



(10) **DE 10 2019 207 673 A1** 2020.11.26

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2019 207 673.4**

(22) Anmeldetag: **24.05.2019**

(43) Offenlegungstag: **26.11.2020**

(51) Int Cl.: **A61B 5/04 (2006.01)**

(71) Anmelder:
Siemens Healthcare GmbH, München, DE

(72) Erfinder:
**Batzer, Ulrich, 91054 Buckenhof, DE; Greif, Peter,
91361 Pinzberg, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

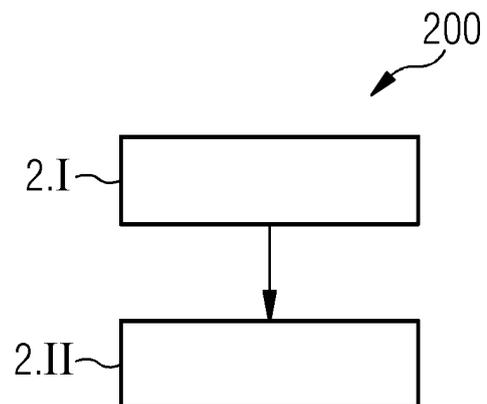
DE	10 2006 056 156	A1
US	6 201 981	B1

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Anordnen von Messsignalkabeln zur störungsarmen Messung von bioelektrischen Signalen**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Anordnen von Messsignalkabeln (32, 33, 34, 35) eines differentiellen Spannungsmesssystems, aufweisend eine Mehrzahl von Messsignalkabeln (32, 33, 34, 35) unterschiedlicher Länge, in einem von einem Magnetfeld (B) eines medizintechnischen bildgebenden Systems (40) durchsetzten Bereich. Die Messsignalkabel (32, 33, 34, 35) werden geradlinig und parallel zueinander an einem Patientenkörper (O) angeordnet und sie werden derart angeordnet, dass sie eine Fläche (FL) parallel zu den Magnetfeldlinien des Magnetfelds (B) aufspannen. Es wird auch eine Messsignalkabelanordnung (30) beschrieben. Es wird zudem ein differentielles Spannungsmesssystem beschrieben. Weiterhin wird ein medizintechnisches bildgebendes System (40) beschrieben.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Anordnen von Messsignalkabeln eines differentiellen Spannungsmesssystems in einem von einem Magnetfeld eines medizintechnischen bildgebenden Systems durchsetzten Bereich. Weiterhin betrifft die Erfindung eine Messsignalkabelanordnung. Überdies betrifft die Erfindung ein Spannungsmesssystem mit einer solchen Messsignalkabelanordnung. Außerdem betrifft die Erfindung ein differentielles Spannungsmesssystem. Ferner betrifft die Erfindung ein medizintechnisches Bildgebungssystem.

[0002] Differentielle Spannungsmesssysteme zur Messung von bioelektrischen Signalen werden beispielsweise in der Medizin zur Messung von Elektrokardiogrammen (EKG), Elektroenzephalogrammen (EEG) oder Elektromyogrammen (EMG) genutzt.

[0003] Die genannten Messungen können auch in Kombination mit medizintechnischen Bildgebungsprozessen, wie zum Beispiel der Computertomographie, zur Anwendung kommen. Beispielsweise kann eine Herzaufnahme oder allgemein eine Bildgebung im Brustbereich durch ein EKG getaktet werden, um Herzbewegungen oder Brustbewegungen bei der Bildgebung berücksichtigen zu können. Bei den genannten Bildgebungsverfahren befindet sich der Patient in einer röhrenförmigen Untersuchungseinheit, auch Gantry genannt. Während des Bildgebungsprozesses in einem CT-System läuft ein System aus Detektor und Röntgenquelle um den Patienten herum, um von allen Seiten Projektionsbilder aufzunehmen. Bei einer Magnetisierung eines größeren Bereichs der Gantry kann es schon bei geringen Feldstärken von weniger als 1 mT aufgrund der Größe der Gantry zu einem magnetischen Feld kommen, welches den Patienten nahezu homogen durchdringt und so Störungen des EKG-Signals bis in den mV-Bereich verursachen kann. Die genannten Störungen werden vor allem durch die Rotationsfrequenz der Gantry geprägt. Diese Rotationsfrequenz nimmt bei modernen Systemen Werte von 0.25 bis 0.33 Hz an. Die Störungen führen dazu, dass bestimmte charakteristische Merkmale von differentiellen Messungen, wie zum Beispiel die P-Welle oder die T-Welle des Elektrokardiogramms, nicht mehr eindeutig identifizierbar sind.

[0004] In **Fig. 1** ist beispielhaft ein Elektrokardiogramm gezeigt, welches T-Wellenähnliche Störungen zeigt, die während einer Bildaufnahme in einem CT-System auftreten. Nachdem der Patient aus der Gantry herausgeschoben wurde, verschwindet das Störsignal und es ergibt sich ein EKG-Signal mit einer kaum messbaren T-Welle.

[0005] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, durch Magnetfelder bedingte Störungen

bei der Messung bioelektrischer Signale zu verringern oder sogar zu vermeiden.

[0006] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren zum Anordnen von Messsignalkabeln eines differentiellen Spannungsmesssystems in einem von einem Magnetfeld eines medizintechnischen bildgebenden Systems durchsetzten Bereich gemäß Patentanspruch 1, durch eine Messsignalkabelanordnung gemäß Patentanspruch 4, durch ein differentielles Spannungsmesssystem gemäß Patentanspruch 10 und ein medizintechnisches Bildgebungssystem gemäß Patentanspruch 11 gelöst.

[0007] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zum Anordnen von Messsignalkabeln eines differentiellen Spannungsmesssystems, aufweisend eine Mehrzahl von Messsignalkabeln unterschiedlicher Länge, in einem von einem Magnetfeld eines medizintechnischen bildgebenden Systems durchsetzten Bereich werden die Messsignalkabel geradlinig und parallel zueinander an einem Patientenkörper angeordnet und sie werden derart angeordnet, dass sie eine Fläche parallel zu den Magnetfeldlinien des Magnetfelds aufspannen.

[0008] Vorteilhaft kann ein durch magnetische Felder erzeugtes Störsignal, welches das Messsignal überlagert, vermieden werden, so dass die Signalqualität einer differentiellen Spannungsmessung verbessert wird und auch schwächere Charakteristiken des Messsignals erkennbar werden.

[0009] Die erfindungsgemäße Messsignalkabelanordnung eines differentiellen Spannungsmesssystems, welche eine Mehrzahl von Messsignalkabeln unterschiedlicher Länge in einem von einem Magnetfeld eines medizintechnischen bildgebenden Systems durchsetzten Bereich umfasst, weist eine Mehrzahl von Messsignalkabeln unterschiedlicher Länge auf, welche geradlinig und parallel zueinander an einem Patientenkörper angeordnet sind, so dass sie derart angeordnet sind, dass sie eine Fläche parallel zu den Magnetfeldlinien des Magnetfelds aufspannen.

[0010] Für die Konzeption der erfindungsgemäßen Messsignalkabelanordnung wird die Erkenntnis genutzt, dass ein in der Gantry erzeugtes Magnetfeld nur auf Flächen bzw. Spulen parallel zur Auflagefläche des Patiententisches Störungen induziert, auf Flächen senkrecht dazu jedoch nicht. Daher wird erfindungsgemäß eine Anordnung der Messsignalkabel gewählt, bei denen diese keine Fläche parallel zum Patiententisch aufspannen bzw. keine Berandung einer solchen Fläche bilden, in deren Berandung nach dem Induktionsgesetz durch eine sich zeitlich ändernde magnetische Flussdichte ein Störsignal induziert werden kann.

[0011] Durch die vorteilhafte geometrische Anordnung kann ein durch magnetische Felder erzeugtes Störsignal verhindert oder zumindest reduziert werden, so dass die Signalqualität verbessert wird und auch schwache Charakteristiken des Messsignals erkennbar werden.

[0012] Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem zur Messung von bioelektrischen Signalen weist die erfindungsgemäße Messsignalkabelanordnung auf. Das erfindungsgemäße differentielle Spannungsmesssystem teilt die Vorteile der erfindungsgemäßen Messsignalkabelanordnung.

[0013] Weitere, besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen sowie der nachfolgenden Beschreibung, wobei die Ansprüche einer Anspruchskategorie auch analog zu den Ansprüchen und Beschreibungsteilen zu einer anderen Anspruchskategorie weitergebildet sein können und insbesondere auch einzelne Merkmale verschiedener Ausführungsbeispiele bzw. Varianten zu neuen Ausführungsbeispielen bzw. Varianten kombiniert werden können.

[0014] In einer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens umfasst das medizintechnische Bildgebungssystem eine der folgenden Systemtypen:

- ein Magnetresonanzbildgebungssystem,
- ein Computertomographiesystem.

[0015] Ein Magnetresonanzbildgebungssystem weist zeitabhängige Gradientenfelder auf, welche ein Störsignal in Messelektroden induzieren können. Bei einem Computertomographiesystem kann eine schwache Magnetisierung von Teilen der Gantry aufgrund deren Größe bereits zu einem relativ starken Störmagnetfeld führen.

[0016] In einer Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens werden die Messsignalkabel derart angeordnet, dass sie eine Fläche senkrecht zu einer Patientenaufgabe aufspannen. Üblicherweise verlaufen die Magnetfeldlinien eines Störmagnetfeldes, insbesondere in einem CT-System, senkrecht zur Patientenliege. Ein derart ausgerichtetes Magnetfeld induziert keine elektrische Spannung parallel zur Magnetfeldrichtung. Mithin wird durch ein Aufspannen einer Fläche der Messsignalkabel senkrecht zur Fläche der Patientenliege, also in einer Ebene parallel zur Magnetfeldrichtung eine Induktion einer Störspannung in den Messsignalkabeln durch das Störmagnetfeld vermieden.

[0017] In einer Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Messsignalkabelanordnung sind die Messsignalkabel derart angeordnet, dass sie eine Fläche senkrecht zu einer Patientenaufgabe aufspannen. Wie be-

reits vorstehend erläutert, wird durch diese Anordnung eine Reduktion von Störsignalen erreicht.

[0018] Die erfindungsgemäße Messsignalkabelanordnung weist in einer Ausgestaltung der Erfindung Kabelführungen auf, welche weiter vom Messgerät entfernte Elektroden über näher am Messgerät angeordnete Elektroden führen. Anders ausgedrückt erhalten die über kürzere Messsignalkabel mit dem Messgerät verbundenen Elektroden dadurch Zugang zum Körper des Patienten, dass sie in vertikaler Richtung näher am Körper des Patienten angeordnet sind. Alle Messsignalkabel laufen entlang desselben Pfads, so dass durch die Messsignalkabel keine Berandung einer Fläche parallel zur Auflagefläche des Patienten gebildet wird und so die Induktion eines Störsignals in die Messsignalkabelanordnung verhindert bzw. zumindest dieser entgegengewirkt wird.

[0019] In einer Variante der erfindungsgemäßen Messsignalkabelanordnung weist diese eine Einrichtung zur Einstellung einer variablen Länge der einzelnen Messsignalkabel auf, um deren Länge an eine Patientengestalt anzupassen, wobei die Einrichtung eine minimale Fläche parallel zum Patiententisch aufweist. Vorteilhaft kann die Länge der Kabel mit Hilfe dieser Einrichtung derart eingestellt werden, dass die Messsignalkabel keine Schleifen bilden und entlang eines gemeinsamen Kabelpfads verlaufen, so dass sie keine Fläche parallel zur Auflagefläche des Patienten aufspannen. Dadurch, dass die Einrichtung zur Einstellung einer variablen Länge der einzelnen Messsignalkabel selbst auch hinsichtlich einer Induktionsfläche hin optimiert ist, kann ein auftretendes Störsignal weiter minimiert werden.

[0020] Die Einrichtung zur Einstellung einer variablen Länge der einzelnen Messsignalkabel kann eine Vorrichtung zum engen Aufrollen eines Spiralkabels oder eine kleine Kabeltrommel aufweisen, welche an einem Verteiler der Messsignalkabel senkrecht zum Patiententisch angeordnet ist. D.h., die Längsachse der Vorrichtung ist senkrecht zur Fläche des Patiententisches orientiert. Vorteilhaft wird die von den Messsignalkabeln im Bereich, in dem sie aufgerollt werden, aufgespannte Fläche klein gehalten und es wird ein Mittel zum Anpassen der Länge der einzelnen Messsignalkabel an eine individuelle Körpergröße eines Patienten bereitgestellt.

[0021] Der Verteiler kann einen Ständer umfassen, mit dem er neben einem Patienten positionierbar ist, so dass die Verteilung der Messsignalkabel in einer Ebene senkrecht zum Patiententisch erfolgt. Auch diese Maßnahme dient dazu, dafür zu sorgen, dass die Messsignalkabel keine Angriffsfläche für ein magnetisches Feld bilden.

[0022] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführ-

rungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Dabei sind in den verschiedenen Figuren gleiche Komponenten mit identischen Bezugsziffern versehen. Die Figuren sind in der Regel nicht maßstäblich. Es zeigen:

Fig. 1 ein EKG-Schaubild, welches durch Störanteile, die durch Magnetfelder verursacht werden, verzerrt ist,

Fig. 2 ein Flussdiagramm, welches ein Verfahren gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung veranschaulicht,

Fig. 3 eine Messsignalkabelanordnung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 4 eine schematische Darstellung eines CT-Systems mit einem EKG-Messsystem mit einer Messsignalkabelanordnung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0023] In den Figuren wird exemplarisch jeweils von einem EKG-Messsystem **1** als differentielles Spannungsmesssystem **1** ausgegangen, um bioelektrische Signale, hier EKG-Signale, zu messen. Die Erfindung ist aber nicht hierauf beschränkt.

[0024] **Fig. 1** zeigt beispielhaft ein EKG-Schaubild, welches mit durch Magnetfelder induzierten Störungen befallt aufgenommen wurde. Die Störungen ergeben sich durch die Drehbewegung magnetisierter Materialien, insbesondere der Gantry eines CT-Systems. In **Fig. 1** ist die Amplitude **A** eines EKG-Messsignals über die Zeit **t** aufgetragen. Bei den ersten 10 Zyklen des EKG-Messsignals bis zum Zeitpunkt t_1 sieht es so aus, als ob das EKG eine T-Welle **T** zeigen würde. Zwischen einzelnen R-Zacken verlaufende Wellenbewegungen verschwinden allerdings nach dem Ende der Bildgebung, d.h. nach dem zehnten Zyklus bzw. dem Zeitpunkt t_1 . Wie anhand der letzten drei EKG-Messzyklen zu erkennen ist, wird im ungestörten EKG keine T-Welle, sondern allenfalls eine P-Welle und eine R-Zacke gemessen. Das Störfeld führt in dem in **Fig. 1** gezeigten Fall während der ersten zehn Zyklen also zu einer Fehlinterpretation des Messsignals. Es wäre daher wünschenswert, den in **Fig. 1** veranschaulichten Störanteil zu unterdrücken oder wenigstens zu reduzieren.

[0025] In **Fig. 2** ist ein Flussdiagramm **200** gezeigt, welches ein Verfahren zum Anordnen von Messsignalkabeln eines differentiellen Spannungsmesssystems, welches eine Mehrzahl von Messsignalkabeln unterschiedlicher Länge aufweist, in einem von einem Magnetfeld eines medizintechnischen bildgebenden Systems durchsetzten Bereich veranschaulicht. Bei dem Schritt **2.1** werden die Messsignalkabel geradlinig und parallel zueinander an einem Patientenkörper angeordnet. Bei dem Schritt **2.II** werden die Messsignalkabel dann derart ausgerichtet, dass sie eine Fläche parallel zu den Magnetfeldli-

nien des Magnetfelds aufspannen. D.h. die Fläche und die Magnetfeldlinien schneiden sich nicht. Auf diese Weise wird erreicht, dass kein magnetischer Fluss durch die von den Messsignalkabeln aufgespannte Fläche fließt und somit durch das Magnetfeld auch kein Störsignal in den Messsignalkabeln induziert werden kann.

[0026] In **Fig. 3** ist eine Messsignalkabelanordnung **30** gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung veranschaulicht. Die Messsignalkabelanordnung **30** umfasst ein Stammkabel **31**, von dem aus eine Mehrzahl von Elektrodenmessleitungen **32, 33, 34, 35** über einen Verteiler **31a** ausgehen und an das über einen Anschluss **31b** auch eine EKG-Messeinheit (nicht gezeigt) angeschlossen ist. Weiterhin ist in **Fig. 3** auch schematisch ein Patient **O** in Axialrichtung gezeigt, der auf einer Patientenliege **42** liegt. Die Patientenliege **42** ist ebenfalls in Richtung ihrer Längsachse orientiert gezeigt. Die Elektrodenmessleitungen **32, 33, 34, 35** weisen jeweils eine unterschiedliche Länge auf, da sie unterschiedliche Bereiche des menschlichen Körpers kontaktieren. Die Elektrodenmessleitungen **32, 33, 34, 35** verlaufen parallel zueinander und bilden eine Fläche **FL**, welche parallel zu den Feldlinien **B** eines Störfelds und senkrecht zu einer Auflagefläche der Patientenliege **42** verläuft, auf der sich der Patient **O** befindet.

[0027] In **Fig. 4** ist eine perspektivische Ansicht von schräg oben auf ein CT-System **40** mit einer Messsignalkabelanordnung **30** gezeigt. Das CT-System **40** umfasst eine Gantry **41**, in die eine Patientenliege **42**, auf der ein Patient **O** liegt, hineingeschoben wird. Die Elektrodenmessleitungen **32, 33, 34, 35** sind längs der gestrichelten Linie übereinander angeordnet, derart, dass sie gemeinsam eine Fläche parallel zur Vertikalen bilden. Da ein durch die Gantry induziertes Magnetfeld pralle zu dieser Fläche liegt, bilden die Elektrodenmessleitungen **32, 33, 34, 35** daher keine Schleife, in die ein Störsignal induziert werden könnte. Eine erste Elektrodenmessleitung **32** ist mit dem Fuß des Patienten **O** gekoppelt und wird daher mit **F** gekennzeichnet. Eine zweite Elektrodenmessleitung **33** ist mit dem linken Arm des Patienten **O** gekoppelt und wird daher mit dem Buchstaben **L** gekennzeichnet. Eine dritte Elektrodenmessleitung **34** ist mit **N** gekennzeichnet und bildet die neutrale Elektrode. Eine vierte Elektrodenmessleitung **35** ist mit dem rechten Arm des Patienten **O** gekoppelt und wird mit dem Buchstaben **R** gekennzeichnet.

[0028] Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei den vorhergehend detailliert beschriebenen Vorrichtungen und Verfahren lediglich um Ausführungsbeispiele handelt, welche vom Fachmann in verschiedenster Weise modifiziert werden können, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen. So kann es sich bei dem differentiellen Spannungsmesssystem nicht nur um ein EKG-Ge-

rät handeln, sondern auch um andere medizinische Geräte mit denen bioelektrische Signale erfasst werden, wie beispielsweise EEGs, EMGs usw.. Weiterhin schließt die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht ausschließt, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können. Ebenso schließt der Begriff „Einheit“ nicht aus, dass diese aus mehreren Komponenten besteht, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Anordnen von Messsignalkabeln (30) eines differentiellen Spannungsmesssystems in einem von einem Magnetfeld (B) eines medizintechnischen bildgebenden Systems (40) durchsetzten Bereich, aufweisend eine Mehrzahl von Messsignalkabeln (32, 33, 34, 35) unterschiedlicher Länge, wobei die Messsignalkabel (32, 33, 34, 35)

- geradlinig und parallel zueinander an einem Patientenkörper (O) angeordnet werden und
- eine Fläche (FL) parallel zu den Magnetfeldlinien des Magnetfelds (B) aufspannend angeordnet werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das medizintechnische Bildgebungssystem (40) einen der folgenden Systemtypen umfasst:

- ein Magnetresonanzbildgebungssystem,
- ein Computertomographiesystem.

3. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei die Messsignalkabel (32, 33, 34, 35) derart angeordnet sind, dass sie eine Fläche (FL) senkrecht zu einer Patientenaufgabe (42) aufspannen.

4. Messsignalkabelanordnung (30) eines differentiellen Spannungsmesssystems in einem von einem Magnetfeld (B) eines medizintechnischen bildgebenden Systems (40) durchsetzten Bereich, aufweisend eine Mehrzahl von Messsignalkabeln (32, 33, 34, 35) unterschiedlicher Länge, welche geradlinig und parallel zueinander an einem Patientenkörper (O) angeordnet sind, so dass sie eine Fläche (FL) parallel zu den Magnetfeldlinien des Magnetfelds (B) aufspannend angeordnet sind.

5. Messsignalkabelanordnung nach Anspruch 4, wobei die Messsignalkabel (32, 33, 34, 35) derart angeordnet sind, dass sie eine Fläche (FL) senkrecht zu einer Patientenaufgabe (42) aufspannen.

6. Messsignalkabelanordnung nach Anspruch 4 oder 5, aufweisend Kabelführungen, welche weiter von einer Messeinheit des differentiellen Spannungsmesssystems entfernte Elektroden über näher an der Messeinheit des differentiellen Spannungsmesssystems angeordnete Elektroden führen.

7. Messsignalkabelanordnung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, welche eine Einrichtung zur Einstellung einer variablen Länge der einzelnen Messsignalkabel (32, 33, 34, 35) aufweist, um diese an eine Patientengestalt anzupassen, wobei die Einrichtung eine minimale Fläche parallel zur Patientenaufgabe (42) aufweist.

8. Messsignalkabelanordnung nach Anspruch 7, wobei die Einrichtung eine Vorrichtung zum engen Aufrollen eines Spiralkabels oder eine kleine Kabeltrommel aufweist, welche an einem Verteiler (31a) der Messsignalkabel (32, 33, 34, 35) senkrecht zum Patiententisch (42) angeordnet sind.

9. Messsignalkabelanordnung nach Anspruch 8, wobei der Verteiler (31a) einen Ständer umfasst, mit dem er neben einem Patienten positionierbar ist, so dass die Verteilung der Messsignalkabel (32, 33, 34, 35) in einer Ebene senkrecht zum Patiententisch (42) erfolgt.

10. Differentielles Spannungsmesssystem zur Messung von bioelektrischen Signalen mit einer Messsignalkabelanordnung (30) nach einem der Ansprüche 4 bis 9.

11. Medizintechnisches Bildgebungssystem (40), vorzugsweise CT-System, aufweisend ein differentielles Spannungsmesssystem nach Anspruch 10.

Es folgen 3 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

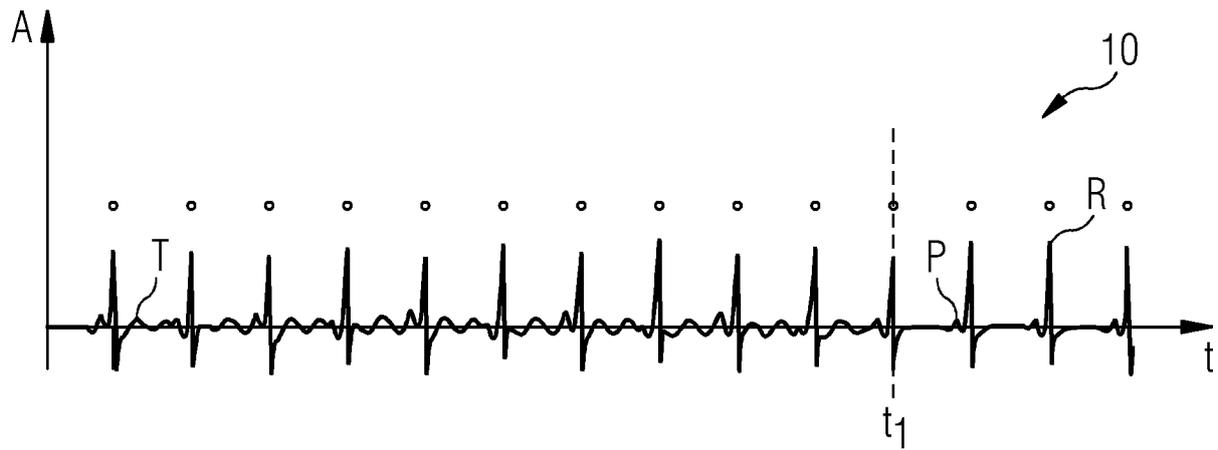


FIG 2

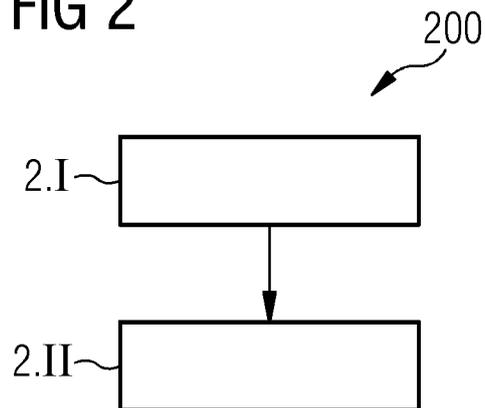


FIG 3

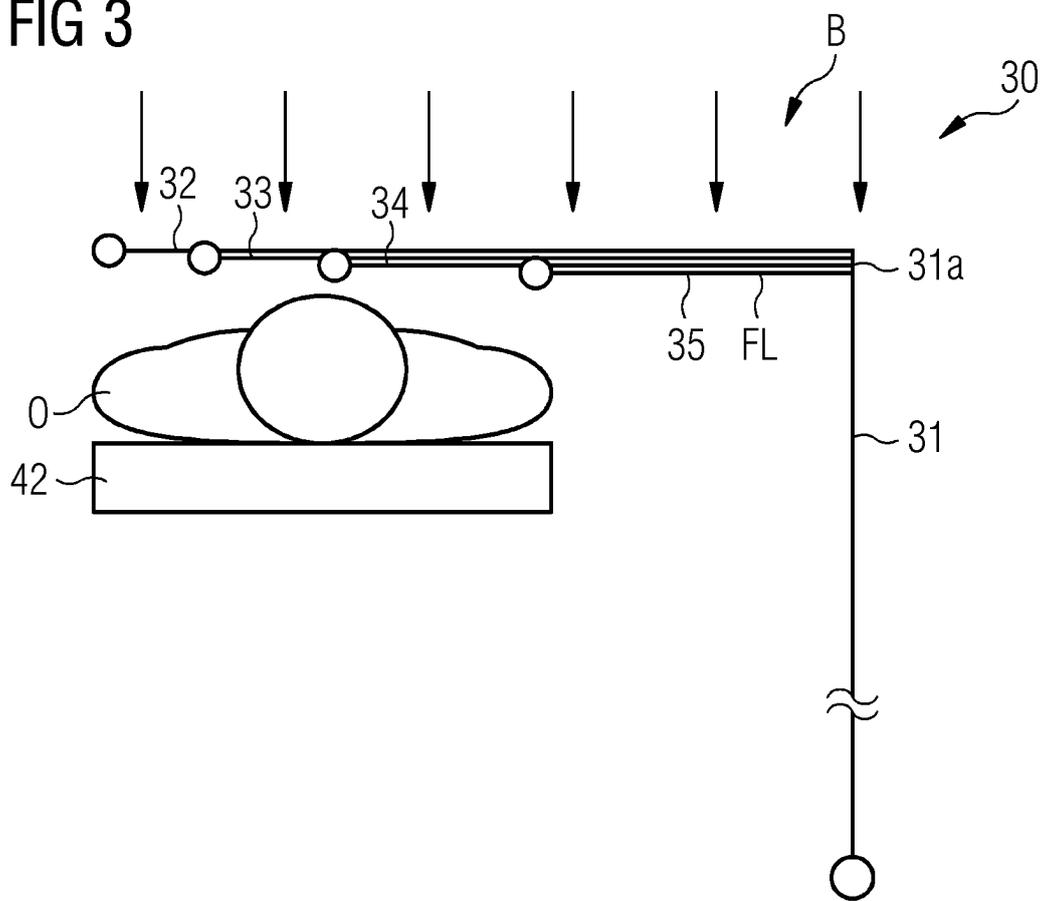


FIG 4

