



(10) **DE 10 2018 128 686 A1** 2020.05.20

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2018 128 686.4**

(22) Anmeldetag: **15.11.2018**

(43) Offenlegungstag: **20.05.2020**

(51) Int Cl.: **A61B 5/22 (2006.01)**

**A61B 5/0488 (2006.01)**

**A61B 8/08 (2006.01)**

**A61N 1/18 (2006.01)**

**A61N 1/36 (2006.01)**

(71) Anmelder:  
**Universität Rostock, 18055 Rostock, DE**

(74) Vertreter:  
**Gulde & Partner Patent- und  
Rechtsanwaltskanzlei mbB, 10179 Berlin, DE**

(72) Erfinder:  
**Patejdl, Robert, Dr., 18057 Rostock, DE; Walter,  
Uwe, Prof. Dr., 18146 Rostock, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:  
**US 2004 / 0 024 312 A1**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

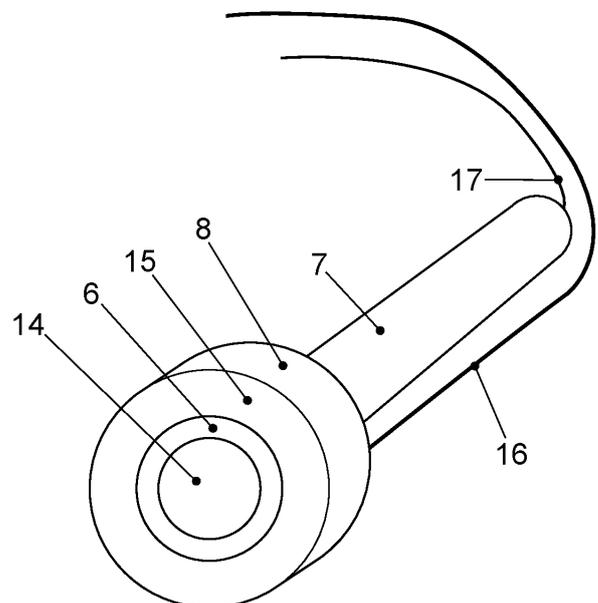
**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.**

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels**

(57) Zusammenfassung: Es wird eine Vorrichtung (1) zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels (2) mit einer Einrichtung (3) zur Messung einer elektrischen Aktivierung des Muskels (2), die mindestens eine indifferente Elektrode (4) zur Anordnung in einem Bereich einer Sehne oder eines Gelenks (5) des Muskels (2) und mindestens eine differente Elektrode (6) zur Anordnung in einem Bereich des Muskels (2) aufweist, angegeben.

Dabei soll eine technisch einfache und im klinischen Betrieb leicht einsetzbare Vorrichtung (1) zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung des Muskels (2) bereitgestellt werden.

Dies wird dadurch erreicht, dass die Vorrichtung (1) eine Ultraschall-Dopplersonde (7) zur Messung einer mechanischen Aktivierung des Muskels (2) aufweist, die mit der differenten Elektrode (6) ko-lokalisiert ist.



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels mit einer Einrichtung zur Messung einer elektrischen Aktivierung des Muskels, die mindestens eine indifferente Elektrode zur Anordnung in einem Bereich einer Sehne oder eines Gelenks des Muskels und mindestens eine differente Elektrode zur Anordnung in einem Bereich des Muskels aufweist.

### Stand der Technik

**[0002]** Derartige Vorrichtungen sind bekannt. Sie dienen der Beurteilung der Muskelfunktion. Ihre Anwendungsmöglichkeiten liegen im Bereich der Neurologie, der Rehabilitationsmedizin und des Freizeit- und Leistungssports.

**[0003]** Die Messung der normalen und der pathologisch veränderten Muskelfunktion erfolgt technisch entweder direkt über eine Messung der vom Muskel erzeugten Kraft beziehungsweise der Bewegung oder aber indirekt durch eine Messung und Darstellung der elektrischen Erregung des Muskels (sogenanntes „Muskelsummenaktionspotenzial“), die der mechanischen Erregung des Muskels vorausgeht.

**[0004]** Die Verwendung einer indifferenten Elektrode zur Anordnung in einem Bereich einer Sehne oder eines Gelenks des Muskels und einer differenten Elektrode zur Anordnung in einem Bereich des Muskels sind dabei in herkömmlichen elektrophysiologischen Verfahren (Elektroneurografie (ENG), Elektromyografie (EMG)) bekannt. Sie ermöglichen eine Darstellung der elektrischen Begleitphänomene der Muskeltätigkeit. Derartige Verfahren dominieren daher auch gegenwärtig die apparative Beurteilung der Muskelfunktion. Sie werden darüber hinaus aber auch in der Sportmedizin zur Analyse von Bewegungsabläufen eingesetzt. Die indifferente Elektrode und die differente Elektrode können als Oberflächen-elektroden oder - in einem invasiven Verfahren - als Nadelelektroden ausgebildet sein. Im ersten Fall werden die Elektroden auf der Haut über dem Muskel befestigt; im zweiten Fall werden sie in den Muskel eingestochen.

**[0005]** Auch sind im Stand der Technik darüber hinaus bildgebende Verfahren zur Beurteilung einer Muskelfunktion bekannt. Darunter fallen zum Beispiel Magnetresonanztomografie und Sonografie. Beide Verfahren ermöglichen grundsätzlich die nicht-invasive serielle Erfassung von Schnittbildern des Muskels und deren nachfolgende Verarbeitung in einer Bewegungsanalyse. Hierdurch kann die Kontraktion des Muskels prinzipiell dargestellt werden. Allerdings ist die maximale zeitliche Auflösung dieser Verfahren gegenwärtig nicht hinreichend für die Erfas-

sung des im Bereich einiger Millisekunden liegenden elektro-mechanischen Kopplungsintervalls („electro-mechanical coupling delay“; EMD).

**[0006]** Nun sind die dynamische Bewegung und die Kraftentwicklung eines Muskels aber die entscheidenden Parameter zur Bewertung der Muskelfunktion als normal oder gestört.

**[0007]** Allerdings wird die Aussagekraft zu diesen Parametern bei der Verwendung der existierenden und beschriebenen Verfahren durch systemimmanente methodische Einschränkungen limitiert:

Eine Beurteilung der mechanischen Funktion des untersuchten Muskels ist mittels elektrophysiologischer Verfahren per definitionem nicht möglich. Der Zusammenhang zwischen dem elektrophysiologischen Befund und wichtigen Parametern der Muskelfunktion ist dabei allenfalls semiquantitativ abschätzbar.

**[0008]** Die mit den indifferenten Elektroden und den differenten Elektroden ableitbaren Muskelsummenaktionspotenziale sind beispielsweise bei Patienten mit peripheren Ödemen oder Adipositas permagna deutlich reduziert oder können gänzlich fehlen. In diesen Fällen kann zum Zwecke einer eingeschränkten Beurteilung der neuromuskulären Funktion mit der erwähnten invasiven Nadelmyografie gearbeitet werden. Allerdings können dann Gerinnungsstörungen oder therapeutisch notwendige Blutverdünnung Kontraindikationen für diese Nadelmyografie darstellen. Die Untersuchung ist zudem zeitaufwendig und mit dem Risiko von Infektionen für Patient und untersuchende Person verbunden. Dies führt letztlich dazu, dass diese ohnehin nur eingeschränkt aussagefähige Technik oft nicht eingesetzt werden kann.

**[0009]** Zusammenfassend sind die existierenden Verfahren in der klinischen Routinediagnostik nicht geeignet, die zeitliche Dynamik der Umsetzung elektrischer Signale in eine mechanische Bewegung des Muskels darzustellen. Somit wird eine wesentliche Komponente zur Beurteilung einer normalen oder gestörten Muskelfunktion bislang nicht dargestellt.

### Offenbarung der Erfindung

**[0010]** Der erfindungsgemäßen Vorrichtung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine technisch einfache und im klinischen Betrieb leicht einsetzbare Vorrichtung zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels bereitzustellen.

**[0011]** Die erfindungsgemäße Aufgabe wird dadurch gelöst, dass die Vorrichtung eine Ultraschall-Doppler-sonde zur Messung einer mechanischen Aktivierung des Muskels aufweist, die mit der differenten Elektrode ko-lokalisiert ist.

## Vorteile der Erfindung

**[0012]** Die erfindungsgemäße Vorrichtung hat folgende Vorteile.

Die Erfassung der elektrischen Aktivierung des Muskels erfolgt durch die Ableitung eines Elektromyogramms mittels der Einrichtung zur Messung einer elektrischen Aktivierung des Muskels, bei der die differente Elektrode auf dem Muskel platziert wird. Zur Registrierung des Muskelsummenaktionspotenzials wird die differente Elektrode gemäß einer bekannten Belly-Tendon-Montage gegen die am Muskel-Sehnen-Übergang lokalisierte indifferente Elektrode an einem Differenzverstärker gemessen.

Zugleich wird mittels der Ultraschall-Dopplersonde Ultraschall in den Muskel emittiert. Der an dem Muskel reflektierte Ultraschall wird durch die Ultraschall-Dopplersonde wieder detektiert und in ein elektrisches Messsignal umgewandelt. Dieses wird sodann mit dem bei der Emission des Ultraschalls genutzten elektrischen Signal verglichen. Es ergibt sich ein zeitlich variantes Differenzsignal (das sogenannte Dopplersignal). Falls keine Bewegung des Muskels besteht, ist das Differenzsignal Null. Besteht jedoch eine Bewegung des Muskels, kommt es zu einem Frequenzversatz, welcher der Bewegungsgeschwindigkeit des Muskels proportional ist. Das Differenzsignal kann dann als zeitlich variante Spannungssoszillation mit der jeweiligen Frequenz bildgebend ausgegeben werden.

Die Verzögerung zwischen dem Beginn des elektrischen „Befehls“ (Muskelsummenaktionspotenzial (MSAP)) und dem Beginn der „Ausführung“ (Muskelbewegung, die eine Ultraschallfrequenzänderung induziert; Dopplersignal) kann ebenso wie weitere Parameter (unter anderem Anstiegssteilheit und Dauer des Dopplersignals in Relation zum Muskelsummenaktionspotenzial) direkt ausgelesen werden.

Damit wird also durch Ko-Lokalisierung der differenten Elektrode und der Ultraschall-Dopplersonde an demselben Ort die exakte Ermittlung der zeitlichen Verzögerung zwischen elektrischer und mechanischer Aktivierung jedes elektrisch stimulierbaren Muskels durch die Erfassung von lediglich zwei analogen Messsignalen möglich. Die räumlich fixierte, ko-lokalisierte Ableitung der elektrischen Muskelsummenaktionspotenziale wird apparativ mit der analogen dopplersonografischen Bewegungsmessung in einer einzigen Vorrichtung verknüpft.

Es kann also ein für die Muskelfunktion essentieller Funktionsparameter dargestellt werden, der exakt den Schritt zwischen elektrischem Signal und mechanischer Aktion in dem Muskel dokumentiert. Er kann mithin einen Beitrag zur Erkennung von Muskelkrankungen leisten, bei denen mechanische Prozesse oder Eigenschaften der Muskulatur unabhängig von der elektrischen Erregbarkeit betroffen sind. Von besonderem Interesse ist die bessere Abbildung der Erregungs-Kontraktions-Kopplung für die Beurteilung von Patienten, deren Willkürmotorik nicht be-

urteilbar ist, so beispielsweise bei schwer kranken langzeitsedierten Patienten auf der Intensivstation. Ferner ist die Vorrichtung ebenso zur Beurteilung des Trainingserfolgs in der Sport- und Rehabilitationsmedizin geeignet.

**[0013]** Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben und in der Beschreibung beschrieben.

**[0014]** So ist es vorteilhaft, dass die Vorrichtung ein Einhausungselement aufweist, das die differente Elektrode und die Ultraschall-Dopplersonde zumindest teilweise einhaust und in ihrer Position relativ zueinander fixiert.

**[0015]** Hierdurch wird die dauerhafte Ko-Lokalisierung von Ultraschall-Dopplersonde und differenter Elektrode auf einfache Weise erreicht. Die differente Elektrode dient dabei der Ableitung der elektrischen Muskelaktivierung (Muskelsummenaktionspotenzial) auf dem Muskel. Sie kann, wie auch die indifferente Elektrode, als Oberflächenelektrode ausgebildet sein. Die gemeinsame Montage von differenter Elektrode und Ultraschall-Dopplersonde stellt dabei die räumliche Verbindung zwischen diesen beiden Bauelementen her und dauerhaft sicher. Damit kann eine Inkongruenz zwischen den neben der Ultraschall-Dopplersonde gemessenen Muskelsummenaktionspotenzialen und den Koordinaten der bildgebend mit der Ultraschall-Dopplersonde erfassten Muskelgewebeanteile weitgehend vermieden werden. Der durch eine derartige Inkongruenz entstehende schwer abschätzbare systematische Fehler in der Bestimmung des elektro-mechanischen Koppplungsintervalls kann ebenso minimiert werden.

**[0016]** Dabei ist bevorzugt, dass die Ultraschall-Dopplersonde als eine Doppler-Stiftsonde ausgebildet ist, die einen Messkopf aufweist, der in einer Aussparung des Einhausungselements angeordnet ist und plan mit einer axialen Endfläche des Einhausungselements abschließt.

Die Ultraschall-Stiftsonde wird von einem Ultraschall-generator gespeist. Die Ultraschall-Stiftsonde weist eine Ultraschallquelle und einen Ultraschallempfänger auf. Diese sind in dem Messkopf angeordnet, der sich in dem Einhausungselement befindet. Der Messkopf schließt dabei plan mit einer axialen Endfläche des Einhausungselements ab. So kann das Einhausungselement mit dem darin befindlichen Messkopf auf die Körperoberfläche in dem Bereich des Muskels aufgesetzt werden. Die Messleitung der Doppler-Stiftsonde wird an einem dem Messkopf abgewandten Ende der Doppler-Stiftsonde abgeführt.

Insgesamt kann so die Vorrichtung zur Messung der elektro-mechanischen Aktivierung des Muskels technisch einfach realisiert werden. Es ist ein platzsparender, kleiner Aufbau der Vorrichtung möglich, die daher flexibel und mobil eingesetzt werden kann. Die

kompakte Ausführung mittels des Einhausungselements ermöglicht die weitgehende Kongruenz von sonografisch und elektrisch erfasstem Muskelgewebe. Die Messung kann selbst von unerfahrenen Anwendern schnell durchgeführt werden und liefert unmittelbar auslesbare Ergebnisse.

**[0017]** Auch ist darin vorteilhaft, dass die differente Elektrode als eine Ringelektrode ausgebildet ist, wobei die Ringelektrode und der Messkopf der Doppler-Stiftsonde in der Aussparung des Einhausungselements konzentrisch angeordnet sind und die Ringelektrode plan mit der axialen Endfläche des Einhausungselements abschließt.

Die Ringelektrode wird hier konzentrisch mit der Doppler-Stiftsonde in der Aussparung in dem Einhausungselement angeordnet. Dabei kann die Ringelektrode beispielsweise eine zentrale Bohrung aufweisen, deren lichte Weite derjenigen der Doppler-Stiftsonde entspricht. Die Doppler-Stiftsonde ist konzentrisch innerhalb der Ringelektrode angeordnet. Auch schließt die Ringelektrode plan mit der axialen Endfläche des Einhausungselements ab. So kann das Einhausungselement mit der darin befindlichen Ringelektrode auf die Körperoberfläche in dem Bereich des Muskels aufgesetzt werden. Die Versorgungs- und Messleitung/-en der Ringelektrode wird/werden an einem der axialen Endfläche abgewandten Ende abgeführt.

Insgesamt kann so die Vorrichtung zur Messung der elektro-mechanischen Aktivierung des Muskels technisch einfach realisiert werden. Es ist ein platzsparender, kleiner Aufbau der Vorrichtung möglich, die daher flexibel und mobil eingesetzt werden kann. Die kompakte Ausführung mittels des Einhausungselements ermöglicht die weitgehende Kongruenz von sonografisch und elektrisch erfasstem Muskelgewebe. Die Messung kann selbst von unerfahrenen Anwendern schnell durchgeführt werden und liefert unmittelbar auslesbare Ergebnisse.

**[0018]** Ebenso ist bevorzugt, dass der Messkopf der Doppler-Stiftsonde eine Ultraschallquelle zur Emission eines kontinuierlichen Ultraschallsignals, vorzugsweise mit einer Frequenz im Megahertz-Bereich, besonders bevorzugt 8 Megahertz, aufweist.

Die Doppler-Stiftsonde emittiert und empfängt kontinuierlich Ultraschallsignale im Megahertz-Bereich. Hierdurch erfolgt eine zeitlich und räumlich nahezu lückenlose Erfassung sämtlicher Bewegungen im den Ultraschall reflektierenden Muskelgewebe. Die für die Messung des elektro-mechanischen Koppelintervalls entscheidende zeitliche Auflösungsfähigkeit liegt bei einer Trägerfrequenz des emittierten Ultraschalls im Megahertz-Bereich, insbesondere bei 8 Megahertz, weit unter einer Mikrosekunde. Sie wird lediglich aufgrund der analogen Verarbeitung des Dopplersignals durch die Abtaststrategie des eingesetzten Analog-Digital-Wandlers beschränkt.

**[0019]** Bei all dem ist vorteilhaft, dass die Vorrichtung eine bipolare Stimulationselektrode zur transkutanen elektrischen Stimulation eines Nervs des Muskels aufweist, wobei die Stimulationselektrode räumlich von der Ultraschall-Dopplersonde zur Anordnung in einem Bereich eines Nervs des Muskels beabstandet ist.

Im Rahmen einer Untersuchung des Muskels wird zunächst ausgehend von einem ruhenden Muskel sequentiell eine Reizung eines Nervs des Muskels durchgeführt. Hierzu wird in einiger räumlicher Entfernung zum sono-elektrischen Messpunkt der Vorrichtung die bipolare Stimulationselektrode über dem Nerv aufgesetzt, um transkutan den muskelversorgenden Nerv elektrisch zu reizen. Das Nervenaktionspotenzial erreicht nach wenigen Millisekunden die intramuskulären Endverzweigungen der motorischen Nervenfasern und bewirkt eine Neurotransmission des Signals an der motorischen Endplatte. Hierdurch wird dann zunächst das Muskelsummenaktionspotenzial ausgelöst, welches dann in dem muskelspezifischen elektro-mechanischen Kopplungsintervall von wenigen Millisekunden eine Kontraktion des Muskels auslöst. Diese Kontraktion besteht in einer Verkürzung des Muskels in Richtung seiner Längsachse und einer gleichzeitigen Querschnittszunahme des Muskels. Diese Kontraktion des Muskels ist mittels der Ultraschall-Dopplersonde erfassbar.

**[0020]** Auch ist dann bevorzugt, dass das Einhausungselement aus einem elektrisch isolierenden Material, vorzugsweise einem Kunststoff, gebildet ist und die Ultraschall-Dopplersonde zumindest teilweise zur Führung von elektrischen Versorgungs- und Messleitungen freilässt.

Die Verwendung eines elektrisch isolierenden Materials ist vorteilhaft, um die differente Elektrode elektrisch gegen ihre Umgebung abzuschirmen und so Störeinflüsse zu vermeiden.

Die elektrischen Versorgungs- und Messleitungen können so von der axialen Endfläche des Einhausungselements platzsparend weggeführt werden. Sie behindern folglich eine Handhabung der Vorrichtung durch einen Benutzer nicht weiter. Insgesamt kann so die Vorrichtung zur Messung der elektro-mechanischen Aktivierung des Muskels technisch einfach realisiert werden. Es ist ein platzsparender, kleiner Aufbau der Vorrichtung möglich, die daher flexibel und mobil eingesetzt werden kann.

**[0021]** Schließlich ist von Vorteil, dass die Vorrichtung eine Einrichtung zur synchronisierten Messsignalakquisition aufweist, die eingerichtet ist, um ein Messsignal der Ultraschall-Dopplersonde und ein Messsignal der differenten Elektrode synchron zu verarbeiten.

Die erhaltenen Messsignale geben unmittelbar Aufschluss über die Kontraktion des Muskels und deren zeitlichen Verlauf. Es kann direkt die Latenz zwischen dem Einsetzen des Muskelsummenaktionspo-

tenzials und des Dopplersignals abgelesen werden. Diese Latenz entspricht dem elektro-mechanischen Kopplungsintervall. Die Dopplermessung wird über das elektro-mechanische Kopplungsintervall hinaus fortgesetzt. Es ergeben sich dabei weitere Dopplerverschiebungen, die der Phase der maximalen Beschleunigung, einer kurzen Phase der Ruhe und einer sich anschließenden erneuten Bewegung (Relaxation) des Muskels entsprechen. Auch ist dabei das zeitliche Profil dieser Phasen unmittelbar ersichtlich und es kann entsprechend in die Beurteilung der Muskelfunktion einbezogen werden.

#### Figurenliste

**[0022]** Ausführungsbeispiele der Erfindung werden anhand der Zeichnung und der nachfolgenden Beschreibung näher erläutert. Es zeigen:

**Fig. 1** eine Vorrichtung zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels;

**Fig. 2** eine Detailansicht der Vorrichtung zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels;

**Fig. 3** eine um 90 Grad gedrehte Ansicht der Detailansicht der **Fig. 2**;

**Fig. 4** eine Ansicht der Vorrichtung zur elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels vor einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels;

**Fig. 5** die Ansicht der **Fig. 4** zum Zeitpunkt einer elektrischen Stimulation eines Nervs des Muskels;

**Fig. 6** die Ansicht der **Fig. 5** zum Zeitpunkt einer elektrischen Aktivierung des Muskels;

**Fig. 7** die Ansicht der **Fig. 6** zum Zeitpunkt einer mechanischen Aktivierung des Muskels;

**Fig. 8** eine Ansicht eines Messsignals einer differentiellen Elektrode und eines Messsignals einer Ultraschall-Dopplersonde;

**Fig. 9** eine weitere Ansicht des Messsignals einer differentiellen Elektrode und eines Messsignals einer Ultraschall-Dopplersonde.

#### Ausführungsformen der Erfindung

**[0023]** In der **Fig. 1** ist eine Vorrichtung **1** zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels **2** gezeigt. Die Vorrichtung **1** weist dabei eine Einrichtung **3** zur Messung einer elektrischen Aktivierung des Muskels **2** auf. Die Einrichtung **3** umfasst eine indifferente Elektrode **4**, die in einem Bereich einer Sehne oder eines Gelenks **5** des Muskels **2** angeordnet ist. Sie umfasst ebenso eine differente Elektrode **6**, die in einem Bereich des Muskels **2** angeordnet ist.

**[0024]** Weiterhin umfasst die Vorrichtung **1** eine Ultraschall-Dopplersonde **7**, die in der vorliegenden Ausführungsform als eine Doppler-Stiftsonde ausgebildet ist. Ein axiales Ende der Ultraschall-Dopplersonde **7** ist zusammen mit der differentiellen Elektrode **6** in einem Einhausungselement **8** angeordnet. Die Ultraschall-Dopplersonde **7** erzeugt mittels eines Ultraschallgenerators **9** ein Ultraschallsignal **10**, das in den Muskel **2** emittiert wird.

**[0025]** Auch ist in **Fig. 1** sodann ein Stimulator **11** gezeigt. Der Stimulator **11** umfasst eine bipolare Stimulationselektrode **12** zur transkutanen Stimulation eines Nervs **13** des Muskels **2**.

**[0026]** In **Fig. 2** und **Fig. 3** ist eine Detailansicht der Vorrichtung **1** zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung des Muskels **2** gezeigt. Die Ultraschall-Dopplersonde **7** ist dabei als eine Doppler-Stiftsonde ausgeführt. Diese wird durch den Ultraschallgenerator **9** gespeist und weist in einem Messkopf **14** eine Ultraschallquelle und einen Ultraschallempfänger auf, der hier in einem zylinderförmigen Gehäuse untergebracht ist. Ein Ende des Einhausungselements **8** weist dabei eine axiale Endfläche **15** auf. Der Messkopf **14** ist in einer Aussparung des Einhausungselements **8** angeordnet und schließt plan mit der axialen Endfläche **15** des Einhausungselements **8** ab. Die axiale Endfläche **15** wird auf eine Körperoberfläche aufgesetzt, wobei der Messkopf **14** der Emission und Detektion des Ultraschallsignals **10** dient.

**[0027]** Die Ultraschall-Dopplersonde **7** erzeugt und empfängt kontinuierliche Ultraschallsignale **10**. Die Frequenz dieser Ultraschallsignale **10** liegt vorzugsweise im Bereich einiger Megahertz, besonders bevorzugt bei 8 Megahertz. Hierdurch erfolgt eine zeitlich und räumlich nahezu lückenlose Erfassung sämtlicher Bewegungen im Gewebe des reflektierenden Muskels **2**. Die für die Messung eines elektro-mechanischen Kopplungsintervalls **20** (vgl. **Fig. 8**) entscheidende zeitliche Auflösungsfähigkeit liegt bei einer Frequenz des Ultraschallsignals **10** im Bereich von einigen Megahertz theoretisch im Bereich von weit unter einer Mikrosekunde.

**[0028]** Zugleich ist die differente Elektrode **6** als eine Ringelektrode ausgebildet, wobei die Ringelektrode und der Messkopf **14** der Ultraschall-Dopplersonde **7** in der Aussparung des Einhausungselements **8** konzentrisch angeordnet sind und die Ringelektrode plan mit der axialen Endfläche **15** des Einhausungselements **8** abschließt. Damit sind der Messkopf **14** der Ultraschall-Dopplersonde **7** und die differente Elektrode **6** ko-lokalisiert innerhalb des Einhausungselements **8** angeordnet. Das Einhausungselement **8** kann dabei aus Kunststoff gebildet sein und nimmt in einer zentral angeordneten Aussparung die Ultraschall-Dopplersonde **7** auf. Konzentrisch zu der

zentral angeordneten Aussparung ist um den Messkopf **14** der Ultraschall-Dopplersonde **7** die differente Elektrode **6** angeordnet. Die differente Elektrode **6** und der Messkopf **14** werden durch das Einhausungselement **8** in ihrer relativen Position zueinander fixiert. Das Einhausungselement **8** lässt dabei die Ultraschall-Dopplersonde **7** zumindest teilweise zur Führung von elektrischen Versorgungs- und Messleitungen **16**, **17** frei. Die elektrischen Versorgungs- und Messleitungen **16**, **17** können so von der axialen Endfläche **15** des Einhausungselements **8** platzsparend weggeführt werden. Sie behindern folglich eine Handhabung der Vorrichtung **1** durch einen Benutzer nicht weiter. Insgesamt kann so die Vorrichtung **1** zur Messung der elektro-mechanischen Aktivierung des Muskels **2** technisch einfach realisiert werden. Es ist ein platzsparender, kleiner Aufbau der Vorrichtung **1** möglich, die daher flexibel und mobil eingesetzt werden kann.

**[0029]** In den **Fig. 4** bis **Fig. 7** ist das Funktionsprinzip der Vorrichtung **1** zur Messung der elektro-mechanischen Aktivierung des Muskels **2** gezeigt.

**[0030]** **Fig. 4** zeigt dabei den Muskel **2** zunächst in einer ruhenden Position. Die Ultraschall-Dopplersonde **7** emittiert und empfängt Ultraschallsignale **10**. Der Frequenzversatz zwischen den emittierten und empfangenen Ultraschallsignalen **10** ist dabei Null, da eine Bewegung des Muskels **2**, der die Ultraschallsignale **10** reflektiert, nicht gegeben ist.

**[0031]** Nun wird sequentiell die elektrische Reizung des Nervs **13** mittels des Stimulators **11** bzw. der bipolaren Stimulationselektrode **12** durchgeführt. Hierzu wird in einiger Entfernung zum sono-elektrischen Messpunkt des Messkopfes **14** die bipolare Stimulationselektrode **12** über dem Nerv **13** aufgesetzt (vgl. **Fig. 1**), um transkutan den muskelversorgenden Nerv **13** elektrisch zu reizen. Diese Reizung wird mittels des Pfeils **18** in der **Fig. 5** symbolisiert.

**[0032]** Das Nervenaktionspotenzial erreicht dann nach wenigen Millisekunden die intramuskuläre Endverzweigung der motorischen Nervenfasern und bewirkt eine Neurotransmission des Signals an der motorischen Endplatte. Hierdurch wird zunächst, wie in **Fig. 6** dargestellt, ein Muskelsummenaktionspotenzial (symbolisiert durch Pfeile **19**) ausgelöst. Dieses Muskelsummenaktionspotenzial löst dann wiederum mit einer muskelspezifischen Verzögerung (dem elektro-mechanischen Kopplungsintervall **20**) von wenigen Millisekunden eine Kontraktion des Muskels **2** aus.

**[0033]** Diese Kontraktion des Muskels **2** besteht in einer Verkürzung in Richtung seiner Längsachse und einer zeitgleichen Querschnittszunahme des Muskels **2**, wie in **Fig. 7** zu erkennen ist. Diese Bewegung ist umso ausgeprägter, je weniger der Muskel **2**

durch die Stellung des Gelenks **5** in seiner Länge fixiert wird. Sie kann jedoch selbst bei fixierten Gelenk **5** („isometrische Kontraktion“) durch elastische Formänderung des Muskels **2** selbst oder seiner Sehne noch in geringem Umfang beobachtet werden.

**[0034]** Es besteht nun eine Bewegung des Muskels **2**. Damit ändert sich auch die Frequenz des am Muskel **2** reflektierten Ultraschallsignals **10**. Es kommt zu einem Frequenzversatz zwischen einlaufendem und auslaufendem Ultraschallsignal **10**, der der Geschwindigkeit der Muskelbewegung proportional ist. Das Signal dieses zeitlichen Frequenzversatzes wird als zeitliche Spannungssoszillation mit der jeweiligen Frequenz ausgegeben. Die Verzögerung zwischen dem Beginn des elektrischen „Befehls“ (Muskelsummenaktionspotenzial) und dem Beginn der „Ausführung“ (Bewegung des Muskels **2** und einhergehender Frequenzversatz im Ultraschallsignal **10**) kann direkt ausgelesen werden.

**[0035]** Es werden hier insgesamt also zwei Messsignale **21**, **22** erhalten. Dies ist in **Fig. 8** und **Fig. 9** dargestellt. Zum einen ist dies das Messsignal **21** der Ultraschall-Dopplersonde **7** zur mechanischen Aktivierung des Muskels **2**; zum anderen ist dies das Messsignal **22** der differenten Elektrode **6** zur elektrischen Aktivierung des Muskels **2** (Muskelsummenaktionspotenzial). Die erhaltenen Messsignale **21**, **22** geben unmittelbaren Aufschluss über die Kontraktion des Muskels **2** und ihren zeitlichen Verlauf. Es kann direkt eine Latenz zwischen dem Einsetzen des Muskelsummenaktionspotenzials im Messsignal **22** und der Dopplerverschiebung im Messsignal **21** abgelesen werden. Diese Latenz entspricht dem elektro-mechanischen Kopplungsintervall **20**. In dem gezeigten Beispiel der **Fig. 8** beträgt das elektro-mechanische Kopplungsintervall **20** ca. 5 Millisekunden. Es ist aus dem fortgesetzten zeitlichen Verlauf der Messung der **Fig. 8**, wie er in **Fig. 9** ersichtlich ist, zu erkennen, dass sich ferner weitere Dopplerverschiebungen ergeben. Diese entsprechen einer Phase der maximalen Beschleunigung, einer kurzen Phase der Ruhe und einer anschließenden erneuten Bewegung (Relaxation). Auch das zeitliche Profil dieser Phasen ist unmittelbar ersichtlich und kann in die Beurteilung der Funktion des Muskels **2** einfließen.

**[0036]** Das Messsignal **21** der Ultraschall-Dopplersonde **7** entspricht im Fall einer Positionierung der Ultraschall-Dopplersonde **7** in einem Winkel von 90 Grad zur Längsachse des untersuchten Muskels **2** der Geschwindigkeit der Querschnittszunahme des Muskels **2** im Rahmen einer Einzelzuckung. Bei anderen Winkeln bildet das Messsignal **21** sowohl die Geschwindigkeit der Längsverkürzung als auch der Querschnittszunahme des Muskels **2** ab. Aufgrund der komplexen Faserarchitektur und der Fiederung menschlicher Muskeln **2** ist praktisch stets der letztgenannte Fall zu erwarten. Da beide Bewegungen

stets gleichzeitig beginnen und Ausdruck ein und derselben elektrisch induzierten mechanischen Zuckung des Muskels **2** sind, ist die unvermeidliche Erfassung von beiden Komponenten von Vorteil, da sie die Robustheit des Verfahrens gegenüber anatomischen Varianten und Unterschieden in der Handhabung der Vorrichtung **1** durch verschiedene Benutzer steigert.

**[0037]** Zusammenfassend wird hier die exakte Ermittlung der zeitlichen Verzögerung zwischen elektrischer und mechanischer Aktivierung jedes elektrisch stimulierbaren Muskels **2** durch die Erfassung von zwei analogen Messsignalen **21**, **22** ermöglicht. Dabei wird apparativ die elektrische Nervenstimulation mit einer räumlich fixierten, ko-lokalisierten Ableitung der elektrischen Muskelsummenaktionspotenziale sowie der analogen dopplersonografischen Bewegungsmessung mit einer einzigen leicht handhabbaren Vorrichtung **1** verknüpft.

**[0038]** Es lässt sich die Muskelfunktion als essentieller Funktionsparameter darstellen. Dieser Parameter dokumentiert exakt den Schritt zwischen elektrischem Signal und mechanischer Aktion des Muskels **2** und kann daher einen Beitrag zur leichten Erkennung von Muskelerkrankungen leisten, bei welchen mechanische Prozesse oder Eigenschaften der Muskulatur unabhängig von der elektrischen Erregbarkeit betroffen sind. Von besonderem Interesse ist die bessere Abbildung der Erregungs-Kontraktions-Kopplung für die Beurteilung von Patienten, deren Willkürmotorik nicht beurteilbar ist, so zum Beispiel bei schwer kranken langzeitsedierten Patienten auf der Intensivstation. Ferner eignet sich die Vorrichtung **1** zur Beurteilung des Trainingserfolgs in der Sport- und Rehabilitationsmedizin.

**[0039]** Schließlich kann die Vorrichtung **1** aufgrund ihres einfachen technischen Aufbaus sehr klein gestaltet werden und ist daher flexibel und mobil einsetzbar. Die technische Reduktion der Größe der Vorrichtung **1** ermöglicht die Ausführung eines sehr kleinen Messkopfs **14**, wodurch weitgehende Kongruenz von sonografisch und elektrisch erfasstem Gewebe des Muskels **2** sichergestellt ist. Mittels der Vorrichtung **1** kann selbst von unerfahrenen Anwendern in wenigen Sekunden eine Messung durchgeführt werden und sie liefert unmittelbar auslesbare Ergebnisse.

### Patentansprüche

1. Vorrichtung (1) zur Messung einer elektro-mechanischen Aktivierung eines Muskels (2) mit einer Einrichtung (3) zur Messung einer elektrischen Aktivierung des Muskels (2), die mindestens eine indifferente Elektrode (4) zur Anordnung in einem Bereich einer Sehne oder eines Gelenks (5) des Muskels (2) und mindestens eine differente Elektrode (6) zur Anordnung in einem Bereich des Muskels (2) aufweist,

**dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung (1) eine Ultraschall-Dopplersonde (7) zur Messung einer mechanischen Aktivierung des Muskels (2) aufweist, die mit der differenten Elektrode (6) ko-lokalisiert ist.

2. Vorrichtung (1) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung (1) ein Einhausungselement (8) aufweist, das die differente Elektrode (6) und die Ultraschall-Dopplersonde (7) zumindest teilweise einhaust und in ihrer Position relativ zueinander fixiert.

3. Vorrichtung (1) nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Ultraschall-Dopplersonde (7) als eine Doppler-Stiftsonde ausgebildet ist, die einen Messkopf (14) aufweist, der in einer Aussparung des Einhausungselements (8) angeordnet ist und plan mit einer axialen Endfläche (15) des Einhausungselements (8) abschließt.

4. Vorrichtung (1) nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die differente Elektrode (6) als eine Ringelektrode ausgebildet ist, wobei die Ringelektrode und der Messkopf (14) der Doppler-Stiftsonde in der Aussparung des Einhausungselements (8) konzentrisch angeordnet sind und die Ringelektrode plan mit der axialen Endfläche (15) des Einhausungselements (8) abschließt.

5. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 3 oder 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Messkopf (14) der Doppler-Stiftsonde eine Ultraschallquelle zur Emission eines kontinuierlichen Ultraschallsignals (10), vorzugsweise mit einer Frequenz im Megahertz-Bereich, besonders bevorzugt 8 Megahertz, aufweist.

6. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung (1) eine bipolare Stimulationselektrode (12) zur transkutanen elektrischen Stimulation eines Nervs (13) des Muskels (2) aufweist, wobei die Stimulationselektrode (12) räumlich von der Ultraschall-Dopplersonde (7) zur Anordnung in einem Bereich des Nervs (13) des Muskels (2) beabstandet ist.

7. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 2 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Einhausungselement (8) aus einem elektrisch isolierenden Material, vorzugsweise einem Kunststoff, gebildet ist und die Ultraschall-Dopplersonde (7) zumindest teilweise zur Führung von elektrischen Versorgungs- und Messleitungen (16, 17) freilässt.

8. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung (1) eine Einrichtung zur synchronisierten Messsignalakquisition aufweist, die eingerichtet ist, um ein Messsignal (21) der Ultraschall-Dopplersonde (7) und ein

Messsignal (22) der differentiellen Elektrode (6) synchron zu verarbeiten.

Es folgen 9 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

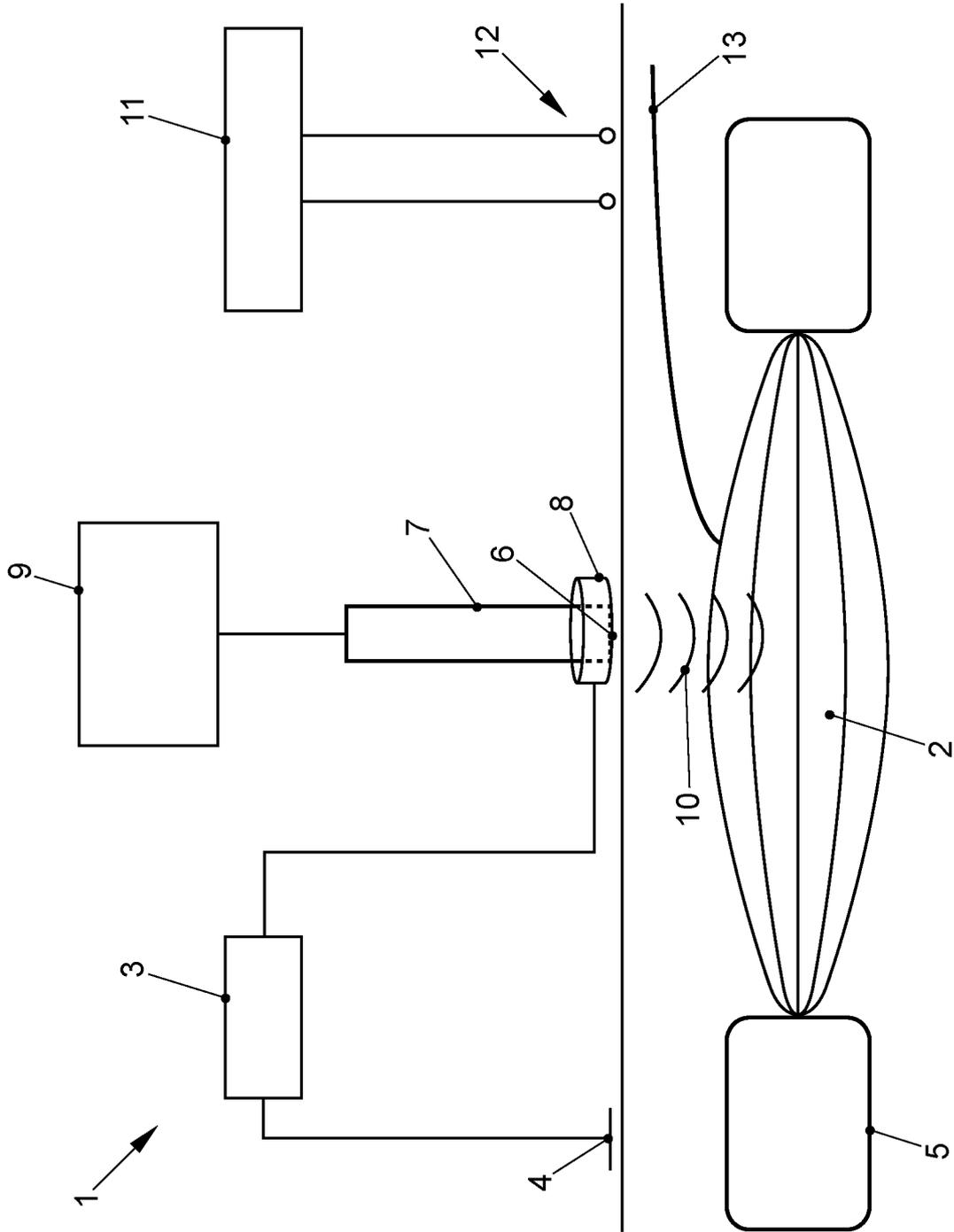


FIG. 1

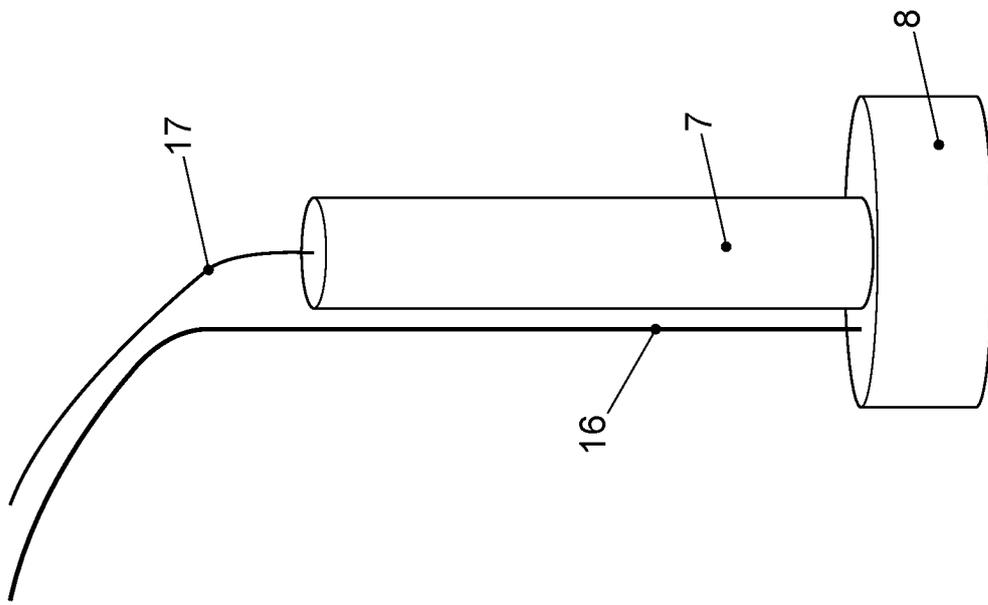


FIG. 2

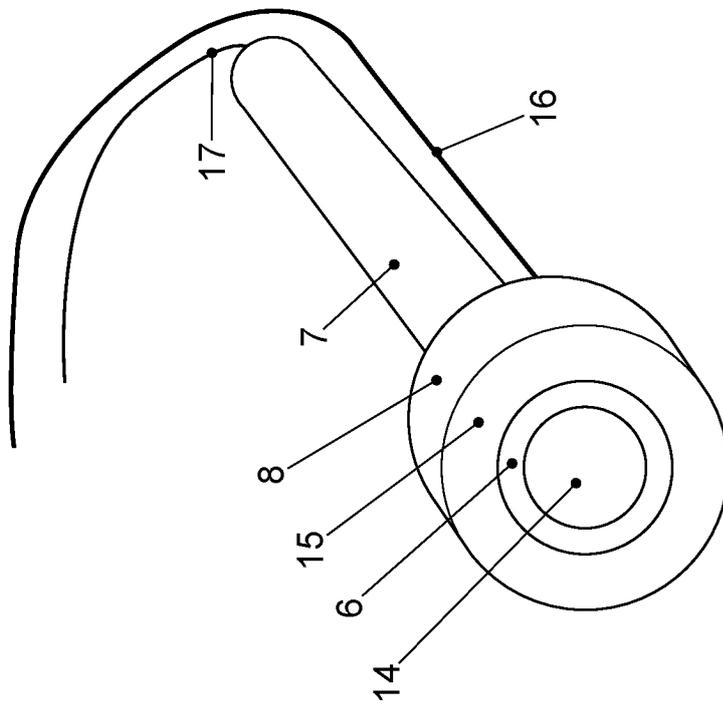


FIG. 3

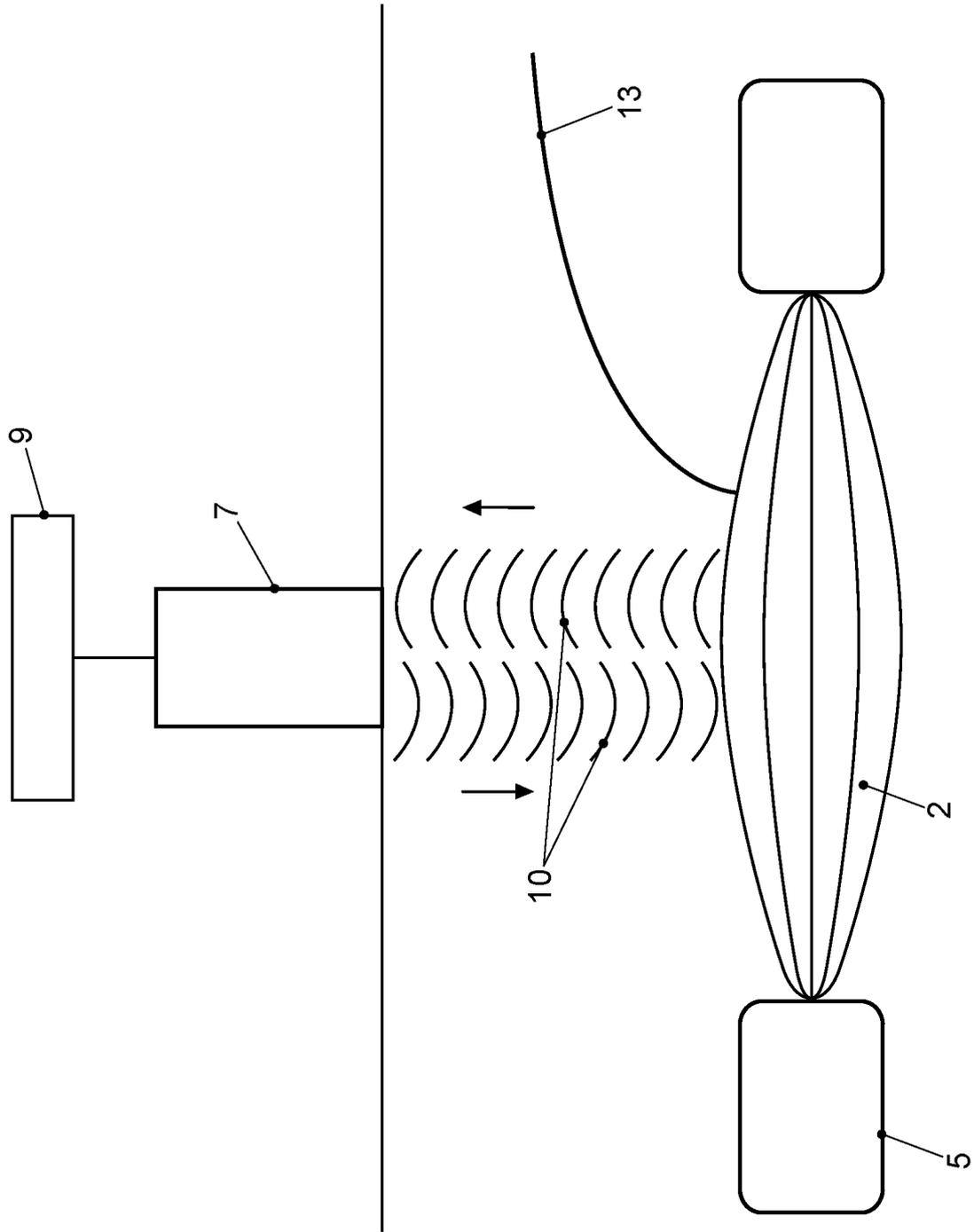


FIG. 4

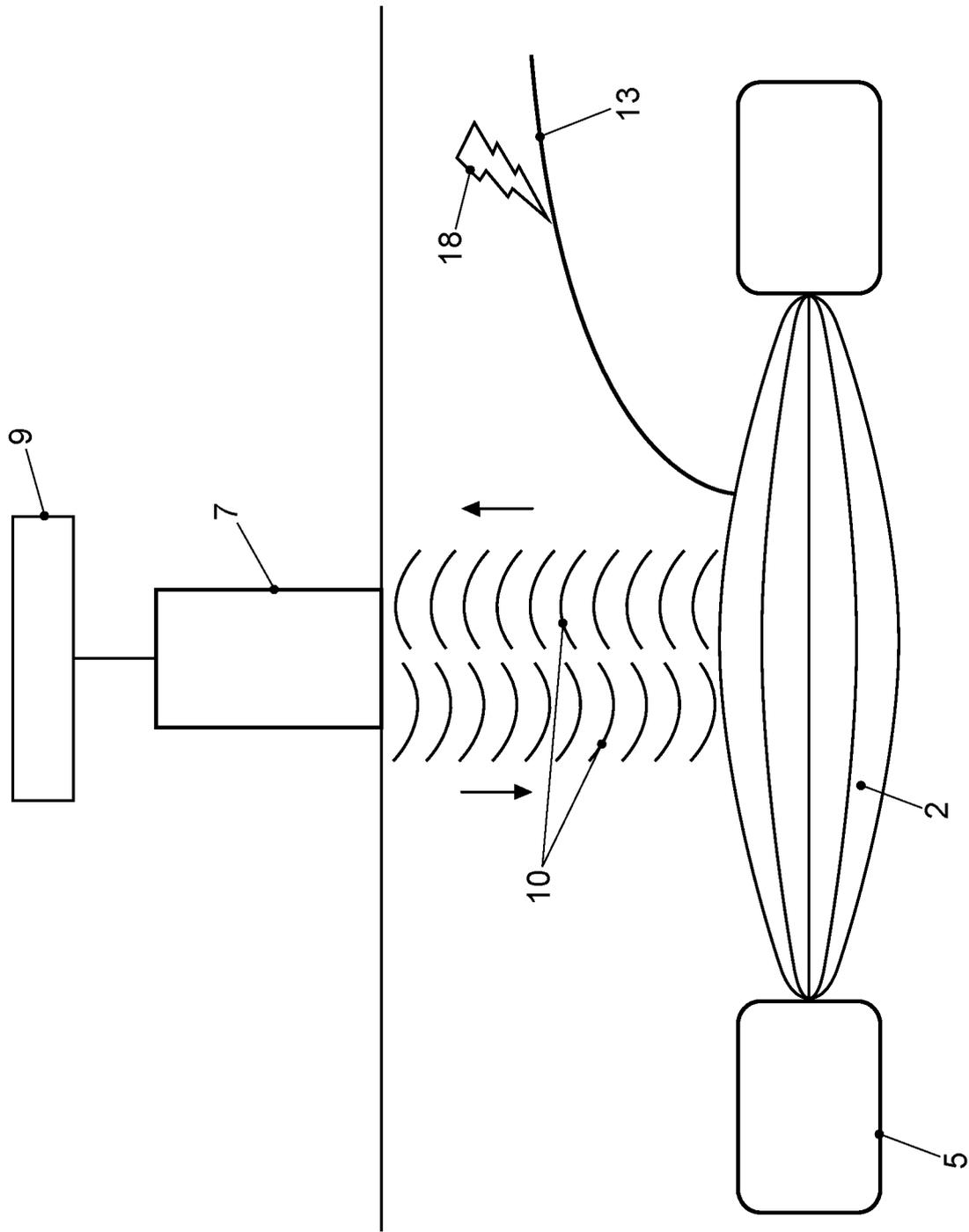


FIG. 5

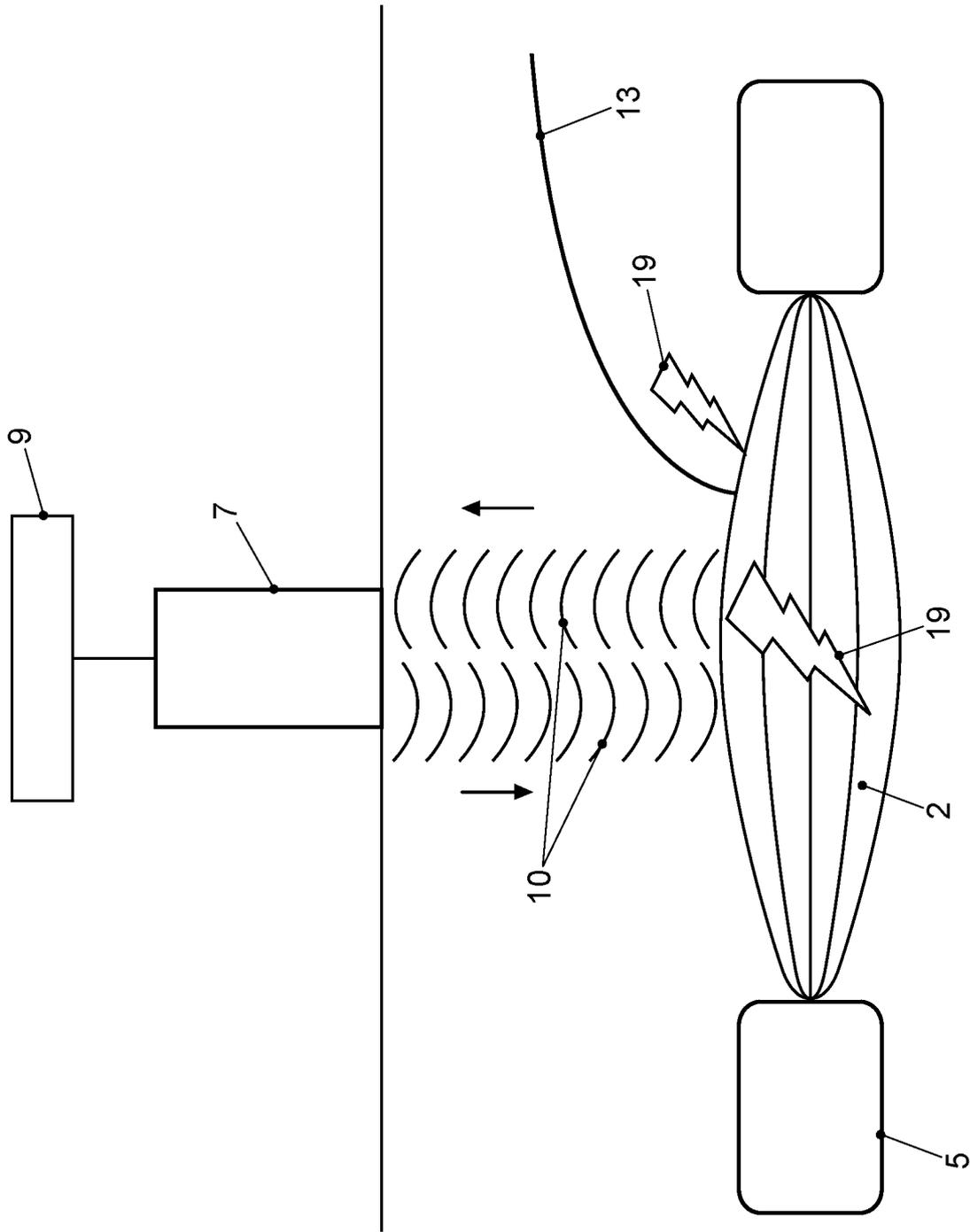


FIG. 6

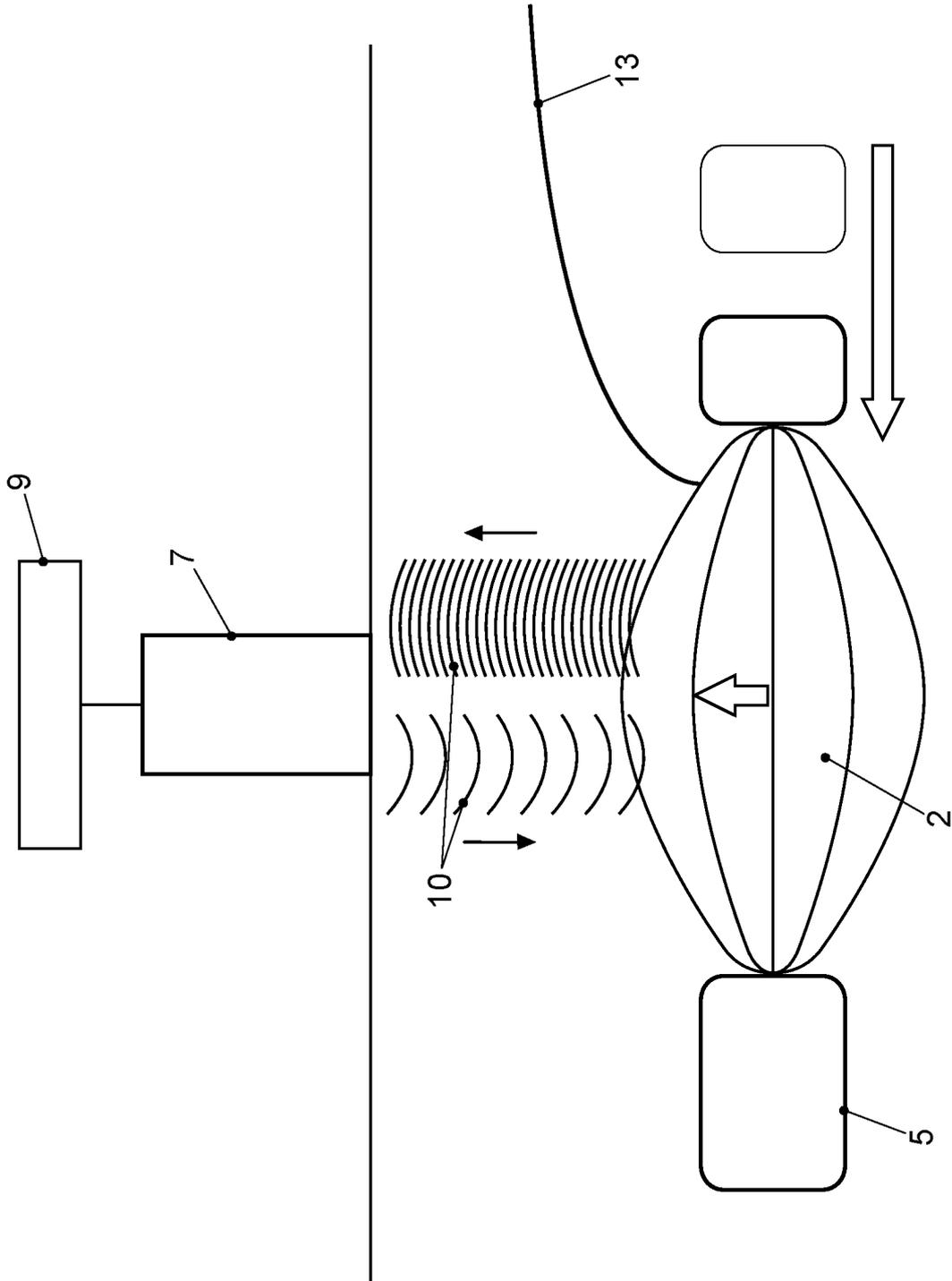


FIG. 7

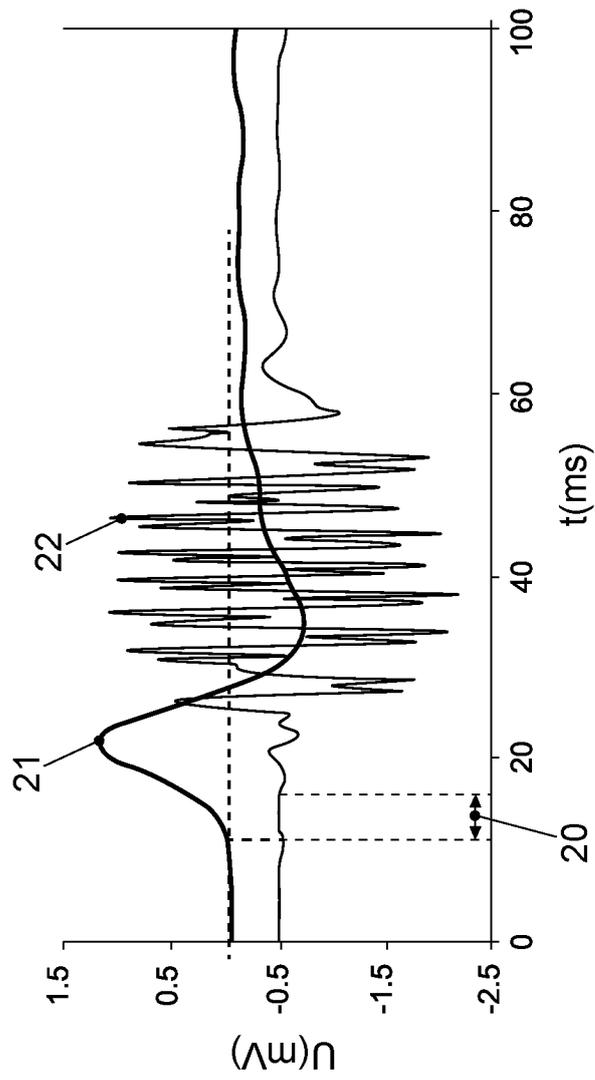


FIG. 8

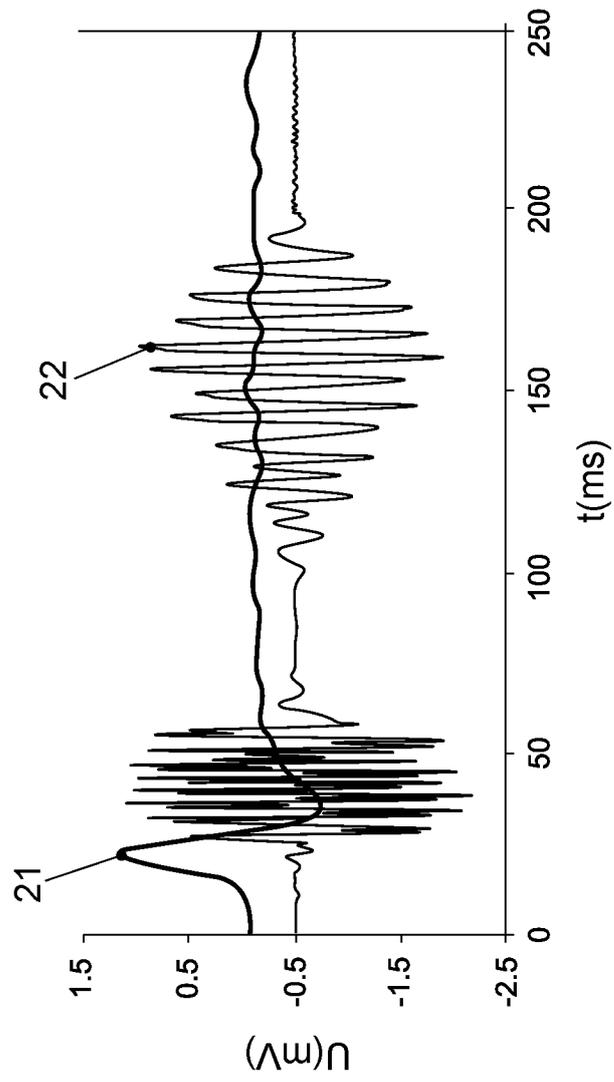


FIG. 9