

(19)



(11)

EP 4 115 868 A1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
11.01.2023 Patentblatt 2023/02

(51) Internationale Patentklassifikation (IPC):
A61H 3/02 (2006.01)

(21) Anmeldenummer: **21184472.5**

(52) Gemeinsame Patentklassifikation (CPC):
A61H 3/0277; A61H 3/0288; A61H 2201/0184;
A61H 2201/5012; A61H 2201/5046;
A61H 2201/5061; A61H 2201/5064;
A61H 2201/5071; A61H 2201/5082;
A61H 2201/5097; A61H 2230/80

(22) Anmeldetag: **08.07.2021**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB
GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO
PL PT RO RS SE SI SK SM TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
BA ME
Benannte Validierungsstaaten:
KH MA MD TN

(71) Anmelder: **Klaus Wurster GmbH**
21635 Jork (DE)

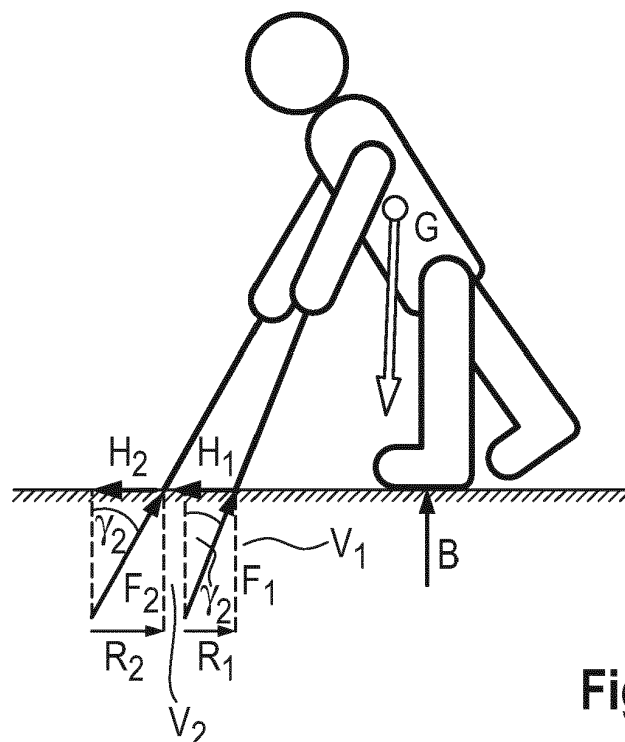
(72) Erfinder: **Wurster, Klaus**
21635 Jork (DE)

(74) Vertreter: **Hauck Patentanwaltspartnerschaft**
mbB
Postfach 11 31 53
20431 Hamburg (DE)

(54) VORRICHTUNG ZUR ÜBERWACHUNG DER BELASTUNG EINES BEINS EINES PATIENTEN

(57) Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Überwachung der Belastung eines Beins eines Patienten bei Verwendung einer Gehstütze, wobei die Vorrichtung eine mit einem Fußbereich der Gehstütze verbindbare erste

Druckfeder und eine erste kapazitive oder induktive Messeinrichtung umfasst, wobei die erste kapazitive oder induktive Messeinrichtung eine Stauchung der ersten Druckfeder bei einer Belastung der Gehstütze misst.

**Fig. 1****EP 4 115 868 A1**

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Überwachung der Belastung eines Beins bzw. eines Fußes eines Patienten bei Verwendung einer Gehstütze.

[0002] Allein in Deutschland werden gemäß der Krankenhausstatistik des Bundesamtes Wiesbaden jährlich 600.000 orthopädische Operationen durchgeführt. Weltweit sind es Millionen. Entscheidend für die Gesundheit des Patienten ist eine Teilbelastung des operierten Körpers in der Rehabilitation. Zu diesem Zweck dienen Gehstützen, insbesondere Einarmgehstützen, die aufgrund des Körpergewichts eines Patienten einen Druck auf den Untergrund ausüben. Als Folge des Drucks auf den Untergrund entlasten Reaktionskräfte den operierten Körper, insbesondere ein Bein, auf dem ruhenden Fuß. Die für das Bein verbleibende Belastung ermittelt sich aus den Reaktionskräften der Gehstützen sowie aus den Winkeln der auf den Boden aufgesetzten Gehstützen gegenüber der Vertikalen. Nur die vertikalen Komponenten der Reaktionskräfte tragen zu der Entlastung des Beins bei. Der Patient kann seine Belastung also durch die Verlagerung seines Körperschwerpunktes bzw. den Aufsetzwinkel der Gehstützen steuern. Beugt er sich weiter nach vorne, verringert sich die Belastung, da das Körpergewicht mehr auf den Gehstützen liegt. Richtet sich der Patient umgekehrt mehr auf, nimmt die Belastung zu. Sein Körpergewicht lastet dann stärker auf dem ruhenden Fuß.

[0003] Im Stand der Technik existiert eine Reihe von Vorrichtungen, die sich mit dem Ermitteln der Belastung eines Beins eines Patienten befassen. Beispielsweise aus DE 10 2009 057 424 A1 und DE 10 2013 001 192 A1 ist es bekannt, in Gehstützen eine Druckmessung mit Piezosensoren durchzuführen. Bei Überschreiten einer Maximalbelastung kann ein Alarm ausgegeben werden. In DE 10 2009 057 424 A1 wirkt dabei eine sich je nach wirkender Kraft verlagernde Kugel auf den Piezosensor. Aus EP 1 519 701 B1 ist eine Kraftmessung in Gehstützen mit Wägezellen (Dehnungsmessstreifen) bekannt. Eine Kraftmessung in Gehstützen mit Kraftmessdosen, Membransensoren oder Wägezellen ist auch bekannt aus WO 2004/000195 A1.

[0004] Aus DE 20 2015 102 702 U1 und DE 10 2015 108 261 A1 ist eine Sohlenplatte zum Aufnehmen einer vom Fuß eines Patienten ausgeübten Kraft und eine mit der Sohlenplatte mechanisch verbundene Federeinrichtung bekannt, wobei die Federeinrichtung durch Druck auf die obere Sohlenplatte elastisch verformbar ist. Eine Signalerzeugungseinrichtung ist zur Erzeugung eines Warnsignals bei Erreichen einer vorbestimmten Verformung der Federeinrichtung vorgesehen.

[0005] Die bekannten Vorrichtungen können entweder die effektiv auf ein Bein eines Patienten bei Verwendung einer Gehstütze wirkende Belastung nicht zuverlässig ermitteln oder sind vom Aufbau komplex und entsprechend kostenaufwendig. Auch die Montage der bekannten Vorrichtungen insbesondere in Gehstützen ist aufwendig.

[0006] Ausgehend von dem erläuterten Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der eingangs genannten Art bereitzustellen, die es in konstruktiv einfacher und kostengünstiger Weise zuverlässig erlaubt, die beim Verwenden von Gehstützen auf ein Bein des Patienten wirkende Belastung zu ermitteln. Dabei soll die Vorrichtung vorzugsweise in einfacher Weise möglichst durch den Patienten selbst an vorhandenen Gehstützen montiert werden können.

[0007] Die Erfindung löst die Aufgabe durch den Gegenstand des unabhängigen Anspruchs 1. Vorteilhafte Ausgestaltungen finden sich in den abhängigen Ansprüchen, der Beschreibung und den Figuren.

[0008] Für eine Vorrichtung der eingangs genannten Art löst die Erfindung die Aufgabe dadurch, dass die Vorrichtung eine mit einem Fußbereich der Gehstütze verbindbare erste Druckfeder und eine erste kapazitive oder induktive Messeinrichtung umfasst, wobei die erste kapazitive oder induktive Messeinrichtung eine Stauchung der ersten Druckfeder bei einer Belastung der Gehstütze misst.

[0009] Bei der erfindungsgemäß betroffenen Gehstütze bzw. den Gehstützen kann es sich insbesondere um Einarmgehstützen handeln, umgangssprachlich auch als Krücke(n) bezeichnet. Bei der Erfindung ist zum Messen der beim Aufsetzen der Gehstütze auf den Untergrund auf diese wirkenden Belastung eine mit einem Fußbereich der Gehstütze verbindbare erste Druckfeder vorgesehen. Die erste Druckfeder ist dabei für hohe Belastungen ausgelegt, so dass sie bei einem Aufstützen des Patienten nicht anschlägt, also nicht blockiert. Bei Belastung infolge eines Aufstützens eines Patienten auf der Gehstütze wird die erste Druckfeder gestaucht. Zum Messen der Stauchung ist eine erste kapazitive oder induktive Messeinrichtung vorgesehen. Der kapazitive oder induktive Sensor misst den Weg der ersten Druckfeder bei Belastung, also die Stauchung. Aus dem Messergebnis kann die auf die erste Druckfeder wirkende Belastung berechnet werden. Dies wiederum liefert zusammen mit dem bekannten Körpergewicht des Patienten eine zuverlässige Information über die Belastung des auf dem Untergrund aufstehenden Beins bzw. Fußes des Beins des Patienten.

[0010] Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann insbesondere einen Fuß einsatz in einem Rohrabchnitt der Gehstütze ersetzen. Damit ist eine einfache Nachrüstbarkeit von Standardgehstützen gewährleistet. Die Montage kann in einfacher Weise für den Patienten selbst möglich sein. Dies resultiert nicht zuletzt aus einem einfachen konstruktiven und messtechnischen Aufbau. Die Vorrichtung ist entsprechend kostengünstig, robust und bauraumsparend. Die bewährte, einfache Konstruktion der Gehstützen muss nicht verändert werden. Vielmehr wird lediglich ein ohnehin separat vorgesehener Teil der Gehstützen, nämlich der Fuß einsatz, durch die erfindungsgemäße Vorrichtung ersetzt.

[0011] Gemäß einer besonders praxisgemäßen Ausgestaltung kann die erste Druckfeder eine zylindrische Torsions-

feder sein. Durch eine solche helikalisches Feder können große Kräfte auf engstem Raum gemessen werden. Derartige helikalisches Federn werden unter Belastung auf Torsion beansprucht und sind aufgrund ihrer Geometrie ideal für die vorliegende Anwendung zur Montage an einem Rohrabschnitt einer Gehstütze geeignet.

[0012] Wie bereits erläutert, ist die erste Druckfeder für vergleichsweise große Belastungen ausgelegt, ab denen sie anschlägt bzw. blockiert. So kann die erste Druckfeder für Belastungen bis zu 50 kg, vorzugsweise bis zu 75 kg, weiter vorzugsweise bis zu 100 kg, ausgelegt sein. Damit ist sichergestellt, dass die beim Aufstützen des Patienten auftretende Belastung jederzeit innerhalb des Messbereichs liegt und damit zuverlässig erfasst werden kann.

[0013] Nach einer weiteren Ausgestaltung kann ein auf einen den Fußbereich bildenden Rohrabschnitt der Gehstütze aufsetzbares erstes Krafteinleitungselement vorgesehen sein, das an der ersten Druckfeder befestigt ist. Das erste Krafteinleitungselement kann hohlzylindrisch ausgebildet sein und im an der ersten Druckfeder befestigten Zustand zumindest abschnittsweise innerhalb der ersten Druckfeder angeordnet sein. Das erste Krafteinleitungselement dient als wirkmechanische Verbindung zwischen dem Rohrabschnitt und der ersten Druckfeder. Zur Befestigung kann das erste Krafteinleitungselement zum Beispiel mit der ersten Druckfeder verschraubt sein. Der Rohrabschnitt der Gehstütze kann in dem ersten Krafteinleitungselement zum Beispiel durch Dichtungsringe, insbesondere O-Ringe, als Presspassung gehalten sein. Das erste Krafteinleitungselement kann einen Anschlag aufweisen, an dem das freie Ende des Rohrabschnitts, also das untere Ende, im montierten Zustand anliegt. Damit ist der Rohrabschnitt sicher in dem ersten Krafteinleitungselement gehalten. Das erste Krafteinleitungselement kann als hohlzylindrischer Körper mit einem abschnittsweise auf seiner Umfangsfläche ausgebildeten Gewinde zum Verschrauben mit der ersten Druckfeder ausgebildet sein, die ein dazu korrespondierendes Innengewinde aufweisen kann. Das erste Krafteinleitungselement kann einen geschlossenen Boden aufweisen. Der Rohrabschnitt der Gehstütze taucht bei dieser Ausgestaltung in das Krafteinleitungselement ein. Der Kraftfluss wird dadurch zweimal umgelenkt und auf das Engste um den Rohrabschnitt konzentriert. Auf diese Weise wird keine Bauhöhe der Gehstütze verschenkt. Insbesondere kann dadurch erreicht werden, dass die erfindungsgemäße Vorrichtung die Länge der Gehstütze im Wesentlichen nicht erhöht. Die Nachrüstung einer konventionellen Gehstütze mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung gestaltet sich durch diese Ausgestaltung besonders einfach und kann problemlos durch den Patienten selbst vorgenommen werden.

[0014] Nach einer weiteren Ausgestaltung kann das erste Krafteinleitungselement eine bewegliche Elektrode der ersten kapazitiven Messeinrichtung bilden. Eine feststehende Elektrode der ersten kapazitiven Messeinrichtung kann dann an einem einer Einführöffnung der ersten Druckfeder für das erste Krafteinleitungselement abgewandten Ende der ersten Druckfeder angeordnet sein. Diese Einführöffnung ist insbesondere dem Fuß der Gehstütze abgewandt, und die feststehende Elektrode kann an einem dem Fuß der Gehstütze zugewandten Ende der ersten Druckfeder an dieser angeordnet, insbesondere befestigt, sein, zum Beispiel verklebt. Im Zuge einer Belastung der Gehstütze durch das Körpergewicht eines Patienten wird die erste Druckfeder komprimiert, wobei sich der Abstand zwischen dem ersten Krafteinleitungselement und der feststehenden Elektrode der ersten kapazitiven Messeinrichtung verringert. Die bewegliche Elektrode der ersten kapazitiven Messeinrichtung kann zum Beispiel durch einen dem Fuß der Gehstütze zugewandten Abschnitt des ersten Krafteinleitungselements gebildet sein, insbesondere durch einen Boden des hohlzylindrischen ersten Krafteinleitungselements. Auf diese Weise kann durch das Zusammenwirken der beweglichen Elektrode und der feststehenden Elektrode als Kondensator in besonders einfacher Weise eine kapazitive Wegmessung erfolgen. Ein Überlastanschlag ist in die Konstruktion integriert.

[0015] Nach einer weiteren Ausgestaltung kann eine mit dem den Fußbereich der Gehstütze bildenden Rohrabschnitt verbindbare zweite Druckfeder vorgesehen sein, die für eine geringere Belastung ausgelegt ist als die erste Druckfeder. Weiterhin kann eine zweite kapazitive oder induktive Messeinrichtung vorgesehen sein, wobei die zweite kapazitive oder induktive Messeinrichtung eine Stauchung der zweiten Druckfeder bei einer Belastung der Gehstütze misst. Die zweite Feder kann wiederum eine zylindrische Torsionsfeder sein. Die zweite Druckfeder kann für Belastungen bis zum Erreichen eines Anschlags, insbesondere einem Blockieren, von maximal 30 kg, vorzugsweise maximal 20 kg, weiter vorzugsweise maximal 10 kg ausgelegt sein.

[0016] Wie oben erläutert, wird die effektive Entlastung durch die Gehstützen und damit die effektive Belastung des Beins des Patienten durch die vertikalen Komponenten der Reaktionskräfte der Gehstützen bestimmt. Mit der ersten Druckfeder wird die Belastung auf die Gehstütze und damit die Reaktionskraft entlang der Längsachse der Gehstütze, insbesondere des Rohrabschnitts, gemessen. Zum Messen der vertikalen Komponente der Reaktionskraft ist darüber hinaus die Messung des Winkels der Längsachse der Gehstütze, insbesondere des Rohrabschnitts der Gehstütze, zur Vertikalen erforderlich. Dies wird vorliegend durch eine im Vergleich zur ersten Druckfeder schwache zweite Druckfeder erreicht, die bei einer relativ geringen Belastung anschlägt, also blockiert, und dann abkippt. Die zweite Druckfeder passt sich dabei automatisch an die geometrische Bindung der Gehstütze an, die durch das Aufsetzen der Gehstütze auf den Boden gebildet wird. Die schwächere zweite Druckfeder wirkt somit als elastisches Gelenk. Indem die Stauchung der zweiten Druckfeder, insbesondere also der Weg der zweiten Druckfeder bei Belastung, durch die zweite kapazitive oder induktive Messeinrichtung gemessen wird, kann der veränderliche Winkel der Längsachse der Gehstütze zur Vertikalen ebenfalls kapazitiv oder induktiv erfasst werden, wie dies nachfolgend noch näher erläutert werden wird. Durch Auswertung der Messergebnisse beider Messeinrichtungen können die vertikalen Komponenten der Reaktionskräfte der

Gehstützen und damit die effektive Belastung des auf dem Untergrund aufstehenden Beins des Patienten zuverlässig bestimmt werden. Ein weiterer Vorteil der Kombination aus schwacher zweiter Druckfeder und starker erster Druckfeder liegt in dem Vermeiden harter Kraftstöße beim Aufsetzen der Gehstützen auf den Boden durch den allmählichen Kraftaufbau durch die beiden Druckfedern. Dabei ist die zweite Druckfeder vorzugsweise näher am Fuß der Gehstütze angeordnet als die erste Druckfeder. Es erfolgt eine automatische Winkelanpassung, die das bislang übliche Herantasten an einen fühlbaren Widerstand durch den Untergrund bei konventionellen Gehstützen erspart. Damit wird eine höhere Standsicherheit und ein verbesserter Gehkomfort für den Patienten erreicht.

[0017] Nach einer weiteren besonders praxismäßigen Ausgestaltung können die erste Druckfeder und die zweite Druckfeder als einstückige zylindrische Torsionsfeder ausgebildet sein, wobei ein erster Längsabschnitt der einstückigen zylindrischen Torsionsfeder die erste Druckfeder bildet und ein zweiter Längsabschnitt der einstückigen zylindrischen Torsionsfeder die zweite Druckfeder bildet. Wie bereits erläutert, kann der zweite Längsabschnitt dabei näher zum Fuß der Gehstütze angeordnet sein als der erste Längsabschnitt. Die starke und die schwache Druckfeder werden bei dieser Ausgestaltung also in einem einstückigen Bauteil, einem Monoblock, zusammengefasst. Es kann sich insgesamt um ein hohlzylindrisches Druckfederbauteil handeln, wobei sich die Windungen der Druckfeder insbesondere hinsichtlich Anzahl, Steigung und/oder Dimension in dem ersten Längsabschnitt von denen in dem zweiten Längsabschnitt unterscheiden. Durch entsprechende Ausgestaltung der jeweiligen Windungen können die unterschiedlichen Belastungsgrenzen bzw. Federkräfte der beiden Längsabschnitte und damit der ersten und zweiten Druckfeder realisiert werden. Die Montage wird so ebenfalls weiter vereinfacht, denn es ist nur ein Federbauteil zu montieren, das die Funktion beider Druckfedern übernimmt. Außerdem kann bei dieser Ausgestaltung zwischen den beiden Längsabschnitten ein nicht federnder Abschnitt vorgesehen sein, der feststehende Elektroden der ersten kapazitiven Messeinrichtung und/oder der zweiten kapazitiven Messeinrichtung halten kann. Beispielsweise können solche feststehenden Elektroden der ersten und/oder zweiten kapazitiven Messeinrichtung mit entsprechenden Leiterplatten von gegenüberliegenden Seiten in den feststehenden Abschnitt eingeklebt werden.

[0018] Nach einer weiteren Ausgestaltung kann ein an der zweiten Druckfeder befestigtes zweites Krafteinleitungselement vorgesehen sein. Das zweite Krafteinleitungselement kann dabei gleichzeitig einen auf einen Untergrund aufsetzbaren Fuß der Gehstütze bilden. Das zweite Krafteinleitungselement oder, je nach Betrachtung des Kraftflusses, das Kraftausleitungselement, kann beispielsweise wiederum eine zylindrische, beispielsweise holzylindrische, Grundform besitzen mit einem auf einem Abschnitt des Umfangs ausgebildeten Gewinde, mit dem das zweite Krafteinleitungselement mit einem korrespondierenden Innengewinde der zweiten Druckfeder verschraubt sein kann. An ihrem den Fuß bildenden Ende kann das zweite Krafteinleitungselement einen dämpfenden Fußabschnitt, zum Beispiel aus Gummi, aufweisen, der neben einer Dämpfung auch für die erforderliche Haftreibung sorgt.

[0019] Das zweite Krafteinleitungselement kann im an der zweiten Druckfeder befestigten Zustand abschnittsweise innerhalb der zweiten Druckfeder angeordnet sein. Es taucht also wiederum in die zweite Druckfeder bzw. den Monoblock aus erster und zweiter Druckfeder ein, so dass die Bauhöhe auch hier nicht unnötig erhöht wird.

[0020] Das zweite Krafteinleitungselement kann eine bewegliche Elektrode der zweiten kapazitiven Messeinrichtung bilden, und eine feststehende Elektrode der zweiten kapazitiven Messeinrichtung kann an einem einer Einführöffnung der zweiten Druckfeder für das zweite Krafteinleitungselement abgewandten Ende der zweiten Druckfeder angeordnet sein. Wiederum kann beispielsweise das in die zweite Druckfeder eingeführte Ende des zweiten Krafteinleitungselements, beispielsweise ein Boden des zweiten Krafteinleitungselements, die bewegliche Elektrode des Kondensators der zweiten kapazitiven Messeinrichtung bilden. An einem der Einführöffnung gegenüberliegenden Ende der zweiten Druckfeder kann dann wiederum eine feststehende Elektrode des Kondensators angeordnet sein. Wie oben erläutert, kann dies beispielsweise in einem festen Abschnitt des Monoblocks zwischen den beiden die erste und zweite Druckfeder bildenden Längsabschnitten erfolgen. Bei einer Stauchung bzw. einem Abkippen der zweiten Druckfeder bei Belastung verringert sich entsprechend der Abstand zwischen der beweglichen Elektrode des zweiten Krafteinleitungselements und der feststehenden Elektrode, so dass wiederum der von der zweiten Druckfeder bei Belastung zurückgelegte Weg kapazitiv erfasst werden kann.

[0021] Sofern die erste Messeinrichtung eine induktive Messeinrichtung ist, kann beispielsweise insbesondere oben im festen Abschnitt des Monoblocks eine erste Messspule der induktiven Messeinrichtung angeordnet sein. Eine Stauchung der ersten Druckfeder kann dann durch eine Änderung des magnetischen Widerstandes des Luftspalts zwischen der oberen Seite des Monoblocks und unteren Seite des ersten Krafteinleitungselements erfasst werden.

[0022] Entsprechendes gilt, sofern die zweite Messeinrichtung eine induktive Messeinrichtung ist. Dann kann die zweite Messspule insbesondere unten im festen Teil des Monoblocks angeordnet sein. Der Winkel, der durch das Kippen der zweiten Druckfeder entsteht, kann dann durch eine Änderung des magnetischen Widerstandes des Luftspalts zwischen der unteren Seite des Monoblocks und der oberen Seite des zweiten Krafteinleitungselements erfasst werden.

[0023] Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann eine Auswerteeinrichtung umfassen, die aus der gemessenen Stauchung der ersten Druckfeder und/oder der zweiten Druckfeder eine Belastung des auf dem Untergrund aufstehenden Beins des Patienten berechnet und bei Überschreiten einer Grenzelastung ein Überlastungssignal ausgibt. Das Überlastungssignal kann beispielsweise in Form eines optischen, akustischen und/oder haptischen Alarms ausgegeben

werden, so dass der Patient die Überlastung unmittelbar erkennt und durch Anpassen des Aufsetzwinkels der Gehstützen bzw. Verlagerung seines Körpergewichts verringern kann. Die Auswerteeinrichtung kann grundsätzlich ebenfalls in die Gehstützen integriert sein. Sie könnte sich aber auch an einem von den Gehstützen getrennten Ort befinden, so dass die Gehstützen lediglich einen (drahtlosen) Sender zum Übermitteln der Messergebnisse an die Auswerteeinrichtung umfassen. Die Auswerteeinrichtung könnte dann zum Beispiel in einem tragbaren mobilen Gerät, zum Beispiel einem Smartphone, einer Smartwatch oder einer Datenbrille angeordnet sein.

[0024] In den kapazitiven Messeinrichtungen der erfindungsgemäßen Vorrichtung können moderne Mikrocontroller mit geringem Energieverbrauch eingesetzt werden, die beispielsweise über Bluetooth mit Internetterminals kommunizieren können. Solche Internetterminals können typischerweise durch Smartphones, Smartwatches oder Datenbrillen gebildet sein. Die Überwachung der Belastung des Patienten in der Rehabilitation lässt sich somit in einfacher Weise über die Auswerteeinrichtung, beispielsweise eine App, realisieren. Die Messwerte können dann über eine geeignete Schnittstelle an die Auswerteeinrichtung übergeben werden. Die Auswerteeinrichtung kann als App ausgebildet sein.

[0025] In der Auswerteeinrichtung oder App kann der Patient in einer Initialisierungsphase persönliche Daten eingeben, beispielsweise seine Körpermasse in Kilogramm, die er mit einer Personenwaage misst. Die Auswerteeinrichtung bzw. App kann über eine Internetverbindung per GPS die geographische Breite und Höhe ermitteln. Unter Berücksichtigung der lokalen Fallbeschleunigung der Erde nach Cassinis Näherung kann durch die Auswerteeinrichtung bzw. App dann das genaue Körpergewicht des Patienten berechnet werden.

[0026] Weiterhin kann in die Auswerteeinrichtung bzw. App eine beispielsweise durch einen Arzt festgelegte Grenzbelastung eingegeben werden, zum Beispiel in der Einheit Newton. Nach Beginn der Kommunikation zwischen der Auswerteeinrichtung bzw. App und den Messeinrichtungen empfängt die Auswerteeinrichtung bzw. App auf dem Internetterminal insbesondere drahtlos die Messwerte der beiden Gehstützen und berechnet kontinuierlich die vertikalen Komponenten der Reaktionskräfte der Gehstützen. Aus diesen kann wiederum unter Berücksichtigung des zuvor ermittelten Körpergewichts die wirksame Belastung auf das Bein des Patienten berechnet werden. In der Auswerteeinrichtung bzw. App können sämtliche Messwerte und die Kontrolle der Grenzbelastung für eine spätere Auswertung dokumentiert werden.

[0027] Die erste Druckfeder und/oder die zweite Druckfeder, insbesondere ein die erste und zweite Druckfeder bildender Monoblock und/oder das erste Krafteinleitungselement und/oder das zweite Krafteinleitungselement (gegebenenfalls bis auf einen Fuß, der zum Beispiel aus Gummi bestehe kann, kann/können aus einem Metall bestehen, beispielsweise Edelstahl oder ein Aluminiumwerkstoff.

[0028] Die Erfindung betrifft auch eine Gehstütze, insbesondere eine Einarmgehstütze, mit einer daran montierten erfindungsgemäßen Vorrichtung.

[0029] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nachfolgend anhand von Figuren näher erläutert. Es zeigen schematisch:

- Figur 1 eine Visualisierung zur Veranschaulichung der Kräfteverhältnisse bei Verwendung von Gehstützen,
- Figur 2 ein Diagramm mit Angriffspunkten der dabei wirksamen Kräfte,
- Figur 3 eine Visualisierung zur Erläuterung der kapazitiven Messung des Aufstützwinkels der Gehstützen zur Vertikalen,
- Figur 4 eine erfindungsgemäße Vorrichtung in einer perspektivischen Explosionsdarstellung,
- Figur 5 die erste und zweite Druckfeder der in Figur 4 gezeigten Vorrichtung in einer perspektivischen Ansicht,
- Figur 6 eine längsgeschnittene Ansicht der Darstellung aus Figur 5,
- Figur 7 das erste Krafteinleitungselement der in Figur 4 gezeigten Vorrichtung in einer perspektivischen Ansicht,
- Figur 8 eine längsgeschnittene Ansicht der Darstellung aus Figur 7,
- Figur 9 das zweite Krafteinleitungselement der in Figur 4 gezeigten Vorrichtung in einer perspektivischen Ansicht,
- und
- Figur 10 eine längsgeschnittene Ansicht der Darstellung aus Figur 9.

[0030] Soweit nichts anderes angegeben ist, bezeichnen in den Figuren gleiche Bezugszeichen gleiche Gegenstände.

[0031] Mit Bezug auf Figur 1 ist schematisch ein Patient dargestellt, der sich mit zwei Einarmgehstützen auf dem Boden abstützt. Aufgrund des Körpergewichts G des Patienten üben die Gehstützen einen Druck auf den Boden aus, wobei die Reaktionskräfte F_1 und F_2 den Patientenkörper auf dem ruhenden Fuß entlasten.

[0032] Die verbleibende Belastung B des Beins des Patienten ergibt sich aus den Reaktionskräften F_1 und F_2 sowie aus den Winkeln γ_1 und γ_2 der Reaktionskräfte F_1 und F_2 zur Vertikalen, wobei diese Winkel gleichzeitig die Winkel zwischen den Längsachsen der Gehstützen und der Vertikalen sind. Nur die vertikalen Komponenten V_1 und V_2 der Reaktionskräfte F_1 und F_2 tragen zur Entlastung bei. Für sie gilt:

$$V_1 = F_1 \cos \gamma_1$$

$$V_2 = F_2 \cos \gamma_2$$

[0033] Für die vertikale Kräftebilanz gilt somit:

$$B = G - V_1 - V_2$$

[0034] Damit die Gehstützen nicht wegrutschen, dürfen die horizontalen Kräfte

$$H_i = F_i \sin \gamma_i \quad i = 1, 2$$

die von den vertikalen Reaktionskräften hervorgerufenen Reibungskräfte

$$R_i = \mu_0 V_i = \mu_0 F_i \cos \gamma_i$$

nicht übersteigen. Dies ist dann der Fall, wenn die folgende Bedingung erfüllt ist:

$$\mu_0 F_i \cos \gamma_i \geq F_i \sin \gamma_i$$

[0035] Daraus folgt unmittelbar die Stabilitätsbedingung:

$$\mu_0 \geq \tan \gamma_i$$

für die Gehstützen.

[0036] Anhand von Figur 2 wird untersucht, wie sich das Körpergewicht G auf die vertikalen Kräfte in den Gehstützen auswirkt. Dazu muss die Momentenbilanz ausgewertet werden. Figur 2 zeigt in der Draufsicht die wirksamen Kräfte mit ihren Angriffspunkten auf dem Untergrund.

[0037] Für das Momentengleichgewicht um die x-Achse gilt:

$$V_1 y_1 + V_2 y_2 - G y_3 = 0$$

[0038] Für das Momentengleichgewicht um die y-Achse gilt entsprechend:

$$V_1 (-x_1) - V_2 x_2 + G x_3 = 0$$

[0039] Daraus ergeben sich die gesuchten Zusammenhänge für die vertikalen Einzelkräfte:

$$V_1 = \frac{x_2 y_3 - x_3 y_2}{x_2 y_1 - x_1 y_2} G$$

$$V_2 = \frac{x_3 y_1 - x_1 y_3}{x_2 y_1 - x_1 y_2} G$$

[0040] Und für die Gesamtentlastung:

$$V_1 + V_2 = \frac{x_3(y_1 - y_2) + y_3(x_2 - x_1)}{x_2 y_1 - x_1 y_2} G$$

[0041] In den meisten Fällen wird der Patient seine beiden Gehstützen in gleicher Entfernung vor seinem Körper einsetzen. Dann gilt

$$y_1 = y_2$$

und der Ausdruck für die Gesamtentlastung vereinfacht sich wie folgt:

$$V_1 + V_2 = \frac{y_3}{y_1} G$$

[0042] Die Belastung nimmt dann die kompakte Form an:

$$B = \frac{y_1 - y_3}{y_3} G$$

[0043] Aus dieser Beziehung lässt sich leicht ablesen, wie der Patient seine Belastung durch die Verlagerung seines Körperschwerpunkts steuern kann. Beugt er sich nach vorne, wird der Abstand y_3 größer und die Belastung B verringert sich. Das Körpergewicht liegt mehr auf den Gehstützen. Richtet sich der Patient umgekehrt mehr auf, verringert sich der Abstand y_3 und die Belastung B nimmt zu. Das Körpergewicht lastet mehr auf dem auf dem Untergrund ruhenden Bein bzw. Fuß.

[0044] In Figur 4 ist eine erfindungsgemäße Vorrichtung zur Überwachung der Belastung des Beins bzw. des Fußes des Patienten bei Verwendung einer Gehstütze in einer perspektivischen Explosionsdarstellung gezeigt. In Figur 4 lediglich ausschnittsweise dargestellt ist ein den Fußbereich der Gehstütze bildender Rohrabschnitt 10. Die Vorrichtung umfasst ein erstes hohlzylindrisches Krafteinleitungselement 12, in das der Rohrabschnitt 10 eingesetzt wird. Mittels eines oder mehrerer elastischer Ringe 14, insbesondere O-Ringe 14, wird der Rohrabschnitt 10 durch Presspassung innerhalb des ersten Krafteinleitungselements 12 gehalten. Ein in Figur 4 links angeordneter Boden des hohlzylindrischen ersten Krafteinleitungselements 12 bildet einen Anschlag für den Rohrabschnitt 10.

[0045] Ein ebenfalls hohlzylindrischer Monoblock 16 bildet eine erste Druckfeder und eine zweite Druckfeder, wie nachfolgend noch näher erläutert werden wird. An einem zwischen der ersten und zweiten Druckfeder ausgebildeten festen mittleren Abschnitt ist eine feststehende Elektrode 18 einer ersten kapazitiven Messeinrichtung von einer Seite angeordnet und eine feststehende Elektrode 20 einer zweiten kapazitiven Messeinrichtung von der gegenüberliegenden Seite. Das erste Krafteinleitungselement 12 bildet mit seinem in Figur 4 linken geschlossenen Ende eine bewegliche Elektrode der ersten kapazitiven Messeinrichtung, wie nachfolgend ebenfalls noch näher erläutert werden wird. Das erste Krafteinleitungselement 12 weist an einem Abschnitt seiner Umfangsfläche ein Außengewinde 22 auf (siehe Figuren 7 und 8), mit dem das erste Krafteinleitungselement 12 abschnittsweise in den Monoblock 16 eingesetzten Zustand mit einem Innengewinde 24 des Monoblocks 16 verschraubt wird.

[0046] Die Vorrichtung weist weiterhin ein im dargestellten Beispiel ebenfalls hohlzylindrisches zweites Krafteinleitungselement 26 auf, das an einem Abschnitt seines Umfangs ebenfalls ein Außengewinde 28 aufweist, das in ein entsprechendes Innengewinde am in Figur 4 linken Ende des Monoblocks 16 eingeschraubt ist. Die in Figur 4 zu erkennende Stirnseite des zweiten Krafteinleitungselements 26 bildet eine bewegliche Elektrode 30 der zweiten kapazitiven Messeinrichtung. Auf das untere Ende des zweiten Krafteinleitungselements 26 ist im dargestellten Beispiel ein Gummifuß 32 aufgebracht, zum Beispiel aufvulkanisiert.

[0047] Anhand der Figuren 5 und 6 soll der die erste und zweite Druckfeder bildende Monoblock 16 näher erläutert werden. Der Monoblock 16 ist insgesamt eine hohlzylindrische Torsionsfeder, wobei ein erster Längsabschnitt 34 eine erste Druckfeder 36 und ein zweiter Längsabschnitt 38 eine zweite Druckfeder 40 bildet. Zwischen den Längsabschnitten 34, 38 und damit zwischen der ersten Druckfeder 36 und der zweiten Druckfeder 40 ist ein feststehender Abschnitt 42 vorgesehen, in den von gegenüberliegenden Seiten die feststehenden Elektroden 18 und 20 eingeklebt sind. Die erste Druckfeder 36 ist stärker ausgebildet als die zweite Druckfeder 40. Beispielsweise kann die erste Druckfeder 36 für Belastungen bis zu 50 kg, vorzugsweise bis zu 75 kg, weiter vorzugsweise bis zu 100 kg, ausgelegt sein. Die zweite Druckfeder 40 kann für Belastungen von maximal 30 kg, vorzugsweise maximal 20 kg, weiter vorzugsweise maximal 10 kg ausgelegt sein. Erreicht werden kann dies durch die Anzahl und Ausgestaltung, insbesondere Dimension und Steigung, der Windungen der beiden Druckfedern 36, 40. Der Monoblock 16 kann aus einem Metall bestehen, beispielsweise Edelstahl oder ein Aluminiumwerkstoff.

[0048] Anhand der Figuren 7 und 8 soll das erste Krafteinleitungselement 12 näher erläutert werden. Wie bereits erläutert, wird das erste Krafteinleitungselement 12 mit dem in den Figuren 7 und 8 unteren Ende in das Innere der

ersten Druckfeder 36 eingesetzt und verschraubt. Ein Flanschabschnitt 44 bildet dabei einen Anschlag. In Figur 8 ist der die bewegliche Elektrode 46 der ersten kapazitiven Messeinrichtung bildende Stirnseitenabschnitt zu erkennen. Die bewegliche Elektrode 46 bildet zusammen mit der feststehenden Elektrode 18 einen Kondensator der ersten kapazitiven Messeinrichtung. Auch das erste Krafteinleitungselement 12 kann aus einem Metall bestehen, beispielsweise Edelstahl oder ein Aluminiumwerkstoff. In Figur 8 ist außerdem ein ringförmiger Absatz an der Unterseite des ersten Krafteinleitungselements 12 zu erkennen, der einen in die Konstruktion integrierten Überlastanschlag 52 bildet.

[0049] In den Figuren 9 und 10 ist das zweite Krafteinleitungselement 26 zu erkennen. Wie bereits erläutert, bildet hier die in den Figuren 9 und 10 obere Stirnseite die bewegliche Elektrode 30 der zweiten kapazitiven Messeinrichtung, die zusammen mit der feststehenden Elektrode 20 einen Kondensator bildet. Wiederum ist ein Flanschabschnitt 48 vorgesehen, der einen Anschlag beim Einschrauben des zweiten Krafteinleitungselements 26 in die zweite Druckfeder 40 bildet. Auch das zweite Krafteinleitungselement 26 kann, bis auf den Fuß aus Gummi, aus einem Metall bestehen, beispielsweise Edelstahl oder ein Aluminiumwerkstoff.

[0050] Im montierten Zustand erfolgt bei einem Aufsetzen der mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung ausgestatteten Gehstütze auf den Boden zunächst ein Stauchen der zweiten Druckfeder 40 bis diese relativ schnell blockiert und anschließend im Sinne eines elastomechanischen Gelenks abknickt. Dabei kommt es zu einer Verringerung des Abstands zwischen der beweglichen Elektrode 30 und der feststehenden Elektrode 20 der zweiten kapazitiven Messeinrichtung. Im Zuge des weiteren Aufsetzens der Gehstütze kommt es zu einer Stauchung der stärkeren ersten Druckfeder 36 und damit zu einer Verringerung des Abstands zwischen der beweglichen Elektrode 46 und der feststehenden Elektrode 18 der ersten kapazitiven Messeinrichtung. Die erste und zweite kapazitive Messeinrichtung messen entsprechend den Weg der ersten Druckfeder 36 und der zweiten Druckfeder 40 bei Belastung.

[0051] Die Messwerte können beispielsweise drahtlos, vorzugsweise über eine Bluetooth Verbindung, an eine Auswerteeinrichtung 50 der erfindungsgemäßen Vorrichtung übermittelt werden. Die Auswerteeinrichtung 50 kann zum Beispiel durch eine App eines Internetterminals, beispielsweise eines Smartphones, einer Smartwatch oder einer Datenbrille, realisiert sein. Die Auswerteeinrichtung 50 berechnet aus den Messwerten die Belastung B des Beins des Patienten. Dazu wird unter anderem das Körpergewicht des Patienten berücksichtigt, welches vorzugsweise anhand von GPS Daten für den jeweiligen Ort genau berechnet wird. Seine Körpermasse in Kilogramm kann der Patient zuvor in die Auswerteeinrichtung 50 eingegeben haben. Außerdem kann der Auswerteeinrichtung 50 eine Grenzbelastung vorgegeben werden, die nicht überschritten werden soll. Diese kann zum Beispiel von einem Arzt vorgegeben werden. Stellt die Auswerteeinrichtung 50 ein Überschreiten der Grenzbelastung durch die ermittelte Belastung B fest, kann diese ein Überlastungssignal ausgeben, beispielsweise ein optisches, akustisches und/oder haptisches Alarmsignal. Außerdem können in der Auswerteeinrichtung 50 die kontinuierlich ermittelten Belastungswerte B für eine spätere Auswertung gespeichert werden.

[0052] Die Stauchung der ersten Druckfeder 36 gibt rechnerisch direkt die entsprechende Reaktionskraft F_1 bzw. F_2 der Gehstütze an. Dabei kann folgende Gleichung für die Kapazität C_1 des Kondensators der ersten kapazitiven Messeinrichtung verwendet werden:

$$C_1 = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{z_0 - z_1}$$

mit der Kondensatorfläche A:

$$A = \pi r^2$$

mit r = Radius der kreisförmigen Elektroden 46, 18
mit z_0 = Abstand zwischen den Elektroden 46, 18 bei Nulllast,
mit z_1 = Abstand zwischen den Elektroden 46, 18 bei Belastung, und
mit $\varepsilon_0 \varepsilon_r$ = Permittivität.

[0053] Anhand von Figur 3 soll erläutert werden, wie anhand der durch die zweite kapazitive Messeinrichtung gemessenen Stauchung der zweiten Druckfeder 40 der jeweilige Winkel zur Vertikalen γ_1 bzw. γ_2 berechnet wird.

[0054] Bei einer Belastung der zweiten Druckfeder 40 verändert sich der Abstand z_2 der Elektroden 30, 20 der zweiten kapazitiven Messeinrichtung. Der Abstand ist abhängig von der Koordinate x entlang der jeweiligen Elektrodenfläche, da die zweite Druckfeder 40 wie oben erläutert abknickt. Für den Abstand $z_2(x)$ gilt:

$$z_2(x) = d + \sin \gamma \cdot r_{außen} + \tan \gamma \cdot x$$

[0055] Zur Berechnung der Gesamtkapazität des durch die Elektroden 30, 20 gebildeten Kondensators der zweiten kapazitiven Messeinrichtung müssen folglich alle parallel geschalteten differentiellen Kondensatoren:

$$dC = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r dx dy}{z_2(x)}$$

entlang der Koordinaten x und y der Elektroden 30, 20 wie folgt aufsummiert werden zur Kapazität C_2 des Kondensators der zweiten kapazitiven Messeinrichtung:

$$C_2 = \int_{-r}^{+r} \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{+\sqrt{r^2-x^2}} dC$$

[0056] Die obere Kondensatorplatte hat den konstanten Nullabstand d für $y = 0$.

[0057] In zwei elektrischen Kreisen, jeweils bestehend aus einem ohmschen Widerstand R und einer Kapazität C, erzeugen Mikrocontroller durch Ein- und Ausschalten einer Spannung adäquate Kippschwingungen mit den Frequenzen f_1 und f_2 abhängig von den Kapazitäten C_1 und C_2 der Kondensatoren. Die Messung der Frequenzen erfolgt durch eine Zeitmessung. Dazu zählt der Mikrocontroller in einem Compare-Register eine vorgegebene Anzahl P an Perioden. Beim Erreichen der vorgegebenen Zahl wird ein Interrupt ausgelöst, und der Zählerstand N aus einem Capture-Register ausgelesen. Die Zählerstände N_1 und N_2 sind die Ausgangsgrößen des Messsystems. Für die Übertragungsfunktionen des Messsystems gelten die Funktionen:

$$N_1 = N_1(F)$$

$$N_2 = N_2(\gamma)$$

[0058] Aus der Inversion der Übertragungsfunktionen resultieren die Messgleichungen

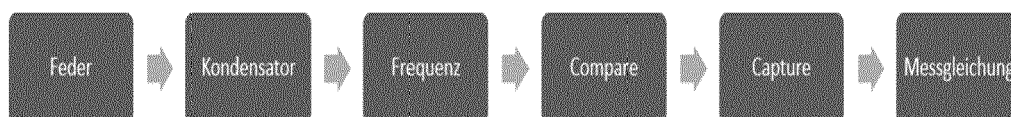
$$F = F(N_1)$$

$$\gamma = \gamma(N_2)$$

[0059] Setzt man die Zählerstände in die Messgleichungen ein, erhält man $\hat{F}$ und $\hat{\gamma}$ als Messwerte für die tatsächlichen Eingangsgrößen F und γ . Die Zählerstände unterliegen aufgrund der Quantisierungsfehler zufälligen Schwankungen mit der Folge, dass die Messwerte verteilte Größen sind. Die Erwartungswerte der verteilten Messgrößen stimmen jedoch mit den wahren Werten der Eingangsgrößen überein. Der systematische Einfluss der Umgebungstemperatur auf die Federn wird kompensiert. Hierfür kann die Temperatur in der erfindungsgemäßen Vorrichtung gemessen werden, insbesondere durch Vorsehen eines Temperatursensors.

[0060] Die oben erläuterte Berechnung kann durch folgendes Blockschaltbild visualisiert werden:

F, γ $z_1, z_2(x)$ C_1, C_2 f_1, f_2 P_1, P_2 N_1, N_2 $\hat{F}, \hat{\gamma}$



[0061] Obgleich in dem Ausführungsbeispiel mit Bezug auf die Figuren kapazitive erste und zweite Messeinrichtungen beschrieben wurden, wären auch induktive Messeinrichtungen möglich.

Bezugszeichenliste

[0062]

5	10	Rohrabschnitt
	12	Erstes Krafteinleitungselement
	14	Elastische Ringe
	16	Monoblock
	18	Feststehende Elektrode
10	20	Feststehende Elektrode
	22	Außengewinde
	24	Innengewinde
	26	Zweites Krafteinleitungselement
	28	Außengewinde
15	30	Bewegliche Elektrode
	32	Gummifuß
	34	Erster Längsabschnitt
	36	Erste Druckfeder
	38	Zweiter Längsabschnitt
20	40	Zweite Druckfeder
	42	Feststehender Abschnitt
	44	Flanschabschnitt
	46	Bewegliche Elektrode
	48	Flanschabschnitt
25	50	Auswerteeinrichtung
	52	Überlastanschlag

Patentansprüche

- 30
1. Vorrichtung zur Überwachung der Belastung eines Beins eines Patienten bei Verwendung einer Gehstütze, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Vorrichtung eine mit einem Fußbereich der Gehstütze verbindbare erste Druckfeder (36) und eine erste kapazitive oder induktive Messeinrichtung umfasst, wobei die erste kapazitive oder induktive Messeinrichtung eine Stauchung der ersten Druckfeder (36) bei einer Belastung der Gehstütze misst.
 - 35 2. Vorrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die erste Druckfeder (36) eine zylindrische Torsionsfeder (36) ist.
 - 40 3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die erste Druckfeder (36) für Belastungen bis zu 50 kg, vorzugsweise bis zu 75 kg, weiter vorzugsweise bis zu 100 kg, ausgelegt ist.
 - 45 4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein auf einen den Fußbereich bildenden Rohrabschnitt (10) der Gehstütze aufsetzbares erstes Krafteinleitungselement (12) vorgesehen ist, das an der ersten Druckfeder (36) befestigt ist.
 - 50 5. Vorrichtung nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** das erste Krafteinleitungselement (12) hohlzylindrisch ausgebildet ist und im an der ersten Druckfeder (36) befestigten Zustand zumindest abschnittsweise innerhalb der ersten Druckfeder (36) angeordnet ist.
 - 55 6. Vorrichtung nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** das erste Krafteinleitungselement eine bewegliche Elektrode (46) der ersten kapazitiven Messeinrichtung bildet, und dass eine feststehende Elektrode (18) der ersten kapazitiven Messeinrichtung an einem einer Einführöffnung der ersten Druckfeder (36) für das erste Krafteinleitungselement (12) abgewandten Ende der ersten Druckfeder (36) angeordnet ist.
 7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** weiterhin eine mit dem den Fußbereich der Gehstütze bildenden Rohrabschnitt (10) verbindbare zweite Druckfeder (40) vorgesehen ist, die für eine geringere Belastung ausgelegt ist als die erste Druckfeder (36), und dass eine zweite kapazitive oder induktive Messeinrichtung vorgesehen ist, wobei die zweite kapazitive oder induktive Messeinrichtung eine Stau-

chung der zweiten Druckfeder (40) bei einer Belastung der Gehstütze misst.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die zweite Druckfeder (40) eine zylindrische Torsionsfeder (40) ist.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** die zweite Druckfeder (40) für Belastungen von maximal 30 kg, vorzugsweise maximal 20 kg, weiter vorzugsweise maximal 10 kg ausgelegt ist.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** die erste Druckfeder (36) und die zweite Druckfeder (40) als einstückige zylindrische Torsionsfeder (16) ausgebildet sind, wobei ein erster Längsabschnitt (34) der einstückigen zylindrischen Torsionsfeder (16) die erste Druckfeder (36) bildet und ein zweiter Längsabschnitt (38) der einstückigen zylindrischen Torsionsfeder (16) die zweite Druckfeder (40) bildet.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein an der zweiten Druckfeder (40) befestigtes zweites Krafteinleitungselement (26) vorgesehen ist.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Krafteinleitungselement (26) gleichzeitig einen auf einen Boden aufsetzbaren Fuß der Gehstütze bildet.
13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 oder 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Krafteinleitungselement (26) im an der zweiten Druckfeder (40) befestigten Zustand zumindest abschnittsweise innerhalb der zweiten Druckfeder (40) angeordnet ist.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Krafteinleitungselement (26) eine bewegliche Elektrode (30) der zweiten kapazitiven Messeinrichtung bildet, und dass eine feststehende Elektrode (20) der zweiten kapazitiven Messeinrichtung an einem einer Einführöffnung der zweiten Druckfeder (40) für das zweite Krafteinleitungselement (26) abgewandten Ende der zweiten Druckfeder (40) angeordnet ist.
15. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Auswerteeinrichtung (50) vorgesehen ist, die aus der gemessenen Stauchung der ersten Druckfeder (36) und/oder der zweiten Druckfeder (40) eine Belastung des Beins des Patienten berechnet und bei Überschreiten einer Grenzbelastung ein Überlastungssignal ausgibt.

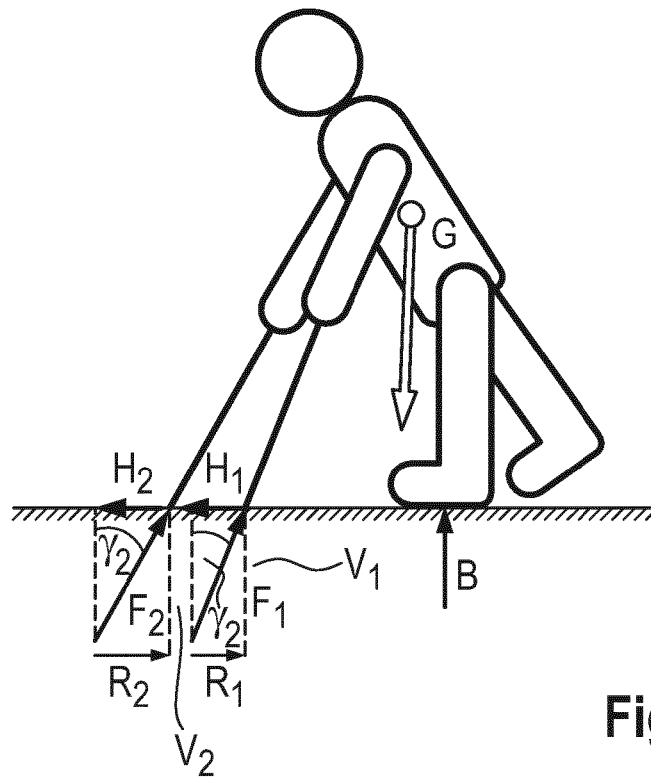


Fig. 1

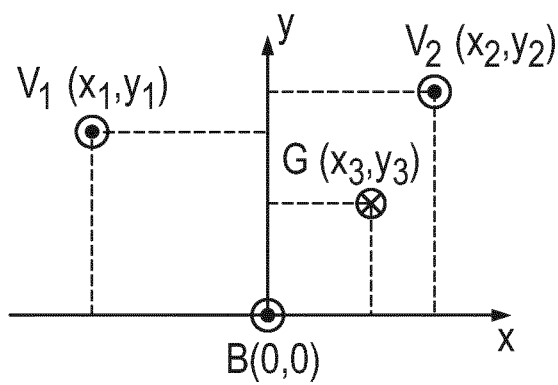


Fig. 2

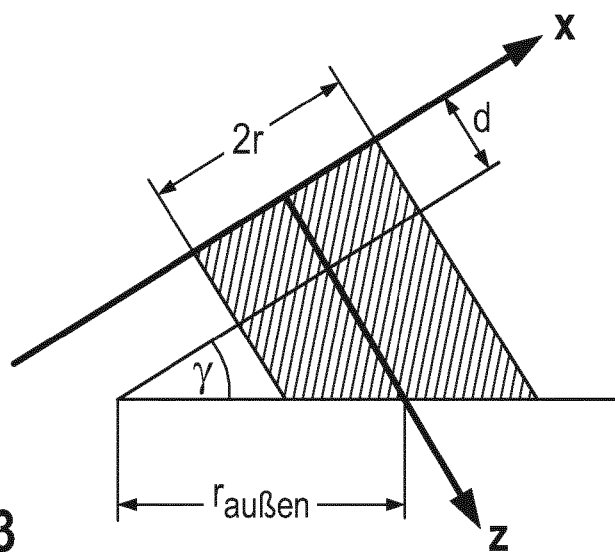


Fig. 3

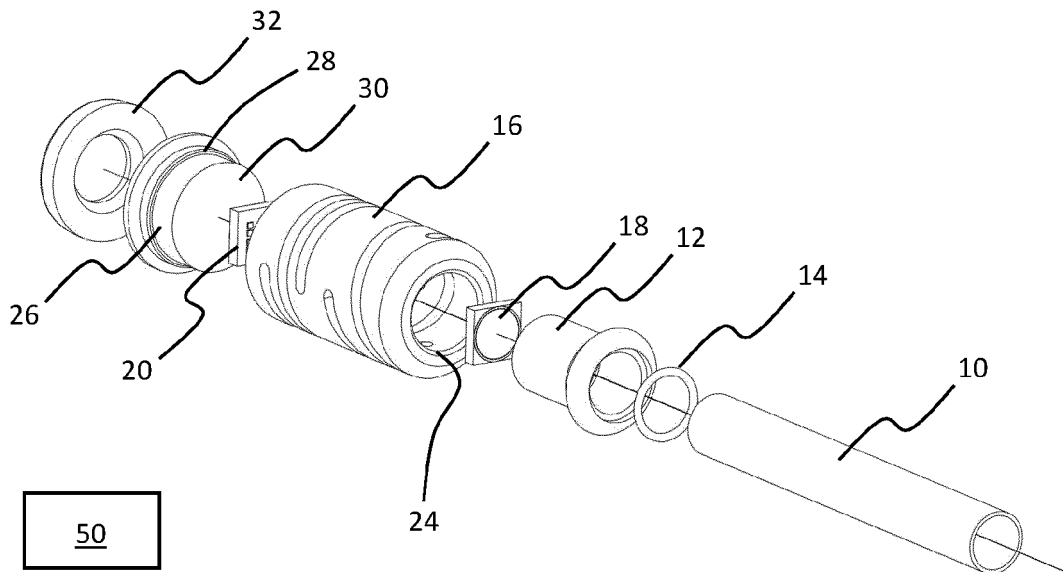


Fig. 4

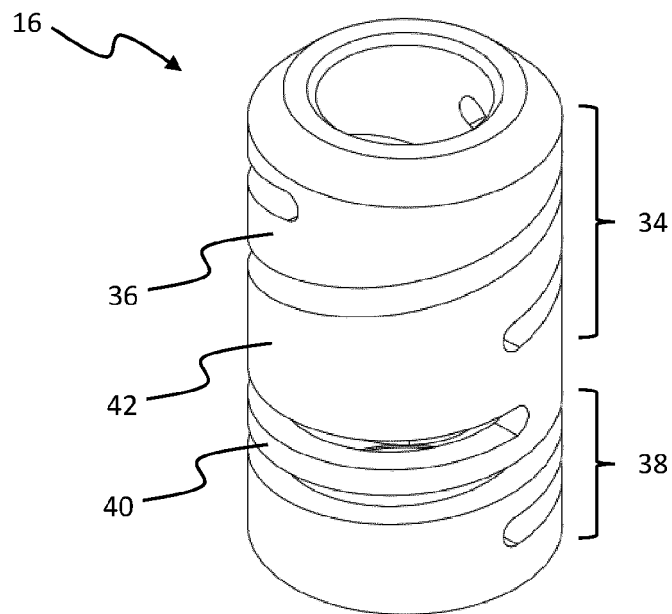


Fig. 5

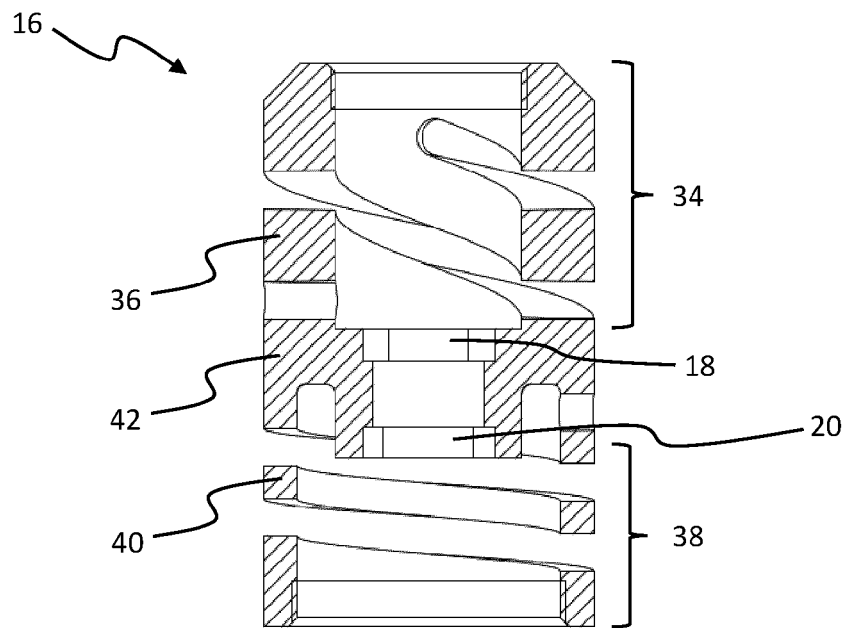


Fig. 6

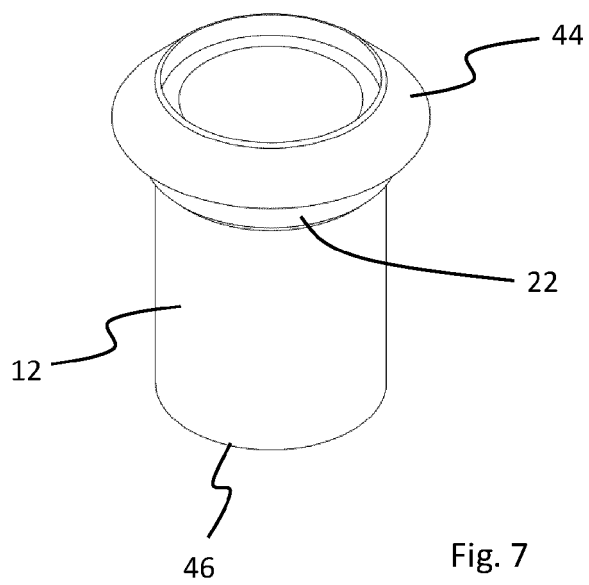


Fig. 7

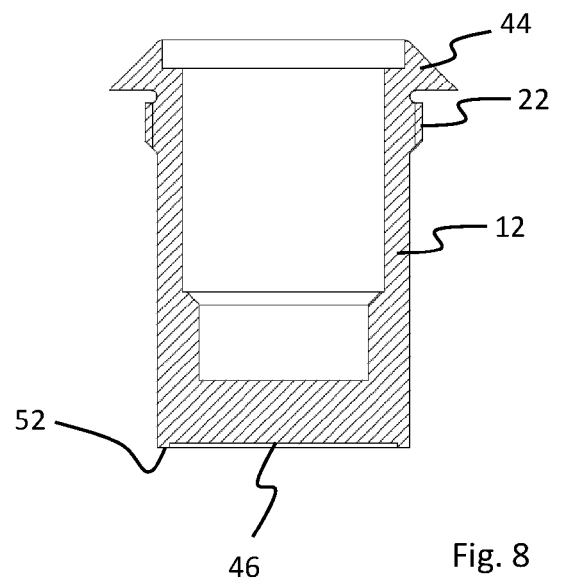


Fig. 8

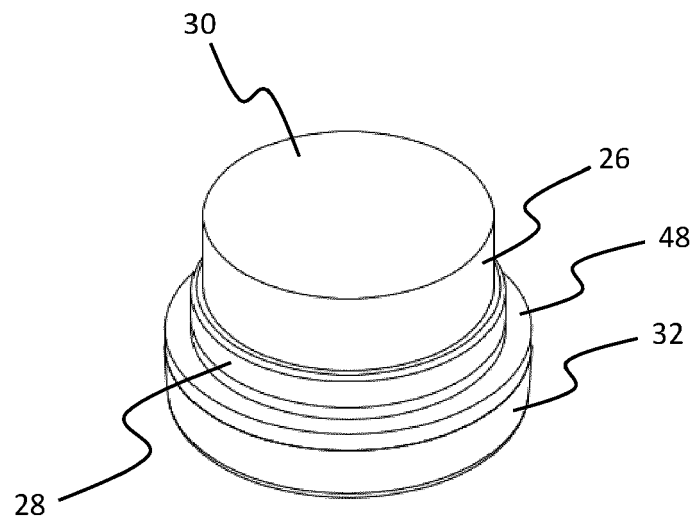


Fig. 9

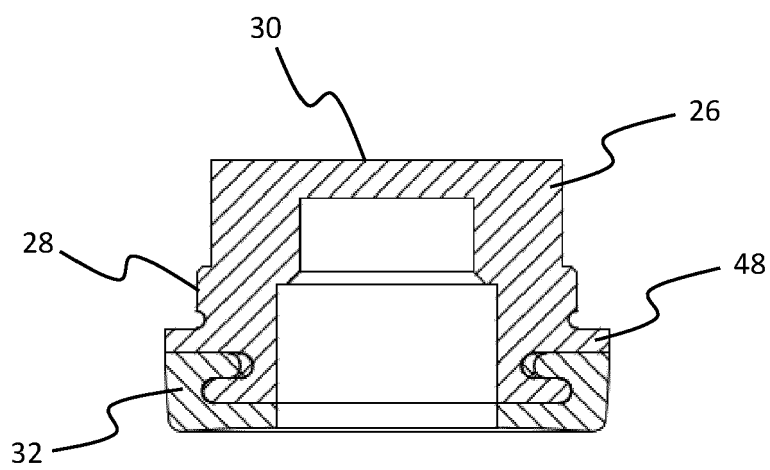


Fig. 10



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 21 18 4472

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	DE 27 04 520 A1 (BERGMANN GEORG DIPL ING) 3. August 1978 (1978-08-03) * Seiten 7,9; Abbildungen 1,2 * -----	1-6,15	INV. A61H3/02
X	DE 102 14 745 A1 (BROZIAT HORST [DE]) 20. Februar 2003 (2003-02-20) * Absatz [0027]; Ansprüche; Abbildungen 1-4 * -----	1	
A	CN 206 994 700 U (NI HAOCHENG) 13. Februar 2018 (2018-02-13) * Ansprüche; Abbildungen 1,2 * -----	1-15	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
			A61H
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 16. Januar 2022	Prüfer Shmonin, Vladimir
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE			
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 21 18 4472

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

16-01-2022

10	Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
	DE 2704520	A1	03-08-1978	KEINE	

15	DE 10214745	A1	20-02-2003	KEINE	

	CN 206994700	U	13-02-2018	KEINE	

20					
25					
30					
35					
40					
45					
50					
55					

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- DE 102009057424 A1 **[0003]**
- DE 102013001192 A1 **[0003]**
- EP 1519701 B1 **[0003]**
- WO 2004000195 A1 **[0003]**
- DE 202015102702 U1 **[0004]**
- DE 102015108261 A1 **[0004]**