, Olivier

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	DE 10 2014 117663 A1 (FIOR & GENTZ GES FÜR ENTW UND VERTRIEB VON ORTHOPÄDIETECHNISCHEN SYSTE) 2. Juni 2016 (2016-06-02) Absätze [0029], [0030], [0033], [0036], [0039] - [0044]; Abbildung 5 -----	1-3
Y	WO 02/060311 A2 (GENESIS BIOMEDICAL LTD [AU]; EDWARDS JEFFREY DAVID [AU]; GILMOUR ROBER) 8. August 2002 (2002-08-08) Seite 8, Zeilen 7-11 Seite 11, Zeile 28 - Seite 14, Zeile 8; Ansprüche 6-9; Abbildungen 1, 4-6 -----	4,5
A	DE 10 2008 011977 A1 (LIEBAU ORTHOPAEDIETECHNIK GMBH [DE]; MEDIZINTECHNIK ROSTOCK GMBH [DE];) 10. September 2009 (2009-09-10) Absätze [0012] - [0022]; Abbildung 1 -----	1-8

Feld Nr. II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein internationaler Recherchenbericht erstellt:

1. ☒ Ansprüche Nr. **9-15**
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich

siehe BEIBLATT PCT/ISA/210
2. ☐ Ansprüche Nr.
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, dass eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich
3. ☐ Ansprüche Nr.
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefasst sind.

Feld Nr. III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Diese Internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

1. ☐ Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.
2. ☐ Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung solcher Gebühren aufgefordert.
3. ☐ Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.
4. ☐ Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Dieser internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfasst:

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- ☐ Der Anmelder hat die zusätzlichen Recherchegebühren unter Widerspruch entrichtet und die gegebenenfalls erforderliche Widerspruchsgebühr gezahlt.
- ☐ Die zusätzlichen Recherchegebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt, jedoch wurde die entsprechende Widerspruchsgebühr nicht innerhalb der in der Aufforderung angegebenen Frist entrichtet.
- ☐ Die Zahlung der zusätzlichen Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Fortsetzung von Feld II.1

Ansprüche Nr.: 9-15

Die Ansprüche 9-15 wurden nicht recherchiert (Regel 39.1(iv) PCT) weil sie ein Verfahren zur therapeutischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers betreffen. In der Tat, wird einerseits ein Muskel elektrisch stimuliert und andererseits ein Bewegungsmuster eines Patienten verbessert. Die Ansprüche 9-15 beziehen sich also auf einen Gegenstand, der nach Auffassung dieser Behörde unter die Regel 67.1 (iv) PCT fällt. Daher wird über den Gegenstand dieser Ansprüche kein Gutachten erstellt (Artikel 34(4) a) (i) PCT).

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2017/068101

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 2003093021	A1	15-05-2003	AT	416739 T	15-12-2008
			EP	1260201 A1	27-11-2002
			ES	2319390 T3	07-05-2009
			US	2003093021 A1	15-05-2003

US 2004172097	A1	02-09-2004	AT	308362 T	15-11-2005
			CA	2446875 A1	21-11-2002
			DE	60207069 D1	08-12-2005
			DE	60207069 T2	27-07-2006
			EP	1387712 A2	11-02-2004
			ES	2253558 T3	01-06-2006
			JP	4156933 B2	24-09-2008
			JP	2004526541 A	02-09-2004
			US	2004172097 A1	02-09-2004
			WO	02092164 A2	21-11-2002

US 5476441	A	19-12-1995	KEINE		

DE 102014117663	A1	02-06-2016	DE 102014117663	A1	02-06-2016
			US 2016199208	A1	14-07-2016

WO 02060311	A2	08-08-2002	KEINE		

DE 102008011977	A1	10-09-2009	KEINE		

专利名称(译)	矫形系统及其控制方法		
公开(公告)号	EP3490664A1	公开(公告)日	2019-06-05
申请号	EP2017740741	申请日	2017-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥托·博克保健产品有限公司		
申请(专利权)人(译)	奥托博克健康康复产品有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥托博克健康康复产品有限公司		
[标]发明人	DIETL HANS AUBERGER ROLAND HOFER CHRISTIAN RUSSOLD MICHAEL FRIEDRICH		
发明人	DIETL, HANS AUBERGER, ROLAND HOFER, CHRISTIAN RUSSOLD, MICHAEL FRIEDRICH		
IPC分类号	A61N1/36 A61F2/72 A61F5/01 A61N1/04 A61F2/68 A61B5/00 A61B5/11 A63B23/04 A61F2/60 A61F2/76 A61F2/50 A61F2/70		
CPC分类号	A61B5/112 A61B5/6811 A61B5/6828 A61B2505/09 A61B2562/0219 A61F2/50 A61F2/60 A61F2/64 A61F2/68 A61F2/72 A61F5/0102 A61F5/0125 A61F2002/5003 A61F2002/5039 A61F2002/607 A61F2002/6818 A61F2002/701 A61F2002/7615 A61F2002/7625 A61F2002/7635 A61F2002/764 A61F2005/0167 A61F2005/0169 A61F2005/0188 A61H1/024 A61H3/00 A61H2201/0165 A61H2201/10 A61H2201/1215 A61H2201/1238 A61H2201/164 A61H2201/165 A61H2201/1676 A61H2201/5058 A61H2201/5061 A61H2201/5069 A61N1/0452 A61N1/0484 A61N1/0504 A61N1/36003 A61N1/36014 A61N1/36017 A61F2250/0001 A63B23/0482 A63B23/0494		
优先权	102016114075 2016-07-29 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种具有a的矫形系统。至少一个刺激电极 (10)，用于激活至少一个肌肉，b。矫正器或假肢装置 (20)，其可以放置在患者的身体上并且可以固定在其上，具有至少一个关节 (41,42)，近端和远端部件 (21,22; 22,23) 通过所述关节 (41,42)) 矫正或假体装置 (20) 可枢转地相互连接，c。至少一个可调阻力装置 (30)，其布置在远侧部件和近侧部件 (21,22) 之间，并且通过该可调阻力装置可抵抗近侧部件 (21) 到远侧部件 (22) 的枢转的运动阻力。 , d。传感器 (61,62,63,64,65,66) 用于检测力，位置，加速度和/或力矩，例如，控制装置 (50) 连接到传感器 (61,62,63,64,65,66) 和电阻装置 (30)，处理来自传感器 (61,62,63,64,65) 的传感器值，66) 并根据传感器值调节阻力装置 (30)。