

(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  
11. Januar 2018 (11.01.2018)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2018/007206 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0428 (2006.01)  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0424 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2017/065856

(22) Internationales Anmeldedatum:  
27. Juni 2017 (27.06.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2016 112 391.9  
06. Juli 2016 (06.07.2016) DE

(71) Anmelder: CAPICAL GMBH [DE/DE]; Rebenring 33,  
Niedersachsen, 38106 Braunschweig (DE). LIKAMED

GMBH [DE/DE]; Raußmühlstraße 7, 75031 Eppingen (DE).

(72) Erfinder: **BÖGE, Henning**; Gliesmaroder Str. 34, Niedersachsen, 38106 Braunschweig (DE). **OEHLER, Martin**; Im Gettelhagen 102, Niedersachsen, 38108 Braunschweig (DE). **FRANK, Yvonne**; Hengst 9, 75050 Gemmingen (DE). **GAUPP, Bernhard**; Wilhelm-Frank-Straße 6, 75031 Eppingen (DE).

(74) Anwalt: GRAMM, LINS & PARTNER PATENT- UND RECHTSANWÄLTE PARTGMBB; Freundallee 13a, 30173 Hannover (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,

(54) Title: TREATMENT BED

(54) Bezeichnung: BEHANDLUNGSLIEGE

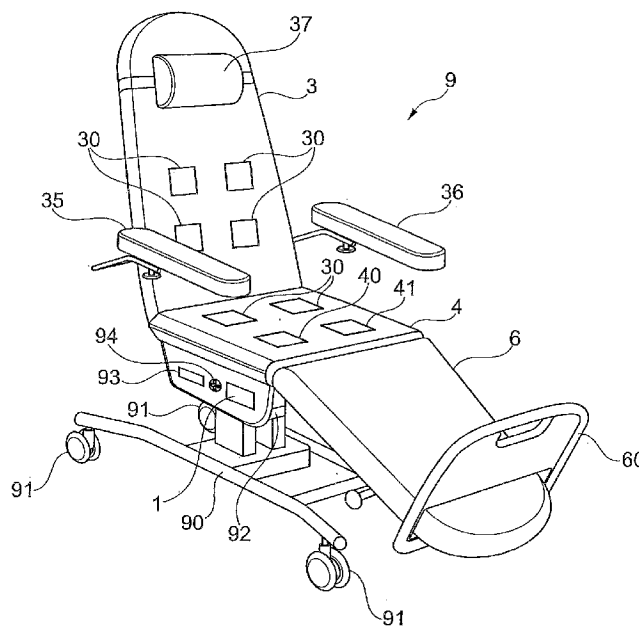


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to a treatment bed for supporting patients in a sitting and/or lying manner for the duration of a treatment and/or diagnosis. The treatment bed has a support surface which consists of one or more segments and on which the patient is supported during the treatment and/or diagnosis. Multiple capacitive measuring electrodes for the contactless capacitive detection of EKG signals of a patient supported on the support surface are arranged in at least one segment of the support surface on the surface side closer to the patient. The treatment bed further has at least one electronic signal processing system which is connected to the measuring electrodes and is designed to process signals, in particular to amplify signals, of the electric signals of the measuring electrodes. In addition to the measuring electrodes, the treatment bed also has at least one injection electrode which is designed to feed injection



WO 2018/007206 A1

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, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, 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).

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

— hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii)

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

---

signals into one or more of the measuring electrodes via the patient supported on the support surface. The electronic signal processing system is additionally designed to determine the quality of the capacitive coupling of one or more or all of the measuring electrodes to the patient by means of the signals received via the measuring electrodes using the signal components which are contained in the signals and originate from the injection signals.

**(57) Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft eine Behandlungsliege zur sitzenden und/oder liegenden Lagerung von Patienten für die Dauer einer Behandlung und/oder Diagnose, wobei die Behandlungsliege eine aus einem oder mehreren Segmenten bestehende Auflagefläche aufweist, auf der der Patient während der Behandlung und/oder Diagnose gelagert ist, wobei in wenigstens einem Segment der Auflagefläche an dessen patientennaher Oberflächenseite mehrere kapazitive Messelektroden zur kontaktlosen kapazitiven Erfassung von EKG-Signalen eines auf der Auflagefläche gelagerten Patienten angeordnet sind, wobei die Behandlungsliege ferner wenigstens eine Signalaufbereitungselektronik aufweist, die mit den Messelektroden verbunden ist und zur Signalaufbereitung, insbesondere zur Signalverstärkung, der elektrischen Signale der Messelektroden eingerichtet ist, wobei die Behandlungsliege zusätzlich zu den Messelektroden wenigstens eine Injektionselektrode aufweist, die zur Einspeisung von Injektionssignalen in eine oder mehrere der Messelektroden über den auf der Auflagefläche gelagerten Patienten eingerichtet ist, wobei die Signalaufbereitungselektronik ferner dazu eingerichtet ist, anhand der über die Messelektroden empfangenen Signale anhand der darin enthaltenen, von den Injektionssignalen stammenden Signalanteilen die Güte der kapazitiven Kopplung einer, mehrerer oder aller der Messelektroden mit dem Patienten zu bestimmen.

## Behandlungsliege

Die Erfindung betrifft eine Behandlungsliege zur sitzenden und/oder liegenden Lagerung von Patienten für die Dauer einer Behandlung und/oder Diagnose. Solche Behandlungsliegen sind z.B. aus dem Produktspektrum der Likamed GmbH bekannt.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine derartige Behandlungsliege hinsichtlich ihrer Funktionalität weiterzuentwickeln und universeller zu gestalten.

Diese Aufgabe wird gemäß Anspruch 1 gelöst durch eine Behandlungsliege zur sitzenden und/oder liegenden Lagerung von Patienten für die Dauer einer Behandlung und/oder Diagnose, wobei die Behandlungsliege eine aus einem oder mehreren Segmenten bestehende Auflagefläche aufweist, auf der der Patient während der Behandlung und/oder Diagnose gelagert ist, wobei in wenigstens einem Segment der Auflagefläche an dessen patientennaher Oberflächenseite mehrere kapazitive Messelektroden zur kontaktlosen kapazitiven Erfassung von EKG-Signalen eines auf der Auflagefläche gelagerten Patienten angeordnet sind, wobei die Behandlungsliege ferner wenigstens eine Signalaufbereitungselektronik aufweist, die mit den Messelektroden verbunden ist und zur Signalaufbereitung, insbesondere zur Signalverstärkung, der elektrischen Signale der Messelektroden eingerichtet ist, wobei die Behandlungsliege zusätzlich zu den Messelektroden wenigstens eine Injektionselektrode aufweist, die zur Einspeisung von Injektionssignalen in eine oder mehrere der Messelektroden über den auf der Auflagefläche gelagerten Patienten eingerichtet ist, wobei die Signalaufbereitungselektronik ferner dazu eingerichtet ist, anhand der über die Messelektroden empfangenen Signale anhand der darin enthaltenen, von den Injektionssignalen stammenden Signalanteilen die Güte der kapazitiven Kopplung einer, mehrerer oder aller der Messelektroden mit dem Patienten zu bestimmen. Die Segmente der Auflagefläche können z.B. ein Rücken-, Fuß- und/oder Sitzsegment umfassen. Die Behandlung kann insbesondere eine medizinische Behandlung sein, z.B. eine Behandlung mit pharmazeutischen Anwendungen.

Die erfindungsgemäße Behandlungsliege hat den Vorteil, dass von einem auf der Behandlungsliege ruhenden Patienten auf einfache Weise Biosignale aufgenommen werden können, insbesondere EKG-Signale (EKG = Elektrokardiogramm). Hierzu muss der Patient nicht wie bei konventionellen EKG-Geräten relativ aufwendig mit Elektroden verbunden werden. Stattdessen sind in die Behandlungsliege an geeigneten Stellen kapazitive Messelektroden eingearbeitet, mit denen kontaktlos solche EKG-Signale aufgenommen werden können.

Vorteilhafterweise weist die Behandlungsliege auch eine Signalaufbereitungselektronik auf, durch die die Signale der Messelektroden aufbereitet werden können, wobei insbesondere eine Signalverstärkung erfolgen kann. Hierdurch kann die Behandlungsliege die EKG-Signale in hoher Güte bereitstellen. Die Signalaufbereitungselektronik kann in Form einer einzelnen Elektronik oder in Form mehrerer Elektronikkomponenten vorhanden sein. Bei mehreren Elektronikkomponenten kann insbesondere in der Nähe einer jeweiligen Messelektrode eine lokale Signalverstärkungs-Elektronikkomponente angeordnet sein.

Zudem ist in die Behandlungsliege außer den Messelektroden noch wenigstens eine Injektionselektrode eingearbeitet. In einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Behandlungsliege zusätzlich zu den Messelektroden wenigstens zwei elektrisch voneinander separierte Injektionselektroden aufweist, die zur Einspeisung von Injektionssignalen in eine oder mehrere der Messelektroden über den auf der Auflagefläche gelagerten Patienten eingerichtet sind. Mittels der Injektionselektrode oder der Injektionselektroden kann durch Einspeisung von Injektionssignalen eine automatische Kontrolle der Güte der kapazitiven Kopplung der Messelektroden mit dem Patienten erfolgen. Auf diese Weise kann bei Ausbleiben der EKG-Signale oder bei deren Verschlechterung automatisch unterschieden werden, ob die EKG-Signale aufgrund einer Lageveränderung des Patienten und dementsprechend verschlechterter kapazitiver Kopplung verändert sind oder aufgrund einer gesundheitlichen Verschlechterung des Patienten. Dies ermöglicht es wiederum, bei einer Erkennung einer gesundheitlichen Verschlechterung des Patienten automatisch ein Alarmsignal abzugeben. Auf diese Weise

kann insbesondere bei den Patienten stark belastenden Behandlungen die Sicherheit für den Patienten verbessert werden. Zudem ist eine verbesserte Steuerung der Behandlung möglich. So kann das Alarmsignal frühzeitig erzeugt werden, so dass medizinisches Personal frühzeitig Gegenmaßnahmen einleiten kann.

5

Die Injektionselektroden sind insbesondere nicht zur Erfassung von EKG-Signalen eingerichtet. Dennoch können die Injektionselektroden vom Aufbau her vergleichbar wie die Messelektroden ausgebildet sein, z.B. als kapazitive Injektionselektroden. Die Injektionselektroden können auch anders ausgebildet sein, z.B. als galvanische Injektionselektroden, die in galvanischen Kontakt mit der Haut des Patienten gebracht werden müssen.

10

Soweit die Messelektroden und/oder die Injektionselektroden als kapazitive Elektroden ausgebildet sind, ist es vorteilhaft, sie in der Behandlungsliege im Bezugsmaterial der Auflagefläche bzw. im Bezugsmaterial von Polstern der Auflagefläche anzuordnen, oder unterhalb des Bezugsmaterials. Auf diese Weise können die Messelektroden und/oder die Injektionselektroden in die Behandlungsliege integriert werden, so dass sie von außen nicht sichtbar sind. Somit wird das optische Erscheinungsbild der Behandlungsliege durch die Integration der Messelektroden und/oder Injektionselektroden nicht verändert. Es ist auch möglich, die Messelektroden und/oder die Injektionselektroden sichtbar an der Auflagefläche anzubringen.

15

20

25

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass eine, mehrere oder alle Messelektroden und/oder die erste und/oder die zweite Injektionselektrode als textile kapazitive Elektroden ausgebildet sind, die in einer oberflächennahen Struktur der patientennahen Seite der Auflagefläche eingebettet sind. Auf diese Weise lassen sich die Messelektroden und/oder die Injektionselektroden in besonders günstiger Weise in das Material der Behandlungsliege integrieren. Insbesondere können dadurch Elektroden mit einer entsprechend nachgiebigen Struktur integriert werden, die einen auf der Behandlungsliege gelagerten Patienten nicht stören und die auch keine Schädigungen, wie Druckstellen oder ähnliches, hinterlassen.

30

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Signalaufbereitungselektronik entfernt von den Messelektroden und/oder den Injektionselektroden an der Behandlungsliege angeordnet ist. Auch dies ist vorteilhaft für die komfortable Lagerung des Patienten. Da die Signalaufbereitungselektronik, insbesondere die in der Nähe der Messelektroden anzuordnenden Signalverstärkungs-Elektronikkomponenten, in der Regel aus hartem oder zumindest weniger flexiblem Material als die Elektroden bestehen, kann durch diese Weiterbildung der Erfindung eine Beeinträchtigung des auf der Behandlungsliege gelagerten Patienten vermieden werden.

Die über die Messelektroden aufgenommenen EKG-Signale können von der Signalaufbereitungselektronik z.B. an einem Anzeigegerät der Behandlungsliege angezeigt werden und/oder in einem Speicher der Behandlungsliege zu Dokumentationszwecken gespeichert werden.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Behandlungsliege einen elektrischen Anschlussverbinder aufweist, über den ein Behandlungsmonitor elektrisch mit der Behandlungsliege und deren Signalaufbereitungselektronik koppelbar ist, wobei die Signalaufbereitungselektronik dazu eingerichtet ist, aufgrund der Signale der Messelektroden EKG-Signale des Patienten in normierter Form über den Anschlussverbinder abzugeben. Dies hat den Vorteil, dass zur Anzeige und Dokumentation der erfassten EKG-Signale ein handelsüblicher Behandlungsmonitor eingesetzt werden kann. Dementsprechend kann die Behandlungsliege, auch mit den erfindungsgemäßen Erweiterungen, hinsichtlich der technischen Komplexität überschaubar bleiben und dementsprechend kostengünstig bereitgestellt werden.

Die Behandlungsliege kann insbesondere eines oder mehrere der nachfolgenden weiteren Merkmale aufweisen:

- Ein aus Stahl (pulverbeschichtet) gefertigtes Untergestell in Verbindung mit bis zu vier feststellbaren Rollen zum sicheren Stand, zur Lagerung von Patienten über mehrere Stunden sowie zur Beförderung von Patienten über eine kürzere Distanz.

5 - Eine aus Stahl (pulverbeschichtet) gefertigte gepolsterte Auflagefläche für Patienten, bestehend aus mindestens eine, in sich verstellbaren, bis zu fünf individuell verstellbaren Elementen:

- Komplette Auflagefläche in einem Stück

- Rücken- und Fußteil individuell, stufenlos verstellbar

10 - Rücken- und Fußteil sowie Höhe individuell, stufenlos verstellbar

- Rücken-, Fuß- und Sitzteil individuell, stufenlos verstellbar

- Rücken-, Fuß- und Sitzteil sowie Höhe individuell, stufenlos verstellbar

- Rücken-, Fuß-, Sitzteil und Fußstütze sowie Höhe individuell, stufenlos verstellbar

15 Die Verstellbereiche der Auflagefläche werden von einem oder bis zu fünf 24 Volt Aktuatoren (alle mit Endabschalter) ausgerüstet. Alle Aktuatoren können über Handbedienung und/oder Fußtaster einzeln bewegt werden. Es kann je nach Ausführung/Ausrüstung des Produktes eine Sitzposition, eine Bettposition, eine Schocklageposition und/oder eine

20 Trendelenburgposition erreicht werden.

- Zwei Armstützen angebracht an die gefertigte/benannte Stahlkonstruktion (pulverbeschichtet) zur Auflage der Arme/Ellenbogen

- Polsterauflage/Matratze (verschiedene Innenlegen, mit PU Überzug oder Kunstleder überzogen).

25

Die Behandlungsliege kann, wie erwähnt, für die Behandlung mit pharmazeutischen Anwendungen ausgelegt sein. Dementsprechend kann die Behandlungsliege in einer Ausführungsform der Erfindung nicht für Strahlentherapien ausgelegt sein. Sie eignet sich z.B. zur Lagerung von Patienten bei Dialysen, Blutspenden, Schmerzbehandlungen, Therapien im Bereich der Onkologie und ähnlichen Behandlungsarten. Dementsprechend ist die Behandlungsliege bestimmt zum Einsatz in medizinisch genutzten Räumen. Alternativ kann die Behandlungsliege auch

30

im häuslichen Bereich eingesetzt werden. Hierzu kann die Behandlungsliege z.B. einen elektrischen Anschluss eines zusätzlichen Potentialausgleichs aufweisen.

5 Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass wenigstens ein Segment durch wenigstens einen Elektromotor der Behandlungsliege willkürlich in unterschiedliche Lagen verstellbar ist. So kann die Behandlungsliege für die Verstellung unterschiedlicher Segmente der Auflagefläche mehrere Elektromotoren aufweisen. Die Behandlungsliege kann auf diese Weise motorisch z.B. von der sitzenden oder liegenden Position bis zur Schockposition oder ggf. zur  
10 Trendelenburgposition stufenlos verstellt werden. Daher ist gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, dass die Behandlungsliege durch wenigstens einen Elektromotor der Behandlungsliege von der sitzenden in eine liegende Position und umgekehrt verstellbar ist.

15 Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Behandlungsliege auf mehreren feststellbaren Rollen gegenüber dem Fußboden gelagert ist. Auf diese Weise kann die Behandlungsliege leicht von einer Position zu einer anderen Position geschoben werden, ggf. auch mit einem darauf gelagerten Patienten. An einer gewünschten Position kann die Behandlungsliege dann  
20 über feststellbaren Rollen festgestellt werden, so dass sie nicht ohne Weiteres wegrollen kann.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Behandlungsliege links und rechts von der Auflagefläche wenigstens eine Arm-  
25 stütze aufweist. Dies ist, neben dem erhöhten Komfort für den Patienten, für bestimmte Behandlungsarten besonders vorteilhaft, z.B. für Infusionen.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Behandlungsliege wenigstens einen akustischen und/oder optischen Signalgeber  
30 aufweist, wobei die Signalaufbereitungselektronik dazu eingerichtet ist, bei vorbestimmten Signalkombinationen der erfassten EKG-Signale und der Güte der kapazitiven Kopplung den Signalgeber zur Ausgabe eines Alarmsignals anzusteuern.

Dementsprechend kann bei bestimmten Signalkombinationen, die auf eine Verschlechterung des Gesundheitszustands des Patienten hindeuten, rechtzeitig und automatisch das medizinische Personal informiert werden.

5 Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Injektionselektroden eine erste Injektionselektrode und eine zweite Injektionselektrode aufweisen, die Injektionssignale ein erstes Injektionssignal und ein vom ersten Injektionssignal verschiedenes zweites Injektionssignal aufweisen, das erste Injektionssignal von der Signalaufbereitungselektronik in die erste Injektionselektrode eingespeist ist und zeitlich überlappend oder gleichzeitig das zweite Injektionssignal von der Signalaufbereitungselektronik in die zweite Injektionselektrode eingespeist ist.

15 Durch das Einführen von zusätzlichen Injektionselektroden, die zusätzlich zu der Messelektrode oder den Messelektroden des Systems vorhanden sind und dementsprechend nicht als Messelektroden dienen, d.h. nicht zur Erfassung von elektrischen Biosignalen, können festgelegte Einspeisepfade für Injektionssignale bereitgestellt werden, die entsprechend ihrer festgelegten Funktion nur mit der dafür erforderlichen elektronischen Beschaltung versehen werden müssen. Die Injektionselektroden können insbesondere als Masselektroden im Sinne von DRL-Elektroden, wie sie von EKG-Systemen her bekannt sind, ausgebildet sein (DRL - driven right leg). Auf diese Weise können die Injektionselektroden als Elektroden ausgebildet sein, die im Unterschied zu den Messelektroden bereits aktiv durch jeweilige Verstärker getrieben sind. Dementsprechend ist der zusätzliche Aufwand für die Einspeisung der Injektionssignale relativ gering. So kann z.B. ein Injektionssignal in Form eines Sinussignals dem bei einer DRL-Elektrode ohnehin zugeführten Gleichaktunterdrückungssignal mittels eines analogen Addierers mit wenig Aufwand hinzugefügt werden, zumindest mit deutlich geringerem Aufwand, als bei einer Modifikation von Messelektroden nötig wäre.

30

Das erfindungsgemäße System hat den Vorteil, dass über die zwei voneinander separierten Injektionselektroden zwei unterschiedliche Injektionssignale einge-

speist werden können, die über die Biosignalquelle wiederum mittels der Messelektrode bzw. der Messelektroden erfassbar sind und voneinander unterscheidbar sind. Dementsprechend kann anhand der über die Messelektrode empfangenen Signale anhand der darin enthaltenen, von den ersten und zweiten Injektions-

5 signalen herrührenden Signalanteilen die Güte der kapazitiven Kopplung der Messelektrode mit der Biosignalquelle bestimmt werden. Vorteilhafterweise sind unabhängig von der Zahl der verwendeten Messelektroden des Systems immer nur die wenigstens zwei Injektionselektroden mit den voneinander unterschiedlichen Injektionssignalen erforderlich. Es lassen sich damit für jede Messelektrode deren Güte

10 der kapazitiven Kopplung mit der Biosignalquelle anhand der erfassten Signale bestimmen. Hierzu kann die Signalaufbereitungselektronik z.B. ein Filter zum Herausfiltern der von den ersten und den zweiten Injektionssignalen herrührenden Signalanteile aufweisen.

15 Als Ergebnis der Bestimmung der Güte der kapazitiven Kopplung der Messelektrode mit der Biosignalquelle kann z.B. ein Zahlenwert bestimmt werden, z.B. ein Zahlenwert, der die Kopplungskapazität wiedergibt, oder nach entsprechender Vorauswertung auch eine Gut/Schlecht-Information, die angibt, ob die über eine Messelektrode erfassten elektrischen Biosignale der Biosignalquelle sinnvoll aus-

20 wertbar sind oder nicht. Insbesondere kann auch der zeitliche Verlauf der auf diese Weise bestimmten Güte der kapazitiven Kopplung ausgewertet werden.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist in die eine Injektionselektrode nur das erste Injektionssignal eingespeist und in die andere Injektionselektrode eine Überlagerung aus dem ersten und dem zweiten Injektionssignal

25 eingespeist. Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist in beide Injektionselektroden zusätzlich ein Gleichtaktunterdrückungssignal eingespeist.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist die Signalaufbereitungselektronik zur Bestimmung der Güte der kapazitiven Kopplung anhand der

30 Amplitudenwerte und der Phasenlagen der über die Messelektrode empfangenen Signalanteile des ersten und des zweiten Injektionssignals eingerichtet.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung ist das System zur Bestimmung der Herzfrequenz oder einer daraus abgeleiteten Größe der Biosignalquelle eingerichtet.

5      Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung sind der Signalaufbereitungselektronik als weitere Eingangsgrößen Messwerte der über die erste und die zweite Injektionselektrode mittels der zugeführten Injektionssignale eingespeisten Ströme zugeführt und die Signalaufbereitungselektronik ist zur Bestimmung der Güte der kapazitiven Kopplung unter Berücksichtigung der zugeführten Messwerte  
10     der in die erste und die zweite Injektionselektrode mittels der zugeführten Injektionssignale eingespeisten Ströme eingerichtet. Die eingespeisten Ströme können z.B. durch Messwiderstände (Shunt) ermittelt werden. Auf diese Weise können weitere elektrische Messgrößen für die Auswertung der mittels der Injektionselektroden eingespeisten Größen erfasst werden, so dass die rechnerische Bestimmung der Güte der kapazitiven Kopplung der Messelektrode weiter vereinfacht  
15     wird.

Eine Behandlungsliege im Sinne der vorliegenden Erfindung kann insbesondere eine offene Behandlungsliege ohne eine die Behandlungsliege umgebende geschlossene oder weitgehend geschlossene Kammer ausgebildet sein. Auf diese  
20     Weise ist die Behandlungsliege und ein darauf gelagerter Patient von allen Seiten zugänglich. Die Behandlungsliege kann separate, relativ zueinander verstellbare einzelne Liegeflächen für Rückenlehne, Sitzfläche und Beinauflagefläche (oder Beinauflageflächen) aufweisen, so dass die Behandlungsliege zum Zweck der Behandlung in vielerlei Hinsicht auf die persönlichen Bedürfnisse und die körperliche  
25     Statur des Patienten angepasst werden kann. Die Behandlungsliege kann ferner Armauflagen aufweisen, die seitlich links und rechts von der Sitzfläche und/oder Rückenlehne angeordnet sind. Die Behandlungsliege erlaubt insbesondere eine Behandlung eines Patienten in zumindest teilweise sitzender Lage.

30

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen unter Verwendung von Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigen

Figur 1 - eine Behandlungsliege in perspektivischer Darstellung und

5 Figur 2 - den mehrlagigen Aufbau einer Textilelektrode und

Figur 3 - die Behandlungsliege gemäß Figur 1 hinsichtlich der elektrischen  
Signalflüsse und

10 Figur 4 - eine Signalerfassungsschaltung einer Messelektrode und

Figur 5 - ein Ersatzschaltbild eines 2-Kanal-Systems und

Figur 6 - ein Ersatzschaltbild der Injektionselektroden

15

In den Figuren werden gleiche Bezugszeichen für einander entsprechende Elemente verwendet.

20 Die in der Figur 1 dargestellte Behandlungsliege 9 weist eine Auflagefläche 3, 4, 6 auf, die in diesem Fall in drei Segmente unterteilt ist. Die Auflagefläche weist ein als Rückenlehne dienendes Rückensegment 3, ein Sitzsegment 4 und ein als Fußablage dienendes Fußsegment 6 auf. Die Segmente 3, 4, 6 der Auflagefläche sind jeweils gepolstert, wobei das Polstermaterial mit einem Bezugsmaterial überdeckt ist. In dem Bezugsmaterial oder unmittelbar unterhalb des Bezugsmaterials sind mehrere Elektroden 30, 30, 41 integriert. Diese Elektroden 30, 40, 41 sind an sich von außen nicht sichtbar, sind aber in der Figur 1 zur Verdeutlichung der Erfindung wie sichtbare Elemente eingezeichnet. Die Elektroden 30, 40, 41 sind ausgebildet in Form von sechs kapazitiven Messelektroden 30 sowie einer ersten kapazitiven Injektionselektrode 40 und einer zweiten kapazitiven Injektionselektrode 41. Es können z.B., wie in der Figur 1 dargestellt ist, vier Messelektroden 30 im Rückensegment 3 und zwei Messelektroden 30 im Sitzsegment 4 angeordnet sein. Zudem sind die erste und die zweite Injektionselektrode 40, 41 ebenfalls im Sitzelement 4 angeordnet.

25

30

Die Behandlungsliege 9 weist ein Untergestell 90 auf, das die Auflagefläche 3, 4, 6 trägt. Das Untergestell 90 ist über vier Rollen 91, die feststellbar sind, auf dem Boden gelagert. Über an dem Untergestell 90 oder in der Nähe der Segmente 3, 4, 6 angeordnete Elektromotoren 92 sind zumindest einige der Segmente, z.B. das Rückensegment 3 und das Fußsegment 6, elektromotorisch in verschiedene Lagen verstellbar.

Die Messelektroden 30 und die Injektionselektroden 40, 41 sind mit einer z.B. im Untergestell 90 angeordneten Signalaufbereitungselektronik 1 elektrisch verbunden. Die Signalaufbereitungselektronik 1 erfasst die Signale der kapazitiven Messelektroden 30 und speist zudem zur Erfassung der Güte der kapazitiven Kopplung der Messelektroden 30 mit dem Patienten Injektionssignale über die Injektionselektroden 40, 41 in den Patienten ein. Die Signalaufbereitungselektronik 1 kann zudem dazu eingerichtet sein, die aufgenommenen EKG-Signale in normierter Form aufzubereiten und über einen Anschlussverbinder 93, z.B. in Form eines elektrischen Steckverbinders, nach außen abzugeben. Dementsprechend kann ein Behandlungsmonitor mit dem Anschlussverbinder 93 gekoppelt werden, um die abgegebenen normierten EKG-Signale visuell darzustellen und ggf. zu dokumentieren.

Die Signalaufbereitungselektronik 1 kann zudem zur Überwachung der EKG-Signale in Kombination mit der Güte der kapazitiven Kopplung der Messelektroden 30 mit dem Patienten auf kritische Signalkombinationen eingerichtet sein. Bei Erfassung einer kritischen Signalkombination kann die Signalaufbereitungselektronik 1 einen Signalgeber 94 aktivieren, um auf den kritischen Zustand hinzuweisen.

Die Behandlungsliege 9 kann ferner eine linke Armstütze 36 und eine rechte Armstütze 35 aufweisen, ferner ein am Rückensegment 3 angeordnetes Kopfstützelement 37 und eine am Fußsegment 6 angeordnete Fußablagefläche 60.

Die Figur 2 zeigt beispielhaft eine Textilelektrode 1, wie sie als Messelektrode 30 oder auch Injektionselektrode 40, 41 genutzt werden kann.

Die Figur 2 zeigt die Textilelektrode 1 mit den einzelnen Schichten in einer isometrischen Ansicht, bevor die Schichten zusammengeklebt sind. Erkennbar sind drei elektrisch leitfähige Schichten 61, 62, 63 aus einem elektrisch leitfähigen Textilmaterial sowie drei Isolationsschichten 64, 65, 66 aus einem isolierenden Textilmaterial. Die oberste elektrisch leitfähige Schicht 61 ist die Sensorschicht der Elektrode, die zur kapazitiven Einkopplung des mittels der Elektrode zu messenden Signals dient. Die mittlere elektrisch leitfähige Schicht 62 ist eine Guardschicht, die zur Abschirmung der Sensorschicht 61 gegen äußere Störeinflüsse, insbesondere ESD-Einflüsse, dient. Die untere elektrisch leitfähige Schicht 63 ist eine Bezugspotentialschicht, die mit einem Bezugspotential zu verbinden ist. Die Sensorschicht 61 weist an einer Ecke eine Aussparung 67 auf, durch die eine Kontaktlasche 68 zur elektrischen Kontaktierung der Sensorschicht 61 gebildet wird. Die Guardschicht 62 weist eine Kontaktlasche 69 auf, die dadurch gebildet ist, dass links und rechts von der Kontaktlasche 69 Stücke vom Textilmaterial der Guardschicht 62 abgetrennt worden sind. Die Kontaktlasche 69 dient zur elektrischen Kontaktierung der Guardschicht 62. Die Bezugspotentialschicht 63 ist vergleichbar ausgebildet wie die Sensorschicht 61, jedoch mit einer Kontaktlasche 70 auf der gegenüberliegenden Seite. Die Kontaktlasche 70 wird in Folge einer Aussparung 71, die aus dem Textilmaterial der Bezugspotentialschicht 63 herausgeschnitten ist, gebildet. Die oberste Isolationsschicht 64 weist an einer Ecke eine Aussparung 72 auf, die unterhalb der Kontaktlasche 68 liegt. Die mittlere Isolationsschicht 65 weist an einer gegenüberliegenden Ecke derselben Seite eine Aussparung 73 auf. Die Aussparung 73 überlappt mit der Kontaktlasche 70. Die unterste Isolationsschicht 66 weist keine solchen Aussparungen auf. Die Schichten 61 - 66 können z. B. durch Laserschneiden in die beschriebene und dargestellte äußere Kontur gebracht werden.

Die äußere Form der Elektrode 1 bzw. der einzelnen Schichten 61 - 66 muss nicht unbedingt, wie in Fig. 2 dargestellt, im Wesentlichen rechteckig sein, sondern kann jede andere gewünschte Form einnehmen, wie z. B. oval, rechteckig mit abgerundeten Ecken oder kreisrund.

In der Nähe der in Fig. 2 dargestellten Textilelektrode 1 ist eine Signalverstärkungs-Elektronikkomponente 83, die zur Verstärkung der von der kapazitiven Textilelektrode 1 abgegebenen elektrischen Signale dient, angeordnet.

5 Die Behandlungsliege 9 mit den erläuterten technischen Elementen stellt auf diese Weise ein System zur kapazitiven Erfassung von elektrischen Biosignalen von einer Biosignalquelle 2 dar, d.h. von einem Patienten. Die Funktion eines solchen Systems wird nachfolgend anhand der Figuren 3 bis 6 näher erläutert.

10 Das in Figur 3 dargestellte System dient zur kapazitiven Erfassung von elektrischen Biosignalen von einer Biosignalquelle 2, z.B. einem Menschen. Hierfür ist die Behandlungsliege 9 mit den entsprechenden kapazitiven Messelektroden 30 und Injektionselektroden 40, 41 bestückt. Die Injektionselektroden 40, 41 sind über separate elektrische Leitungen mit Einrichtungen 43, 44 verbunden, die in der Fi-  
15 gur 1 nur einfach dargestellt sind, aber separat für jede Injektionselektrode realisiert sind. Bei der Einrichtung 43 handelt es sich um einen Tiefpass, z.B. mit einer Grenzfrequenz von 4 kHz. Die Einrichtung 44 ist als Digital/Analog-Wandler ausgebildet, der ein von einer Zentraleinheit der Signalaufbereitungselektronik 1 zugeführtes Digitalsignal in einen analogen Spannungswert wandelt und über das Tief-  
20 passfilter 43 an die jeweilige Injektionselektrode 40, 41 ausgibt.

Die Messelektroden 30 sind über jeweilige Signalverstärker 31, die auch in die jeweilige textile Elektrode integriert sein können, mit weiteren Signalverarbeitungsmitteln 33, 34 verbunden. Die Messelektroden 30 bzw. ihre Signalverstärker 31  
25 können jeweils über einen einzelnen, separaten Signalpfad über Signalverarbeitungsmittel 33, 34 mit der Signalaufbereitungselektronik 1 verbunden sein, oder, wenn der Schaltungsaufwand verringert werden soll, über einen Multiplexer 32 jeweils an dieselben Signalverarbeitungsmittel 33, 34 geschaltet werden. Das Signalverarbeitungsmittel 33 kann als Tiefpassfilter ausgebildet sein, z.B. mit einer  
30 Grenzfrequenz von 4 kHz. Das Signalverarbeitungsmittel 34 kann als Analog/Digital-Wandler ausgebildet sein.

Durch die jeweilige Analog/Digital-Wandlung bzw. Digital/Analog-Wandlung kann in der Signalaufbereitungselektronik 1 die Signalverarbeitung vollständig digital erfolgen, mit dem Vorteil, dass relativ günstig komplexe Signalverarbeitungsalgorithmen realisiert werden können.

5

Die mit dem Analog/Digital-Wandler 34 bzw. den Digital/Analog-Wandlern 44 verbundene Signalaufbereitungselektronik 1 weist folgenden Aufbau auf. Die über den Analog/Digital-Wandler 34 erfassten, digitalisierten Signale der Messelektrode 30 werden drei unterschiedlichen Auswertungspfaden in der Signalaufbereitungselektronik 1 zugeführt, und zwar einem Pfad für die Auswertung der von den Injektionssignalen herrührenden Signalanteile, einem Pfad für die Ermittlung der eigentlichen Nutzsignale, nämlich der Biosignale der Biosignalquelle, sowie einem Pfad, der zur Gleichtaktunterdrückung dient. Zunächst sei auf den Pfad zur Auswertung der von den Injektionssignalen herrührenden Signalanteile eingegangen. Hierfür ist zunächst ein Puffer 10 vorhanden, indem die eingehenden Daten zunächst einmal blockweise gepuffert werden, z.B. mit einer Blockgröße von 728 Messwerten. Die Blockgröße wird dabei insbesondere so gewählt, dass in einem Block jeweils volle Perioden des ersten und des zweiten Injektionssignals gespeichert sind.

20

In einem Block 11 werden die Signalanteile mit einem Bandpassfilter gefiltert, z.B. mit einer nicht-rechteckigen Fensterfunktion, z.B. einem Hanning-Filter. In einem darauffolgenden Digitalfilter 12 erfolgt eine weitere Filterung, z.B. mittels einer schnellen Fourier-Transformation (FFT) oder einem Goertzel-Algorithmus. Der Goertzel-Algorithmus erlaubt die effiziente Bestimmung von ausgewählten Frequenzanteilen. Mit den auf diese Weise bestimmten Daten kann in einem Block 15 die Güte der kapazitiven Kopplung der Messelektrode mit der Biosignalquelle bestimmt werden, z.B. in Form der Kopplungskapazität. Die Ergebnisse der Gütebestimmung können z.B. auf ein Anzeigegerät, z.B. einem Bildschirm 5, ausgegeben werden oder einer weiteren Verarbeitung zugeführt werden.

30

Über den in Figur 1 in der Signalaufbereitungselektronik 1 etwa in der Mitte dargestellten Filterblock 14 werden die EKG-Signale aus den zugeführten Signalen der

Messelektrode herausgefiltert. Dies kann z.B. durch ein zweistufiges FIR-Filter erfolgen.

5 Für die Gleichtaktunterdrückung ist vorgesehen, das zugeführte, digitalisierte Messsignal über einen Summierer 16 zunächst aufzusummieren. Hierdurch wird das Gleichtaktsignal gewonnen. In einem Multiplizierer 17 kann das zuvor be-  
10 stimmte Gleichtaktsignal noch mit einem Verstärkungsfaktor 18 verstärkt werden, z.B. im Bereich von 0 bis 40 dB. Das hierdurch gebildete Signal wird anschließend einem weiteren Filter 19 zugeführt. Das aus dem Filter 19 erzeugte Signal wird ei-  
nerseits dem Filterblock 14 zugeführt, außerdem zwei Summierern 20.

In dem unten in der Signalaufbereitungselektronik 1 dargestellten Blöcken wird in zwei Signalgeneratoren 21, 22 das erste und das zweite Injektionssignal erzeugt. Das erste Injektionssignal kann z.B. eine Frequenz von 1120 Hz bei 100 mV  
15 Amplitude aufweisen, das zweite Injektionssignal eine Frequenz von 1040 Hz bei 12,5 mV Amplitude. So kann der erste Signalgenerator 21 dazu ausgebildet sein, direkt eine Überlagerung aus dem ersten und dem zweiten Injektionssignal abzu-  
geben, während der andere Signalgenerator 22 nur das erste Injektionssignal abgibt. In den Summierern 20 wird den jeweiligen Injektionssignalen das durch das  
20 Filter 19 abgegebene Signal zur Gleichtaktunterdrückung zugemischt. Die entsprechenden, bis dahin digital vorliegenden Signale werden über die bereits erwähnten Digital/Analog-Wandler 44 in Analogsignale gewandelt und über die Filter 43 in die Injektionselektroden 40, 41 separat voneinander eingespeist.

25 Für die Dimensionierung der Injektionssignale wurde ein Kompromiss gefunden, der es erlaubt, die Injektionssignale auf möglichst nahe beieinanderliegenden Frequenzen zu platzieren, eine gute Demodulationsrate zu bieten und dabei eine für geeignete Präzisions-Analog-Digital-Wandler und verfügbarere Mikrocontroller erreichbare Abtastraten erlaubt. Außerdem müssen die Injektionsfrequenzen hoch  
30 genug liegen, um mit einem einfachen Tiefpassfilter ausreichend gegenüber dem Nutzsignal (dem EKG-Signal) unterdrückt werden zu können. Hierdurch ist zudem auch eine Abgrenzung von Bewegungsartefakten möglich, die im Bereich unterhalb 20 Hz liegen.

Auch die Amplitude der Injektionssignale stellt einen Kompromiss zwischen gutem Signal-Rausch-Verhältnis und möglichst niedriger Ordnung der Tiefpassfilter dar, um eine einfache Signalverarbeitung zu ermöglichen.

5

Die Figur 4 zeigt links beispielhaft eine Messelektrode mit dem zuvor beschriebenen mehrschichtigen Aufbau, der hinter der textilen Oberfläche 60 des Rückensegments 3 angeordnet ist. Die Bezugspotentialschicht 63 ist über einen Widerstand 64 mit der Systemmasse verbunden. Die Sensorschicht 61 ist über eine Leitung zunächst über einen Verstärker, z.B. ein Operationsverstärker 65, mit der Guardschicht 62 verbunden. Ferner wird für die Erfassung der bereits erläuterten, über die Messelektrode zu erfassenden Signale die Sensorschicht 61 mit einem Messanschluss 68 verbunden, an dem das mittels der Signalauswertemittel 33, 34 zu erfassende Messsignal anliegt. Um zusätzlich eine Strommessung bzgl. der Injektionselektroden 40, 41 durchführen zu können, ist in der Leitung von der Sensorschicht 61 zum Messanschluss 68 ein Messwiderstand in Form eines Shunt 66 vorhanden. Die über dem Shunt 66 abfallende Spannung, die ein Indikator für den dadurch fließenden Strom ist, wird über einen Verstärker 67 verstärkt und an einem Ausgangsanschluss 69 abgegeben. Das am Ausgangsanschluss 69 anstehende Signal wird, ggf. mit einer vorherigen Filterung, ebenfalls über Analog/Digital-Wandler der Signalaufbereitungselektronik 1 zugeführt und dort weiter verarbeitet.

10

15

20

25

Die Bestimmung der Güte der kapazitiven Kopplung, z.B. in Form einer Koppelimpedanz, kann wie folgt erfolgen. Hierbei wird von dem in dem in Figur 5 dargestellten Ersatzschaltbild und dem dort angegebenen elektrischen Größen ausgegangen.

30

In Figur 5 ist das Ersatzschaltbild eines 2-Kanal-Systems (zwei Messelektroden) mit DRL-Signalinjektion dargestellt. Zusätzlich ist hier die parasitäre Impedanz  $Z_{\text{stray}}$  berücksichtigt. Sie entsteht durch die Streukapazitäten zwischen der Biosignalquelle und Objekten der Außenwelt sowie zwischen dem Messsystem und der Außenwelt. Diese ist besonders erheblich bei nicht isolierter Stromversorgung des

Messsystems aus dem Netz.  $\underline{U}_p$  stellt das an der Biosignalquelle anliegende Spannungssignal gegenüber der Systemmasse dar. Für die Koppelimpedanz einer Elektrode gilt:

$$\underline{U}_{out} = \underline{U}_p \frac{\underline{Z}_{in}}{\underline{Z}_{in} + \underline{Z}_c} \quad (3.11)$$

$$\underline{Z}_c = \underline{Z}_{in} \left( \frac{\underline{U}_p}{\underline{U}_{out}} - 1 \right) \quad (3.12)$$

5

Hieraus können abhängig von der Kreisfrequenz  $\omega$  des Injektionssignales die Kapazität und der Widerstand bestimmt werden:

$$C_c = \frac{\Im(\underline{Y}_c)}{\omega} = \frac{\Im\left(\frac{1}{\underline{Z}_c}\right)}{\omega} \quad (3.13)$$

(3.14)

$$R_c = \frac{1}{\Re(\underline{Y}_c)} = \frac{1}{\Re\left(\frac{1}{\underline{Z}_c}\right)} \quad (3.15)$$

10

Das Modell zeigt jedoch, dass die Spannung  $\underline{U}_p$  von den Impedanzen  $\underline{Z}_{stray}$ ,  $\underline{Z}_{drl}$  und  $\underline{Z}_{ci}$  beeinflusst wird. Sie kann mit den vorhandenen Messdaten nicht eindeutig bestimmt werden.

15

Um  $\underline{U}_p$  bestimmen zu können, wird mindestens eine weitere injizierende Elektrode benötigt.

20

Dazu kann die DRL-Elektrode in zwei getrennte Flächen geteilt werden. Im Unterschied zu der Teilung der Messelektroden birgt es keinen Nachteil für die Signalqualität, da bei der DRL-Elektrode lediglich die Gesamtkapazität der beiden Flächen maximiert werden muss. Das entsprechende Ersatzschaltbild ist in Figur 6 zu sehen, die Elektroden- und Streukapazitäten sind dabei zu der Impedanz  $\underline{Z}_p$  zusammengefasst. Es werden zwei Injektionssignale eingespeist:  $\underline{U}_{inj2}$  mit der Kreisfrequenz  $\omega_2$  über beide Flächen und  $\underline{U}_{inj1}$  mit der Kreisfrequenz  $\omega_1$  nur über die erste Fläche. Die beiden Teile der Elektrode enthalten jeweils einen Shunt  $\underline{Z}_{s1}$

25

bzw.  $\underline{Z}_{s2}$ . Über die Messung der Spannung an den Shunts lassen sich die komplexen Stromstärken  $I_{s1}$  und  $I_{s2}$  für die beiden Kreisfrequenzen  $\omega_1$  und  $\omega_2$  bestimmen. Die Shunts sollten resistiv gewählt werden: da die Injektionssignale oberhalb der EKG-Bandbreite liegen, sind die vorwiegend kapazitiven Koppelimpedanzen  $\underline{Z}_{dri}$ ,  $\omega_i$  gegenüber dem Injektionssignal kleiner, als gegenüber dem EKG-Signal. Die resistiven Impedanzen der Shunts bleiben aber unverändert. Somit erzeugen diese im Frequenzband des EKG-Signales nur einen geringen Spannungsabfall und setzen somit die Effektivität der DRL-Elektrode nicht herab, während der Spannungsabfall im Band der Injektionssignale größer wird und somit eine präzisere Bestimmung von  $I_s$  erlaubt. Darüber hinaus besitzt das Modell die Eingangsimpedanzen  $\underline{Z}_{in1}$  und  $\underline{Z}_{in2}$ , die die entsprechenden parasitären Eigenschaften der für die Shunt-Spannungsmessung verwendeten Verstärker modellieren.

Es soll nun gezeigt werden, dass mit den an den Shunts gemessenen Spannungen  $\underline{U}_{s1, \omega_2}$  und  $\underline{U}_{s2, \omega_1}$  sowie  $\underline{U}_{s1, \omega_1}$  und  $\underline{U}_{s2, \omega_2}$  die am Patienten anliegende Spannung  $\underline{U}_p, \omega_2$  sowie die beiden Koppelkapazitäten  $\underline{Z}_{dri1, \omega_2}$   $\underline{Z}_{dri2, \omega_2}$  der DRL-Elektrode bestimmt werden können. Das Verfahren, mit dessen Hilfe die zu den jeweiligen Injektionssignalen  $\underline{U}_{inj1}$  und  $\underline{U}_{inj2}$  gehörende Frequenzanteile  $\omega_1$  und  $\omega_2$  aus dem Messsignal demoduliert werden können, wurde zuvor schon beschrieben. Bei der Bestimmung der Spannungen und Ströme mit dem Index  $\omega_1$  wird die Spannungsquelle  $\underline{U}_{inj2}$  als Kurzschluss angenommen, mit dem Index  $\omega_2$  -  $\underline{U}_{inj1}$ . Zur Vereinfachung können im Folgenden anstelle der Impedanzen die entsprechenden Admittanzen verwendet werden. Zunächst sollen die komplexen Stromstärken über die Koppelimpedanzen bestimmt werden. Die erste kirchoffsche Regel liefert:

$$\underline{I}_{dri1, \omega_i} = \underline{Y}_{s1, \omega_i} \underline{U}_{s1, \omega_i} - (\underline{U}_{inj_i} - \underline{U}_{s1, \omega_i}) \underline{Y}_{in1, \omega_i} \quad \text{für } i = 1, 2 \quad (3.16)$$

$$\underline{I}_{dri2, \omega_1} = \underline{U}_{s2, \omega_1} (\underline{Y}_{in2, \omega_1} + \underline{Y}_{s2, \omega_1}) \quad (3.17)$$

$$\underline{I}_{dri2, \omega_2} = \underline{Y}_{s2, \omega_2} \underline{U}_{s2, \omega_2} - (\underline{U}_{inj2} - \underline{U}_{s2, \omega_2}) \underline{Y}_{in2, \omega_2} \quad (3.18)$$

Um die weitere Rechnung zu vereinfachen, werden ab hier zwei Annahmen gemacht:

- die beiden Shunts sind im Vergleich zu den Koppelimpedanzen so niederohmig, dass für beide Elektroden und Frequenzen  $\underline{U}_{inj} \gg \underline{U}_s$  gilt.  $\underline{U}_s$  werden ab hier vernachlässigt.
- die Kreisfrequenzen  $\omega_1$  und  $\omega_2$  liegen so nah beieinander, dass für alle Admittanzen  $\underline{Y}_{\omega_1} \approx \underline{Y}_{\omega_2}$  gilt. Es wird ab hier angenommen, dass die Admittanzen frequenzunabhängig sind.

Die zweite kirchoffsche Regel liefert:

$$0 = \underline{U}_{drl_2, \omega_2} - \underline{U}_{drl_1, \omega_2} = \frac{\underline{I}_{drl_2, \omega_2}}{\underline{Y}_{drl_2}} - \frac{\underline{I}_{drl_1, \omega_2}}{\underline{Y}_{drl_1}} \quad (3.19)$$

$$\underline{Y}_{drl_2} = \underline{Y}_{drl_1} \frac{\underline{I}_{drl_2, \omega_2}}{\underline{I}_{drl_1, \omega_2}} \quad (3.20)$$

$$0 = -\underline{U}_{inj_1} + \underline{U}_{drl_1, \omega_1} - \underline{U}_{drl_2, \omega_1} = -\underline{U}_{inj_1} + \frac{\underline{I}_{drl_1, \omega_1}}{\underline{Y}_{drl_1}} - \frac{\underline{I}_{drl_2, \omega_1}}{\underline{Y}_{drl_2}} \quad (3.21)$$

Das Einsetzen von 3.20 in 3.21 und Umstellung liefert:

$$\underline{Y}_{drl_1} = \frac{1}{\underline{U}_{inj_1}} \left( \underline{I}_{drl_1, \omega_1} - \frac{\underline{I}_{drl_2, \omega_1} \underline{I}_{drl_1, \omega_2}}{\underline{I}_{drl_2, \omega_2}} \right) \quad (3.22)$$

Für die Spannung  $\underline{U}_p$  gilt:

$$\underline{U}_{p, \omega_2} = \underline{U}_{inj_2} - \frac{\underline{I}_{drl_1, \omega_2}}{\underline{Y}_{drl_1}} = \frac{\underline{I}_{drl_2, \omega_2}}{\underline{Y}_{drl_2}} \quad (3.23)$$

Damit können aus 3.22 und 3.20 die beiden Koppelimpedanzen der DRL-Elektrode und aus 3.23 der an der Biosignalquelle anliegende Anteil des Injektionssignals bestimmt werden.

## Patentansprüche

1. Behandlungsliege (9) zur sitzenden und/oder liegenden Lagerung von Patienten für die Dauer einer Behandlung und/oder Diagnose, wobei die Behandlungsliege (9) eine aus einem oder mehreren Segmenten (3, 4, 6) bestehende Auflagefläche aufweist, auf der der Patient während der Behandlung und/oder Diagnose gelagert ist, wobei in wenigstens einem Segment (3, 4, 6) der Auflagefläche an dessen patientennaher Oberflächenseite mehrere kapazitive Messelektroden (30) zur kontaktlosen kapazitiven Erfassung von EKG-Signalen eines auf der Auflagefläche gelagerten Patienten angeordnet sind, wobei die Behandlungsliege (9) ferner wenigstens eine Signalaufbereitungselektronik (1) aufweist, die mit den Messelektroden (30) verbunden ist und zur Signalaufbereitung, insbesondere zur Signalverstärkung, der elektrischen Signale der Messelektroden (30) eingerichtet ist, wobei die Behandlungsliege (9) zusätzlich zu den Messelektroden (30) wenigstens eine Injektionselektrode (40, 41) aufweist, die zur Einspeisung von Injektionssignalen in eine oder mehrere der Messelektroden (30) über den auf der Auflagefläche gelagerten Patienten eingerichtet ist, wobei die Signalaufbereitungselektronik (1) ferner dazu eingerichtet ist, anhand der über die Messelektroden (30) empfangenen Signale anhand der darin enthaltenen, von den Injektionssignalen stammenden Signalanteilen die Güte der kapazitiven Kopplung einer, mehrerer oder aller der Messelektroden (30) mit dem Patienten zu bestimmen.
2. Behandlungsliege nach dem vorhergehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, dass eine, mehrere oder alle Messelektroden (30) und/oder eine erste und/oder eine zweite Injektionselektrode (40, 41) als textile kapazitive Elektroden ausgebildet sind, die in einer oberflächennahen Struktur der patientennahen Seite der Auflagefläche eingebettet sind.
3. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Signalaufbereitungselektronik (1) entfernt von den

Messelektroden (30) und/oder den Injektionselektroden (40, 41) an der Behandlungsliege (9) angeordnet ist.

- 5 4. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Behandlungsliege (9) einen elektrischen Anschlussverbinder (93) aufweist, über den ein Behandlungsmonitor elektrisch mit der Behandlungsliege (9) und deren Signalaufbereitungselektronik (1) koppelbar ist, wobei die Signalaufbereitungselektronik (1) dazu eingerichtet ist, aufgrund der Signale der Messelektroden (30) EKG-Signale des Patienten in  
10 normierter Form über den Anschlussverbinder (93) abzugeben.
- 15 5. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein Segment (3, 4, 6) durch wenigstens einen Elektromotor (92) der Behandlungsliege (9) willkürlich in unterschiedliche Lagen verstellbar ist
- 20 6. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Behandlungsliege (9) durch wenigstens einen Elektromotor (92) der Behandlungsliege (9) von der sitzenden in eine liegende Position und umgekehrt verstellbar ist.
- 25 7. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Behandlungsliege (9) auf mehreren feststellbaren Rollen (91) gegenüber dem Fußboden gelagert ist.
8. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Behandlungsliege (9) links und rechts von der Auflagefläche wenigstens eine Armstütze (35, 36) aufweist.
- 30 9. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Signalaufbereitungselektronik (1) zur Bestimmung der Güte der kapazitiven Kopplung einer Messelektrode (30) anhand der

Amplitudenwerte und Phasenlagen der über diese Messelektrode (30) empfangenen Signalanteile der Injektionssignale eingerichtet ist.

- 5 10. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Signalaufbereitungselektronik (1) zur Bestimmung der Herzfrequenz oder einer daraus abgeleiteten Größe des auf der Auflagefläche gelagerten Patienten eingerichtet ist.
- 10 11. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Behandlungsliege (9) wenigstens einen akustischen und/oder optischen Signalgeber (94) aufweist, wobei die Signalaufbereitungselektronik (1) dazu eingerichtet ist, bei vorbestimmten Signalkombinationen der erfassten EKG-Signale und der Güte der kapazitiven Kopplung den Signalgeber (94) zur Ausgabe eines Alarmsignals anzusteuern.
- 15 12. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Injektionselektroden (40, 41) eine erste Injektionselektrode (40) und eine zweite Injektionselektrode (41) aufweisen, die Injektionssignale ein erstes Injektionssignal und ein vom ersten Injektionssignal  
20 verschiedenes zweites Injektionssignal aufweisen, das erste Injektionssignal von der Signalaufbereitungselektronik (1) in die erste Injektionselektrode (40) eingespeist ist und zeitlich überlappend oder gleichzeitig das zweite Injektionssignal von der Signalaufbereitungselektronik (1) in die zweite Injektionselektrode (41) eingespeist ist.
- 25 13. Behandlungsliege nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine, mehrere oder alle Injektionselektroden (40, 41) als kapazitive und/oder galvanische Elektrode ausgebildet ist.
- 30

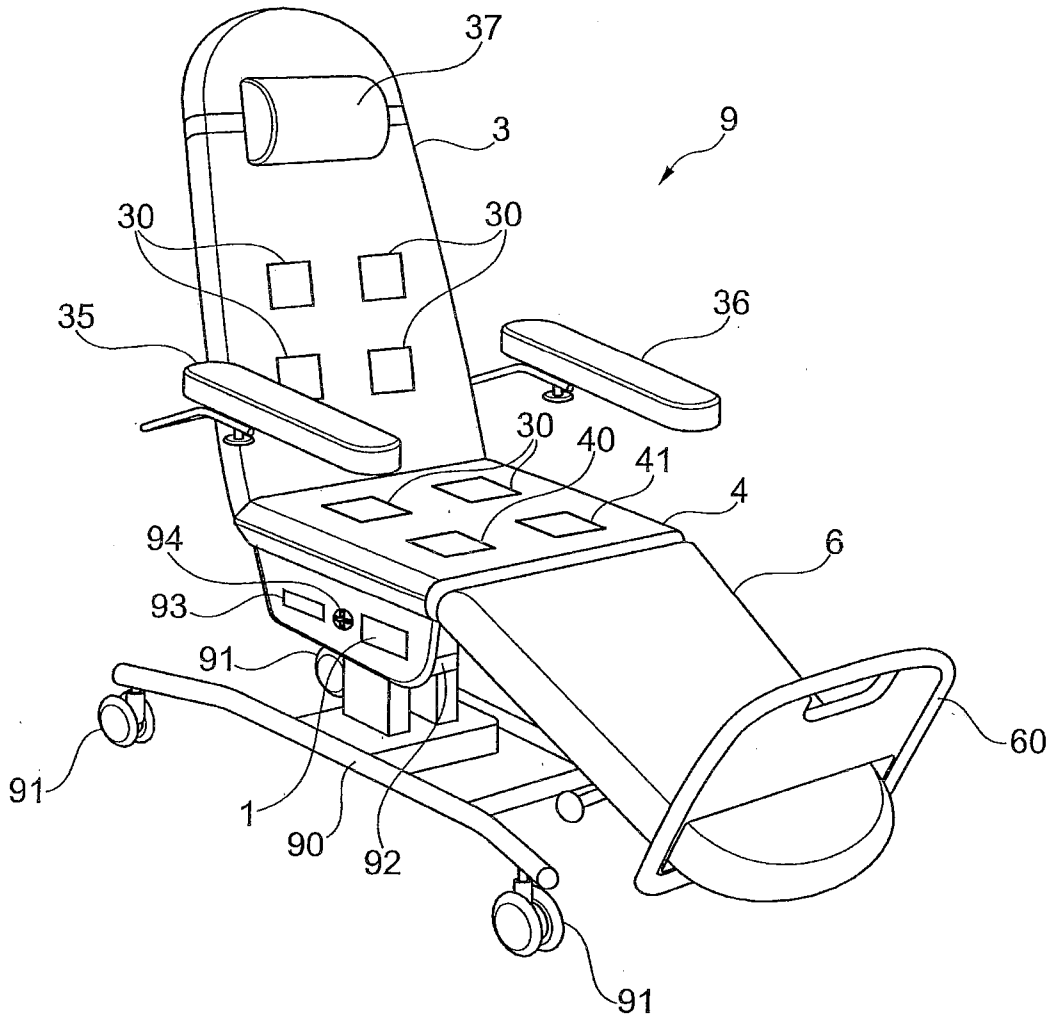


Fig. 1

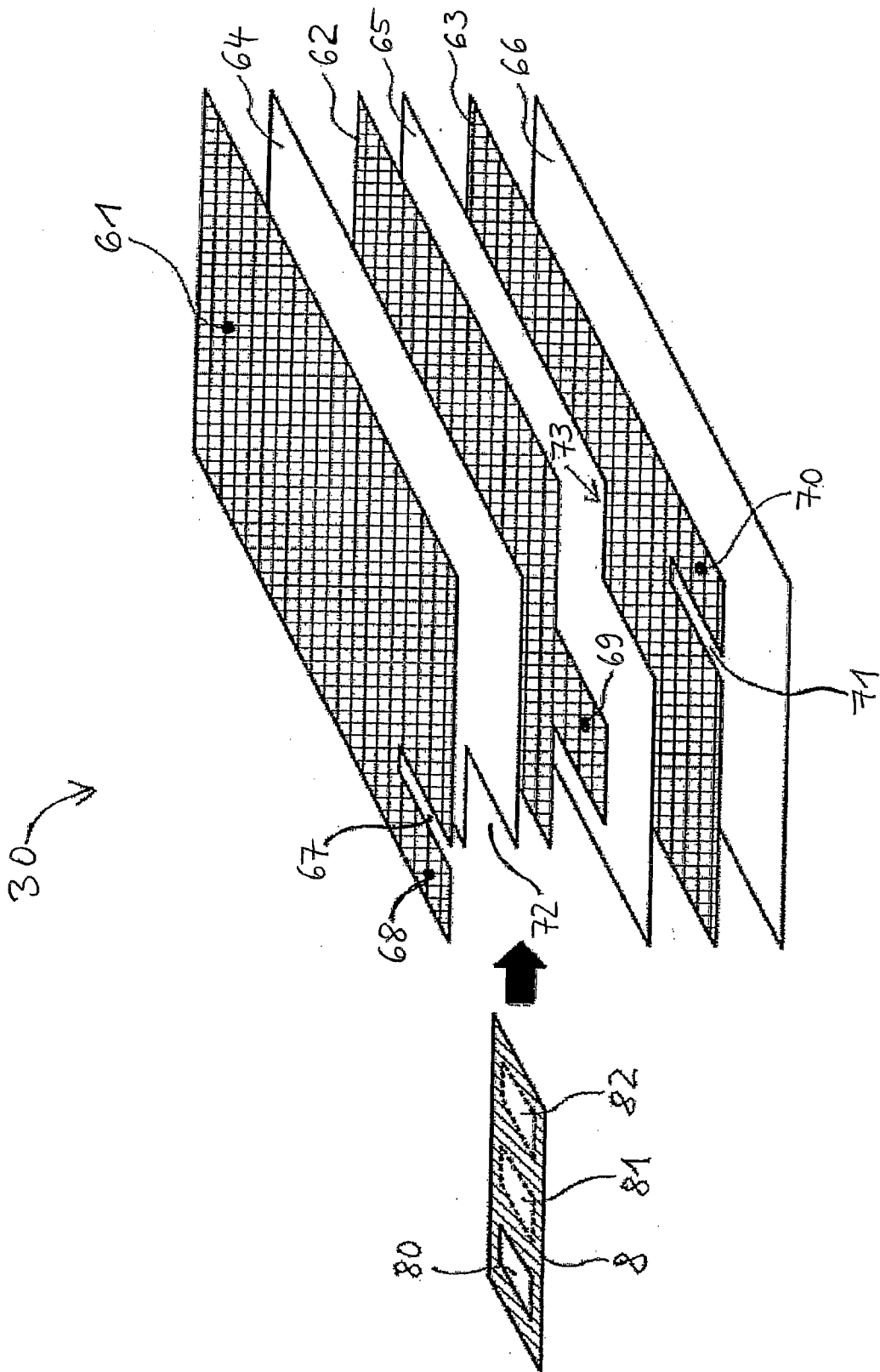


Fig. 2

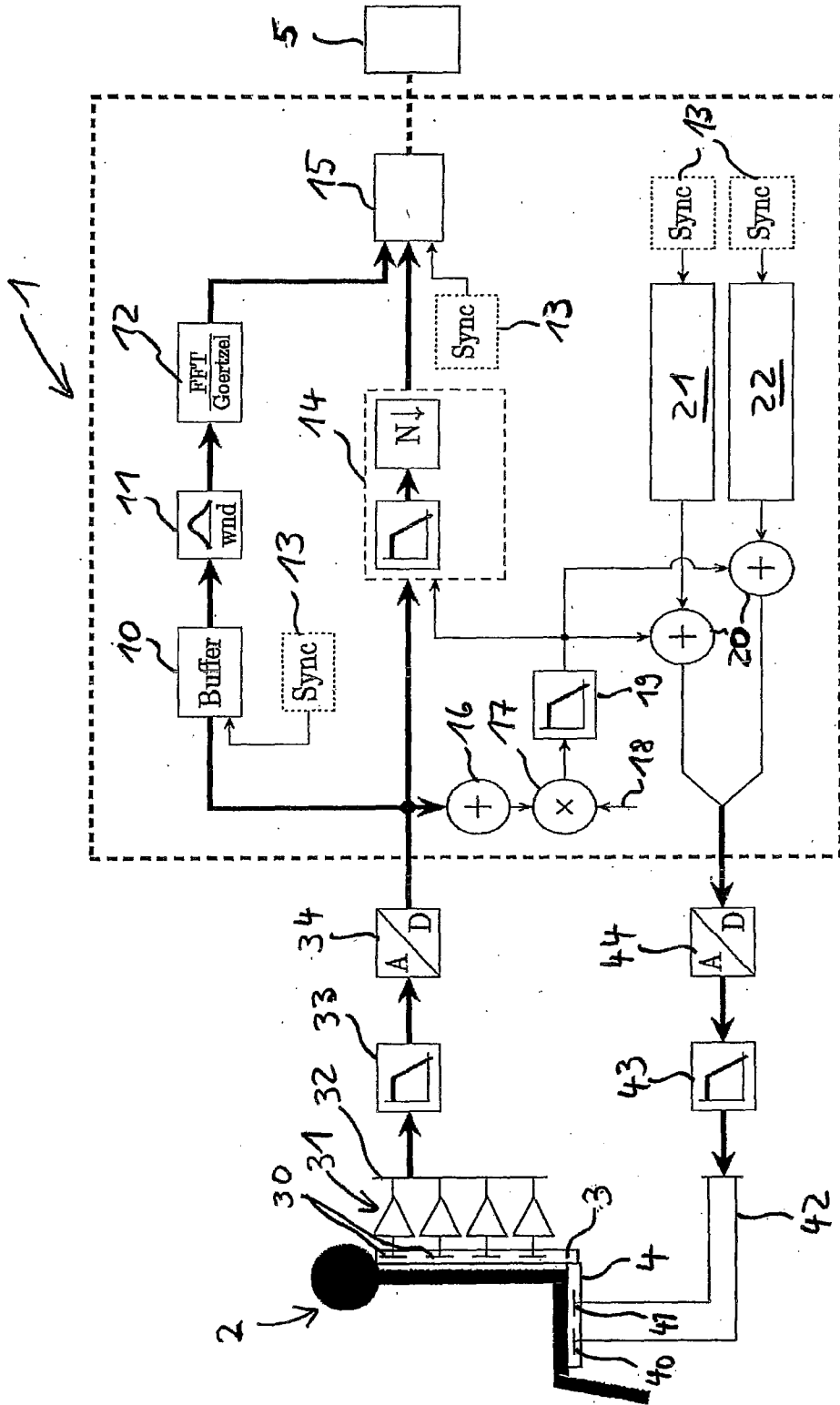


Fig. 3

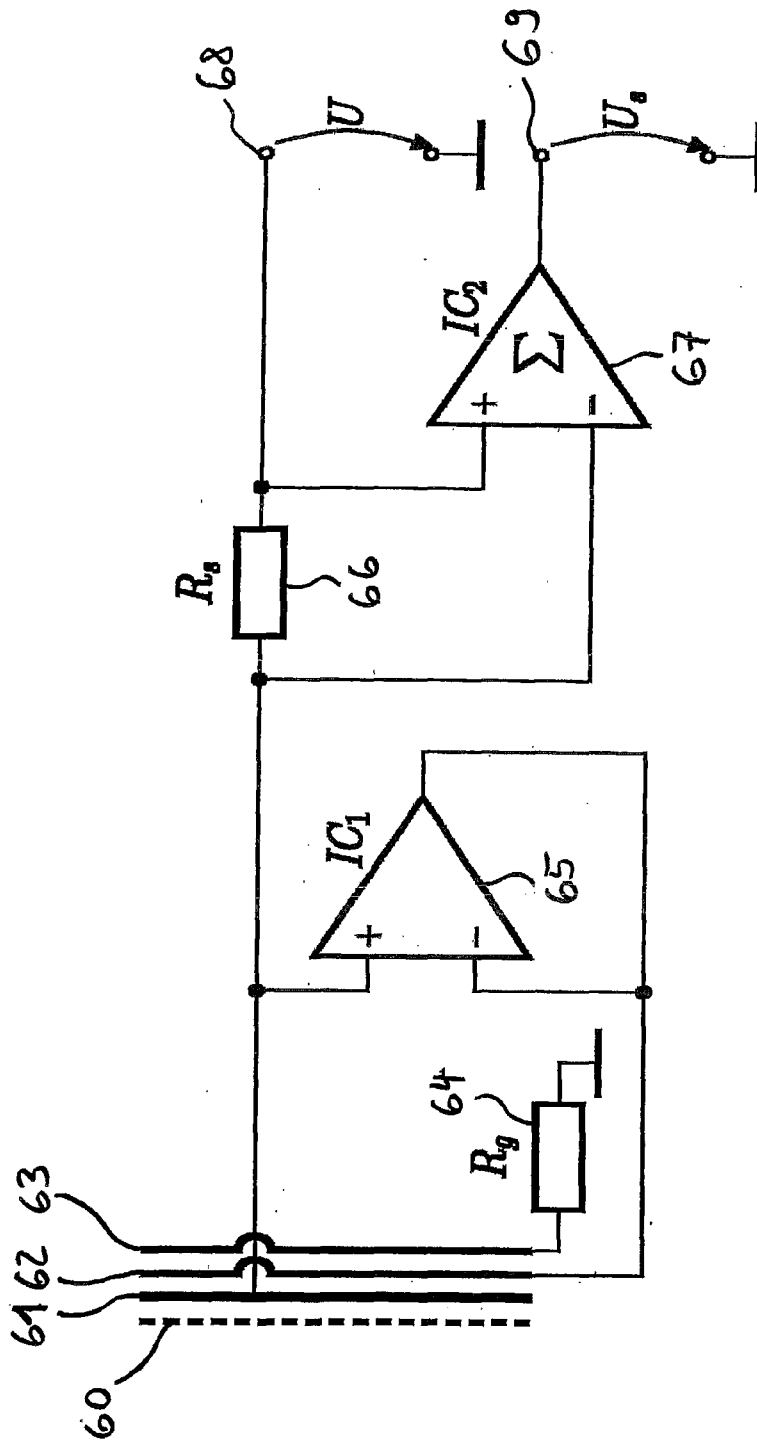


Fig. 4

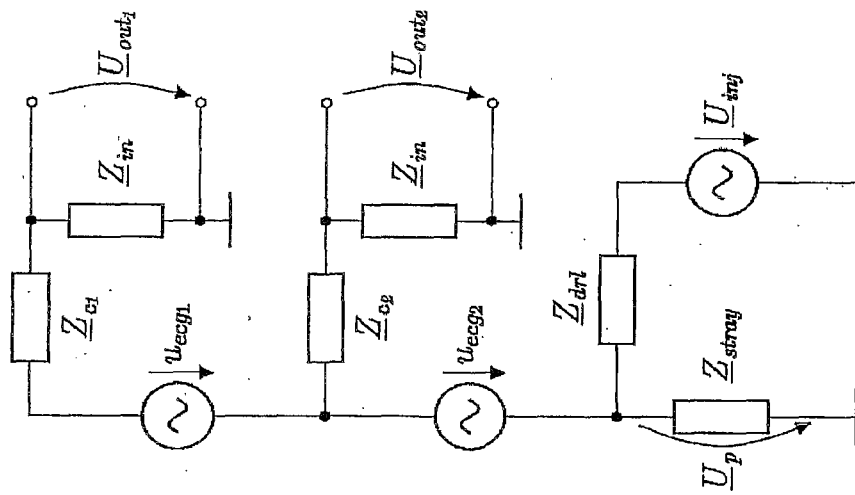


Fig. 5

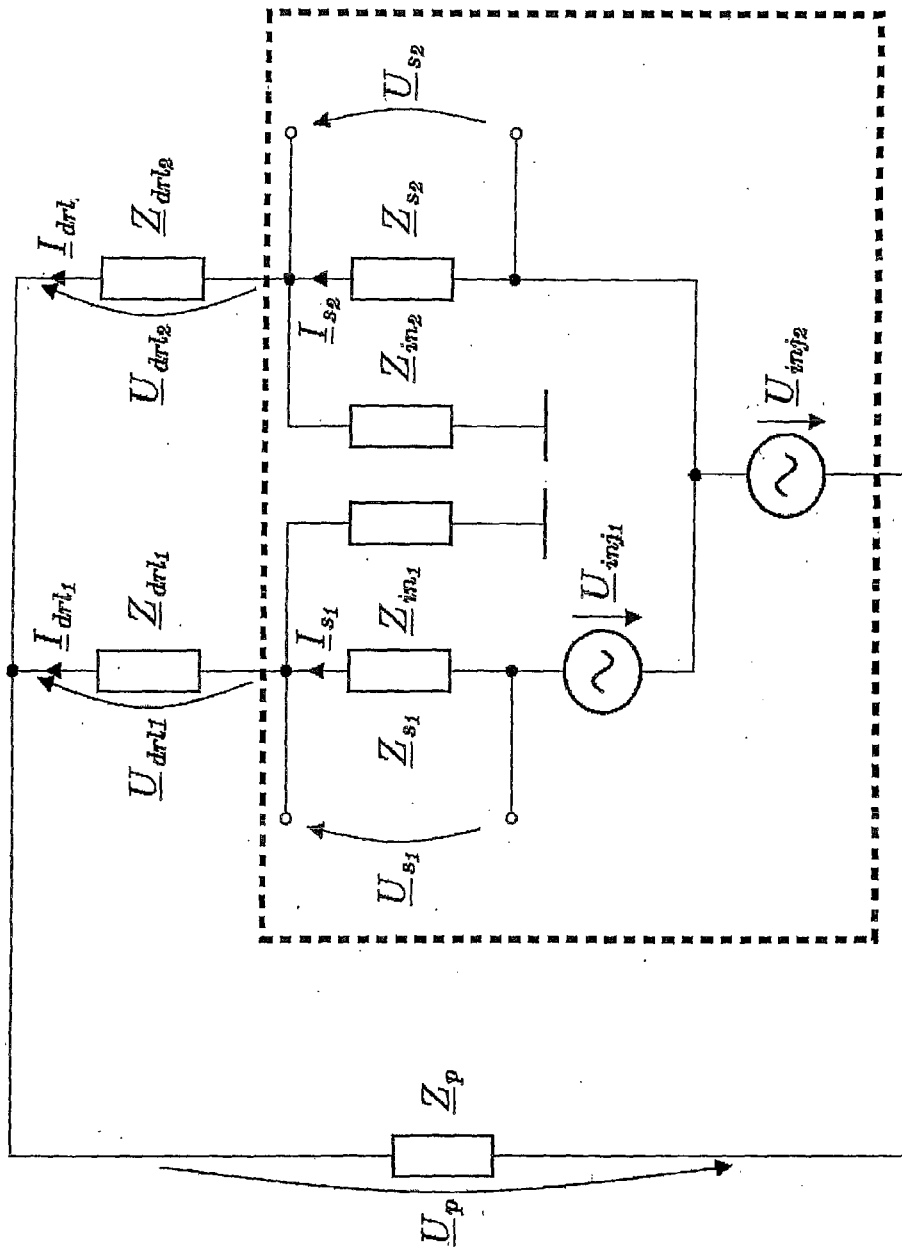


Fig. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2017/065856

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. A61B5/0408 A61B5/00 A61B5/0428 A61B5/0424  
ADD.  
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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2015/075692 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]; UNIV EINDHOVEN TECH [NL]) 28 May 2015 (2015-05-28)	1-4,9-13
Y	paragraphs [0015], [0017], [0021], [0023], [0027] - [0029], [0032], [0042] figures 1-5 ----- -/--	5-8

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  14 September 2017	Date of mailing of the international search report  21/09/2017
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer  Worms, Georg

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2017/065856

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>TOBIAS WARTZEK ET AL: "Automatic electrode selection in unobtrusive capacitive ECG measurements", COMPUTER-BASED MEDICAL SYSTEMS (CBMS), 2012 25TH INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, 20 June 2012 (2012-06-20), pages 1-4, XP032226944, DOI: 10.1109/CBMS.2012.6266314 ISBN: 978-1-4673-2049-8 Seite 2, linke Spalte, letzte 11 Zeilen Seite 2, rechte Spalte, letzte 3 Zeilen figures 1-3</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,9,13
X	<p>SERTEYN A ET AL: "Motion Artifacts in Capacitive ECG Measurements: Reducing the Combined Effect of DC Voltages and Capacitance Changes Using an Injection Signal", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, USA, vol. 62, no. 1, 1 January 2015 (2015-01-01), pages 264-273, XP011568272, ISSN: 0018-9294, DOI: 10.1109/TBME.2014.2348178 [retrieved on 2014-12-18] Seite 265, rechte Spalte, Kapitel III Seite 272, rechte Spalte, dritter Absatz figures 1-3, 14</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1
Y	<p>US 2006/220350 A1 (REEF RICK R [US] ET AL) 5 October 2006 (2006-10-05) paragraphs [0023], [0025], [0026], [0030] figures 1-3</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	5-8
A	<p>US 2010/007413 A1 (HERLEIKSON EARL C [US]) 14 January 2010 (2010-01-14) paragraphs [0029], [0031]; figures 1-5</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13
A	<p>EP 2 316 340 A1 (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE]) 4 May 2011 (2011-05-04) paragraphs [0039], [0038], [0045]</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13
A	<p>US 2005/253712 A1 (KIMURA HIROAKI [JP] ET AL) 17 November 2005 (2005-11-17) paragraphs [0017], [0058] figures 1-5</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2017/065856
---

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2015075692	A1	28-05-2015	CA 2931433 A1 28-05-2015 CN 106028923 A 12-10-2016 EP 3073909 A1 05-10-2016 JP 2016537181 A 01-12-2016 US 2016287129 A1 06-10-2016 WO 2015075692 A1 28-05-2015
-----			
US 2006220350	A1	05-10-2006	NONE
-----			
US 2010007413	A1	14-01-2010	BR PI0718525 A2 26-11-2013 CN 101534708 A 16-09-2009 EP 2086403 A2 12-08-2009 JP 5238712 B2 17-07-2013 JP 2010508935 A 25-03-2010 RU 2009122182 A 20-12-2010 US 2010007413 A1 14-01-2010 WO 2008056309 A2 15-05-2008
-----			
EP 2316340	A1	04-05-2011	DE 102009050755 A1 05-05-2011 EP 2316340 A1 04-05-2011 EP 2457511 A1 30-05-2012 US 2011125002 A1 26-05-2011
-----			
US 2005253712	A1	17-11-2005	CA 2472986 A1 12-02-2004 JP 4076920 B2 16-04-2008 JP 2004123087 A 22-04-2004 US 2005253712 A1 17-11-2005 WO 2004013657 A1 12-02-2004
-----			

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2017/065856

<b>A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES</b> INV. A61B5/0408 A61B5/00 A61B5/0428 A61B5/0424 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
<b>B. RECHERCHIERTE GEBIETE</b> Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole ) A61B		
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		
<b>C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN</b>		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2015/075692 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]; UNIV EINDHOVEN TECH [NL]) 28. Mai 2015 (2015-05-28)	1-4,9-13
Y	Absätze [0015], [0017], [0021], [0023], [0027] - [0029], [0032], [0042] Abbildungen 1-5 ----- -/--	5-8
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> 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 14. September 2017		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts 21/09/2017
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Worms, Georg

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	<p>TOBIAS WARTZEK ET AL: "Automatic electrode selection in unobtrusive capacitive ECG measurements", COMPUTER-BASED MEDICAL SYSTEMS (CBMS), 2012 25TH INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, 20. Juni 2012 (2012-06-20), Seiten 1-4, XP032226944, DOI: 10.1109/CBMS.2012.6266314 ISBN: 978-1-4673-2049-8 Seite 2, linke Spalte, letzte 11 Zeilen Seite 2, rechte Spalte, letzte 3 Zeilen Abbildungen 1-3</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1,9,13
X	<p>SERTEYN A ET AL: "Motion Artifacts in Capacitive ECG Measurements: Reducing the Combined Effect of DC Voltages and Capacitance Changes Using an Injection Signal", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, USA, Bd. 62, Nr. 1, 1. Januar 2015 (2015-01-01), Seiten 264-273, XP011568272, ISSN: 0018-9294, DOI: 10.1109/TBME.2014.2348178 [gefunden am 2014-12-18] Seite 265, rechte Spalte, Kapitel III Seite 272, rechte Spalte, dritter Absatz Abbildungen 1-3, 14</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1
Y	<p>US 2006/220350 A1 (REEF RICK R [US] ET AL) 5. Oktober 2006 (2006-10-05) Absätze [0023], [0025], [0026], [0030] Abbildungen 1-3</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	5-8
A	<p>US 2010/007413 A1 (HERLEIKSON EARL C [US]) 14. Januar 2010 (2010-01-14) Absätze [0029], [0031]; Abbildungen 1-5</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13
A	<p>EP 2 316 340 A1 (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE]) 4. Mai 2011 (2011-05-04) Absätze [0039], [0038], [0045]</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13
A	<p>US 2005/253712 A1 (KIMURA HIROAKI [JP] ET AL) 17. November 2005 (2005-11-17) Absätze [0017], [0058] Abbildungen 1-5</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-13

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2017/065856

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2015075692 A1	28-05-2015	CA 2931433 A1	28-05-2015
		CN 106028923 A	12-10-2016
		EP 3073909 A1	05-10-2016
		JP 2016537181 A	01-12-2016
		US 2016287129 A1	06-10-2016
		WO 2015075692 A1	28-05-2015
-----			
US 2006220350 A1	05-10-2006	KEINE	
-----			
US 2010007413 A1	14-01-2010	BR PI0718525 A2	26-11-2013
		CN 101534708 A	16-09-2009
		EP 2086403 A2	12-08-2009
		JP 5238712 B2	17-07-2013
		JP 2010508935 A	25-03-2010
		RU 2009122182 A	20-12-2010
		US 2010007413 A1	14-01-2010
		WO 2008056309 A2	15-05-2008
-----			
EP 2316340 A1	04-05-2011	DE 102009050755 A1	05-05-2011
		EP 2316340 A1	04-05-2011
		EP 2457511 A1	30-05-2012
		US 2011125002 A1	26-05-2011
-----			
US 2005253712 A1	17-11-2005	CA 2472986 A1	12-02-2004
		JP 4076920 B2	16-04-2008
		JP 2004123087 A	22-04-2004
		US 2005253712 A1	17-11-2005
		WO 2004013657 A1	12-02-2004
-----			

专利名称(译)	治疗床		
公开(公告)号	<a href="#">EP3481295A1</a>	公开(公告)日	2019-05-15
申请号	EP2017734050	申请日	2017-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	凯皮考有限公司 likamed		
申请(专利权)人(译)	CAPICAL GMBH likamed GmbH		
当前申请(专利权)人(译)	CAPICAL GMBH likamed GmbH		
[标]发明人	BOGE HENNING OEHLER MARTIN FRANK YVONNE GAUPP BERNHARD		
发明人	BÖGE, HENNING OEHLER, MARTIN FRANK, YVONNE GAUPP, BERNHARD		
IPC分类号	A61B5/0408 A61B5/00 A61B5/0428 A61B5/0424		
CPC分类号	A61B5/6891 A61B5/02405 A61B5/04085 A61B5/0424 A61B5/0428 A61B5/04284 A61B5/6843 A61B5/6844 A61B5/7221 A61B5/746 A61B2562/0214 A61B2562/164		
优先权	102016112391 2016-07-06 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及一种治疗床，用于在治疗和/或诊断期间以坐姿和/或卧姿方式支撑患者。治疗床具有支撑表面，该支撑表面由一个或多个区段组成，并且在治疗 and/或诊断期间患者被支撑在该支撑表面上。用于支撑在支撑表面上的患者的EKG信号的无接触电容检测的多个电容测量电极布置在靠近患者的表面侧上的支撑表面的至少一个区段中。处理床还具有至少一个电子信号处理系统，该系统连接到测量电极并设计成处理测量电极的电信号的信号，特别是放大信号。除了测量电极之外，治疗床还具有至少一个注射电极，该注射电极设计成通过支撑在支撑表面上的患者将注射信号馈送到一个或多个测量电极中。电子信号处理系统另外设计用于通过使用包含在信号中的信号分量通过测量电极接收的信号来确定一个或多个或所有测量电极与患者的电容耦合的质量。起源于注入信号。