

(12)

Patentschrift

(21) Anmeldenummer: A 1541/2006 (51) Int. Cl.⁸: **A61B 5/0408** (2006.01)
(22) Anmeldetag: 2006-09-15
(43) Veröffentlicht am: 2008-02-15

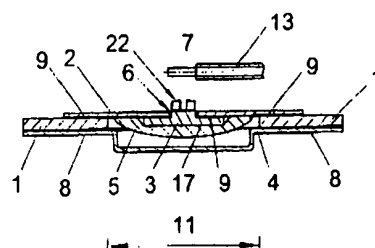
(56) Entgegenhaltungen:
DE 10359368A1

(73) Patentanmelder:
LANG LEONH.
A-6020 INNSBRUCK (AT)

(54) **VERFAHREN ZUM VERBINDEN DES SENSORELEMENTS EINER MEDIZINISCHEN
ELEKTRODE MIT EINEM ELEKTRISCHEN LEITER**

(57) Verfahren zum Verbinden des Sensorelements (3) einer medizinischen Elektrode mit einem elektrischen Leiter (7), vorzugsweise Kabel, mittels Ultraschallschweißens, wobei das Sensorelement (3) einen plastifizierbaren Grundkörper und eine wenigstens bereichsweise leitfähige Oberfläche (17) aufweist, wobei während des Schweißvorganges die Schweißenergiezufuhr zur Plastifizierung des Grundkörpers im Schweißbereich (24), in dem der elektrische Leiter (7) und das Sensorelement (3) in Kontakt stehen, über die Sonotrode (23) eines Ultraschallschweißgerätes mit steigender Schweißleistung über eine Zeitspanne von 0,5 s bis 5 s erfolgt und die Sonotrode (23) gleichzeitig auf den Schweißbereich (24) eine Andrückkraft zwischen 1 N und 20 N ausübt.

Fig. 1



Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Verbinden des Sensorelements einer medizinischen Elektrode mit einem elektrischen Leiter, vorzugsweise Kabel, mittels Ultraschallschweißens, wobei das Sensorelement einen plastifizierbaren Grundkörper und eine wenigstens bereichs-
5 weise leitfähige Oberfläche aufweist. Weiters betrifft die Erfindung ein Sensorelement einer medizinischen Elektrode sowie die dazugehörige medizinische Elektrode, wobei das Sensorelement einen plastifizierbaren Grundkörper und eine zumindest bereichsweise leitfähige Oberfläche aufweist und wobei das Sensorelement mit einem elektrischen Leiter, vorzugsweise Kabel, verbunden, vorzugsweise verschweißt, ist.

10 Medizinische Elektroden (z.B. EKG-Elektroden) werden auf die Hautoberfläche eines Probanden aufgebracht, wobei ein Sensorelement, das auch Eyelet genannt wird, Signale von oder zur Haut überträgt. Dabei ist das Sensorelement auf einer Seite meist über ein elektrisch leitendes Gel mit der Hautoberfläche des Probanden elektrisch leitend verbunden. Auf der der Hautoberfläche gegenüberliegenden Seite des Sensorelements führt in der Regel ein elektrischer Leiter
15 von der Elektrode weg beispielsweise hin zu einem Elektrokardiographen. Solche Sensorelemente bestehen häufig aus einem plastifizierbaren Grundkörper und weisen eine leitfähige Oberflächenbeschichtung, insbesondere aus Ag/AgCl, auf. Diese leitfähige Schicht überträgt nun eigentlich die elektrischen Signale vom (hautseitigen) elektrisch leitenden Gel an den elektrischen Leiter. Die Verbindung vom elektrischen Leiter zum Sensorelement wird beim Stand der
20 Technik teilweise durch Ultraschallschweißen hergestellt.

Beim Verbinden von Sensorelement und elektrischem Leiter tritt das Problem auf, dass durch die Ultraschallverschweißung der plastifizierbare Körper des Sensorelements im Schweißbereich flüssig wird und die Silberbeschichtung sich dabei stellenweise ablöst und gegebenenfalls
25 Ag/AgCl Agglomerate bildet. Die Signalleitung von Gel zu elektrischem Leiter erfolgt an sich an der Oberfläche des Sensorelements durch die elektrisch leitende Oberfläche (z.B. Ag/AgCl Schicht). Wird jedoch die leitfähige Oberflächenbeschichtung im Kontaktbereich von elektrischem Leiter und Sensorelement wesentlich beeinträchtigt kann es zu einer deutlichen Erhöhung des Übergangswiderstandes von elektrischem Leiter zu Sensorelement kommen; im
30 Extremfall ist keine Signalübertragung mehr möglich.

Um diesen Nachteil auszugleichen, ist es beim Stand der Technik üblich, elektrisch leitende Stoffe im Grundkörper zu dispergieren. Beispielsweise hat die Zugabe von Carbonfasern mit einem Gehalt von etwa 20 % bewirkt, dass der Übergangswiderstand auf 40 Ω begrenzt wird,
35 zumal die Leitfähigkeit des zugesetzten Kohlenstoffs die Eigenleitfähigkeit des Sensorelements hinaufsetzt. Ungeignet hat es sich erwiesen, die Verbindung zwischen Sensorelement und elektrischem Leiter durch einen Klebstoff herzustellen, da eine solche Verbindung viel zu schwach ist. Auch beim Verbinden durch Ultraschallschweißen mit geringerer Schweißleistung konnten nur zu schwache Verbindungen erzielt werden.

40 Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine medizinische Elektrode zu schaffen, die einen niedrigeren Übergangswiderstand zwischen Sensorelement und elektrischem Leiter aufweist, als dies beim Stand der Technik üblich ist, um so die Genauigkeit der Messung zu erhöhen ohne jedoch die Stärke der Verbindung zu schwächen.

45 Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Anspruch 1 gelöst. Indem während des Schweißvorganges die Schweißenergiezufuhr zur Plastifizierung des Grundkörpers im Schweißbereich, im dem der elektrische Leiter und das Sensorelement in Kontakt stehen, über die Sonotrode eines Ultraschallschweißgerätes mit steigender Schweißleistung über eine Zeit-
50 spanne von 0,5 s bis 5 s erfolgt und die Sonotrode gleichzeitig auf die Schweißstelle eine Andrückkraft zwischen 1 N und 20 N ausübt, lässt sich der Übergangswiderstand zwischen elektrischem Leiter und Sensorelement auf unter 5 Ω , vorzugsweise unter 3 Ω , im Idealfall unter 1 Ω , reduzieren. Vor allem wird bei einem solchen Verfahren die elektrisch leitende Oberfläche im Bereich der Kabelkontaktierung nicht zerstört obwohl gleichzeitig eine ausreichende Plastifizierung des Sensorelementgrundkörpers erzielt wird, sodass eine stabile Verbindung zwischen
55

Sensorelement und elektrischem Leiter hergestellt wird. Die Ausreißkraft oder Auszugskraft, d.h. jene Kraft, die notwendig ist, um den elektrischen Leiter aus der Verbindung mit dem Sensorelement durch Zugkraft zu lösen, beträgt bei einer auf diese Art und Weise hergestellten Verbindung von Sensorelement und elektrischem Leiter zumindest 15 N, vorzugsweise sogar über 25 N. Eine so hohe Auszugskraft ist aus mehreren Gründen notwendig. Einerseits sollen die medizinischen Elektroden, die auf der Hautoberfläche befestigt sind, vom Probanden auch bei Bewegung (z.B. Belastungs-EKG) oder über längere Zeiträume (z.B. über Nacht) getragen werden können, weshalb die Wahrscheinlichkeit sehr groß ist, dass größere Kräfte auf die Verbindung Elektrodensensorelement und elektrischem Leiter wirken. Andererseits ist die Verbindung Haut / medizinische Elektrode meist stark, da die Elektrode auf die Haut des Probanden geklebt wird. Wenn die Elektrode von der Haut abgelöst werden soll, wird dazu häufig am elektrischen Leiter gezogen, wobei abhängig von der Verbindungsstärke Elektrode / Haut durchaus Kräfte von über 10 N auftreten können.

Als vorteilhaft hat es sich erwiesen, wenn die dem Schweißbereich zugeführte Schweißenergie zwischen 25 Ws und 75 Ws beträgt. Im Idealfall beträgt die Zeitspanne der Energiezufuhr beim Ultraschallschweißen 1,0 bis 3 s, was eine Plastifizierung lediglich im Kontaktbereich von Leiter und Sensorelement bewirkt. Im Idealfall beträgt dabei die Andrückkraft der Sonotrode im Schweißbereich des Ultraschallschweißgerätes zwischen 2 und 8 N.

Weiters ist bevorzugt vorgesehen, dass die Steigerung der Schweißleistung stufenweise erfolgt, wenngleich auch die Leistungssteigerung entsprechend einer linear steigenden Funktion oder einer stetig steigenden Funktion vorgesehen sein kann.

Um eine optimale sowie nicht zu rasche Abkühlung der Schweißstelle zu erwirken, hat es sich als vorteilhaft erwiesen, wenn nach Beendigung der Schweißenergiezufuhr die Andrückkraft bis zum teilweise Erhärten des Schweißbereiches zumindest teilweise aufrechterhalten wird.

Die besten Ergebnisse haben sich erzielen lassen, wenn das Sensorelement vollständig von einer leitfähigen Oberfläche bedeckt ist, vorzugsweise Ag/AgCl, wobei weiters günstig ist, wenn der plastifizierbare Grundkörper des Sensorelements ABS umfasst.

Der Übergangswiderstand kann noch weiter erniedrigt werden, wenn das Sensorelement Karbonfasern in einer Menge von unter 30 %, vorzugsweise etwa 20 %, aufweist.

Die eingangs gestellte Aufgabe wird außerdem durch ein gattungsgemäßes Sensorelement gelöst, hergestellt nach dem zuvor beschriebenen Verfahren, bei dem der elektrische Leiter derart mit dem Sensorelement verbunden ist, dass der Übergangswiderstand von elektrischem Leiter zu Sensorelement $< 5 \Omega$, vorzugsweise $< 3 \Omega$, besonders bevorzugt $< 1 \Omega$, beträgt und dass die Verbindung von elektrischem Leiter und Sensorelement einer Ausreißkraft von $> 15 \text{ N}$, vorzugsweise $> 25 \text{ N}$, widersteht. Ein solches Sensorelement lässt sich nicht nur einfach bedienen, sondern erzielt auch sehr genaue Messergebnisse.

Dabei ist günstigerweise vorgesehen, dass die leitfähige Oberfläche Ag/AgCl umfasst, wobei im Idealfall die Oberfläche vollständig von Ag/AgCl bedeckt ist. Günstigerweise umfasst der Grundkörper des Sensorelementes ABS (Acrylnitrilbutadienstyrol). Bevorzugt umfasst der Grundkörper Karbonfasern in einer Menge von unter 30 %, vorzugsweise etwa 20 %.

Die Erfindung betrifft außerdem eine medizinische Elektrode umfassend ein zuvor beschriebenes Sensorelement.

Weitere Vorteile und Details der Erfindung werden anhand der schematischen Zeichnungen erläutert. Es zeigt die

Fig. 1 schematisch ein Ausführungsbeispiel einer medizinischen Elektrode im Querschnitt,

- Fig. 2 schematisch einzelne Verfahrensschritte zur Herstellung einer erfindungsgemäßen medizinischen Elektrode im Querschnitt durch die Elektrode (Fig. 2A), entlang der Schnittlinie H - H' der Fig. 2A (Fig. 2B) sowie entlang der Schnittlinie H - H' am Sensorelement (Fig. 2C),
- 5 Fig. 3 eine schematische Anordnung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens,
- Fig. 4 eine Draufsicht auf ein Sensorelement vor und nach erfolgter Verbindung mit elektrischem Leiter,
- Fig. 5 Schnitte entlang der gekennzeichneten Linien der Fig. 4,
- Fig. 6 eine Sonotrode zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens, und
- 10 Fig. 7 schematische Diagramme zur Schweißleistung und Andrückkraft als Funktionen der Zeit zur Durchführung des Verfahrens.

Die Fig. 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen medizinischen Elektrode im Querschnitt. Diese Elektrode besteht aus einem Träger 1, der im vorliegenden Fall aus einem Schaumstoff besteht. Dieser Träger 1 weist hautseitig eine Klebeschicht 8 auf, damit die Elektrode auf die Hautoberfläche aufgeklebt werden kann. Die Kleberschicht 8 sollte hautverträglich ausgebildet sein, damit keine Hautirritationen beim Aufkleben auf die Haut entstehen, ähnlich einem Hautpflaster. Erkennbar ist außerdem ein Halteelement 2 in der Form eines Etikettes, das mittels eines thermoaktivierbaren Klebers 9 mit dem Träger 1 verbunden ist. Der Träger 1 weist in dem Bereich, wo sich das Halteelement 2 befindet eine Ausnehmung 11 auf, in die ein elektrisch leitendes Sensorelement (= Anschlussstück, Eyelet) 3 geschoben ist. Erkennbar ist weiters der Schwamm 5, in dem sich ein elektrisch leitende Gel befindet. Das Gel steht an sich im direkten Kontakt zur Haut gibt dabei Signale weiter an das Sensorelement 3 bzw. umgekehrt. Schwamm 5, elektrisches Gel und Sensorelement 3 sind alle in der Ausnehmung des Trägers 1 eingebracht und schließen insgesamt etwa bündig mit der Unterseite des Trägers 1 ab, gegebenenfalls kann der kompressible Schwamm 5 samt elektrischem Gel etwas über den Träger 1 vorstehen, sodass im auf die Haut geklebten Zustand der Schwamm bündig in die Ausnehmung 11 eingepresst wird. Eine Abziehfolie 4 schützt die Elektrode hautseitig vor der Benutzung. Zur Benutzung wird die Abziehfolie entfernt.

Die Außenform des Trägers 1 und die Ausnehmung 11 sind im vorliegenden Fall jeweils etwa kreisförmig ausgebildet, sodass der Träger 1 einen Kreisring bildet. Allerdings ist die Erfindung nicht auf diese Form beschränkt. Beispielsweise sind auch ovale oder eckige Formen Außenformen für den Träger 1 sowie dezentrale, nicht-kreisförmige Ausnehmungen 11 usw. denkbar. Die Form der Ausnehmung 11 hängt im Wesentlichen von der Form des Sensorelements 3 bzw. von der Form des Schwammes 5 ab, der in die Ausnehmung 11 eingebracht wird. Träger 1 und Halteelement 2 für das Sensorelement 3 könnten im Rahmen der Erfindung selbstverständlich auch einstückig ausgebildet sein. Das Sensorelement 3 weist dabei eine flächige Basis auf, mit der es mit dem Halteelement 2 ebenfalls über den thermoaktivierbaren Kleber 9 verbunden ist. Das Halteelement 2 weist zusätzlich eine Ausnehmung 6 auf, durch die der etwa zylinderförmige Vorsprung des Sensorelements 3 reicht. An diesem Vorsprung des Anschlussstückes ist der elektrische Leiter 7 (als Kabel mit mehreren Litzen 13) angebracht der im Betriebszustand die Signale an den nicht gezeigten Elektrokardiographen weiterleitet. Die Signalübertragung erfolgt im angebrachten Zustand von der Haut über das im Schwamm 5 befindliche Gel auf die leitende Oberfläche 17 (Ag/AgCl-Schicht) des Sensorelementes zum elektrischen Leiter 7.

Fig. 2 (Fig. 2A bis 2E) zeigt einzelne Verfahrensschritte, wie ein erfindungsgemäßes Verfahren durchführbar wäre. In der ersten Darstellung (2A) sind der elektrische Leiter 7 in Form eines Kabels, das im Endbereich des abisoliert ist, sodass die Kabellitzen 13 frei stehen und der Aufnahmebereich 22 für den elektrischen Leiter 7 (bzw. die Kabellitzen 13) am Sensorelement 3 erkennbar. Dieser Aufnahmebereich 22 wird dabei von zwei etwa kreuzförmig angeordneten Rillen gebildet, sodass der elektrische Leiter 7 bzw. die Kabellitzen 13 in eine Rille beinahe formschlüssig eingelegt werden kann (2B). Im dritten Schritt wird die Sonotrode 23 des Ultraschallschweißgerätes auf dem Sensorelement 3 samt eingelegtem elektrischem Leiter 7 positi-

oniert und die Anpresskraft von 1 bis 20 N an den Schweißbereich 24, der am Vorsprung des Sensorelementes 3 liegt, angelegt (2C). Die Energie wird gemäß dem Energieschema und dem Zeitschema von Fig. 7 im vierten Schritt angelegt, sodass das Sensorelement 3 im Anschlussbereich 22 plastifiziert und so den Leiter 7 umschließt und eine stabile Verbindung herstellt, die einer Ausreißkraft von zumindest 15 N widersteht (indem z.B. die Elektrode festgehalten wird und am Kabel gezogen wird) (2D). Nach Abstellen der Schweißenergie wird noch etwa 0,5 bis 1 s nachgedrückt, bevor die Sonotrode 23 wieder entfernt wird. Im fünften Schritt ist die fertige Elektrode mit angeschlossenem elektrischen Leiter 12 erkennbar (2E).

Die Fig. 3 zeigt eine Anordnung zur Durchführung des Schweißverfahrens in Ruheposition (A) und in Schweißstellung (B). Auf einer Hebelanordnung 29 ist um eine Achse 30 ein Hebel drehbar gelagert, sodass zwei Hebelarme 29a, 29b gebildet werden. Am einem (rechten) Hebelarm 29b befindet sich die Sonotrode 23 während am anderen (linken) Hebelarm 29a eine Ausgleichsmasse 31 angeordnet ist. Unter Berücksichtigung des Hebelgesetzes ist die Ausgleichsmasse 31 so groß zu wählen, dass das Produkt Gewicht mal Kraftarm am linken Hebelarm größer ist als das Produkt Gewicht mal Kraftarm am rechten Hebelarm, sodass die Sonotrode in Ausgangsposition bleibt. Durch Entfernen der Ausgleichsmasse 31 oder Anlegen einer Gegenkraft (F_1) zieht das Gewicht der Sonotrode 23 den Hebel im Uhrzeigersinn, sodass die Sonotrode 23 auf das Sensorelement 3 drückt. Aus der Masse am rechten Hebelarm 29b und der Länge des Hebelarms 29b lassen sich die entsprechenden Dimensionen leicht errechnen, sodass die Sonotrode 23 auf das Sensorelement 3 mit einer Andrückkraft von 1 bis 20 N drückt. Damit sich das Kräfteverhältnis am Hebel bei Drehung um die Achse 30 nicht verschiebt, sind eine Führungseinrichtung 32 sowie ein Lager 33 vorgesehen, welche die Sonotrode 23 stets im Lot halten.

Fig. 4 zeigt den Aufnahmebereich des Leiters am Sensorelement und der elektrischen Leiter 7 vor (links) und nach (rechts) erfolgtem Schweißvorgang. Deutlich wird, dass der plastifizierte Grundkörper des Sensorelements den elektrischen Leiter umschließt und eine stabile unlösbare Verbindung erzeugt.

Fig. 5 zeigt Schnitte entlang der Linien A - A', B - B' und C - C' der Fig. 4 im Detail. Im ersten Teil der Fig. 5 ist deutlich erkennbar, dass das Eyelet 3 im Ausgangszustand vollständig von einer elektrisch leitenden Schicht 17 (Ag/AgCl) umgeben ist. Die Kabellitzen 13 des elektrischen Leiters 7 liegen an der elektrisch leitenden Schicht an und ermöglichen so die Signalübertragung an dem Elektrokardiographen. In der zweiten Darstellung nach dem erfolgten Schweißen hat sich die elektrisch leitende Schicht 17 um die Kabellitzen 13 herumgelegt und ermöglicht so die oberflächliche Leitung am Sensorelement 3 auf die Unterseite, wo das elektrisch leitende Gel in Kontakt mit der Hautoberfläche steht. Die dritte Darstellung zeigt noch einen Querschnitt entlang der Schnittlinie C - C' der Fig. 4 und verdeutlicht, wie sich die elektrisch leitende Schicht über den elektrischen Leiter 7 legt.

Fig. 6 zeigt einen Schnitt der Sonotroden spitze, die etwa einem Kugelsegment entspricht und eine dementsprechende Schweißstelle erzeugt. Für den elektrischen Leiter ist auf einer Seite eine Ausnehmung 35 vorgesehen.

Fig. 7 zeigt im oberen Diagramm die zugeführte Schweißleistung P und im unteren Diagramm die Andrückkraft F auf die Schweißstelle als Funktion der Zeit. Zum Zeitpunkt 0 wird die Sonotrode auf die zu schweißende Stelle aufgesetzt. Nach Erreichen der erforderlichen Anpresskraft F_g wird am Zeitpunkt $t_s(1)$ die Sonotrode aktiviert. Zuerst wird mit einer konstant geringen Leistung P1 geschweißt, zum Zeitpunkt $t_s(2)$ wird sprunghaft die Leistung auf P2 erhöht und zum Zeitpunkt $t_s(3)$ auf P3 erhöht. Nach der Zeit t_s wird die Sonotrode deaktiviert und noch für die Haltezeit t_h bis zum teilweisen Erstarren des Sensorelementgrundkörpers gehalten. Danach wird die Andrückkraft reduziert und nach der Zykluszeit t_z ist der gesamte Vorgang abgeschlossen. Im unteren Diagramm ist die jeweils auf das Sensorelement in der Schweißstelle wirkende Kraft von der Sonotrode gezeigt.

Patentansprüche:

1. Verfahren zum Verbinden des Sensorelements einer medizinischen Elektrode mit einem elektrischen Leiter, vorzugsweise Kabel, mittels Ultraschallschweißens, wobei das Sensorelement einen plastifizierbaren Grundkörper und eine wenigstens bereichsweise leitfähige Oberfläche aufweist, *dadurch gekennzeichnet*, dass während des Schweißvorganges die Schweißenergiezufuhr zur Plastifizierung des Grundkörpers im Schweißbereich (24), in dem der elektrische Leiter (7) und das Sensorelement (3) in Kontakt stehen, über die Sonotrode (23) eines Ultraschallschweißgerätes mit steigender Schweißleistung über eine Zeitspanne von 0,5 s bis 5 s erfolgt und die Sonotrode (23) gleichzeitig auf den Schweißbereich (24) eine Andrückkraft zwischen 1 N und 20 N ausübt.
2. Verfahren nach Anspruch 1, *dadurch gekennzeichnet*, dass die dem Schweißbereich zugeführte Schweißenergie zwischen 25 Ws und 75 Ws beträgt.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, *dadurch gekennzeichnet*, dass die Schweißenergiezufuhr über eine Zeitspanne von 1,0 bis 3 s erfolgt.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, *dadurch gekennzeichnet*, dass die Andrückkraft der Sonotrode (23) im Schweißbereich (24) zwischen 2 und 8 N beträgt.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, *dadurch gekennzeichnet*, dass die Steigerung der Schweißleistung stufenweise erfolgt.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, *dadurch gekennzeichnet*, dass nach Beendigung der Schweißenergiezufuhr die Andrückkraft bis zum teilweise Erhärten des Schweißbereiches (24) zumindest teilweise aufrechterhalten wird.
7. Verfahren nach Anspruch 6, *dadurch gekennzeichnet*, dass nach Beendigung der Energiezufuhr die Andrückkraft der Sonotrode (23) stetig verringert wird, vorzugsweise über einen Zeitraum von < 0.5 s.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, *dadurch gekennzeichnet*, dass das Sensorelement (3) vollständig von einer leitfähigen Oberfläche bedeckt ist, vorzugsweise Ag/AgCl.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, *dadurch gekennzeichnet*, dass der plastifizierbare Grundkörper des Sensorelements ABS umfasst.
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, *dadurch gekennzeichnet*, dass das Sensorelement Karbonfasern in einer Menge von unter 30 %, vorzugsweise etwa 20 %, aufweist.
11. Sensorelement einer medizinischen Elektrode, wobei das Sensorelement einen plastifizierbaren Grundkörper und eine zumindest bereichsweise leitfähige Oberfläche aufweist und wobei das Sensorelement mit einem elektrischen Leiter, vorzugsweise Kabel, verbunden, vorzugsweise verschweißt, ist, hergestellt nach einem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, *dadurch gekennzeichnet*, dass der elektrische Leiter derart mit dem Sensorelement verbunden ist, dass der Übergangswiderstand von elektrischem Leiter zu Sensorelement $< 5 \Omega$, vorzugsweise $< 3 \Omega$, besonders bevorzugt $< 1 \Omega$, beträgt und dass die Verbindung von elektrischem Leiter und Sensorelement einer Ausreißkraft von > 15 N, vorzugsweise > 25 N, widersteht.
12. Sensorelement nach Anspruch 11, *dadurch gekennzeichnet*, dass die leitfähige Oberfläche Ag/AgCl umfasst.
13. Sensorelement nach Anspruch 12, *dadurch gekennzeichnet*, dass die Oberfläche vollstän-

dig von leitfähigem Material bedeckt ist.

14. Sensorelement nach einem der Ansprüche 11 bis 13, *dadurch gekennzeichnet*, dass der Grundkörper des Sensorelements ABS umfasst.

5

15. Sensorelement nach einem der Ansprüche 11 bis 14, *dadurch gekennzeichnet*, dass der Grundkörper Karbonfasern in einer Menge von unter 30 %, vorzugsweise etwa 20 %, aufweist.

10

16. Medizinische Elektrode umfassend ein Sensorelement nach einem der Ansprüche 11 bis 15.

Hiezu 4 Blatt Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

Fig. 1

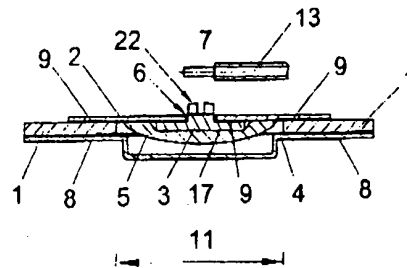


Fig. 3

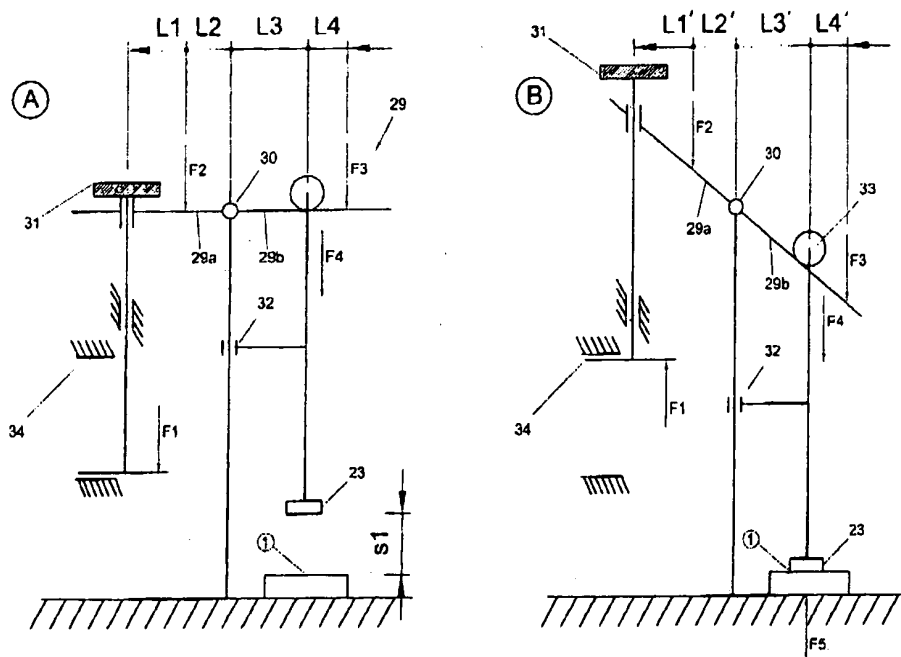
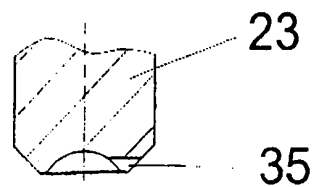


Fig. 6





österreichisches
patentamt

AT 503 912 B1 2008-02-15

Blatt: 2

Int. Cl.⁸: A61B 5/0408 (2006.01)

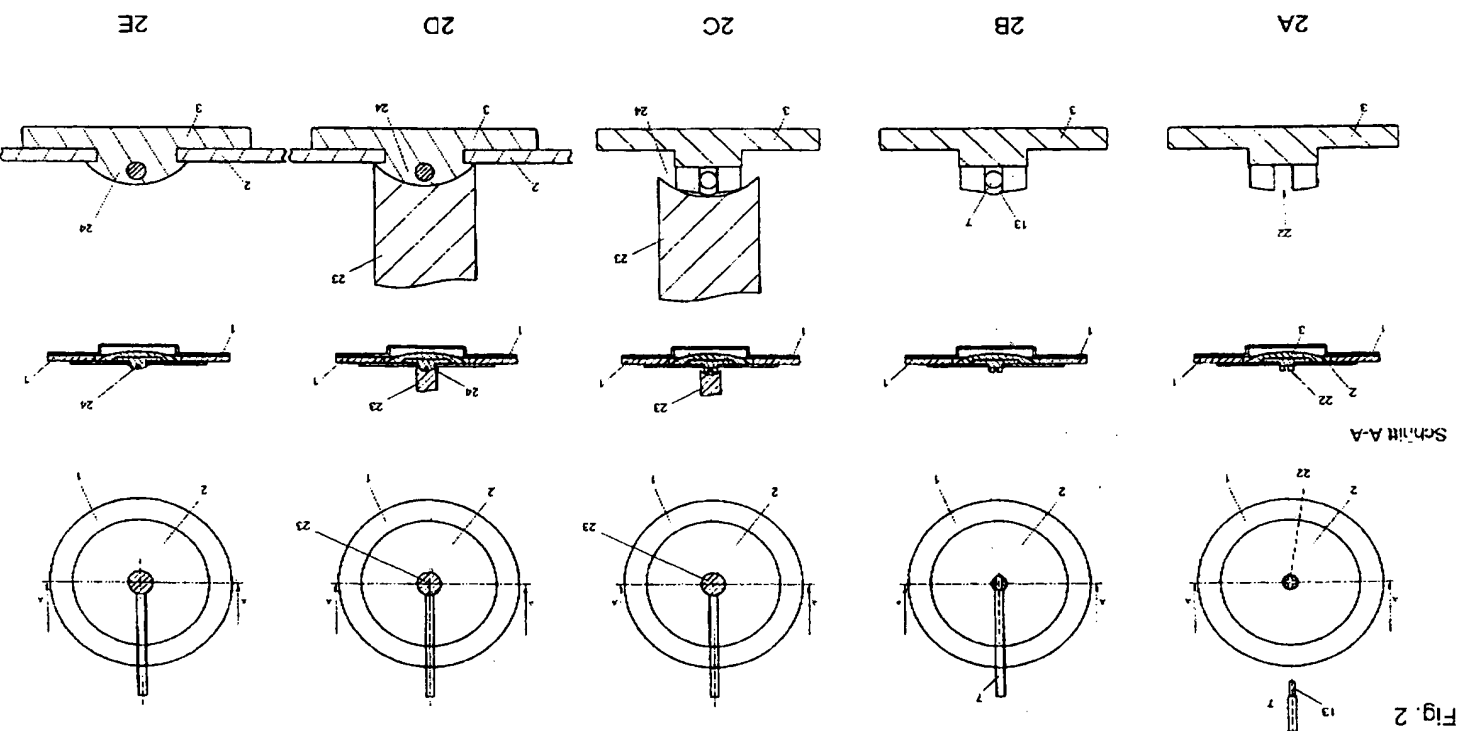




Fig. 4

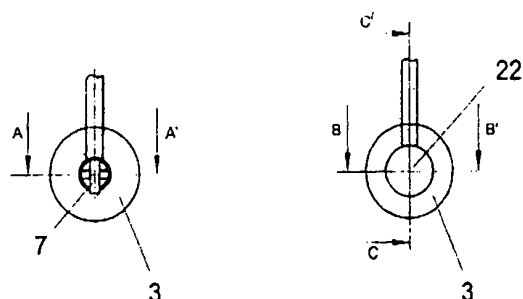


Fig. 5

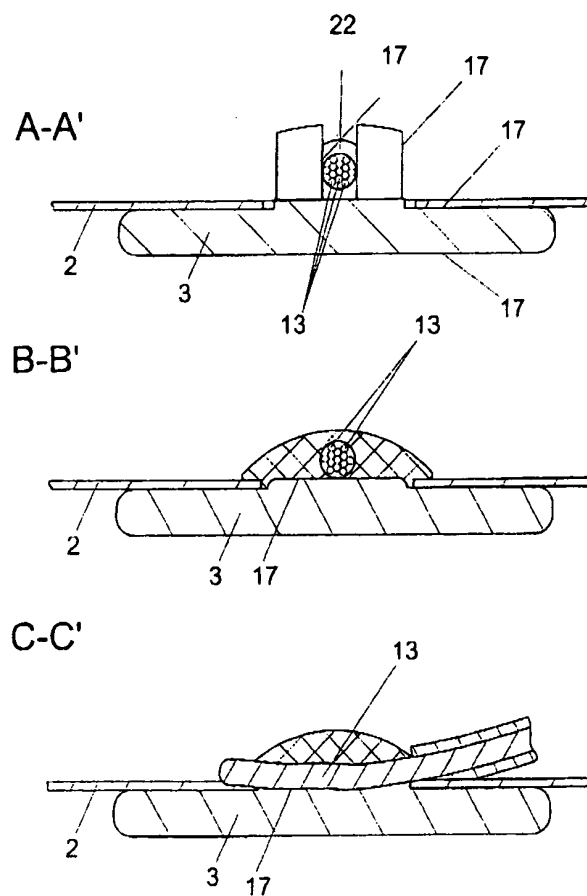




Fig.7

