(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
15. Oktober 2020 (15.10.2020)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2020/208264 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/00 (2006.01) *G01L 1/00* (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01) *A63B 21/00* (2006.01)
A61B 5/22 (2006.01) *A63B 21/002* (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2020/060485

(22) Internationales Anmeldedatum:
14. April 2020 (14.04.2020)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2019 109 730.4
12. April 2019 (12.04.2019) DE

(71) Anmelder: **UNIVERSITÄT POTSDAM** [DE/DE]; Am Neuen Palais 10, 14469 Potsdam (DE).

(72) Erfinder: **BITTMANN, Frank**; Kahlenbergstr. 4c, 14469 Potsdam (DE). **SCHÄFER, Laura**; Erich-Mendelsohn-Allee 1, 14469 Potsdam (DE).

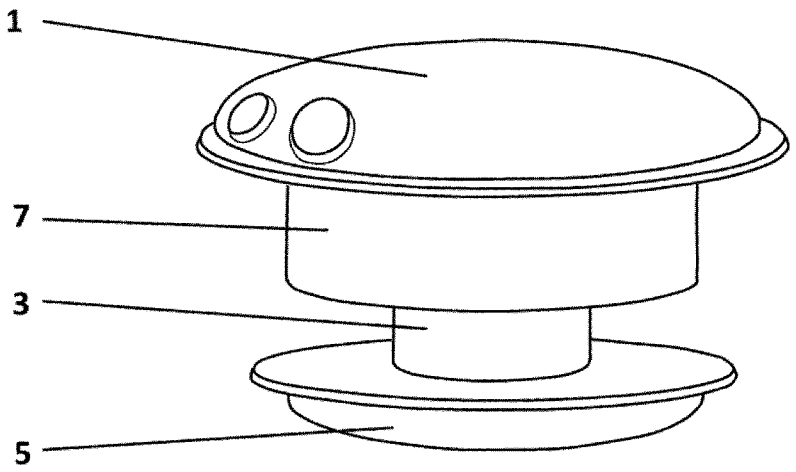
(74) Anwalt: **HERTIN UND PARTNER RECHTS- UND PATENTANWÄLTE**; Kurfürstendamm 54/55, 10707 Berlin (DE).

(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,

(54) **Title:** COMBINATION MEASURING INSTRUMENT FOR RECORDING NEUROMUSCULAR FUNCTIONS

(54) **Bezeichnung:** KOMBI-MESSGERÄT ZUR ERFASSUNG NEUROMUSKULÄRER FUNKTIONEN

Figur 1:



(57) **Abstract:** The invention relates, in a first aspect, to an apparatus for recording neuromuscular functions for diagnosis and therapy of functional limitations and diseases of the neuromuscularskeletal system. According to the invention, there is at least one sensor between two adapters, via which a force is to be exerted, which measures the force and a sensor, which simultaneously measures the movement information. In a second aspect, the invention relates to a system which comprises, in addition to the apparatus, a computer unit by means of which the measured data can be analyzed.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft in einem ersten Aspekt eine Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionseinschränkungen und Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems. Dabei liegt

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2020/208264 A1

NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

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

zwischen zwei Adaptern, über die eine Krafteinwirkung stattfinden soll, mindestens ein Sensor vor, welcher die Kraft misst sowie ein Sensor, der die Bewegungsinformation gleichzeitig misst. In einem zweiten Aspekt betrifft die Erfindung ein System, welches neben der Vorrichtung eine Recheneinheit umfasst, mit welcher die gemessenen Daten analysiert werden können.

KOMBI-MESSGERÄT ZUR ERFASSUNG NEUROMUSKULÄRER FUNKTIONEN

BESCHREIBUNG

Die Erfindung betrifft in einem ersten Aspekt eine Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von neurodegenerativen Erkrankungen. Dabei liegt zwischen zwei Adaptern, über die eine Krafteinwirkung stattfinden soll, mindestens ein Sensor vor, welcher Kraft und Bewegungsinformation gleichzeitig misst.

In einem zweiten Aspekt betrifft die Erfindung ein System, welches neben der Vorrichtung eine Recheneinheit umfasst, mit welcher die gemessenen Daten analysiert werden können.

Hintergrund und Stand der Technik

Es besteht bis einschließlich heute ein Mangel an schnellen, einfachen und zuverlässigen Hilfsmitteln zur Prüfung und Befundung der neuromuskulären Ansteuerung. Dabei geht es hier insbesondere um (1) die maximale Haltefähigkeit des neuromuskulären Systems bei veränderlicher externer Kraft, die als Adaptive Kraft (AF) bezeichnet wird, sowie (2) um mechanische Oszillationen, die vom neuromuskulären System bei muskulärer Aktivität generiert werden. Dies kann insbesondere für neuromuskuläre Erkrankungen, wie z.B. dem Parkinson Syndrom relevant sein.

Reine Krafttests — für die es auch bereits Geräte gibt — erfassen die Adaptive Kraft nicht. Die Erfassung dieser speziellen neuromuskulären Ansteuerungsfähigkeit ist von generellem Interesse, beispielsweise im wissenschaftlichen Bereich, um Studien durchzuführen, z.B. Therapien quantitativ zu überprüfen und um neue Erkenntnisse im Forschungsbereich der Neuromechanik zu erhalten, aber auch um manuelle Fähigkeiten und Fertigkeiten zu schulen, beispielsweise zu Trainingszwecken. Jedoch vor allem ist die neuromuskuläre Ansteuerung von Interesse im Bereich der Befundung einiger Krankheiten, so z. B. Beschwerden am Muskel-Skelett-System sowie Befindensstörungen.

Bei der Prüfung der neuromuskulären Ansteuerungsfähigkeit kommen in der Routinepraxis z.Z. nur manuelle Testverfahren zum Einsatz. Diese haben sich zwar in der Praxis bewährt, aber es bedarf einer Objektivierung dieser Verfahren, die aufgrund der manuellen Natur oft schwierig oder unmöglich ist.

Bislang existiert in der Wirtschaft oder Forschung kein objektives Messverfahren zur Erfassung des manuellen Muskeltests, der die o.g. neuromuskuläre Ansteuerungsfähigkeit überprüft. Großgeräte zur Erfassung der AF sind für den klinischen Alltag nicht einsetzbar. Dazu bedarf es eines handlichen, objektiven, zuverlässigen und validen Gerätes. Die neuromuskuläre Ansteuerungsfähigkeit, insbesondere der Kraft-Winkel-Verlauf eines Muskels bzw. des von ihm bewegten Gelenks bei Reaktion auf eine veränderliche, von extern applizierte Kraft (Adaptive Kraft) wird derzeit in der Praxis nur manuell durchgeführt und untersteht demnach der Kritik, rein subjektiv zu sein. Die Praxiserfahrung zeigt, welches Potenzial in dieser Ansteuerungstestung liegt, insb. im Bereich der unklaren Gelenkbeschwerden, Befindensstörungen u.a. Aufgrund der Subjektivität ist der manuelle Test jedoch als Diagnostikum nicht anerkannt in der Schulmedizin.

Auch die häufig verwendeten Kraftmessmaschinen auf Basis einer isokinetischen Messung sind aufgrund der desmodromischen Belastung nicht geeignet zur Vermessung der neuromuskulären Ansteuerungsfähigkeit.

Ferner ist bis heute kein objektives, zuverlässiges und valides diagnostisches Mittel bzw. Befundungsmittel oder eine Therapieverlaufskontrolle für Patienten mit Parkinson-Syndrom bekannt. Die Besonderheit liegt darin, dass erste Ergebnisse darauf hinweisen, dass Veränderungen der muskulären Oszillation bereits ohne bzw. vor Auftreten des pathologischen Tremors möglich sind. Dies spricht dafür, dass bereits in einem Frühstadium oder bei atypischen Verläufen eine Diagnostik möglich sein könnte. Da für Parkinson- Patienten ein frühzeitiger Therapiebeginn entscheidend ist, könnte eine objektive und zuverlässige Befundung der neuromuskulären Ansteuerungsfähigkeit einen wichtigen Beitrag in der Parkinson-(Früh-) Diagnostik leisten.

Die Diagnostik des Parkinson-Syndroms beruht aktuell — laut Leitlinie [1] — in erster Instanz ausschließlich auf klinischen — und damit subjektiven — Tests. Damit fehlt eine Möglichkeit einer einfachen objektiven Befundung als Vorstufe zur Diagnostik bzw. zur Diagnostik selber, die die klinische Testung unterstützt. Bisher wird (laut Leitlinie) die Diagnose des Parkinson-Syndroms klinisch gestellt. Die aktuellen, dreistufigen Diagnosekriterien sind in der Leitlinie „DGN S3-Leitlinie Idiopathisches Parkinson-Syndrom" angeführt (vgl. [2]) und halten sich an die „UK Parkinson's Disease Society Brain Bank Clinical Diagnostic Criteria". Es finden verschiedene klinische Tests Eingang (insb. der UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale) und es sind Ausschlusskriterien definiert. Des Weiteren existiert spezifische Zusatzdiagnostik, wie der Levodopa-Test und bildgebende Verfahren, die aber nur in Ausnahmefällen empfohlen werden u.a.; eine Diagnose mit erhöhter Sicherheit kann erst post-mortem gestellt werden. Ein Nachteil dieser Kriterien ist insbesondere die subjektive Bewertung durch den Arzt oder Pflegepersonal, die mangelnde Zuverlässigkeit eines Vergleichs der Erhebung durch verschiedene Bewerter. Das Vorgehen ist außerdem nicht optimal um milde krankheitsbedingte Anzeichen und Symptome zu beurteilen.

Auch eine Diagnostik mittels Hautbiopsie hat Nachteile, sie ist noch nicht etabliert, außerdem ist sie invasiv und mit unklaren Kosten verbunden, der zeitliche und technische Aufwand ist groß und das Verfahren kann nur von Ärzten und speziell geschultem Personal durchgeführt werden.

Bekannt ist auch die Befundung oder Diagnostik durch eine Tremormessung. Dabei kann der Parkinson-typische Ruhetremor im Bereich von 3-6 Hz bei einem manifesten Parkinson-Syndrom mittels Beschleunigungssensor erfasst werden. Der Ruhetremor ist dann aber i.d.R. bereits so deutlich ausgeprägt, dass man zur Identifizierung kein Messgerät mehr benötigt, sondern eine „Blickdiagnose" gestellt werden kann. Jedoch weisen ca. 50% der Parkinson-Patienten im Frühstadion keinen apparenten Tremor auf [3]. Bei diesen greift die Methode der Tremormessung nicht, da die bisherigen Tremormessungen und -analysen die feinen Veränderungen nicht erfassen können, die auftreten bevor der pathologische Tremor sichtbar wird.

Die Patentschrift AT 407 951 B offenbart überdies einen Messbecher, welcher mit Sensoren ausgestattet ist und zur Messung von Greifkräften, Tremor und Bewegung einer Hand zur medizinischen Diagnose von Parkinson oder essentiellen Tremor angewandt wird. Der

Messbecher wird insbesondere in Anlehnung an einen aus dem Stand der Technik bekannten Test eingesetzt, in welchem ein Patient aufgefordert wird, einen Messbecher gefüllt mit Wasser von einem Tisch in Richtung Mund zu heben und wieder abzusetzen. Die Menge an verschüttetem Wasser entspricht der qualitativen Aussage über ein Endergebnis. Der in der Patentschrift AT 407 951 B offenbarte Messbecher registriert zudem den gesamten Bewegungsablauf in allen Achsen (x,y,z) sowie Rotationen (a,b,c), wobei anschließend eine Diagnose gestellt werden kann.

Der beschriebene Messbecher weist allerdings wesentliche Nachteile durch seine geometrische Ausgestaltung auf. Für eine geeignete Kraftmessung wird der Becher – aufgrund der großen Mantelfläche - mit einer Vielzahl von Kraftsensoren oder einem großflächigen Foliensensor bestückt. Foliensensoren sind dabei besonders nachteilig auf der gekrümmten Oberfläche eines Bechers anzubringen und unterliegen einem hohen Verschleiß, da die Handfläche eines Probanden unmittelbar auf die Folie wirkt und die Folie daher beim Anfassen des Bechers abrasiv beeinträchtigt wird. Ferner weisen Folien ortsabhängige Sensitivitätsunterschiede auf, welche zu Messgenauigkeiten führen. Auch die Verwendung einer Vielzahl von Sensoren, welche beispielsweise in der Becherwand eingebracht sind - anstatt eines Foliensensors - ist durch die Krümmung des Bechers nachteilig aufwendig sowie kostenintensiv bei der Herstellung. Ferner ist die Reproduzierbarkeit und die damit verbundene Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Messdurchgängen nachteilig durch die große Verteilung von Sensoren über den gesamten Becher nicht gewährleistet, da in jedem Messdurchgang nicht zwingend der gleiche Sensor beansprucht wird, sodass auch hier Sensitivitätsunterschiede das Messergebnis beeinflussen. Die große Oberfläche des Messbechers macht es nahezu unmöglich, dass Probanden den Becher in immer der gleichen Griffposition beanspruchen. Eine fest vorgeschriebene bzw. definierte Griffposition würde hingegen vor dem Greifen des Bechers einen zusätzlichen Schritt der Ausrichtung des Bechers in diese Position erforderlich machen. Neben der Tatsache, dass ein Ausrichten des Bechers sich als nicht intuitiv für Probanden bzw. Patienten erweist, kann das Ausrichten des Bechers und die Suche nach der geeigneten Griffposition zu einer nachteiligen Stresssituation bei Patienten führen. Auch Stress bzw. das Wohlbefinden eines Patienten hat einen hohen Einfluss auf die Messergebnisse bei der Diagnose von Parkinson und Tremor.

Das beschriebene Verfahren aus der Patentschrift AT 407 951 B umfasst zudem die Verwendung von Wasser. Wie beschrieben, wird anhand der Veränderung des Wasserstandes eine qualitative Aussage über ein Endergebnis getätigt. Der Becher (samt Inhalt) weist aufgrund des Wassers eine jedoch erhöhte Massenträgheit auf, sodass bei einem sehr frühen Stadium einer Erkrankung die Beschleunigungssensoren nicht reagieren.

Daher besteht dringender Bedarf für ein schnelles, einfaches, objektives, zuverlässiges und valides Mittel für die Vermessung der neuromuskulären Ansteuerung und insbesondere zu einer Befundung von Parkinson auch schon in einem frühen Stadium der Krankheit.

Der Bedarf an einer Vorrichtung, einem System oder einem Verfahren zur Ermittlung von adaptiven Kräften wird anhand des beschriebenen Messbechers ebenfalls nicht erfüllt.

Die bisherigen technischen Lösungen, um diese Verfahren zu unterstützen, sind nicht geeignet, um alle entsprechenden Parameter zuverlässig zu erfassen und auszuwerten.

Aufgabe der Erfindung

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie sowie ein System ohne die Nachteile des Standes der Technik bereitzustellen. Insbesondere war es eine Aufgabe der Erfindung, eine Vorrichtung sowie ein System und ein Verfahren zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine schnelle, einfache, objektive, zuverlässige, reproduzierbare, kostengünstige und valide Befundung und Therapiekontrolle bereit zu stellen.

Zusammenfassung der Erfindung

Gelöst wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen beschrieben.

In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst die Erfindung eine Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionsstörungen und Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems, umfassend:

- mindestens einen Kraftsensor;
- mindestens einen zweiten Sensor zur Messung mindestens eines kinematischen Parameters;
- einen ersten Adapter als eine erste physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,
- einen zweiten Adapter als eine zweite physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,

dadurch gekennzeichnet, dass erster und zweiter Adapter und Kraftsensor konfiguriert sind für eine Messung einer zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft, bevorzugt durch Einwirkung mindestens eines Probanden auf die Vorrichtung über mindestens einen Adapter, wobei der erste und der zweite Adapter eine planar ausgestaltete Fläche aufweisen, die gegenüberliegend, parallel zueinander vorliegen und durch ein senkrecht zu den Flächen liegendes Verbindungselement, umfassend den Kraftsensor, verbunden sind, wobei der zweite Sensor konfiguriert ist für eine gleichzeitige Messung des kinematischen Parameters ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz,

Die Erfindung weist unter anderem durch ihre geometrische Ausgestaltung wesentliche Vorteile gegenüber dem Stand der Technik auf. Die für die Erfassung von neuromuskulärer Funktionen eines Probanden aufgebrachte, zu messende Kraft wird über Adapter in ein Verbindungselement eingeleitet und gemessen. Die Reproduzierbarkeit eines Messvorgangs und die Vergleichbarkeit von Messergebnissen ist durch die erfindungsgemäße Vorrichtung besonders vorteilhaft gegeben, da die Kraft in jedem Messvorgang - unabhängig von einer Griffposition - die gleiche Krafteinleitung in das Verbindungselement aufweist und durch einen immer gleichen Kraftsensor detektiert wird. Die Vorrichtung kann daher intuitiv bedient werden, ohne dass diese zunächst auf

eine Griffposition ausgerichtet werden muss, wobei jeder Messdurchgang unter gleichen Randbedingungen (Krafteinleitungsrichtung, gleicher Kraftsensor) durchgeführt wird.

Die planar ausgestalteten Flächen der jeweiligen Adapter sowie die parallele Ausrichtung zueinander ermöglichen zudem einen großen Hub trotz eines möglichst kleinen Bauraums der Vorrichtung. Der maximale Hub ist in der erfindungsgemäßen Ausgestaltung durch den Abstand der beiden planparallelen Flächen definiert. Dies ermöglicht vorteilhaft die Verwendung eines Verbindungselements mit geringem Elastizitätsmodul oder geringer (Feder- oder Dehn-) Steifigkeit, wodurch sehr kleine Druckkräfte mit sehr hoher Genauigkeit, die auf die erfindungsgemäße Vorrichtung wirken, erfasst werden können.

Die parallele Ausgestaltung der beiden planaren Flächen und das senkrecht zu diesen Flächen liegende Verbindungselement ist besonders vorteilhaft für die Stabilität der Vorrichtung. Dementsprechend erweist die erfindungsgemäße Vorrichtung eine hohe Lebensdauer auf. Zudem erfährt das Verbindungselement beidseitig (über beide Adapter) die gleiche Krafteinleitung, wodurch die Genauigkeit sowie die Vergleichbarkeit der Messergebnisse steigt. Die senkrecht zu den Adapterflächen liegende Position des Verbindungselementes ermöglicht zudem eine direkte Kraftmessung, ohne dass Störfaktoren bspw. große Materialverformungen (welche durch insbesondere ungewollte Biege- sowie Torsionsmomente verursacht werden) das Messergebnis beeinflussen.

Ferner weist die Vorrichtung einen besonders simplen Aufbau auf, sodass sich die Herstellung kostengünstig, energiebedarfs- und ressourcenarm umsetzen lässt. Im Gegensatz zu Ausführungen des Standes der Technik ist für die vorgeschlagene Vorrichtung die Verwendung eines einzelnen Kraftsensors ausreichend, welcher im/am Verbindungselement integriert ist, um vergleichbare, reproduzierbare Messergebnisse zu erhalten.

Im Zusammenhang mit der Erfindung ist dem Fachmann bewusst, dass die planar und parallel ausgestalteten Flächen aus fertigungstechnischen Gründen Abweichungen unterliegen und daher nicht exakt sondern insbesondere im Wesentlichen parallel oder planar sind. Das Verbindungselement liegt ebenfalls im Wesentlichen senkrecht zu den zu den Adapterflächen.

Begriffe wie im Wesentlichen, ungefähr, etwa, ca. etc. beschreiben bevorzugt einen Toleranzbereich von weniger als ± 40%, bevorzugt weniger als ± 20%, besonders bevorzugt weniger als ± 10 %, noch stärker bevorzugt weniger als ± 5% und insbesondere weniger als ± 1% und umfassen stets den exakten Wert. Ähnlich beschreibt bevorzugt Größen, die ungefähr gleich sind. Teilweise beschreibt bevorzugt zu mindestens 5 %, besonders bevorzugt zu mindestens 10 %, und insbesondere zu mindestens 20 %, in einigen Fällen zu mindestens 40 %.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionsstörungen sowie Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems, umfassend:

- eine Sensoreinheit;

- einen ersten Adapter als eine erste physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,

- einen zweiten Adapter als eine zweite physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,

wobei erster und zweiter Adapter und Sensoreinheit konfiguriert sind für eine Messung einer muskulären Interaktion mindestens eines Probanden mit der Vorrichtung und

wobei die Sensoreinheit konfiguriert ist für eine gleichzeitige Messung ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionsstörungen sowie Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems und/oder degenerativen Erkrankungen, umfassend:

- eine Steuerungsvorrichtung;
- einen Sensor;
- einen ersten Adapter als eine erste physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,
- einen zweiten Adapter als eine zweite physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,

wobei erster und zweiter Adapter konfiguriert sind für eine Messung durch den Sensor einer muskulären Interaktion mindestens eines Probanden und der Sensor konfiguriert ist für eine gleichzeitige Messung ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel in Bezug auf die Vorrichtung.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionsstörungen und Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems, umfassend:

- mindestens einen Kraftsensor;
- mindestens einen zweiten Sensor zur Messung mindestens eines kinematischen Parameters;
- einen ersten Adapter als eine erste physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,
- einen zweiten Adapter als eine zweite physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung, wobei

erster und zweiter Adapter und Kraftsensor konfiguriert sind für eine Messung einer zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft, bevorzugt durch Einwirkung mindestens eines Probanden auf die Vorrichtung über mindestens einen Adapter,

wobei der zweite Sensor konfiguriert ist für eine gleichzeitige Messung des kinematischen Parameters ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine

dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz.

Dem Fachmann ist offensichtlich, dass hier aufgeführte Definitionen, Ausführungsformen und Vorteile gleichermaßen für alle Aspekte der Erfindung gelten. Die Vorrichtung hat einen ersten und zweiten Adapter als Schnittstelle bevorzugt für eine Krafteinwirkung auf die Vorrichtung. Dabei wirkt an mindestens einem der beiden Adapter der Proband ein, am anderen Adapter kann vorzugsweise ein Gegenstand, z. B. eine Wand, eine Gegenkraft ausüben, ebenso wie ein Tester bzw. Untersuchender. Es kann ebenso an beiden Adaptern eine Kraft des Probanden ausgeübt werden.

Die beiden Adapter sind dabei gemeinsam mit mindestens einem Kraftsensor dafür konfiguriert, die zwischen den Adaptern vorliegende Kraft zu messen. Diese hängt bevorzugt im Zusammenhang mit der Krafteinwirkung des Probanden und ist insbesondere geeignet, durch eine entsprechende in diesem Dokument vorgestellte Analyse Aussagen über die neuromuskulären Funktionen des Probanden zu treffen. Dabei kann die Kraft mindestens in Richtung einer gewünschten Verbindungslinie zwischen den beiden Adaptern gemessen werden.

Bevorzugt ist ebenfalls mindestens ein zweiter Sensor zur Messung mindestens eines kinematischen Parameters umfasst. Der kinematische Parameter wird insbesondere gleichzeitig mit der Messung der Kraft gemessen, da insbesondere die Kraft und der gleichzeitig erfasste kinematische Parameter bei der Auswertung eine Rolle spielt.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist die Vorrichtung, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung konfiguriert ist für eine Messung einer Reaktion des Probanden auf

i. eine Einwirkung einer von einer Person aufgebrachten äußeren Kraft auf den Probanden über die Vorrichtung,

ii. eine Einwirkung des Probanden auf einen externen Gegenstand über die Vorrichtung und/oder

iii. eine Einwirkung des Probanden auf sich selber über die Vorrichtung, bevorzugt durch einen zwischen den Händen des Probanden vorliegende Vorrichtung, welche durch Krafteinwirkung jeder Hand auf einen der beiden Adapter zusammengedrückt wird.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist die Vorrichtung konfiguriert für eine Messung einer Reaktion des Probanden auf

i. eine Einwirkung einer äußeren Kraft auf den Probanden durch und/oder über die Vorrichtung,

ii. eine Einwirkung des Probanden auf einen externen Körper über die Vorrichtung und/oder

iii. eine Einwirkung des Probanden auf sich selber über die Vorrichtung, bevorzugt durch einen zwischen den Händen des Probanden vorliegende Vorrichtung, welche durch Krafteinwirkung jeder Hand auf einen der beiden Adapter zusammengedrückt wird.

i. beschreibt bevorzugt den Fall, dass ein Untersuchender bzw. eine Person die Vorrichtung hält und ein Proband mit den Gliedmaßen gegen die Vorrichtung (und den Untersuchenden) eine Kraft ausübt und/oder dass ein Untersuchender bzw. eine Person eine Kraft über die gehaltene Vorrichtung auf den Probanden ausübt, wobei der Proband versucht, dagegenzuhalten. Ein Untersuchender kann bevorzugt ein medizinisches Personal sein. Dabei wirkt vorzugsweise der Untersuchende bzw. die Person auf den einen Adapter ein und der Proband übt über den anderen Adapter eine Kraft aus.
ii. beschreibt bevorzugt den Fall, das ein Proband auf einen externen Körper bzw. Gegenstand, insbesondere eine Wand ausübt und diese eine der Krafteinwirkung des Probanden entgegensetzte Gegenkraft ausübt. Dabei ist vorzugsweise ein Adapter mit der Wand in Kontakt und der andere Adapter mit dem Probanden.
iii. beschreibt z. B. den Fall, dass ein Proband die Vorrichtung zwischen seinen Händen hält und auf diesen eine gegeneinander gerichtete Kraft ausübt. Dabei wirkt vorzugsweise eine Hand auf den einen Adapter ein und die andere Hand auf den anderen Adapter.

Eine Reaktion des Probanden umfasst insbesondere eine Krafteinwirkung des Probanden auf die Vorrichtung (bevorzugt über mindestens einen Adapter) aufgrund einer der oben genannten Konstellation. Dabei kann es bevorzugt sein, dass der Proband diese Konstellation durch eine erste Krafteinwirkung initialisieren muss. Dies ist insbesondere bei ii. und iii. der Fall. Der Proband muss z. B. erst eine Kraft gegen die Wand über die Vorrichtung ausüben, welche im Wesentlichen instantan eine Gegenkraft bewirkt. Die Reaktion des Probanden auf diese Konstellation umfassend eine Gegenkraft ist dabei vorzugsweise von Interesse und wird hier bevorzugt als „Reaktion des Probanden“ bezeichnet.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist eine Steuerungsvorrichtung umfasst. Diese ist insbesondere eine elektronische Schaltung, welche geeignet ist für eine Messung und/oder Auswertung der Sensoren.

Es kann dabei z. B. bevorzugt sein, dass der zweite Sensor ein Beschleunigungssensor ist und eine Geschwindigkeit z. B. durch Integration der gemessenen Beschleunigungen durch die Steuerungsvorrichtung bestimmt werden kann.

Dabei wird bevorzugt nicht nur die Lage der Vorrichtung dreidimensional erfasst, sondern auch eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Kraftsensor bevorzugt zwischen dem ersten und dem zweiten Adapter angeordnet und Kraftsensor und/oder die Steuerungsvorrichtung sind konfiguriert für eine Erfassung einer Zeitreihe der zwischen den Adaptern mindestens entlang einer Messrichtung vorliegenden Kraft,
wobei der zweite Sensor, und/oder die Steuerungsvorrichtung konfiguriert sind für eine gleichzeitige Erfassung einer Zeitreihe der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels.

Bevorzugt umfassen Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems neurodegenerative Erkrankungen wie z. B. die Parkinson-Krankheit.

Funktionsstörungen umfassen vorzugsweise Befindensstörungen und/oder Muskel-Gelenkbeschwerden

Gemessen wird dabei insbesondere die Kraft zwischen beiden Adaptern, wobei auf mindestens einen der beiden Adapter ein Proband einwirkt. Insbesondere sollen die Adapter dabei auf die jeweilige Konstellation der Messung (im Folgenden auch Messkonstellation genannt) der muskulären Interaktion angepasst sein. Dies ist vorzugsweise gemeint, wenn es heißt, erster und zweiter Adapter sind konfiguriert für eine Messung durch den Sensor einer muskulären Interaktion mindestens eines Probanden. Der Sensor misst dabei bevorzugt mindestens die Kraft zwischen den Adaptern. Wenn z. B. der Proband eine Messung ausführen soll, indem er die Vorrichtung zwischen beiden Händen hält und mit jeder Hand eine jeweils der anderen Hand entgegengesetzten Kraft ausübt, sollten die Adapter an gegenüberliegenden Seiten des Gehäuses parallel zueinander anliegen, wobei jede Hand auf einen Adapter einwirkt und der Sensor die Kraft mindestens senkrecht zu den Adaptern, bevorzugt entlang des effektiven Kraftvektors, welcher auf das Gerät wirkt, insbesondere entlang eines Verbindungselements beider Adapter, misst.

Es ist dabei besonders bevorzugt, dass die Adapter parallel zueinander liegen, wobei insbesondere eine Messung von beidseitig senkrecht auf die Adapter wirkenden entgegengesetzten Kräften vorgenommen wird.

Ein anderes Beispiel für eine bevorzugte Messung ist die Einwirkung zweier Personen auf die Vorrichtung, wobei der eine von der einen Seite mit einem Körperteil auf den ersten Adapter einwirkt und der andere von der anderen Seite mit einem Körperteil auf den zweiten Adapter. Dabei können beide Personen Probanden sein oder aber eine Person ist der Untersuchende und nur die andere Person ist der Proband, dessen muskuläre Interaktion vermessen werden soll.

Physische Schnittstelle bedeutet dabei insbesondere, dass die Kraft auf die Adapter einwirkt und diese die Kraft aufnehmen. Die Adapter müssen dabei eine ausreichende physische Stabilität aufweisen. Sie können mindestens einseitig für die Schnittstelle mit dem mindestens einen Probanden zwar (etwas) gepolstert und/oder gummiert sein, um den Komfort und die Handhabung zu verbessern, sollten aber die ausgeübte Kraft im Wesentlichen unverfälscht auf den Sensor weiterleiten. Die Adapter sollten vorzugsweise für die jeweilige Messung von der Form her angepasst sein. Beispielsweise ist eine ergonomische Anpassung an eine Messung der Kraft, welche auf das Gerät zwischen den beiden Händen des Probanden einwirkt, vorteilhafterweise durch etwa ebenfalls ungefähr handtellergroße, ergonomisch an die Handflächen angepasste Adapter erreichbar.

Der Sensor selber ist dabei ausgelegt für eine Messung einer Kraft. Da jedoch die Kraft in Zusammenhang mit einer Interaktion und vorzugsweise nicht nur zu einem Zeitpunkt, sondern über längere Zeit gemessen wird, kann daraus eine muskuläre Interaktion, vorzugsweise im Sinne einer (Inter-) Aktion (eigene Kraftausübung) und/oder einer Reaktion auf eine Kraft (dies kann auch eine selbst erzeugte Kraft sein), gemessen werden. Hieraus kann dann, spätestens zum Zeitpunkt einer Analyse der Messdaten, eine neuromuskuläre Funktion erfasst werden. Dies wird insbesondere dadurch ermöglicht, dass der Sensor eben nicht nur über eine Kraftmessung eine muskuläre Interaktion bestimmen kann, sondern gleichzeitig eine Lage der Vorrichtung,

bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel in Bezug auf die Vorrichtung misst.

Die Erfassung neuromuskulärer Funktionen umfasst bevorzugt nicht einfach eine Messung der Muskelkraft, sondern vorzugsweise auch eine neuronale Komponente, da die Kraft immer in Bezug auf eine Interaktion mindestens mit der Vorrichtung selber vermessen wird und daher vorzugsweise zu mindestens einem Zeitpunkt der Messung die Kraftmessung auch eine Messung der Reaktion des Probanden umfasst, wobei diese nicht unbedingt als Reaktion auf eine externe Krafteinwirkung geschehen muss, wie das obige Beispiel der Kraftmessung zwischen zwei Händen eines Probanden verdeutlicht. Außerdem wird immer der Verlauf einer Kraft gemessen, nicht nur die Kraft zu einem einzigen Zeitpunkt. So können Reaktionsmuster des Probanden bei der Kraftausübung vorzugweise erfasst werden.

Erfasst werden sollen vorzugsweise die folgenden Messvarianten:

1. eine äußere Kraft wirkt auf Probanden ein und dieser reagiert. Die äußere Kraft kann dabei von der Person ausgeübt werden, welche eine Befundung bzw. Untersuchung der neuromuskulären Funktionen durch Messung der muskulären Interaktion vornimmt. Dabei kann der Untersuchende z. B. auf den zweiten Adapter einwirken, beispielsweise mit der Hand, während der Proband auf den anderen Adapter einwirkt. Der jeweilige Adapter ist dabei auf die Art der Einwirkung (Größe der Kraft, für die Einwirkung verwendetes Körperteil etc.) angepasst, bspw. durch Material, Größe, Geometrie, Formgebung etc. Der Proband wirkt z. B. auf den ersten Adapter ein, z. B. in dem er mit dem unteren Teil des Oberschenkels, auf den Adapter einwirkt und eine der externen Kraft entgegengesetzte Kraft ausübt. Dafür ist dieser Adapter wiederum in analoger Weise zu einer Einwirkung mit der Hand angepasst, bspw. in dem er eine der Kontur des Oberschenkels entgegengesetzte Form aufweist und somit die Gefahr eines Abrutschens des Geräts minimiert. Gleichzeitig ist die ganze Vorrichtung vorzugsweise kompakt, insbesondere für bessere Handhabung, so dass es für den Untersuchenden fast so ist, als würde er direkt auf den Oberschenkel des Probanden drücken. Für eine direkte und unverfälschte Krafteinwirkung ist außerdem vorzugsweise das ganze Gerät, inklusive eines bspw. zwischen den Adaptern liegenden Sensors, ausreichend steif. Diese Variante wird vorzugsweise auch als Reaktion des Probanden auf eine Einwirkung einer äußeren Kraft auf die vom Probanden gehaltene Vorrichtung bezeichnet.

2. Der Proband wirkt mittels Sensor auf einen externen Körper ein, der seinerseits eine Kraft entgegenbringt (actio = reactio). Die zwischen Proband und externem Körper auf diese Weise erzeugte Reaktionskraft ist vorzugsweise Teil der gemessenen muskulären Interaktion. Dabei interessiert insbesondere der Kraft- und/oder Winkelverlauf. Der externe Körper könnte z. B. eine Wand sein, gegen die der Proband mit einer Hand oder beiden Händen drückt, wobei zwischen den Händen und der Wand vorzugsweise das Gerät vorliegt. Auch in diesem Beispiel ist ersichtlich, dass es sich vorzugsweise um ein kompaktes, leicht handbares Gerät handelt. Der für den direkten Kontakt mit der Wand vorgesehene Adapter kann dabei insbesondere eine ausreichend große gerade Fläche aufweisen, welche die Gefahr eines

Abkippens oder Abrutschens minimiert und dabei bspw. rutschfest und farbecht sein kann, um die Ästhetik der Wand nicht zu beeinträchtigen. Der Adapter, welcher mit den beiden Händen des Probanden zusammenwirkt, kann dabei ebenfalls gerade und rutschfest sein, wenn die Kraft mit zwei geraden Handflächen ausgeübt werden soll, es kann sich vorzugsweise auch um eine Art Stange oder Griff handeln, um die der Proband mit beiden Händen fasst. Diese Variante kann vorzugsweise zur Erfassung der Reaktion des Probanden verwendet werden, welche sich aufgrund seiner eigenen Einwirkung auf einen externen Körper über die Vorrichtung ergibt.

3. Der Proband kann ebenso vorzugsweise direkt (ohne Einwirkung auf einen externen Körper) über die Vorrichtung auf sich selber einwirken, indem er den Sensor z. B. wie im obigen Beispiel zwischen seinen beiden Händen (oder anderen Körperteilen) drückt. Diese Variante wird vorzugsweise auch als Reaktion des Probanden auf eine Einwirkung des Probanden auf sich selber über die Vorrichtung bezeichnet.

Auch eine Messung von beidseitig über die Adapter auf die Vorrichtung wirkenden Zugkräften kann bevorzugt sein. Dann müssen die Adapter bspw. Haltevorrichtungen wie z. B. Haken und/oder geeignete Griffe aufweisen. Die Adapter müssen dann mindestens für die Messung von Zugkräften ausgelegt sein, während in den vorstehenden Ausführungsformen mindestens Druckkräfte messbar sein müssen. Vorzugsweise können sowohl Zug- als auch Druckkräfte in mindestens einer Richtung vermessen werden.

Der Sensor zur Messung einer Kraft umfasst dabei vorzugsweise mindestens einen Kraftsensor zur Messung einer Kraft entlang einer Richtung, vorzugsweise der Messrichtung, z. B. eine senkrechte Verbindungsrichtung zwischen den beiden vorzugsweise parallel liegenden Adaptern insbesondere entlang eines Verbindungselements. Es können jedoch auch mehrere Richtungen von Kräften messbar sein, vorzugsweise in drei Dimensionen, z. B. durch Verwendung mehrerer bspw. einachsiger Kraftsensoren, vorteilhafterweise dreier orthogonal aufeinander stehender, einachsiger Kraftsensoren.

Ein Kraftsensor kann z. B. einen Dehnmessstreifen (DMS) umfassen, welcher auf einer geeigneten Komponente (z. B. dem Verbindungselement der Adapter) aufgebracht wird, welche die beiden Adapter verbindet. Diese Komponente muss dann vorzugsweise einerseits eine gewisse Steifigkeit und Stabilität aufweisen, gleichzeitig jedoch unter den zu messenden Kräften eine vom DMS messbare und im Voraus bekannte Verformung aufweisen, welche in die einwirkende Kraft mit hinreichender Genauigkeit umgerechnet werden kann. Einem Fachmann sind hinreichende Verfahren zur Messung von Kräften bekannt und er weiß, wie diese Verfahren implementiert werden müssen.

Die im gesamten Dokument beschriebenen Konfigurationen von Komponenten können mittels Routinemaßnahmen durch einen Fachmann hervorgebracht werden. Der Fachmann weiß in diesen Fällen mit welchen Mitteln er die beschriebenen Konfigurationen erreichen kann.

Der Sensor soll des Weiteren zur Messung einer Lage der Vorrichtung, bevorzugt einer dreidimensionalen Lage der Vorrichtung, einer Geschwindigkeit der Vorrichtung, einer Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens eines Winkels in Bezug auf die Vorrichtung

geeignet sein. Diese mindestens eine Messung soll im Folgenden verkürzt auch als kinematische Messung bezeichnet werden.

Es kann ebenso bevorzugt sein, dass der Sensor zur Messung einer Lage der Vorrichtung, bevorzugt einer dreidimensionalen Lage der Vorrichtung, einer Geschwindigkeit der Vorrichtung, einer Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens eines Winkels der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz geeignet ist. Diese mindestens eine Messung soll im Folgenden verkürzt auch als *kinematische Messung* bezeichnet werden.

Bevorzugt sind mehrere Sensoren umfasst, insbesondere eine geeignete Anzahl Beschleunigungsmesser und/oder Gyrometer für eine lineare und/oder Drehratenbeschleunigungsmessung. Dabei kann der Sensor/können die Sensoren bevorzugt als kompakte Einheit umfassend z. B. alle vorhandenen Beschleunigungsmesser realisiert sein. Solche Sensoren sind bspw. auch unter der Bezeichnung inertiale Messeinheit (engl.: *inertial measurement unit,* kurz IMU) bekannt. Umfasste Sensoren können beispielsweise sein: Beschleunigungssensor, Inklinometer, Gyrometer und/oder Inertial-Sensor. Auch ein Sensor zur Messung des Magnetfeldes kann vorzugsweise umfasst sein.

Eine Referenz umfasst vorzugsweise eine oder mehrere der folgenden Größen: die Erdbeschleunigung, damit vorzugsweise die Raumvertikale, wenn es um die Neigung im Raum handelt (Inklinometer), das Erdmagnetfeld, vorzugsweise, wenn es sich um Rotationen um die Vertikale handelt.

Es kann vorzugsweise ebenso die Winkelbeschleunigungen von Rotationen um die drei Raumachsen (Gyrometer) gemessen werden.

Insbesondere kann auch bevorzugt sein, dass als Referenz, z. B. für alle Lageebenen bzw. Rotationsachsen, vor der Messung eine Kalibration auf eine definierte Position bzw. Richtung stattfindet, die sich z. B. auf die Behandlungsliege bezieht. So „weiß“ bspw. das Gerät vorteilhafterweise, wie die Messperson liegt.

Die hier verwendete Sensoreinheit umfasst also bevorzugt eine Mehrzahl einzelner Sensoren bzw. meint tatsächlich mehrere einzelne Sensoren, wie z. B. mindestens einen Sensor zur Messung der Kraft in mindestens einer Richtung sowie mindestens einen Sensor, vorzugweise mehrere Sensoren zur kinematischen Messung. Sensor meint also bevorzugt ebenso die Gesamtheit einzelner für einzelne Messungen physikalischer Größen verwendeter Sensoren wie auch die einzelnen verwendeten Sensoren selber.

Es kann ebenso bevorzugt sein, dass von einem Sensor anstelle einer Sensoreinheit gesprochen wird, wobei der verwendete Sensor bevorzugt eine Mehrzahl einzelner Sensoren umfasst bzw. tatsächlich mehrere einzelne Sensoren meint, wie z. B. mindestens einen Sensor zur Messung der Kraft in mindestens einer Richtung sowie mindestens einen Sensor, vorzugweise mehrere Sensoren zur kinematischen Messung. Sensor meint also bevorzugt ebenso die Gesamtheit einzelner für einzelne Messungen physikalischer Größen verwendeter Sensoren wie auch die einzelnen verwendeten Sensoren selber.

Ebenso kann bevorzugt sein, dass sowohl Kraftsensor als auch Sensor zur kinematischen Messung in einer einzigen Sensorkomponente gemeinsam verbaut sind. Bislang sind Integrierte

Sensorkomponenten auch als Fusionsensor bekannt und werden z. B. in aktuellen Smartphones verwendet. Diese sind jedoch bis dato nicht in der Lage, Kräfte wie vorliegend beschrieben zu messen.

Es kann auch bevorzugt sein, dass ein Fusionsensor verwendet wird, welcher verschiedene kinematische Messungen ermöglicht, wobei die Kraft durch mindestens einen zusätzlichen Sensor gemessen wird.

Bevorzugt ist mindestens ein Kraftsensor sowie ein zweiter Sensor umfasst, wobei der zweite Sensor zur kinematischen Messung auch als zweiter Sensor zur Messung eines kinematischen Parameters bezeichnet wird.

Das mindestens eine Ausgangssignal des Sensors ist bevorzugt ein elektronisches Signal, insbesondere ein digitales Signal, welches bevorzugt von einer Steuerungsvorrichtung eingelesen und/oder weiterverarbeitet und gespeichert werden kann. Vorzugsweise gibt der Sensor bzw. die Sensoreinheit für jeden einzelnen umfassten Sensor ein eigenes Ausgangssignal aus, es kann jedoch auch ein bereits vorverarbeitetes Gesamtsignal ausgegeben werden. Es kann z. B. ein einziges Ausgangsignal erzeugt werden, das bereits eine Auswertung der Lage und/oder dessen Veränderung in einem für die Regelungseinheit geeigneten Datenformat enthält. Daher kann der mindestens eine Sensor zur Vornahme dieser Auswertung auch geeignete integrierte Schaltungen enthalten.

Eine Steuerungsvorrichtung ist vorzugsweise geeignet zur Steuerung der Vorrichtung. Neben trivialen Funktionen wie dem Ein- und Ausschalten soll dabei eine erste Aufbereitung und Auswertung von durch den Sensor gewonnen Daten erfolgen. Dabei kann die Steuerungsvorrichtung die die vom Sensor kommenden Eingangssignale einlesen und Ausgangssignale erzeugen, wobei der Plural sich sowohl auf die Möglichkeit mehrerer zeitlich aufeinanderfolgender Signale als auch mehrerer gleichzeitiger Signale beziehen kann. In einer Mindestkonfiguration umfassen die Eingangssignale bevorzugt das Signal mindestens eines Sensors zur Messung der Kraft in mindestens einer Richtung und mindestens eines Sensors zur kinematischen Messung. Die Ausgangssignale umfassen bevorzugt Daten, die eine Aufbereitung und Auswertung bzw. Formatierung (z. B. Überführung in ein computerlesbares Standardformat) der Eingangssignale umfassen und bspw. an einen (Zwischen-) Speicher zur Speicherung weitergegeben werden. Dabei kann eine Steuerungsvorrichtung z. B. anhand der Eingangssignale und/oder zusätzlich auf Basis gespeicherter Daten zu jedem Zeitpunkt ein Ausgangssignal erzeugen. Typischerweise „entscheidet“ die Steuerungsvorrichtung über das Ausgangssignal als Funktion der Eingangssignale und/oder gespeicherter Signale anhand mindestens eines Algorithmus. Das Ausgangssignal kann dabei bevorzugt ebenso weiter verstärkt, gefiltert und/oder geglättet werden. Der Algorithmus kann vorzugsweise entweder elektronisch in einer Hardware verdrahtet sein oder als Software programmiert sein, die z. B. durch einen geeigneten Prozessor ausgeführt wird. Eine Steuerungsvorrichtung ist bevorzugt eine integrierte Schaltung, besonders bevorzugt eine Digitalschaltung. Als Beispiele seien ein Computerchip, ein Mikroprozessor, ein Field Programmable Gate Array (FPGA) oder eine andere Datenverarbeitungsvorrichtung genannt. Eine Steuerungsvorrichtung kann bevorzugt Eingangs- und/oder Ausgangsdaten im Wesentlichen in Echtzeit verarbeiten.

Der Sensor bzw. die Sensoreinheit erzeugt bei der Erfüllung seiner Funktionalität bspw. einen (zeitlichen) Strom digitaler Datensignale, welche bevorzugt Eingangssignale der Steuerungsvorrichtung darstellen. Es kann dabei z. B. bevorzugt sein, dass die Steuerungsvorrichtung am Eingang anliegende Daten mit einer regelmäßigen Rate abfragt und/oder dem Sensor mit einer regelmäßigen Rate mitteilt, Datensignale zum jeweiligen Zeitpunkt auszugeben.

Bevorzugt können an die Steuerungsvorrichtung nicht nur Messdaten des Sensors übertragen werden, sondern auch durch diese bearbeitet werden. Dazu kann diese neben mindestens einem Signaleingang bevorzugt ebenso über einen (Zwischen-) Speicher für diese Daten verfügen.

Die vom Sensor ermöglichte Messung der Lage der Vorrichtung, bevorzugt der dreidimensionalen Lage der Vorrichtung, der Geschwindigkeit der Vorrichtung, der Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens eines Winkels in Bezug auf die Vorrichtung (kinematische Messung) dient insbesondere dazu, umfassende Lage- und Bewegungsinformationen der Vorrichtung zu generieren, um ein umfassendes Bild zur Bewegung der Vorrichtung während einer Messung zu erhalten. Geschwindigkeiten und Beschleunigungen können vorzugsweise sowohl translatorisch als auch rotatorisch (Winkel) sein.

Ein besonders vorteilhafter Aspekt ist dabei die gleichzeitige Erfassung bzw. Messung der muskulären Interaktion mindestens eines Probanden durch eine Kraftmessung, vorzugsweise der zwischen den Adaptern mindestens in einer Richtung vorliegenden Kraft und der kinematischen Messung. Durch die vorzugsweise gleichzeitige Messung der Bewegung und der muskulären Interaktion können Bewegungsmuster des Probanden während der muskulären Interaktion, also vorzugsweise während der Kraftausübung bei Vorliegen einer externen oder vom Probanden selbst erzeugten Kraft, erfasst werden. Hieraus sind Erkenntnisse über die neuromuskulären Funktionen gewinnbar, welche vorher im Stand der Technik nicht auf so einfache, objektive und zuverlässige Weise zu bestimmen waren. Dies ist insbesondere zur Befundung und Verlaufskontrolle während einer Therapie von neurodegenerativen Erkrankungen von Bedeutung, es können jedoch auch Erkenntnisse zu wissenschaftlichen oder Trainingszwecken gewonnen werden. Als ein Beispiel kann erfasst werden, bei welcher Krafteinwirkung ein Muskel bzw. ein von einem Muskel bedientes Gelenk/Körperteil einer externen Kraft nachgibt, in dem das Gelenk/der Körperteil eine durch diese Kraft ausgelöste Bewegung vollführt (adaptive Kraftmessung). Z.B. lässt der Bizeps des Oberarms im Falle des Nachgebens die Bewegung des Unterarms im Ellbogen zu. Diese Bewegung und der vom Muskel dabei ausgeübte Widerstand gegen diese externe Kraft können durch das Gerät vorzugsweise erfasst bzw. vermessen werden. Eine neurodegenerative Erkrankung, die bei einer vorstehend beschriebenen Messung ein charakteristisches Verhalten aufweist, ist z. B. die Parkinson Krankheit. Bei einem typischen Krankheitsbild, insbesondere von manifesten Funktionseinschränkungen, Beschwerden am Muskel-Skelett-System etc. ist bspw. zu beobachten, dass ein Muskel wesentlich früher nachgibt als bei einem gesunden Probanden. Auch können Mikrooszillationen während einer Kraftausübung durch den Patienten gemessen werden, welche einen Hinweis auf eine Erkrankung geben können und schon zu einem viel früheren Zeitpunkt des Krankheitsverlaufs auftreten als ein deutlich sichtbarer Tremor. Diese Mikrooszillationen werden dann durch die kinematische Messung und/oder die Oszillationen des Kraftsignals erfasst, während die Messung

der muskulären Aktion eine Kraftausübung des Probanden aufgrund einer externen oder internen (vom Probanden selbst erzeugte) Krafteinwirkung vermisst.

Vorzugsweise werden die vom Gerät gemessenen Daten an eine Recheneinheit, z. B. einen Computer übertragen, wo eine weitere Auswertung/Analyse vorgenommen wird.

Befundung ist vorzugsweise als synonym mit einer Befunderhebung auch von Zwischenergebnissen zu verstehen. Dies ist vorzugsweise als Vorstufe zu einer Diagnose zu verstehen, da die durch das Gerät ermöglichte Messung alleine bevorzugt noch keine Diagnose ermöglicht. Erst durch eine Auswertung der Messung und vorzugsweise durch Erhebung weiterer Befunde kann eine Diagnosestellung möglich sein. Diese Befundung wird vorzugsweise nicht nur auf neurodegenerative Erkrankungen begrenzt sein, sondern die Erfassung neuromuskulärer Funktion in vielerlei Zusammenhängen umfassen, also nicht nur im medizinischen Kontext, sondern auch beim Sport, in der Arbeitswelt, der Wissenschaft etc. Eine Befundung kann im Sinne der Erfindung bevorzugt auch ein Zwischenergebnisse oder ein Zwischenbefund im Hinblick auf eine abschließende (Gesamt-) Befundung darstellen.

Unter dem Begriff Therapie ist vorzugsweise eine Therapiekontrolle oder Verlaufskontrolle zu verstehen.

Die Vorrichtung weist vorzugsweise ein Trägerelement/Chassis auf, in das bevorzugt die Sensorik (die mindestens eine Sensoreinheit bzw. der Kraft- und der zweite Sensor) und weitere Elektronik (Steuerungsvorrichtung etc.) integriert bzw. eingepasst/eingebettet sind.

Unter Proband ist bevorzugt eine zu vermessende Person zu verstehen. Das Gerät kann, aber muss nicht im medizinischen Bereich zum Einsatz kommen, daher kann es sich beim Probanden um einen Patienten handeln, es muss aber nicht zwangsläufig ein Patient sein. Es können vorzugsweise auch mehrere Personen bzw. Probanden bei einer Messung durch das Gerät involviert sein.

Die Vorrichtung kann vorzugsweise weiterhin folgende Komponenten mindestens einmal umfassen: elektronischer Verstärker, z. B. zur Verstärkung von Messsignalen vor der Weiterverarbeitung, A/D-Wandler, z. B. zur Wandlung eines analogen Messsignals eines Sensors in ein digitales Signal, Spannungsversorgung, z. B. Akku, einen Datenlogger bzw. einen oder mehrere (Zwischen-) Speicher, eine Technik zur kabellosen Übertragung der gemessenen Daten an einen Computer o. ä., z.B. via Bluetooth und/oder WLAN, mindestens ein Bedienelement, wie z. B. einen Taster, zur Ein- und Ausschalten sowie zu einer Auswahl einer Messkonstellation aus einer Vielzahl an vorgegeben Messkonstellation zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen etc.

Ein A/D-Wandler kann vorzugsweise in einem Sensor, der Sensoreinheit und/oder der Steuerungsvorrichtung umfasst sein.

Vorzugsweise kann am Gerät eine bestimmte Messkonstellation eingestellt werden. Die Messkonstellationen können bspw. die Messvarianten 1. bis 3. (siehe oben) umfassen, den Anwendungsbereich (z. B. Befundung bei Parkinson durch Messung von Muskeloszillationen, und bei Gelenkbeschwerden durch Messung der Kraft, bei der ein Muskel nachgibt oder sportwissenschaftliche Untersuchung etc.), den Kontaktbereich der Vorrichtung mit Probanden (z. B. Hand, Oberschenkel etc.). Der Kontaktbereich kann vorzugsweise durch austauschbare

Adapter mit einer geeigneten jeweiligen Beschaffenheit an die jeweilige Messkonstellation angepasst werden.

Aufgrund der technischen Merkmale ergeben sich weitere bevorzugte Einsatzgebiete der Vorrichtung, z.B. zur Erfassung des Bewegungsausmaßes (Range of Motion, RoM), der Erfassung von Oszillationen von Extremitäten u.a. Es war überraschend, dass nur ein Gerät nötig ist für alle bevorzugten Anwendungen. Insbesondere ist die Erfassung der RoM unabhängig von der Lage, da in allen Ebenen eine Erhebung des Bewegungsausmaßes ermöglicht werden soll. Mit den aus dem Stand der Technik bekannten Inklino-, Pluri- oder Goniometern sind nicht alle Ebenen bzw. Lagen abgedeckt und somit war eine RoM-Messung für alle Ebenen mit nur einem Gerät bisher nicht möglich.

Es war überraschend, dass ein solch kompaktes Gerät eine Vielzahl verschiedener Anwendungen inklusive einer Befundung und Verlaufskontrolle von neurodegenerativen Erkrankungen hat, dabei gleichzeitig einfach bedienbar und dennoch objektiv, zuverlässig und valide ist. Auch vorher durch den Stand der Technik nicht durchführbare Befundungen werden nun durch die Vorrichtung ermöglicht. Insbesondere war die Kombination von Kraftsensorik und Lagesensorik aus dem Stand der Technik bislang unbekannt und eröffnet daher neue Möglichkeiten bei der Erfassung neuromuskulärer Funktionen.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Messung einer muskulären Interaktion eine Messung der zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die Vorrichtung konfiguriert für eine muskuläre Interaktion umfassend eine Reaktion des Probanden auf

i. eine Einwirkung einer äußeren Kraft auf die vom Probanden gehaltene Vorrichtung,

ii. eine Einwirkung des Probanden auf einen externen Körper über die Vorrichtung und/oder

iii. eine Einwirkung des Probanden auf sich selber über die Vorrichtung.

Dass die Vorrichtung hierfür konfiguriert ist, bedeutet im Wesentlichen, dass Adapter, Sensoren etc. entsprechend angeordnet sind, um die muskuläre Interaktion, insbesondere eine Messung der zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft zu messen und vorzugsweise gleichzeitig eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz zu erfassen.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Vorrichtung und/oder die Sensoreinheit eine Steuerungsvorrichtung. So kann eine besonders kompakte und multifunktionale Sensoreinheit verwendet werden, welche einen besonders einfachen Aufbau gewährleistet.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist der Sensor bevorzugt zwischen dem ersten und dem zweiten Adapter angeordnet und der Sensor und/oder die Steuerungsvorrichtung sind konfiguriert für eine Erfassung einer Zeitreihe der zwischen den Adaptern mindestens entlang einer Messrichtung vorliegenden Kraft und der Sensor und/oder die

Steuerungsvorrichtung sind konfiguriert für eine gleichzeitige Erfassung einer Zeitreihe der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die Sensoreinheit bevorzugt zwischen dem ersten und dem zweiten Adapter angeordnet und Sensoreinheit und/oder die Steuerungsvorrichtung sind konfiguriert für eine Erfassung einer Zeitreihe der zwischen den Adaptern mindestens entlang einer Messrichtung vorliegenden Kraft, wobei die Sensoreinheit und/oder die Steuerungsvorrichtung konfiguriert sind für eine gleichzeitige Erfassung einer Zeitreihe der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Kraftsensor, bevorzugt zwischen dem ersten und dem zweiten Adapter angeordnet und Kraftsensor und/oder die Steuerungsvorrichtung sind konfiguriert für eine Erfassung einer Zeitreihe der zwischen den Adaptern mindestens entlang einer Messrichtung vorliegenden Kraft,

wobei der zweite Sensor, und/oder die Steuerungsvorrichtung konfiguriert sind für eine gleichzeitige Erfassung einer Zeitreihe der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels.

Der Sensor bzw. die Sensoreinheit ist bevorzugt zwischen dem ersten und dem zweiten Adapter angeordnet. Was die kinematische Messung betrifft, kann so verbessert und genauer eine Information, z. B. eine Lage- und/oder Bewegungsinformation gemessen werden. Typischerweise ist sowohl der geometrische Mittelpunkt als auch der Schwerpunkt der Vorrichtung in etwa in diesem Bereich angesiedelt, was diese Anordnung für die kinematische Messung besonders geeignet macht.

Die Begriffe Sensor und Sensoreinheit können vorzugsweise synonym verwendet werden, soweit bevorzugt gemeint ist, dass mindestens ein Sensor zur Messung der Kraft in mindestens einer Richtung sowie mindestens ein weiterer Sensor, vorzugweise mehrere Sensoren zur kinematischen Messung umfasst sind.

Insbesondere ist mindestens ein Kraftsensor zwischen den Adaptern angeordnet. Da in dieser Vorzugsvariante die Kraft, welche zwischen den Adaptern vorliegt, gemessen werden soll, ist diese Anordnung für eine besonders präzise und objektive Messung dieser Kraft besonders geeignet.

Die Messung geschieht bevorzugt in Form einer Zeitreihe, wobei bevorzugt die Zeit durch Zeitpunkte mit festen zeitlichen Abständen unterteilt wird. Die gemessene physikalische Eigenschaft (Kraft, Lage, Beschleunigung etc.) wird dann insbesondere nur zum jeweiligen Zeitpunkt betrachtet. Diese Betrachtung kann ebenfalls bevorzugt eine zeitliche Mittelung darstellen. Durch chronologische Auflistung der physikalischen Eigenschaft zum jeweiligen Zeitpunkt kann so die physikalische Eigenschaft im Zeitverlauf durch die daraus resultierende Zeitreihe dargestellt werden. Die Zeitreihe ist dabei bevorzugt endlich und umfasst insbesondere so viele Zeitpunkte wie für die effiziente Berechnung der jeweilig interessanten Größe bzw. für die Messung und Erfassung neuromuskulärer Funktionen in der jeweiligen Ausführung der Messung angemessen.

Die Konfiguration von Sensor bzw. Sensoreinheit und/oder Steuerungsvorrichtung ist wie oben beschrieben darauf ausgerichtet, Messungen zu verschiedenen diskreten Zeitpunkten vorzunehmen und die Messwerte chronologisch in einer Zeitreihe zu verarbeiten und/oder zu speichern. Dafür wird bevorzugt ein Taktgeber verwendet, welcher die Zeitpunkte durch eine variable oder fest eingestellte Frequenz vorgibt. Dieser Taktgeber kann sowohl im Sensor als auch in der Steuerungsvorrichtung integriert vorliegen.

Durch die bevorzugte Ausführungsform können besonders gut muskuläre Aktionen, wie z. B von einem Probanden ausgeübte Kräfte und Bewegungen der Vorrichtung im Zeitverlauf aufgenommen werden, wodurch die Vorrichtung für eine Erfassung neuromuskulärer Funktionen und für eine Vielzahl angestrebter Befundungen von neurodegenerativen Erkrankungen, Befindensstörungen und/oder Muskel-Gelenkbeschwerden besonders gut geeignet ist.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst der Sensor mindestens einen Kraftsensor und mindestens einen Sensor zur Messung der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Sensoreinheit mindestens einen Kraftsensor und mindestens einen Sensor zur Messung der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels.

In diesen beiden Ausführungsformen umfasst der Sensor bzw. die Sensoreinheit die jeweilig genannten Sensoren. Es können bspw. Standardsensoren bzw. -einheiten verwendet werden, was den Sensor bzw. die Sensoreinheit besonders einfach, robust und günstig macht.

Der mindestens eine Sensor (bevorzugt der zweite Sensor) zur kinematischen Messung, bspw. ein Sensor zur Winkelmessung, bezieht sich dabei vorzugsweise auf folgende mögliche Referenzen:

- die Erdbeschleunigung, damit also die Raumvertikale, wenn es bspw. um die Neigung im Raum handelt (Inklinometer);
- das Erdmagnetfeld, bevorzugt wenn es sich um Rotationen um die Vertikale handelt;
- Winkelbeschleunigungen von Rotationen um die drei Raumachsen (Gyrometer).
- Bevorzugt für alle Lageebenen bzw. Rotationsachsen: vor Messungen kann eine Kalibration auf eine definierte Position bevorzugt sein, die sich standardmäßig z. B. auf eine Behandlungsliege bezieht. So „weiß“ das Gerät vorzugsweise, wo/wie ein Proband lokalisiert ist/liegt.

Geeignete Sensoren sind vorzugsweise auch in einer einzigen miniaturisierten Komponente als Kombination als sogenannte Fusionssensoren (engl.: *fusionsensors*) erhältlich.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist die Vorrichtung dadurch gekennzeichnet, dass der erste und der zweite Adapter konfiguriert sind für eine einaxiale Krafteinwirkung entlang der Verbindungsrichtung, wobei die Verbindungsrichtung senkrecht zu den Adaptern vorliegt.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung liegen der erste und der zweite Adapter gegenüberliegend vor, bevorzugt parallel zueinander, und sind konfiguriert für eine einaxiale Krafteinwirkung entlang der Messrichtung, bevorzugt senkrecht zu den Adaptern.

Diese Vorzugsvariante wurde bereits eingangs beschrieben und ist für eine Vielzahl von gewünschten Messungen muskulärer Aktionen und/oder Befundungen besonders gut geeignet. Die Konfiguration für eine einaxiale Krafteinwirkung entlang der Messrichtung wurde ebenfalls bereits eingangs beschrieben und richtet sich z. B. auf Anordnung, Größe, Beschaffenheit, Formgebung etc. der Adapter. Dabei geht es jedoch auch um die Art und Ausgestaltung des Verbindungselements der Adapter, z. B. Material, Anordnung des Sensors zwischen den Adaptern, Elastizität des Verbindungselements etc. Bevorzugt ist dieses Element entlang der Messrichtung angeordnet. Die Konfiguration für eine einaxiale Krafteinwirkung entlang der Messrichtung bedeutet indes vorzugsweise nicht unbedingt, dass eine Kraft nur entlang dieser Richtung gemessen wird bzw. werden kann. Es werden beispielsweise Kräfte zwischen den Adaptern in drei Raumrichtungen gemessen. Dadurch können sich weitere Möglichkeiten der Auswertung ergeben oder aber es kann eine Abweichung der Messung von einem definierten, gewünschten Standard festgestellt werden, bspw. wenn Kraftkomponenten senkrecht der Messrichtung zu groß werden. Auch Scherkräfte und/oder Torsionskräfte können vorzugsweise durch die Vorrichtung erfasst werden.

Die Messrichtung umfasst bevorzugt die Verbindungsachse der Adapter, bzw. ist vorzugsweise parallel zu dieser.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist die Vorrichtung dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung maximal ein Verbindungselement aufweist, wobei dieses Verbindungselement jeweils im Flächenschwerpunkt der sich gegenüberliegenden Flächen des ersten und zweiten Adapters befestigt ist. Das Aufweisen eines einzelnen Verbindungselementes vereinfacht die Herstellung und weist überraschend gute Stabilitätseigenschaften auf, insbesondere da das Verbindungselement in den Flächenschwerpunkten der beiden Adapterflächen befestigt ist.

Durch Vorliegen des Verbindungselementes in den Flächenschwerpunkten der Adapterflächen wird die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit von Messdurchführungen zudem vorteilhaft verbessert, da das Auftreten von Biegemomenten im Adapter vermindert wird. Biegemomente können insbesondere auftreten, wenn der Adapter nur an seinem äußeren Rand beansprucht wird, sodass sich ein Hebel zwischen Kraftvektor und Verbindungselement bildet. Dies führt zu einer Materialverformung im Adapter. Durch Positionierung des Verbindungselementes im Flächenschwerpunkt werden alle möglichen Hebel gering gehalten, sodass dieser Einfluss vermindert wird.

In einer weiteren bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung sind der erste und der zweite Adapter mit 0,1 cm bis 10 cm beabstandet, stärker bevorzugt mit 1 cm bis 5cm und insbesondere 3 cm. Aufgrund der geringen Abstände ist die Vorrichtung in sehr kompakt und daher vorteilhaft gut transportierbar. Die aufgezählten Abstände der Adapter führen zu einer guten Transprotierbarkeit der Vorrichtung. Der Abstand von insbesondere 3 cm führt zudem vorteilhaft dazu, dass der Proband die Vorrichtung in einer Hand halten kann und diese zu einer fast vollumschlossenen Faust ballen kann, sodass eine Kraftmessung einhändig durchgeführt werden kann.

Das Verbindungselement zwischen den Adaptern, welches vorzugsweise eine Kraftmessung ermöglicht und einen Kraftsensor umfasst, ist dabei vorzugsweise mechanisch ausreichend fest, stabil, unelastisch und/oder sonst wie geeignet für eine möglichst direkte Kraftübertragung zwischen beiden Adaptern. Es kann ebenso bevorzugt sein, dass das Verbindungselement zwar ausreichend fest und stabil für einen gewünschten mechanischen Aufbau der Vorrichtung ist, jedoch eine gewisse Elastizität besitzt, um eine präzise Messung der Kraft zu ermöglichen, z. B. wie bei einem harten Elastomer. Einer untersuchenden Person ist so vorzugsweise ein möglichst direkter und unmittelbarer Kontakt zum Probanden gegeben, wodurch sich die Messung verbessert. Auch feine Oszillationen der arbeitenden Muskeln können so gemessen werden. Ein serielles elastisches Element würde hingegen vorzugsweise einen mechanischen Bandpass für die Oszillationen darstellen, der die Signale z. B. verändern würde und ist daher vorzugsweise unerwünscht. Gleichzeitig muss sich bei dem Verbindungselement, vorzugsweise auf einer Mikroebene, durch die Krafteinwirkung sehr wohl eine Veränderung ergeben, damit eine Messung der Kraft ermöglicht wird. Das Verbindungselement könnte bspw. ein (piezo-) resistives Element umfassen, welches zumindest in einem Teil des Elements, vorzugsweise sogar über die gesamte Abmessung des Elements eine hochauflösende und genaue Messung ermöglicht.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Vorrichtung mindestens ein Element für ein visuelles, akustisches und/oder ein vibrotaktiles Feedback, wobei die Steuervorrichtung und das Feedbackelement konfiguriert sind für die Ausgabe eines Feedbacksignals bei einem Auftreten eines zeitlichen Kraftanstiegs und/oder einer Kraftkomponente außerhalb eines vorgegebenen Parameterbereichs.

Ein Feedback kann vorzugsweise folgende Funktionen erfüllen bzw. unterstützen:

1. Steuerung der Messung
2. Qualitätskontrolle/Standardisierung der Messung
3. Ergebnisdarstellung des Tests bzw. der Messung

Grundsätzlich ist das Feedback vorzugsweise angepasst an die vom Gerät bestimmte bzw. eingestellte Messkonstellation. Für diese jeweiligen Messkonstellationen können bestimmte Parameterbereiche innerhalb der gemessenen Größen festgelegt sein, in der die Messung ablaufen sollte, um ein objektives und vergleichbares Ergebnis zu erhalten. Dabei können grundsätzlich alle vom Sensor gemessenen Werte umfasst sein. Vorzugsweise werden insbesondere erwünschte Parameterbereiche eines zeitlichen Kraftanstiegs und/oder einer Kraftkomponente festgelegt. Zur Erfüllung der Funktion 1 oder 2 kann ein direktes Feedbacksignal ausgegeben werden, wenn mindestens eine gemessene Größe, für die ein Parameterbereich festgelegt ist, außerhalb dieses Bereiches liegt. So kann der Proband und/oder der Untersuchende auf die mangelhafte Durchführung hingewiesen werden. Als einfaches Beispiel sei das Überschreiten eines Grenzwerts einer senkrecht zur Messrichtung ausgeübten Kraft genannt. Ein solches Überschreiten ist ein Hinweis auf eine unerwünschte Richtung der Krafteinwirkung einer beteiligten Person oder kann auf ein Abrutschen eines Adapters hindeuten. Durch das bevorzugte Feedback in Echtzeit kann eine sofortige Korrektur zur Erfüllung der beiden genannten Funktionen vorgenommen werden.

Es kann dabei vorzugsweise im Feedbacksignal ein Hinweis auf die Art der vorzunehmenden Korrektur stecken. Z. B. kann das Feedbacksignal als akustisches Feedback in Form einer Sprachausgabe aus einem Lautsprecher erfolgen, in der eine Stimme den Hinweis „Bitte Kraft senkrecht auf den Adapter ausüben!“ vorgibt. Ebenso kann das Feedback visuell, durch eine Anzeige und/oder ein Leuchtsignal erfolgen und z. B. durch rote und grüne Pfeile erwünschte und unerwünschte Richtungen der Krafteinwirkung zum jeweiligen Zeitpunkt vorgeben. Bei einem vibrotaktilen Feedback kann bspw. mindestens ein Adapter in vier separat vibrierende Quadranten unterteilt sein, wobei der Quadrant, der die Richtung einer unerwünschten Krafteinwirkung senkrecht zur Messrichtung umfasst, vibriert.

Das Feedbacksignal kann jedoch vorzugsweise einfacher gestaltet und im Wesentlichen binär sein, indem einfach durch Anzeige bzw. Aufleuchten, durch Ausgabe eines Signaltons und/oder durch Vibration das Überschreiten des vorgegebenen Parameterbereichs signalisiert wird.

Die Analyse der vom Sensor gemessenen Werte und der Abgleich mit den vorgegebenen Parameterwerten wird vorzugsweise von der Steuerungsvorrichtung in Echtzeit durchgeführt. Die vorgegebenen Parameterbereiche können dabei z. B. in einem angeschlossenen Speicher vorliegen.

Die vorgegebenen Parameterbereiche können von vorneherein festgelegt sein, wobei diese beispielsweise durch vorhergehende Versuche mit einer ausreichenden Zahl von Probanden in der jeweiligen Messkonstellation als sinnvolle „Durchschnittswerte“ festgelegt wurden. Durch solche Vorversuche kann bspw. auch ein individueller Korrekturfaktor auf jede individuell durchgeführte Messung angewandt werden, um eine Standardisierung zu gewährleisten. Die vorgegebenen Parameterbereiche können vorzugsweise ebenso aus theoretischen Überlegungen hergeleitet werden.

Es kann ebenso sein, dass zwar initial bestimmte Parameterbereiche vorgegeben werden, jedoch durch die Vorrichtung oder eine verbindbare externe Recheneinheit durch einen selbstlernenden Algorithmus an in der Vergangenheit vorgenommene Messungen angepasst wird. Hierfür kann bspw. Maschinelles Lernen (engl.: *machine learning*) zum Einsatz kommen. Dabei kann das maschinelle Lernen bevorzugt im Wesentlichen durch die Steuerungsvorrichtung der Vorrichtung selber vorgenommen werden für eine besonders leistungsstarke Vorrichtung und/oder zumindest teilweise durch eine regelmäßige Verbindung mit mindestens einem externen Computer vorgenommen werden, so dass die Anforderungen an die Rechenleistung der Steuerungsvorrichtung überschaubar bleiben und diese kompakt und einfach realisiert werden kann.

Bei der gemessenen Kraft, für die ein vorgegebener Parameterbereich vorliegt, kann es sich insbesondere auch um eine Scherkraft und/oder Torsionskraft in Bezug auf mindestens einen Adapter und/oder das Verbindungselement handeln.

In einer Vorzugsvariante kann auch eine Ergebnisdarstellung des Tests bzw. der Messung über das Feedbackelement erfolgen. Vorzugsweise findet die Auswertung/Analyse der Messung/der Zeitreihen und/oder die Befundung nicht in der Vorrichtung selber statt, sondern in einer externen Recheneinheit, zu der die Daten vorher kabelgebunden oder kabellos übertragen werden. Dies kann vorzugsweise auch in Echtzeit und durch einen von der Recheneinheit durchgeführten

Algorithmus automatisiert geschehen. Das Ergebnis kann dann beispielsweise an die Vorrichtung zurückgesendet werden und durch das Feedbacksignal ausgegeben werden, z. B. in Form einer grünen Leuchte, wenn kein Hinweis auf eine neurodegenerative Erkrankung vorliegt. Es kann ebenso bevorzugt sein, dass eine Vorrichtung mit einer besonders leistungsstarken Steuerungsvorrichtung vorstehend beschriebene Analyse selber, insbesondere in Echtzeit vornimmt.

Das Feedbacksignal kann vorzugsweise durch mindestens einen Lautsprecher, durch mindestens eine optische Anzeige (LED; (Touch-) Screen etc.) und/oder mindestens einen Vibrationsstimulator erfolgen.

Ein Feedback im weiteren Sinne kann bevorzugt ebenfalls folgende Größen umfassen: Funktionsmodi (wie Messbereitschaft, Messmodus, z. B. mit/ohne Aufnahme der Messdaten, Messkonstellation) und Messergebnisse (z.B. Muskelfunktion intakt: Grünes Leuchtsignal, gestört: Rotes Leuchtsignal).

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung liegen erster und/oder zweiter Adapter abnehmbar und/oder austauschbar an der Vorrichtung befestigt vor. So können die Adapter an die jeweilige Messkonstellation angepasst werden und/oder eine einfache Reinigung ermöglicht werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Kraftsensor ausgewählt aus der Gruppe umfassend Dehnmessstreifen, kapazitiver Kraftsensor, (Piezo-) resistiver Kraftsensor, Federkörper-Kraftaufnehmer, Kraftaufnehmer mit schwingenden Elementen, magnetischer Kraftsensor, Fusionsensor und/oder inertiale Messeinheit und/oder der zusätzliche bzw. zweite Sensor ausgewählt aus der Gruppe umfassend Beschleunigungssensor, Gyrometer, Inklinometer, Magnetfeldsensor, Goniometer, Fusionsensor und/oder inertiale Messeinheit.

Vorzugsweise ist mit „der Kraftsensor“ mindestens ein Kraftsensor, mit „der zusätzliche Sensor“ mindestens ein zusätzlicher Sensor gemeint. Grundsätzlich sind die vorgenannten Sensoren und ihre jeweilige Implementierung dem Fachmann bekannt.

Ein Gyrometer umfasst dabei vorzugsweise einen Drehratensensor.

Ein Fusionsensor oder Fusionssensor umfasst bevorzugt mehrere der genannten Sensoren in einer Bauform, so dass insbesondere mindestens ein Kraftsensor und ein Sensor für eine kinematische Messung umfasst ist.

Fusionsensoren sind vorzugsweise aus Handys, Smartphones und anderen Mobilgeräten bekannt. In einer Vorzugsvariante der Vorrichtung kann der Sensor bzw. die Sensoren daher auch in einem Smartphone oder in einem anderen Mobilgerät umfasst sein, welche, z. B. über eine Schnittstelle in die Vorrichtung integriert ist, bspw. über einen Slot oder per Bluetooth. Umfasst das Mobilgerät mindestens einen Sensor, ist eine feste physische Verbindung mit der Vorrichtung vorteilhaft. Das Mobilgerät könnte dann bevorzugt die Datenverarbeitung in Form der Steuerungsvorrichtung und/oder eine Analyse der Daten in Form einer externen Recheneinheit mindestens teilweise übernehmen. Ergebnisse könnten z. B. auf dem Display angezeigt werden oder an ein weiteres Gerät gesendet werden. Ebenso kann ein Smartphone auch nur die externe Recheneinheit für die Analyse/Befundung darstellen, ohne die Sensoren zu umfassen.

Es kann ebenso bevorzugt sein, eine kinematische Messung (auch ergänzend) durch mindestens einen externen Sensor vorzunehmen, z.B. per Ultraschall- oder Videooptometrie, Laser- und/oder Radioortung. So kann die Messung weiter verbessert werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Steuerungseinheit eine integrierte Schaltung, bevorzugt einen Mikroprozessor, sowie bevorzugt mindestens einen Speicher und/oder einen A/D-Wandler. Dadurch kann die Vorrichtung besonders kompakt und robust gehalten werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Vorrichtung eine elektrische Spannungsversorgung. So kann die Vorrichtung besonders autark an verschiedenen Orten eingesetzt werden. Insbesondere kann mindestens ein Akku umfasst sein, welcher vorzugsweise drahtlos mit elektrischer Energie aufgeladen werden kann.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Vorrichtung ein Bedienelement, bevorzugt umfassend mindestens einen Taster, ein Touchscreen, ein Jog Dial, ein Mikrofon für eine Spracheingabe und/oder den Sensor und die Steuerungsvorrichtung, welche konfiguriert sind für eine Bedienung durch Lageänderung und/oder Bewegungsmuster der Vorrichtung.

Das Bedienelement umfasst vorzugsweise folgende Interaktionen mit der Vorrichtung: Auswahl der Messkonstellation, Starten und/oder Beenden einer Messung. Daher ist bevorzugt, mindestens eine Auswahl- und/oder Entertaste zu umfassen. Hierfür können insbesondere mindestens ein Tastschalter (welcher z. B. je nach gewünschter Eingabe ein- oder mehrmals gedrückt werden soll), vorzugsweise mindestens 2 Schalter und insbesondere mindestens 3 Schalter umfasst sein. Ein Tastschalter kann beispielsweise an einem seitlichen Rand eines Adapters vorliegen, damit er nicht versehentlich bei einer Messung gedrückt wird. Es kann auch vorzugsweise eine Bedienung über Lagesensordaten erfolgen, entweder ergänzend zu bspw. Tastschaltern oder ausschließlich. Z.B. könnte der zu testende Muskel per Neigung des Geräts aus einer Liste ausgewählt werden oder Schütteln des Geräts bedeutet „Rückgängig“.

Insbesondere kann für eine einfache und intuitive Bedienung ein Scrolling Wheel bzw. ein Jog-Dial umfasst sein, welches insbesondere wie bei einer Computermaus sowohl eine Auswahlfunktion als auch eine Enterfunktion erfüllt.

Insbesondere ist für eine einfache und intuitive Bedienung der Vorrichtung auch eine Spracheingabe bevorzugt.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Vorrichtung eine Sende-/Empfangseinheit, welche konfiguriert ist für eine kabelgebundene und/oder kabellose Datenübertragung mit einer Recheneinheit.

Wie vorstehend beschrieben, wird die eigentliche Analyse mindestens einer gemessenen Zeitreihe bzw. der Messung bevorzugt durch eine externe Recheneinheit, insbesondere einen Computer durchgeführt. Die Daten hierfür können über geeignete und vorzugsweise standardisierte Schnittstellen übertragen werden, insbesondere kabelgebunden und/oder kabellos bzw. drahtlos. Hierfür eignen sich z. B. als Standard für eine Datenübertragung bzw. Schnittstelle Bluetooth, Lightning, Klinkenstecker, Koaxialstecker, Apple 30-pin dock connector,

ASUS Media Bus proprietary, CAMAC, EISA, ISA, LPC, MBus, MCA, Multibus for industrial systems, NuBus oder IEEE 1196, OPTi local bus, PCI, ATA, PATA, IDE, EIDE, ATAPI, S-100 bus oder IEEE 696, SBus oder IEEE 1496, SS-50 Bus, Runway bus, GSC/HSC, Precision Bus, STEbus, STD Bus, Unibus, Q-Bus, VLB oder VL-bus, VMEbus, PC/104, PC/104-Plus, PCI-104, PCI/104-Express, PCI/104, Zorro II and Zorro III, 1-Wire, HyperTransport, I²C, PCIe, SATA, SPI bus, UNI/O, SMBus, IrDA, WLAN, ZigBee, NFC, Wibree, WiMAX, IrDA, optischer Richtfunk, eBus, USB, Micro USB, Type C und/oder FireWire. Durch Bereitstellung einer Schnittstelle bzw. eines Interfaces ausgewählt aus dieser Gruppe ist eine hohe Flexibilität gegeben. Des Weiteren haben diese Schnittstellen ihre Tauglichkeit für eine Vielzahl verschiedenster Anwendung unter Beweis gestellt. Dabei ist einem Fachmann bekannt, wie er eine solche Schnittstelle konstruieren müsste und welche Sende- und Empfangseinheiten umfasst sein müssten. Beispielsweise wüsste ein Fachmann, dass er für eine Lightning Schnittstelle eine geeignete Buchse und/oder einen geeigneten Stecker verbauen müsste, ebenso wüsste er, dass er geeignete Prozessoren, z. B. Host-Controller verwenden müsste. Ihm wäre ebenso bekannt, wie er die elektrischen Elemente der Vorrichtung mit der Schnittstelle verschalten müsste.

Eine Datenübertragung kann vorzugsweise automatisiert, kontinuierlich oder zu bestimmten Zeitpunkten ablaufen oder aber ebenso aufgrund einer Eingabe einer Person, welche z. B. das Ende einer Messung durch ein Bedienelement festlegt.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Zeitreihe der zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft Kraftkomponenten in drei Dimensionen. So kann eine verbesserte und besonders präzise Messung durchgeführt werden.

Es kann vorzugsweise ebenso eine Scherkraft erfasst bzw. aus den Kraftkomponenten bestimmt werden. Es ist ebenso bevorzugt, eine zwischen den Adaptern vorliegende Torsionskraft zu bestimmen und/oder zu vermessen. So können insbesondere Fehlbedienungen festgestellt und/oder über die Feedbackfunktion ausgeschlossen werden.

Vorzugsweise sind über eine solche Messung Abweichungen des Kraftvektors von der idealen Längsachse des Geräts (Messrichtung) abgedeckt und es können unsaubere, bspw. schräge Kraftentwicklungen erfasst werden.

Vorzugsweise sollte die Auflösung und/oder die Datengüte (Rauschen etc.) des (mindestens einen) Sensors (auch für kinematische Messungen) groß genug sein für die Erfassung feiner Muskeloszillationen und/oder Abweichungen in der Oszillationscharakteristik der Muskeloszillationen, wie sie bspw. in einem Frühstadium einer Parkinson Erkrankung auftreten können.

In einem weiteren Aspekt betrifft die Erfindung ein System zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen, umfassend mindestens eine Vorrichtung gemäß der vorliegenden Beschreibung und eine Recheneinheit, wobei das System konfiguriert ist für eine Analyse (mindestens) einer Zeitreihe der zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft und/oder der Lage, Beschleunigung und/oder des Winkels.

Der durchschnittliche Fachmann erkennt, dass technische Merkmale, Definitionen und Vorteile bevorzugter Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung auch für das erfindungsgemäße System und dessen Ausführungsformen gelten.

Eine eigentliche Analyse der mindestens einen Zeitreihe (umfassend mindestens eine Zeitreihe einer Kraftmessung und/oder eine Zeitreihe einer kinematischen Messung) findet bevorzugt, wie bereits vorstehend beschrieben, an einer externen Recheneinheit statt, welche vorzugsweise eine geeignete Schnittstelle für die Datenübertragung aufweist. Die Analyse kann beispielsweise eine grafische Darstellung der Zeitreihe(n), bspw. an einem Bildschirm umfassen, anhand derer Fachpersonal einen Befund oder eine Diagnose erstellt, es kann ebenso eine (automatische) Auswertung anhand eines Algorithmus bevorzugt sein, an deren Ende eine Befundung bzw. Diagnose ausgegeben wird.

Vorzugsweise ist die Recheneinheit ebenfalls geeignet für ein visuelles, akustisches und/oder ein vibrotaktiles Feedback, für die Ausgabe eines Feedbacksignals bei einem Auftreten eines zeitlichen Kraftanstiegs und/oder einer Kraftkomponente außerhalb eines vorgegebenen Parameterbereichs, wie z. B. vorstehend bereits für die Vorrichtung beschrieben wurde.

In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst das System eine zweite Sende- und/oder Empfangseinheit, welche mit der Recheneinheit verbunden vorliegt und konfiguriert ist für eine kabellose Datenübertragung zwischen Vorrichtung und Recheneinheit.

Diese muss vorzugsweise mit der Sende-/Empfangseinheit der Vorrichtung bzw. der verwendeten Schnittstelle für die Datenübertragung und/oder dem verwendeten Datenformat kompatibel sein.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die Analyse der Zeitreihe ausgewählt aus der Gruppe umfassend Erstellen eines Reaktionskraftdiagramms; Erfassung von Oszillationen im Kraft- und/oder Beschleunigungssignal, bevorzugt umfassend eine Erfassung eines Zeitpunktes des Einsetzens von Oszillationen und in Beziehung setzen dieses Zeitpunktes mit einer Zeitreihe der Kraftmessung; Analyse von Oszillationsparametern in Kraft- und/oder kinematischen Signalen (z. B. Amplitude, Frequenz, insbesondere Variation der Magnitude und/oder Periodendauer innerhalb einer Zeitreihe; Relation der Power bzw. Leistung im Vergleich verschiedener Frequenzbänder (spezifischer Quotient)), Bestimmung der maximalen isometrischen (bevorzugt bewegungslosen) Adaptiven Kraft (z. B. maximale Haltekraft bei gleichzeitiger Änderung der erforderlichen Haltekraft) ; Bestimmung der maximalen isometrischen Adaptiven Kraft (z. B. maximale Haltekraft bei gleichbleibender Krafteinwirkung und/oder Betrag der Kraft im Moment des beginnenden Nachgebens bei einem Halten im Bereich der maximalen Haltekraft und darüber), Bestimmung des submaximalen Kraftverlaufs; Bestimmung der maximalen exzentrischen Adaptiven Kraft (maximale Kraft bei einer Bewegung und gleichzeitiger Änderung des erforderlichen Krafteinsatzes bzw. insbesondere die höchste Kraft, die man erzielen kann, während man durch externe Kraft überwunden wird); Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität anhand einer Analyse zeitgleich erhobener Messungen der Kraft und der Lage, des Winkels, einer Änderungsrate der Lage, einer Änderungsrate des Winkels und/oder einer Beschleunigung der Extremität (vorzugsweise auch Messung der Adaptiven Kraft genannt). Oszillationen können dabei

vorzugsweise durch periodische Änderungen der entsprechenden Signale beschrieben werden, insbesondere in einem gewissen Frequenzbereich, z. B. bei ca. 1-20 Hertz [Hz]. Ein Fachmann weiß, wie solche Daten aus der Zeitreihe zu gewinnen sind, bislang war jedoch weder eine entsprechende Vorrichtung zur Messung noch die Relevanz der so gewonnenen Daten bekannt. Zur Analyse kommen bevorzugt Algorithmen auf der Recheneinheit zum Einsatz. So können Befundungen einfach, objektiv und zuverlässig vorgenommen werden, welche bislang im Stand der Technik in dieser Qualität nicht möglich waren.

Vorzugsweise sind ebenfalls folgende Analyseformen umfasst: Vergleich von Zeitreihen verschiedener zeitgleich erhobener Messgrößen; Bestimmung eines Bewegungsausmaßes mindestens einer Extremität, bevorzugt zur Durchführung einer Neutral-Null-Methode (bevorzugt ein standardisierter orthopädischer Bewertungs- und Dokumentationsindex betreffend die Gelenkbeweglichkeit, welche das Bewegungsausmaß eines Gelenks wiedergibt, z. B. als Winkelangabe um eine bevorzugte Achse); Bestimmung einer vorliegenden statischen Kraft; spezifische Analysen der nichtlinearen Dynamik mindestens einer gemessenen Zeitreihe; lineare und/oder komplexe Frequenzanalyse und/oder Kohärenzanalyse mindestens einer gemessenen Zeitreihe; Analyse von Phasenverschiebungen parallel erfasster oszillierender Signale, wie z.B. Kraft und Beschleunigung; Analyse der Amplitudenstreuung mindestens einer gemessenen Zeitreihe; Analyse von Variationskoeffizienten mindestens einer gemessenen Zeitreihe; Analyse der Steigung einer gemessenen Zeitreihe; Bestimmung der Vektorrichtung einer applizierten Kraft; grafische Ausgabe von Mess- und/oder Analysedaten durch eine mit der Recheneinheit verbundene Anzeigevorrichtung; Erfassung einer Baseline der Kraft, einer Maximalkraft und/oder der Änderungsrate der Kraft und/oder Vergleichsanalyse von Zeitreihen verschiedener Messungen eines oder mehrerer Probanden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels, bevorzugt einer Extremität, vorgenommen anhand mindestens eines Schwellwerts der Lage, des Winkels, einer Kraftkomponente und/oder der Beschleunigung und/oder eines Schwellwerts einer Änderungsrate der Lage und/oder des Winkels.

Der Fachmann ist ferner dazu in der Lage die beschrieben Ausführungsformen der Vorrichtung in Bezug auf die Begriffe „parallel“, „planar“ und „senkrecht“ auf weitere Orientierungen bzw. Ausgestaltungen zu adaptieren. So versteht der Fachmann beispielsweise die Vorrichtung entsprechend anzupassen,

- wenn das Verbindungselement nur im Wesentlichen senkrecht oder nicht senkrecht zu den Flächen der Adapter steht,
- wenn die Flächen der Adapter nur im Wesentlichen planar oder nicht planar ausgestaltet sind
- und/oder wenn die Flächen der Adapter nur im Wesentlichen parallel oder nicht parallel zueinander ausgestaltet sind,

sodass alle erfindungsgemäßen Vorteile trotzdem zur Geltung kommen. Der Fachmann weiß also, inwieweit er von den Merkmalen „parallel“, „planar“ oder „senkrecht“ abweichen kann und immer noch die erfindungsgemäßen Vorteile umsetzen kann.

Wenn der Muskel nachgibt, kann dies über das Über- bzw. Unterschreiten eines Schwellwerts mindestens einer der vorgenannten Messgrößen vorzugsweise festgestellt werden. So können bei gleichzeitiger Messung der Zeitreihen mindestens einer dieser Messgrößen und mindestens einer Kraftkomponente z. B. Kraft-Winkeldiagramme (hier ist bspw. der Winkel des angewinkelten Oberschenkels gemeint) erstellt werden, welche eine Befundung ermöglichen. Dies vereinfacht die Befundung erheblich.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität eine Analyse ausgewählt aus der Gruppe umfassend Kraftanstieg eines Muskels während eines Nachgebens, Verhältnisbildung einer Kraft bei einem Nachgeben und der gemessenen Maximalkraft, Analyse von Oszillationen in einer Zeitreihe einer Kraft- und/oder einer Beschleunigungsmessung. Hierdurch können bislang nicht erzielbare Erkenntnisse über neuromuskuläre Funktionen gewonnen werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Analyse mindestens einer Zeitreihe eine Erkennung von pathophysiologischen Veränderungen der neuromuskulären Steuerung und ist ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Analyse der Magnitudenparameter, Frequenzparameter und/oder Synchronisationsparameter der muskulären Oszillationen in einer Zeitreihe, Kraft- und/oder Beschleunigungsmessung. Es war überraschend, dass durch Analyse dieser Parameter eine Erkennung von pathophysiologischen Veränderungen der neuromuskulären Steuerung ermöglicht wurde.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Analyse der Zeitreihe folgende Schritte:

- Übertragung der Messdaten von der Vorrichtung an die Recheneinheit;
- Analyse der Messdaten unter Verwendung mindestens eines Algorithmus durch die Recheneinheit.

Dabei können Darstellung der Messdaten (z. B. grafisch an einem Bildschirm) und Auswertung durch den Algorithmus vorzugsweise getrennt voneinander stattfinden und einander in der Befundung ergänzen.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst die Analyse der Zeitreihe eine grafische und/oder akustische Darstellung der Messdaten. So können bestimmte Befundungen besonders einfach und schnell vorgenommen werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst das System zusätzliche, mit der Vorrichtung verbindbare Adapter, welche bevorzugt ergonomisch geformt, gepolstert und/oder angepasst sind an eine zu vermessende Extremität und/oder an die Messkonstellation.

Die vorgenannten Vorteile in Bezug auf die Ausführungsformen der vorgeschlagenen erfindungsgemäßen Vorrichtung sowie des erfindungsgemäßen Systems, lassen sich auf alle Ausführungsformen des nachgenannten erfindungsgemäßen Verfahrens adaptieren.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung ist ein Verfahren zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionsstörungen und

Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems unter Anwendung einer Vorrichtung der eingangs genannten Art dadurch gekennzeichnet, dass

a) eine zwischen den Adaptern, bevorzugt durch Einwirkung mindestens eines Probanden auf die Vorrichtung über mindestens einen Adapter, vorliegende Kraft gemessen wird,

b) gleichzeitig ein kinematischer Parameter gemessen wird ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz,

c) eine Zeitreihe zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft und/oder eine Zeitreihe der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels erfasst wird,

d) die Zeitreihe der zwischen den Adaptern vorliegende Kraft und/oder der Lage, Beschleunigung und/oder des Winkels analysiert wird, wobei die Analyse der Zeitreihe ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend: Erstellen eines Reaktionskraftdiagramms; Erfassung von Oszillationen im Kraft- und/oder Beschleunigungssignal, umfassend eine Erfassung eines Zeitpunktes des Einsetzens von Oszillationen und in Beziehung setzen dieses Zeitpunktes mit einer Zeitreihe der Kraftmessung, Analyse von Oszillationsparametern; Bestimmung der maximalen isometrischen Adaptiven Kraft; Bestimmung der maximalen exzentrischen adaptiven Kraft; Bestimmung der maximalen isometrischen Kraft, Bestimmung des submaximalen Kraftverlaufs; Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität anhand einer Analyse zeitgleich erhobener Messungen der Kraft und der Lage, des Winkels, einer Änderungsrate der Lage, einer Änderungsrate des Winkels und/oder einer Beschleunigung der Extremität, wobei die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität vorgenommen wird anhand mindestens eines Schwellwerts der Lage, des Winkels, einer Kraftkomponente und/oder der Beschleunigung und/oder eines Schwellwerts einer Änderungsrate der Kraft, der Lage und/oder des Winkels und/oder
die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität eine Analyse umfasst ausgewählt aus der Gruppe umfassend Kraftanstieg eines Muskels während eines Nachgebens, Verhältnisbildung einer Kraft bei einem Nachgeben und der gemessenen Maximalkraft, Analyse von Oszillationen in einer Zeitreihe einer Kraft- und/oder einer Beschleunigungsmessung.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung ist das Verfahren dadurch gekennzeichnet, dass eine Reaktion des Probanden auf

i. eine Einwirkung einer von einer Person aufgebrachten äußeren Kraft auf den Probanden über die Vorrichtung,

ii. eine Einwirkung des Probanden auf einen externen Gegenstand über die Vorrichtung und/oder

iii. eine Einwirkung des Probanden auf sich selber über die Vorrichtung, bevorzugt durch einen zwischen den Händen des Probanden vorliegende Vorrichtung, welche durch Krafteinwirkung jeder Hand auf einen der beiden Adapter zusammengedrückt wird,

gemessen wird.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung ist das Verfahren dadurch gekennzeichnet, dass die Analyse mindestens einer Zeitreihe eine Erkennung von pathophysiologischen Veränderungen der neuromuskulären Steuerung umfasst und ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend Magnitudenparameter, Frequenzparameter und/oder Synchronisationsparameter der muskulären Oszillationen in einer Zeitreihe, Kraft- und/oder Beschleunigungsmessung.

Detaillierte Beschreibung

Im Folgenden soll die Erfindung anhand von Beispielen und Figuren näher erläutert werden, ohne auf diese beschränkt zu sein.

Kurzbeschreibung der Abbildungen

Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung der Vorrichtung.

Detaillierte Beschreibung der Abbildungen

Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung der Vorrichtung. Hierbei ist ein Sensor **3** zwischen dem ersten **1** und dem zweiten Adapter **5** angebracht. Die beiden Adapter liegen sich dabei gegenüber und sind parallel zueinander. Der Sensor **3** liegt genau auf der Verbindungsachse zwischen den beiden Adaptern durch das Verbindungselement, welches senkrecht zu diesen verläuft. Der Sensor **3** umfasst in jedem Fall mindestens einen Kraftsensor, welcher mindestens eine auf das Gerät wirkende Kraftkomponente entlang der Verbindungsachse messen kann. Die Adapter selber weisen eine ergonomisch geformte, rutschfeste und vorteilhafterweise gepolsterte Kontaktfläche auf, welche bei der Ausformung auch darauf ausgelegt ist, den Probanden möglichst schon von der Form her zu einer Krafteinwirkung entlang der bevorzugten Richtung zu bewegen und eine Fehlbedienung auszuschließen.

Zusätzlich können vom Sensor **3** vorzugsweise auch vorteilhafterweise Kraftkomponenten in andere Richtung vermessen werden, um die Gefahr einer falschen Krafteinwirkung weiter zu mindern, in dem bspw. bei einer zu großen Kraftkomponente in eine unerwünschte Richtung ein Feedbacksignal ausgegeben wird.

In einem Chassis, **7** welches in der Abbildung zwischen den Adaptern oberhalb des Kraftsensors **3** angeordnet ist, befindet sich eine Steuerungsvorrichtung, die die vom Kraftsensor **3** erfassten Messdaten mit einer festgelegten Rate erfasst und auf diese Weise eine Zeitreihe der zwischen den Adaptern mindestens entlang einer Messrichtung vorliegenden Kraft aufnimmt, welche beispielsweise in einem ebenfalls im Chassis **7** vorliegenden Zwischenspeicher gespeichert werden. Das Chassis **7** beinhaltet vorzugsweise mindestens einen zweiten Sensor, welcher eine

Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel in Bezug auf eine Referenz vermisst. Auch von diesen Daten wird eine Zeitreihe der gemessenen Daten von der Steuerungsvorrichtung aufgenommen und bevorzugt abgespeichert. Beide Messungen finden zeitgleich statt. Nur durch die zeitgleiche Messung, welche eine Analyse des Zusammenhangs der gemessenen Größen ermöglicht, können die neuromuskulären Funktionen wie gewünscht, einfach, objektiv und zuverlässig befundet werden.

Mess- und Auswertungsbeispiele

Diese gemessenen Daten können dafür, bspw. mittels Bluetooth, an eine Recheneinheit, z. B. einen Computer versendet werden, wo eine ausführliche Auswertung und Datenanalyse der parallel gemessenen Zeitreihen stattfindet. Ebenfalls können visuelle Darstellungen dieser Zeitreihen am PC vorgenommen werden, welche u. U. eine visuelle Befundung ermöglichen.

Es kann sich bei dem Sensor **3** auch um einen integrierten Sensor oder Fusionsensor handeln, welcher gleichzeitig eine Kraftmessung und eine Messung der Lage der Vorrichtung, der Geschwindigkeit der Vorrichtung, der Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens eines Winkels in Bezug auf die Vorrichtung misst.

Die hier beschriebene neuromuskuläre Ansteuerungsfähigkeit beschreibt bspw. die Reaktion eines neuromuskulären Systems auf eine von extern applizierte, ansteigende und/oder veränderliche Kraft. Dabei ist es entscheidend, wie gut sich das neuromuskuläre System an diese Kraft anpassen und ihr widerstehen kann (Adaptive Kraft). Es wird demnach letztlich die maximale Haltefähigkeit des neuromuskulären Systems überprüft. Erfahrungsgemäß ist diese bei Patienten u.a. mit Gelenkbeschwerden eingeschränkt, auch wenn noch kein struktureller Schaden vorhanden ist. Dies gilt ebenso für Patienten mit Befindensstörungen, bei denen kein organischer Ursprung der Symptome auffindbar ist und insbesondere bei Parkinson Patienten. Diese gestörte Ansteuerungsqualität wird aktuell manuell erfasst. Die — berechtigte — Kritik dabei ist die Subjektivität. Die Vorrichtung in Form eines Kombi-Messgerätes erlaubt es nun beispielsweise, bei dieser Messung der von einem Oberschenkel entgegengesetzten Kraft die Kraft- und Winkelverläufe der Vorrichtung und damit des Oberschenkels des Probanden aufzuzeichnen. Dabei ist u.a. die Kontroll- bzw. Feedbackfunktion von besonderer Bedeutung. Denn z.B. über den zeitlichen Verlauf, lässt sich der manuelle Test so variieren, dass zwei Tester zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen können. Durch die Kontrollfunktion wird dies standardisiert.

Das Ergebnis des sogenannten manuellen Muskeltests ist vorzugsweise qualitativ. Es gibt insbesondere zwei Zustände: „Muskel gibt nach" („schwach" = dysfunktionale Ansteuerung) oder „Muskel hält stand" („stark"= normale Ansteuerung). Diese Entscheidung beruht beim manuellen Test auf der Einschätzung des Testers. Mit dem Kombi-Messgerät wird diese Entscheidung über quantitative Daten getroffen und dem Tester abgenommen. Die ausgeübten Kräfte und der Wert, an dem der Muskel nachgibt, kann so präzise vermessen werden. Dafür können z. B. Winkel-Kraft-Verläufe über die Zeit aufgenommen und auch grafisch dargestellt werden. Bei der neuromuskulären Ansteuerung geht es vorzugsweise darum, wie gut sich das neuromuskuläre System an eine von außen applizierte Kraft anpassen kann. Der Tester drückt gegen den

Patienten und steigert dabei langsam die Kraft. Der Patient soll die Position möglichst stabil beibehalten. Geschieht das optimal, kann der Muskel zu jeder Zeit der von außen applizierten, ansteigenden Kraft genau dieselbe Kraft entgegenbringen, während er in seiner Länge unverändert bleibt. Es gibt also keine Winkelveränderung. Die Extremität bleibt während des gesamten Tests stabil. Wenn das neuromuskuläre System während des manuellen Muskeltests in seiner Funktion beeinträchtigt ist, kann diese Anpassung der Hüftbeuger eines Patienten im „schwachen" Zustand nicht optimal geschehen. D.h. während des Kraftanstiegs beginnt der Muskel bereits in seiner Länge nachzugeben, obgleich die Kraft weiter ansteigt. Es gibt eine Winkelveränderung — die Extremität gibt nach — bei weiter ansteigender Kraft. Diese Unterschiede lassen sich bspw. in einem Winkel-Kraft-Verlauf gut herausstellen und messen.

Die Maximalkraft kann im „schwachen" Zustand sogar höher sein als im „starken". Das Entscheidende ist aber wie o.g., dass der Muskel im „schwachen" Zustand bereits vor Erreichen der Maximalkraft beginnt nachzugeben. Die Maximalkraft wird dann während des Nachgebens erreicht. Die Kraft in dem Moment, in dem der Muskel beginnt nachzugeben und deren Relation zur Maximalkraft ist der Parameter von besonderem Interesse. Dies geschieht im „schwachen" Zustand bei ca. 87% der Maximalkraft bzw. Kraft, die derselbe Muskel im „starken" Zustand erreichen kann ohne Nachgeben (p=.017, n=9).

Weitere Beispiele, Ausführungsformen und Vorteile

Die Erfindung vereint in einem Gerät die simultane, kabellose Erfassung kinematischer (Winkel, Beschleunigungen, Lage im Raum) und dynamometrischer Parameter (Reaktionskraft) im Zeitverlauf. Die Einzelkomponenten sind insofern keine Innovation, wie auch deren kabellose Nutzung nicht. Neu ist, diese in einem Gerät zu vereinen, das Gerät in speziellen Settings einzusetzen und deren Daten in speziell entwickelten Auswertealgorithmen zu verarbeiten. Damit erschließen sich völlig neue Anwendungsfelder, für die ein sehr breiter Markt zu erwarten ist. Damit besitzt die Erfindung Alleinstellung.

In diesen Einsatzbereichen könnte die Erfindung die Prävention, Diagnostik und Therapieverlaufskontrolle unterstützen und verbessern. Die Erfindung soll eingesetzt werden (1) in der Praxis, damit Ärzte, Therapeuten u.a. schnell und einfach ein diagnostisches Hilfsmittel zur Verfügung haben; (2) im Fortbildungsbereich, um die manuellen Fähigkeiten und Fertigkeiten zu schulen; (3) im wissenschaftlichen Bereich, um Studien, z.B. Therapien quantitativ zu überprüfen und um neue Erkenntnisse im Forschungsbereich der Neuromechanik zu erhalten.

Bei der Prüfung der neuromuskulären Ansteuerungsfähigkeit kommen z.Z. nur manuelle Testverfahren zum Einsatz. Diese haben sich zwar in der Praxis bewährt, aber es bedarf einer Objektivierung dessen. Reine Krafttest — für die es auch bereits Geräte gibt (s.u.) — erfassen diese spezielle Form der Ansteuerung nicht.

Bis heute gibt es kein objektives, reliables und valides diagnostisches Mittel oder eine Therapieverlaufskontrolle für Patienten mit Parkinson-Syndrom für die klinische Routinepraxis; Die Erfindung könnte hier eine Lücke schließen und unterstützen, Parkinson-Patienten von Gesunden zu differenzieren. Die Besonderheit liegt darin, dass erste Ergebnisse darauf hinweisen, dass dies bereits ohne bzw. vor Auftreten des pathologischen Tremors möglich ist. Dies spricht dafür, dass bereits in einem Frühstadium oder bei atypischen Verläufen eine

einfachere und sicherere Diagnostik möglich sein könnte. Da für Parkinson-Patienten ein frühzeitiger Therapiebeginn entscheidend ist, könnte die Erfindung einen wichtigen Beitrag in der Parkinson-(Früh-)Diagnostik leisten.

Auch andere Einsatzgebiete sind relevant:

Aufgrund der technischen Merkmale kann die Erfindung auch eingesetzt werden, um z.B. das Bewegungsausmaß (Range of Motion, RoM) oder Oszillationen der Extremitäten u.a. zu erfassen. Auch hier liegt die Besonderheit darin, dass nur ein Gerät nötig ist für alle Anwendungen.

Die Erfindung vereint in einem Gerät die simultane, kabellose Erfassung kinematischer und dynamometrischer Parameter (Kraft, Winkel, Beschleunigungen, Lage im Raum (in allen Ebenen!) im Zeitverlauf) sowie eine Software inkl. spezifischer Auswertealgorithmen. Diese wurden entwickelt und sind entscheidende Basis für diese Art der Anwendung. Die Anwendung erfolgt in individuellen — auf die jeweiligen Fragestellungen abgestimmten — Settings. Das Inbeziehungsetzen von simultan erhobenen kinematischen und dynamometrischen Daten per Handheld-Device im Rahmen der spezifischen Algorithmen begründet den Alleinstellungcharakter der Erfindung.

In der Kombination mit unterschiedlichen Settings und Auswertealgorithmen wird die Erfindung für verschiedene Einsatzgebiete geeignet sein und könnte in diesen Bereichen die Diagnostik und Therapieverlaufskontrolle maßgeblich unterstützen und verbessern. Des Weiteren wird sie die Lehre und Forschung in spezifischen Bereichen ergänzen und verbessern können.

(1) Neuromuskuläre Ansteuerung

Der größte Vorteil ist die simultane Erfassung von Kraft und Winkel sowie Position im Raum, wodurch die Erfassung der Adaptiven Kraft ermöglicht wird. Damit hat die Erfindung Alleinstellung. Zumal hier noch weitere Kontrollmöglichkeiten wie Überprüfung der Anstiegsgeschwindigkeit, der Scher- und Torsionskräfte u.a. vorhanden sein werden, damit der manuelle Muskeltest durch das Gerät maximal objektivierbar wird.

(2) Parkinson-Syndrom

Die Erfindung könnte durch das leicht durchzuführende, ökonomische, objektive und nicht-invasive Testverfahren die Diagnostik eines Parkinson-Syndroms unterstützen. Die Ergebnisse der aktuellen Studie an Parkinson-Patienten ohne Tremor legen den Schluss nahe, dass auch bei Patienten ohne pathologischen Ruhetremor eine Differenzierung mit hoher Sensibilität möglich ist. Dies ist hier als entscheidender Vorteil zu sehen. Über die Spezifität kann noch keine Aussage gemacht werden

Vorteile:

- objektiv

- nicht-invasiv

- ökonomisch (zeitlich und finanziell)

- einfache Bedien- und Umsetzbarkeit

(3) Weitere mögliche Einsatzgebiete

- Messung des Range of Motion

- Messung der statischen Kraft

- Messung der Oszillationen und Kraft intra- und interpersonell

Besondere Vorteile der Erfindung:

(1) Simultane Messung verschiedener kinematischer und dynamometrischer Parameter über ein kabelloses Handheld-Device (dies wird derzeit nur von Großgeräten geleistet, nicht von Handheld-Geräten), z.B. werden die Reaktionskraft (intra- oder interpersonell) sowie Lageparameter und Beschleunigung im Raum simultan erfasst.

(2) in der Möglichkeit der Messung zwischen zwei Personen (interpersonell) über ein Device. Damit werden Reaktionskräfte und Beschleunigungen zwischen Personen und deren Verläufe und Beziehungen zueinander messbar;

(3) In-Beziehung-Setzen der Parameter (Daten) durch innovative Auswertealgorithmen;

(4) in der Kombination mehrerer Kraftsensoren und der Verarbeitung von deren Daten zur Bestimmung der applizierten Vektorrichtung;

(5) Automatisierte Qualitätskontrolle des Testablaufs durch das System anhand einer räumlichen und zeitlichen Kraftvektoranalyse mit visuellem, akustischem und/oder haptischem Feedback und Korrekturhinweisen; Das System wäre damit im Fort- und Weiterbildungssektor sowie in der klinischen Praxis konkurrenzlos.

(6) in der Ausgabe der Daten in speziell generierter grafischer Form, die dem Untersucher eine sehr schnelle Kontrolle des Ergebnisses erlaubt, auch im Längsschnittvergleich mit früheren Messungen;

(7) Eignung des Systems nicht nur für die Praxis in Therapie, Arbeitsmedizin und Sport, sondern auch für wissenschaftliche Anforderungen und Laborbedingungen.

(8) Die Erfindung eröffnet die Option für die Kausaldiagnostik unklarer Beschwerdebilder sowie der (Früh-)Diagnostik bei neurodegenerativen Erkrankung wie dem Parkinson-Syndrom.

(9) Erfassung der neuromuskulär erzeugten Oszillationen über die Zeit zur Auswertung für therapeutische und wissenschaftliche Zwecke

(10) Multifunktionalität durch zusätzlich mögliche goniometrische wie auch kinematische Messfunktionen.

(11) in innovativen Testdesigns zur Untersuchung neuromuskulärer Oszillationen (z.B. zur Unterstützung der Diagnostik bei neurodegenerativen Erkrankungen, wie Parkinson);

Merkmale bestimmter Ausführungsformen:

Zentrale Einheit wird die komplexe Sensorik mit integrierter Elektronik für AD-Wandlung, Datalogging, Spannungsversorgung und Sendeinheit sein. Je nach Anwendung wird die Erfindung verschiedene Adapter als Interfaces zwischen Untersucher und Proband/Patient bzw. zwischen den Händen eines oder zweier Probanden/Patienten haben. Für verschiedene Betriebssysteme und Endgeräte wird es passfähige Software zur Kontrolle und Auswertung geben.

Kernstück der Hardware der Erfindung ist das Handheld-Gerät (Abb. 1). Dieses besteht aus mindestens einem Kraftsensor (z.B. Dehnmessstreifen, kapazitive, Piezo- oder andere Sensorik) zur Erfassung der (Reaktions-)kraft, einem Gehäuse, in dem weitere Sensorik und Übertragungstechnik untergebracht ist, wie:

Beschleunigungssensor, Inklinometer, Gyrometer, Inertial-Sensor, Verstärker, A/D-Wandler, Spannungsversorgung (Akku), Datalogger, Zwischenspeicher, Technik zur kabellosen Übertragung der Daten (z.B. Bluetooth, WLAN, Bedienelemente, wie Taster o.ä.

Als Interfaces zwischen Handgerät und Untersucherhand bzw. Proband/Patient dienen spezielle Verbindungsstücken (Adapter), die — der jeweiligen Anwendung entsprechend — unterschiedlich ergonomisch geformt und ggf. gepolstert sind.

Das Gehäuse kann ein robustes Gehäuse sein, aufweisend Inertialsensor, Kraftsensor, Zwischenspeicher, Bluetoothsender, Platine, Akku, Bedienelement, embedded Software, etc.

Die Erfindung verbindet (1) ein kabelloses Handheld-Gerät mit besonderen innovativen Elementen (Abb. 1) mit (2) verschiedenen, spezifischen speziell entwickelten Settings sowie (3) exakt darauf abgestimmte individuelle Auswertungsalgorithmen. Damit soll die Erfindung in unterschiedlichen Bereichen die Diagnostik und Therapieverlaufskontrolle unterstützen und verbessern. Auch im Bereich der Forschung und Lehre kann die Erfindung als objektives Messsystem sowie Trainingsgerät eingesetzt werden.

Konstruktive Besonderheit ist die Integration von Kraftsensorik mit Gonio- und Gyrometrie in einem System. Eine über hinreichende Messgüte verfügende und zweckmäßig angeordnete Sensorik soll durch die mit speziell entwickelten Auswertealgorithmen versehene Software in den jeweiligen Einsatzgebieten zwischen pathologischer bzw. gestörter und intakter Funktionsweise unterscheiden.

Die Erfindung weist einen multiplen technischen Funktionsumfang auf, ist kabellos und anhand der geringen Größe und der unkomplizierten Gestaltung des Interfacedesigns intuitiv in der Handhabung und ermöglicht eine einfache Darstellung und Auswertung der erhobenen Messwerte.

Originalität und Innovation im Sinne von Alleinstellungsmerkmalen im Vergleich mit derzeit üblichen Dynamometern mit ähnlichem Einsatzgebiet (Stand der Technik) bezieht das Vorhaben — in Bezug auf die angestrebte technische Funktionalität — aus folgenden konstruktiven bzw. funktionalen Merkmalen:

• Simultane Messung der Reaktionskraft (intra- oder interpersonell) sowie der Lageparameter und der Beschleunigung im Raum

• Erfassung des Verlaufs der submaximalen Reaktionskraft sowie der Beschleunigungen und damit neuromuskulär erzeugter Oszillationen über die Zeit zur Auswertung für therapeutische und wissenschaftliche Zwecke

• Automatisierte Qualitätskontrolle des Testablaufs durch das System anhand einer räumlichen und zeitlichen Kraftvektoranalyse mit visuellem, akustischem oder haptischem Feedback und Korrekturhinweisen; Das System ist somit im Fort- und Weiterbildungssektor sowie in der klinischen Praxis konkurrenzlos.

• Eignung des Systems nicht nur für die Praxis in Therapie, Arbeitsmedizin und Sport, sondern auch für wissenschaftliche Anforderungen und Laborbedingungen.

Die Erfindung eröffnet die Option für die Kausaldiagnostik unklarer Beschwerdebilder sowie der (Früh-)Diagnostik bei neurodegenerativen Erkrankung wie dem Parkinson-Syndrom.

• Multifunktionalität durch zusätzlich mögliche goniometrische wie auch kinematische Messfunktionen.

Anhand einiger Beispiele sollen der Funktionsumfang sowie die Einsatzgebiete expliziter erläutert werden:

(1) Parkinson-Syndrom

Die Besonderheit der Erfindung im Rahmen der Diagnostik und Therapieverlaufskontrolle bei Patienten mit Parkinson-Syndrom liegt darin, dass die neuartige Erfassung und Analyse der neuromuskulär erzeugten Oszillationen unter standardisierter Kraftentfaltung ökonomisch und leicht zu handhaben erfolgen kann, dennoch objektiv ist. Dabei können unterschiedliche, für die Fragestellung exakt spezifizierte — und damit auch neuartige — Settings und Analysen kombiniert oder einzeln betrachtet werden. Der Auswertealgorithmus setzt dabei einerseits die Leistung verschiedener niederfrequenter Bereiche in Relation zueinander, betrachtet andererseits z.T. daraus entstehende und weitere spezifische Variationskoeffizienten (z.B. die Amplitudenstreuung u.ä.).

(2) Neuromuskuläre Ansteuerung

Durch die neuartige spezifisch kombinierte Sensorik ermöglicht das Gerät auch die Erfassung der Adaptiven Kraft mit zwei neuartigen Parametern ($AFiso_{max}$ und $AFecc_{max}$). Dabei verbindet das Gerät die Variabilität und Ökonomie manueller Muskelprüfung mit der Objektivität und Reproduzierbarkeit eines Messgerätes. Das System erfasst außerdem durch die Analyse der Kraftvektoren in Raum und Zeit die Qualität der Testdurchführung und korrigiert diese gegebenenfalls unmittelbar.

• Durch das In-Beziehung-Setzen von Kraft zu Lage- bzw. Beschleunigungswerten wird die Bestimmung zweier innovativer Kraftparameter ermöglicht:

- maximale isometrische Adaptive Kraft $AFiso_{max}$
- maximale exzentrische Adaptive Kraft $AFecc_{max}$

• Bestimmung beider innovativer AF-Parameter innerhalb eines Messgangs

• Bestimmung der von beiden Interaktionspartnern gemeinsam erzeugten Beschleunigungen

(3) Weitere mögliche Einsatzgebiete

Das Gerät kann zudem zur goniometrischen Erfassung der Gelenkbeweglichkeit und zur kinematischen Bewegungsanalyse genutzt werden.

Das Gerät kann zur Erfassung der Oszillationen von Kraft und Beschleunigung der Extremitäten intra- sowie interpersonell eingesetzt werden. Auch hier werden verschiedene, spezifische Analysen der nichtlinearen Dynamik eingesetzt, die sowohl eine komplexe Frequenzanalyse über die Zeit als auch Kohärenzanalysen ermöglicht.

Zusätzliche Beschreibungen zur Erfindung bei neuromuskulärer Ansteuerungsfähigkeit

Die hier beschriebene neuromuskuläre Ansteuerungsfähigkeit beschreibt die Reaktion eines neuromuskulären Systems auf eine von extern applizierte, ansteigende Kraft. Dabei ist es entscheidend, wie gut sich das neuromuskuläre System an diese Kraft anpassen und ihr widerstehen kann. Es wird demnach letztlich die maximale Haltefähigkeit des neuromuskulären Systems überprüft. Erfahrungsgemäß ist diese bei Patienten u.a. mit Gelenkbeschwerden eingeschränkt, auch wenn noch kein struktureller Schaden vorhanden ist. Dies gilt ebenso für Patienten mit Befindensstörungen, bei denen kein organischer Ursprung der Symptome

auffindbar ist. Diese gestörte Ansteuerungsqualität wird aktuell manuell erfasst. Die — berechtigte — Kritik dabei ist die Subjektivität. Das Kombi-Messgerät erlaubt es nun, die Kraft- und Winkelverläufe aufzuzeichnen. Dabei ist u.a. die Kontrollfunktion von besonderer Bedeutung. Denn z.B. über den zeitlichen Verlauf, lässt sich der manuelle Test so variieren, dass zwei Tester zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen können. Durch die Kontrollfunktion wird dies standardisiert.

Ansteuerungsqualitäten beim Muskeltest

Das Ergebnis des manuellen Muskeltests ist qualitativ. Es gibt zwei Zustände: „Muskel gibt nach" („schwach" = dysfunktionale Ansteuerung) oder „Muskel hält stand" („stark"= normale Ansteuerung). Diese Entscheidung beruht beim manuellen Test auf der Einschätzung des Testers. Mit dem Kombi-Messgerät wird diese Entscheidung über quantitative Daten getroffen und dem Tester abgenommen. Exemplarische Winkel-Kraft-Verläufe über die Zeit für beide Zustände sind zu entnehmen. Diese sollten deutlich machen, dass es bei der neuromuskulären Ansteuerung darum geht, wie gut sich das neuromuskuläre System an eine von außen applizierte veränderliche Kraft anpassen kann. Der Tester drückt gegen den Patienten und steigert dabei langsam die Kraft. Der Patient soll die Position möglichst stabil beibehalten. Geschieht das optimal, kann der Muskel zu jedem Zeitpunkt der von außen applizierten, ansteigenden Kraft genau dieselbe Kraft entgegenbringen, während er in seiner Länge unverändert bleibt . Es gibt also keine Winkelveränderung. Die Extremität bleibt während des gesamten Tests stabil.

Wenn das neuromuskuläre System in seiner Funktion beeinträchtigt ist, kann diese Anpassung nicht optimal geschehen. D.h. während des Kraftanstiegs beginnt der Muskel bereits in seiner Länge nachzugeben, obgleich die Kraft weiter ansteigt. Es gibt eine Winkelveränderung — die Extremität gibt nach — bei weiter ansteigender Kraft.

Wie zu entnehmen ist, kann die Maximalkraft im „schwachen" Zustand sogar höher sein als im „starken". Das Entscheidende ist aber wie o.g., dass der Muskel im „schwachen" Zustand bereits vor Erreichen der Maximalkraft beginnt nachzugeben. Die Maximalkraft wird dann während des Nachgebens erreicht. Der Moment, in dem der Muskel beginnt nachzugeben, ist der Parameter von besonderem Interesse. Dies geschieht im „schwachen" Zustand bei ca. 87% der Maximalkraft, die derselbe Muskel im „starken" Zustand erreichen kann ohne Nachgeben (p=.017, n=9).

Unterschiedliche Parameter sind bei einer Auswertung von Interesse:

- Baseline der Kraft
- Maximale Kraft
- Steigung des Kraftanstiegs
- Kraft zum Zeitpunkt des beginnenden Nachgebens
- Verhältnisse, wie z.B. Kraft beim Nachgeben vs. Maximalkraft, Oszillationen im Kraft- und Beschleunigungssignal während des Kraftanstiegs und während des Kraftplateaus, u.a. auch, wann die Oszillationen beginnen
- Zeitliche Dauer des Tests

Zusätzliche Beschreibungen zur Erfindung beim Parkinson-Syndrom

Wie bereits genannt wurde, machen die spezifischen Settings und Auswertealgorithmen einen innovativen Teil der Erfindung aus.

Hier sollen in aller Kürze die Besonderheiten zum Anwendungsbereich „Parkinson-Syndrom" beschrieben werden.

Innovative Settings

Beispielhaft sollen die Probanden entweder unilateral (mit einer Extremität gegen festen Widerstand) oder bilateral (zwei Extremitäten gegeneinander— intrapersonell) isometrisch Kraft erzeugen. Dabei werden die Oszillationen erfasst, die durch das neuromuskuläre System erzeugt werden. Insbesondere die bilaterale Testung scheint die pathologische Veränderung der neuromuskulären Steuerung zu zeigen. Wahlweise ist es auch möglich, zusätzlich die myofaszialen Oszillationen mittels Piezo- oder Beschleunigungssensor über die Haut über dem Muskelbauch zu erfassen, um weitere Hinweise zu erhalten.

Innovative Auswertung und Ergebnisse für das Parkinson Syndrom

Es ist insbesondere hervorzuheben, dass selbst bei Parkinson-Patienten, die noch keinen Tremor aufweisen, ein signifikanter Unterschied im Vergleich zu gesunden Gleichaltrigen vorhanden ist. Dies findet sich bzgl. verschiedener Parameter, z.B. der Amplitudenvariation. Aber auch mit einem speziell entwickelten Quotienten, der sowohl bei Daten des Beschleunigungssensors als auch bei mittels Piezo-Sensoren erfassten Daten signifikante Unterschiede zeigt.

Es wird darauf hingewiesen, dass verschiedene Alternativen zu den beschriebenen Ausführungsformen der Erfindung verwendet werden können, um die Erfindung auszuführen und

zu der erfindungsgemäßen Lösung zu gelangen. Die erfindungsgemäße Vorrichtung sowie das System beschränken sich in ihren Ausführungen somit nicht auf die vorstehenden bevorzugten Ausführungsformen. Vielmehr ist eine Vielzahl von Ausgestaltungsvarianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung abweichen können. Ziel der Ansprüche ist es, den Schutzumfang der Erfindung zu definieren. Der Schutzumfang der Ansprüche ist darauf gerichtet, die erfindungsgemäße Vorrichtung und das System abzudecken.

Bezugszeichenliste

1 erster Adapter

3 (Kraft-) Sensor

5 zweiter Adapter

7 Chassis

LITERATURVERZEICHNIS

[1] Deutsche Gesellschaft für Neurologie (DGN) (Hrsg). Idiopathisches Parkinson-Syndrom. Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie. Langversion. AWMF-Register-Nummer: 030-010 (2016). Zugriff am 10.07.2018 unter https://www.dgn.org/images/red_leitlinien/LL_2016/PDFs_Download/030010_n_langfassung_ips2016.pdf)

[2] Oertel W, Deuschl G, Poewe W. Parkinson-Syndrome und andere Bewegungsstörungen. Stuttgart: Thieme Verlag; 2012

[3] Stein M (1999). Fachpressegespräch mit Dr. Wolfgang Götz, Dr. Gudrun Ulm, Dr. Andres Otto Ceballos-Baumann: "Früherkennung Parkinson: Hinsehen - handeln - helfen", München, 24. Februar 1999, veranstaltet von der Deutschen Parkinson Vereinigung e.V., Neuss.

PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionsstörungen und Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems, umfassend:

   - mindestens einen Kraftsensor (3);
   - mindestens einen zweiten Sensor zur Messung mindestens eines kinematischen Parameters;
   - einen ersten Adapter (1) als eine erste physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,
   - einen zweiten Adapter (5) als eine zweite physische Schnittstelle an einer Außenfläche der Vorrichtung,

   dadurch gekennzeichnet, dass

   erster (1) und zweiter Adapter (5) und Kraftsensor (3) konfiguriert sind für eine Messung einer zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft, bevorzugt durch Einwirkung mindestens eines Probanden auf die Vorrichtung über mindestens einen Adapter,
   wobei der erste (1) und der zweite Adapter (5) eine planar ausgestaltete Fläche aufweisen, die gegenüberliegend, parallel zueinander vorliegen und durch ein senkrecht zu den Flächen liegendes Verbindungselement, umfassend den Kraftsensor (3), verbunden sind,
   wobei der zweite Sensor konfiguriert ist für eine gleichzeitige Messung des kinematischen Parameters ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz.

2. Vorrichtung nach dem vorherigen Anspruch,
   dadurch gekennzeichnet, dass
   die Vorrichtung ein Verbindungselement aufweist, wobei dieses Verbindungselement jeweils im Flächenschwerpunkt der sich gegenüberliegenden Flächen des ersten (1) und zweiten (5) Adapter befestigt vorliegt.

3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
   dadurch gekennzeichnet, dass
   die Vorrichtung konfiguriert ist für eine Messung einer Reaktion des Probanden auf
   i. eine Einwirkung einer von einer Person aufgebrachten äußeren Kraft auf den Probanden über die Vorrichtung,
   ii. eine Einwirkung des Probanden auf einen externen Gegenstand über die Vorrichtung und/oder
   iii. eine Einwirkung des Probanden auf sich selber über die Vorrichtung, bevorzugt durch einen zwischen den Händen des Probanden vorliegende Vorrichtung, welche durch Krafteinwirkung jeder Hand auf einen der beiden Adapter zusammengedrückt wird.

4. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorherigen Ansprüche,
   dadurch gekennzeichnet, dass
   eine Steuerungsvorrichtung umfasst ist und/oder

der Kraftsensor (3), bevorzugt zwischen dem ersten (1) und dem zweiten Adapter (5) angeordnet ist, und Kraftsensor (3) und/oder die Steuerungsvorrichtung konfiguriert sind für eine Erfassung einer Zeitreihe der zwischen den Adaptern mindestens entlang einer Messrichtung vorliegenden Kraft,
wobei der zweite Sensor, und/oder die Steuerungsvorrichtung konfiguriert sind für eine gleichzeitige Erfassung einer Zeitreihe der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels.

5. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorherigen Ansprüche
dadurch gekennzeichnet, dass
der erste (1) und der zweite Adapter (5) konfiguriert sind für eine einaxiale Krafteinwirkung entlang der Messrichtung, bevorzugt senkrecht zu den Adaptern.

6. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorherigen Ansprüche 4-5, umfassend mindestens ein Element für ein visuelles, akustisches und/oder ein vibrotaktiles Feedback,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Steuervorrichtung und das Feedbackelement konfiguriert sind für die Ausgabe eines Feedbacksignals bei einem Auftreten eines zeitlichen Kraftanstiegs und/oder einer Kraftkomponente außerhalb eines vorgegebenen Parameterbereichs.

7. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass
der Kraftsensor (3) ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend Dehnmessstreifen, kapazitiver Kraftsensor, (Piezo-) resistiver Kraftsensor, Federkörper-Kraftaufnehmer, Kraftaufnehmer mit schwingenden Elementen und/oder magnetischer Kraftsensor und/oder
der zweite Sensor ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend Beschleunigungssensor, Inertialsensor, Gyrometer, Inklinometer, Magnetfeldsensor, Goniometer und/oder Fusionsensor und/oder
die Steuerungseinheit eine integrierte Schaltung, bevorzugt einen Mikroprozessor, sowie bevorzugt mindestens einen Speicher und/oder einen A/D-Wandler umfasst.

8. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorherigen Ansprüche,
umfassend ein Bedienelement, bevorzugt umfassend mindestens einen Taster, ein Touchscreen, ein Jog Dial, ein Mikrofon für eine Spracheingabe und/oder Sensor und Steuerungsvorrichtung, welche konfiguriert sind für eine Bedienung durch Lageänderung und/oder Bewegungsmuster der Vorrichtung und/oder
umfassend eine Sende/Empfangseinheit, welche konfiguriert ist für eine kabelgebundene und/oder kabellose Datenübertragung mit einer Recheneinheit.

9. Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorherigen Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Zeitreihe der zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft Kraftkomponenten in drei Dimensionen umfasst.

10. System zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen, umfassend mindestens eine Vorrichtung nach einem oder mehreren der vorherigen Ansprüche und eine Recheneinheit
dadurch gekennzeichnet, dass
das System konfiguriert ist für eine Analyse einer Zeitreihe der zwischen den Adaptern vorliegende Kraft und/oder der Lage, Beschleunigung und/oder des Winkels, wobei bevorzugt eine zweite Sende- und/oder Empfangseinheit umfasst ist, welche mit der Recheneinheit verbunden vorliegt und konfiguriert ist für eine kabelgebundene und/oder kabellose Datenübertragung zwischen Vorrichtung und Recheneinheit, wobei
die Analyse der Zeitreihe bevorzugt ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend:
Erstellen eines Reaktionskraftdiagramms; Erfassung von Oszillationen im Kraft- und/oder Beschleunigungssignal, bevorzugt umfassend eine Erfassung eines Zeitpunktes des Einsetzens von Oszillationen und in Beziehung setzen dieses Zeitpunktes mit einer Zeitreihe der Kraftmessung, Analyse von Oszillationsparametern; Bestimmung der maximalen isometrischen Adaptiven Kraft; Bestimmung der maximalen exzentrischen Adaptiven Kraft; Bestimmung der maximalen isometrischen Kraft, Bestimmung des submaximalen Kraftverlaufs; Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität anhand einer Analyse zeitgleich erhobener Messungen der Kraft und der Lage, des Winkels, einer Änderungsrate der Lage, einer Änderungsrate des Winkels und/oder einer Beschleunigung der Extremität, wobei
die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität bevorzugt vorgenommen wird anhand mindestens eines Schwellwerts der Lage, des Winkels, einer Kraftkomponente und/oder der Beschleunigung und/oder eines Schwellwerts einer Änderungsrate der Kraft, der Lage und/oder des Winkels und/oder
die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität bevorzugt eine Analyse umfasst ausgewählt aus der Gruppe umfassend Kraftanstieg eines Muskels während eines Nachgebens, Verhältnisbildung einer Kraft bei einem Nachgeben und der gemessenen Maximalkraft, Analyse von Oszillationen in einer Zeitreihe einer Kraft- und/oder einer Beschleunigungsmessung.

11. System nach dem vorherigen Anspruch,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Analyse mindestens einer Zeitreihe eine Erkennung von pathophysiologischen Veränderungen der neuromuskulären Steuerung umfasst und ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend Magnitudenparameter, Frequenzparameter und/oder Synchronisationsparameter der muskulären Oszillationen in einer Zeitreihe, Kraft- und/oder Beschleunigungsmessung.

12. Verfahren zur Erfassung neuromuskulärer Funktionen für eine Befundung und Therapie von Funktionsstörungen und Erkrankungen des neuromuskuloskelettalen Systems unter Anwendung einer Vorrichtung gemäß Ansprüche 1 bis 9
dadurch gekennzeichnet, dass

a) eine zwischen den Adaptern (1) und (5), bevorzugt durch Einwirkung mindestens eines Probanden auf die Vorrichtung über mindestens einen Adapter, vorliegende Kraft gemessen wird;

b) gleichzeitig ein kinematischer Parameter gemessen wird ausgewählt aus der Gruppe umfassend eine Lage der Vorrichtung, bevorzugt eine dreidimensionale Lage der Vorrichtung, eine Geschwindigkeit der Vorrichtung, eine Beschleunigung der Vorrichtung und/oder mindestens einen Winkel der Vorrichtung in Bezug auf eine Referenz;

c) eine Zeitreihe zwischen den Adaptern vorliegenden Kraft und/oder eine Zeitreihe der Lage, der Geschwindigkeit, der Beschleunigung und/oder des Winkels erfasst wird;

d) die Zeitreihe der zwischen den Adaptern vorliegende Kraft und/oder der Lage, Beschleunigung und/oder des Winkels analysiert wird, wobei die Analyse der Zeitreihe ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend: Erstellen eines Reaktionskraftdiagramms; Erfassung von Oszillationen im Kraft- und/oder Beschleunigungssignal, umfassend eine Erfassung eines Zeitpunktes des Einsetzens von Oszillationen und in Beziehung setzen dieses Zeitpunktes mit einer Zeitreihe der Kraftmessung, Analyse von Oszillationsparametern; Bestimmung der maximalen isometrischen Adaptiven Kraft; Bestimmung der maximalen exzentrischen Adaptiven Kraft; Bestimmung der maximalen isometrischen Kraft, Bestimmung des submaximalen Kraftverlaufs; Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität anhand einer Analyse zeitgleich erhobener Messungen der Kraft und der Lage, des Winkels, einer Änderungsrate der Lage, einer Änderungsrate des Winkels und/oder einer Beschleunigung der Extremität ,wobei die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität vorgenommen wird anhand mindestens eines Schwellwerts der Lage, des Winkels, einer Kraftkomponente und/oder der Beschleunigung und/oder eines Schwellwerts einer Änderungsrate der Kraft, der Lage und/oder des Winkels und/oder die Unterscheidung eines standhaltenden und eines nachgebenden Muskels einer Extremität eine Analyse umfasst ausgewählt aus der Gruppe umfassend Kraftanstieg eines Muskels während eines Nachgebens, Verhältnisbildung einer Kraft bei einem Nachgeben und der gemessenen Maximalkraft, Analyse von Oszillationen in einer Zeitreihe einer Kraft- und/oder einer Beschleunigungsmessung.

13. Verfahren nach Anspruch 12
dadurch gekennzeichnet, dass
die Analyse mindestens einer Zeitreihe eine Erkennung von pathophysiologischen Veränderungen der neuromuskulären Steuerung umfasst und ausgewählt ist aus der Gruppe umfassend Magnitudenparameter, Frequenzparameter und/oder

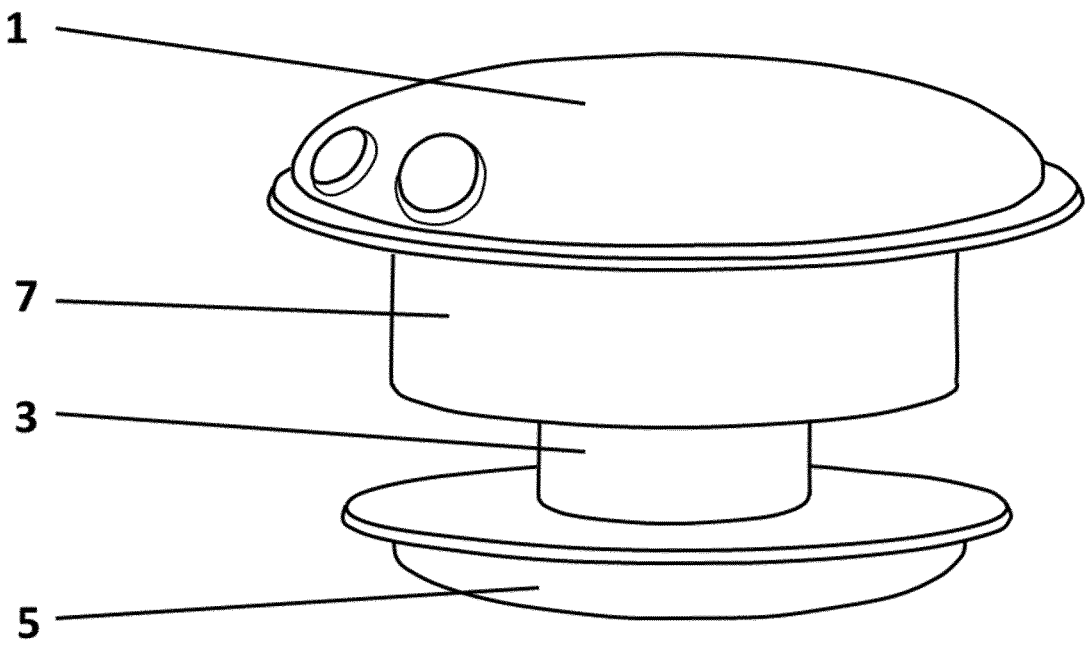
Synchronisationsparameter der muskulären Oszillationen in einer Zeitreihe, Kraft- und/oder Beschleunigungsmessung.

14. Verfahren nach Anspruch 12 und/oder 13
dadurch gekennzeichnet, dass
eine Reaktion des Probanden auf

i. eine Einwirkung einer von einer Person aufgebrachten äußeren Kraft auf den Probanden über die Vorrichtung,
ii. eine Einwirkung des Probanden auf einen externen Gegenstand über die Vorrichtung und/oder
iii. eine Einwirkung des Probanden auf sich selber über die Vorrichtung, bevorzugt durch einen zwischen den Händen des Probanden vorliegende Vorrichtung, welche durch Krafteinwirkung jeder Hand auf einen der beiden Adapter zusammengedrückt wird,

gemessen wird.

Figur 1:



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2020/060485

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/00(2006.01)i; ***A61B 5/11***(2006.01)i; ***A61B 5/22***(2006.01)i; ***G01L 1/00***(2006.01)i; ***A63B 21/00***(2006.01)i; ***A63B 21/002***(2006.01)i

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)

A61B; G01L; 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 2013053731 A1 (SAKODA SABURO [JP] ET AL) 28 February 2013 (2013-02-28) paragraph [0001] paragraph [0029] - paragraph [0035] paragraph [0041] - paragraph [0044] figures 1, 2	1-14
Y	DE 102016006329 B3 (FOX ROBIN [DE]) 01 February 2018 (2018-02-01) paragraph [0039] - paragraph [0043] paragraph [0055] - paragraph [0057] paragraph [0063] paragraph [0078] figures 1-4	1-14
X Y	US 2013138021 A1 (MIKESELL DANIEL [KR] ET AL) 30 May 2013 (2013-05-30) paragraph [0024] - paragraph [0025] paragraph [0032] paragraph [0043] - paragraph [0047]	1,10,12 1-14

☐ 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	Date of mailing of the international search report
07 July 2020	**15 July 2020**

Name and mailing address of the ISA/EP	Authorized officer
European Patent Office **p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk** **Netherlands** Telephone No. **(+31-70)340-2040** Facsimile No. **(+31-70)340-3016**	**Gooding Arango, J** Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/EP2020/060485

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
US 2013053731 A1	28 February 2013	EP 2572639 A1	27 March 2013
		JP 5339260 B2	13 November 2013
		JP WO2011145465 A1	22 July 2013
		US 2013053731 A1	28 February 2013
		WO 2011145465 A1	24 November 2011
DE 102016006329 B3	01 February 2018	DE 102016006329 B3	01 February 2018
		EP 3463089 A1	10 April 2019
		WO 2017202487 A1	30 November 2017
US 2013138021 A1	30 May 2013	KR 20120014455 A	17 February 2012
		US 2013138021 A1	30 May 2013
		WO 2012020882 A1	16 February 2012

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2020/060485

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B5/00 A61B5/11 A61B5/22 G01L1/00 A63B21/00 A63B21/002
ADD.
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61B G01L 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 2013/053731 A1 (SAKODA SABURO [JP] ET AL) 28. Februar 2013 (2013-02-28) Absatz [0001] Absatz [0029] - Absatz [0035] Absatz [0041] - Absatz [0044] Abbildungen 1, 2	1-14
Y	DE 10 2016 006329 B3 (FOX ROBIN [DE]) 1. Februar 2018 (2018-02-01) Absatz [0039] - Absatz [0043] Absatz [0055] - Absatz [0057] Absatz [0063] Absatz [0078] Abbildungen 1-4	1-14

-/--

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] 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
7. Juli 2020	15/07/2020

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Gooding Arango, J

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2020/060485

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2013/138021 A1 (MIKESELL DANIEL [KR] ET AL) 30. Mai 2013 (2013-05-30)	1,10,12
Y	Absatz [0024] - Absatz [0025] Absatz [0032] Absatz [0043] - Absatz [0047] -----	1-14

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2020/060485

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2013053731 A1	28-02-2013	EP 2572639 A1	27-03-2013
		JP 5339260 B2	13-11-2013
		JP WO2011145465 A1	22-07-2013
		US 2013053731 A1	28-02-2013
		WO 2011145465 A1	24-11-2011
DE 102016006329 B3	01-02-2018	DE 102016006329 B3	01-02-2018
		EP 3463089 A1	10-04-2019
		WO 2017202487 A1	30-11-2017
US 2013138021 A1	30-05-2013	KR 20120014455 A	17-02-2012
		US 2013138021 A1	30-05-2013
		WO 2012020882 A1	16-02-2012