

(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
28. November 2002 (28.11.2002)

PCT

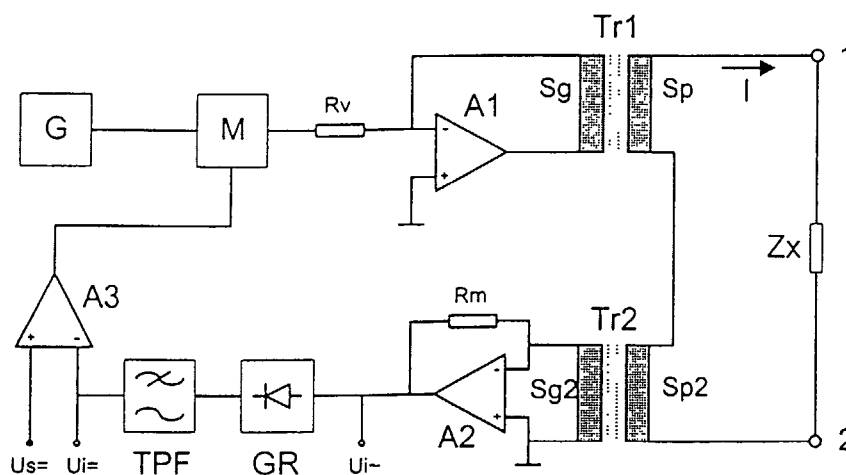
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/094090 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: A61B 5/00 (72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): GERSING, Eberhard
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP02/05665 [DE/DE]; Michaelisweg 8, 37075 Göttingen (DE).
(22) Internationales Anmeldedatum: 23. Mai 2002 (23.05.2002) (74) Anwalt: BEHRENS, Dieter; Wuesthoff & Wuesthoff,
Schweigerstrasse 2, 81541 München (DE).
(25) Einreichungssprache: Deutsch (81) Bestimmungsstaat (national): US.
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch (84) Bestimmungsstaaten (regional): europäisches Patent (AT,
BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE, TR).
(30) Angaben zur Priorität: 101 25 359.1 23. Mai 2001 (23.05.2001) DE
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): OSYPKA MEDICAL GMBH [DE/DE]; Gross-
beerenstrasse 184, 12277 Berlin (DE). Veröffentlicht:
— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu
veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: TRANSFORMER-ISOLATED ALTERNATING CURRENT POWER SUPPLY

(54) Bezeichnung: POTENTIALFREIE WECHSELSTROMQUELLE



(57) Abstract: When measuring the impedance of the human body, by sending an alternating current through said body, safety specifications require the presence of a potential barrier between the power source, from which power is drawn for the current, and the human being, which can be achieved by means of a transformer. Said invention provides that, such an alternating current power supply has a positive feedback signal, such that the current delivered by said alternating current power supply is constant over greater load ranges Z_x . For example, the current, sent through said human

body, can be measured and the measured signal can be used for controlling the AC voltage, by means of which the transformer is excited for producing said alternating current.

(57) Zusammenfassung: Bei der Messung von Impedanzen am menschlichen Körper, bei der ein Wechselstrom durch den Körper gesandt wird, verlangen Sicherheitsvorschriften, daß zwischen der Energiequelle, der die Energie für den Strom entnommen wird, und dem Menschen eine Potentialbarriere vorhanden ist. Diese kann mittels eines Transformators erzeugt werden. Die Erfindung schlägt vor, bei einer derartigen Wechselstromquelle ein Signal positiv rückzukoppeln, so daß der von der Wechselstromquelle abgegebene Strom über größere Bereiche von Lasten Z_x konstant ist. Beispielsweise kann der über den menschlichen Körper gesandte Strom gemessen und das gemessene Signal zur Regelung der Wechselspannung, mit der der Transformator zum Zweck der Erzeugung des Wechselstroms erregt wird, verwendet werden.



WO 02/094090 A2



Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

POTENTIALFREIE WECHSELSTROMQUELLE

Die Erfindung betrifft eine potentialfreie Wechselstromquelle, wie sie insbesondere bei der Messung von Impedanzen am menschlichen Körper einsetzbar ist.

Die Impedanz- (oder Admittanz-)Messung an biologischen Geweben, z. B. am menschlichen Körper, ermöglicht Aussagen über deren Zustand, wenn geeignete Frequenzen verwendet werden. Beispielsweise können bei Herzpatienten im Verlauf von und nach Herzoperationen aufgrund der Impedanzmessung für die Diagnose wertvolle Aussagen gewonnen werden. Dasselbe gilt auch bei Organtransplantationen zur Bestimmung der Ischämie-bedingten Schädigung und/oder Wiedererholung des transplantierten Organs.

Für die elektrischen Messungen an inneren Organen des Menschen gelten strenge gesetzliche Sicherheitsvorschriften. Insbesondere muß gewährleistet sein, daß kein Fehlerstrom, der 10 μ A überschreitet, über den Menschen abfließt und daß zwischen dem Netz, über das die verwendeten Meßgeräte betrieben werden, und dem menschlichen Meßobjekt eine Isolationsbarriere besteht, die einem Potentialunterschied von 4 kV_{eff} standhält.

Herkömmliche Impedanzmeßgeräte, die u. a. für die Nachrichtentechnik bestimmt sind, erfüllen diese Sicherheitsvorschriften nicht.

Die Impedanzmessung kann vierpolig oder zweipolig erfolgen. Bei einer zweipoligen Anwendung werden an dem Patienten zwei Elektroden angelegt. Dieselben Elektroden dienen zur Stromeinspeisung und zum Abgriff der an dem Patienten abfallenden Spannung. Hierbei können dann in einem Schritt Strom und Spannung im selben Gerät gemessen werden, so daß die Impedanz (oder Admittanz) leicht berechnet werden kann.

Bei einer vierpoligen Anwendung wird über zwei der Elektroden der Wechselstrom zugeführt, und über die beiden anderen Elektroden wird die abfallende Spannung gemessen. Stromquelle und Spannungsmeßgerät können somit räumlich getrennt sein. Damit aus der gemessenen Spannung die Impedanz berechnet werden kann, muß der von der Stromquelle abgegebene Strom (mit Betrag und Phase) bekannt sein. d. h. er muß entweder als Strom mit bekannter konstanter Amplitude (und Phase) erzeugt oder gemessen werden. Die vielfältigen Anwendungen der Impedanzmessung erfordern es, daß dies über einen großen Frequenzbereich gilt, etwa von 1 kHz bis 1 MHz, und dies bei unterschiedlicher Impedanz der Last.

An die Wechselstromquelle werden daher hohe Anforderungen gestellt. Nicht nur müssen die oben genannten Sicherheitsvorschriften eingehalten werden, sondern die Quelle muß über einen großen Frequenzbereich einen konstanten Strom abgeben können.

Zur Potentialtrennung ist es bekannt, einen Transformator einzusetzen, der eine Patientenseite und eine davon potentialgetrennte Geräteseite definiert, wobei auf letzterer sämtliche netzbetriebenen elektrischen Bauteile, u. a. der Generator, angeordnet sind.

Bei jeder einfachen Transformatorkopplung ist insbesondere im Ausgang der Stromquelle der Frequenzbereich eingeschränkt und der Innenwiderstand der Quelle beschränkt (bedingt durch die Eigenschaften des realen Transformators), so daß das Erfordernis der Abgabe eines konstanten Stroms über einen großen Frequenzbereich nicht eingehalten werden kann.

Es ist Aufgabe der Erfindung, eine potentialfreie Wechselstromquelle bereitzustellen, die bei unterschiedlichen Lasten einen konstanten Strom abgibt und bevorzugt über größere Frequenzbereiche wie etwa 1 kHz bis 1 MHz einsetzbar ist.

Diese Aufgabe wird dadurch gelöst, daß bei einer Wechselstromquelle zum Erzeugen eines durch den Körper eines Patienten zu sendenden Meßstroms mit einem Transformator, der eine Patientenseite und eine davon potentialgetrennte Geräteseite definiert, dessen patientenseitige Transformatorspule zu Anschlüssen führt, die mit dem Patienten verbindbar sind, und die Wechselstromquelle gleichzeitig einen geräteseitigen Generator umfaßt, der ein Wechselspannungssignal oder Wechselstromsignal erzeugt, mittels dessen die geräteseitige Transformatorspule erregt wird, so daß patientenseitig ein Wechselstrom erzeugt wird, wenn die Anschlüsse über den Patienten als Last miteinander verbunden sind, gemäß der Erfindung geräteseitig ein Signal derart rückgekoppelt wird, daß die an der geräteseitigen Spule des Transformators angelegte Wechselspannung mit zunehmendem Lastwiderstand angehoben wird. Der Innenwiderstand der Stromquelle wird also künstlich erhöht, so daß der Ausgangsstrom auch bei wechselnden Lasten und Frequenzen stabil ist.

Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung wird eine Wechselstromquelle der oben genannten Art so weitergebildet, daß geräteseitig eine an einer Wicklung der geräteseitigen Spule des Transformators abfallende Spannung positiv rückgekoppelt wird. Diese Lösung ist besonders einfach und daher kostengünstig.

Gemäß einer Variante dieser Lösung ist der eine Anschluß der geräteseitigen Spule des Transformators mit dem invertierenden Eingang eines Differenzverstärkers verbunden und ist der andere Anschluß dieser geräteseitigen Spule mit dem Ausgang des Differenzverstärkers und über einen Spannungsteiler mit dem nicht invertierenden Eingang des Differenzverstärkers verbunden.

Gemäß einer weiteren Variante dieser Lösung ist ein Anschluß der geräteseitigen Spule des Transformators mit dem invertierenden Eingang eines Differenzverstärkers, der andere Anschluß der geräteseitigen Spule mit dem Ausgang des Differenzverstärkers verbunden, und zusätzlich zur eigentlichen Transformatorspule ist geräteseitig zumindest eine weitere Spulenwicklung (die selbstverständlich um denselben Kern gewickelt ist) vorgesehen, die nicht mit dem Generator verbunden ist, und diese zusätzliche Wicklung ist dann mit dem nicht invertierenden Eingang des Differenzverstärkers verbunden. Eine in ihr induzierte Spannung wird somit diesem Eingang zugeführt.

Bei dieser Variante entsteht in der zusätzlichen Wicklung aufgrund von Induktion eine Spannung, so daß bei der Rückkopplung auf diese Weise indirekt die Eigenschaften (Kernverluste, Streuinduktivitäten) des Transformators berücksichtigt werden.

Gemäß einer Alternative der Erfindung umfaßt die Wechselstromquelle der oben genannten Art eine Einrichtung, die den patientenseitigen Wechselstrom unter Beibehaltung der Potentialtrennung in ein geräteseitig entnehmbares Regelsignal umwandelt, mittels dessen das vom Generator erzeugte Wechselspannungssignal geregelt wird. Das Regelsignal ist dabei natürlich für den patientenseitigen Wechselstrom repräsentativ und idealerweise ein direktes Meßsignal für diesen Strom. Diese Alternative hat den Vorteil, daß es sich um eine echte Regelung der Stromquelle handelt, denn der Strom wird gemessen und es erfolgt eine Rückkopplung aufgrund des gemessenen Signals. Hierdurch kann die Stabilität des Ausgangsstroms besonders gesteigert werden.

Die Umwandlungseinrichtung kann ein zweiter Transformator sein. Da in der Wechselstromquelle ohnehin ein erster Transformator vorhanden ist, bietet sich diese Lösung an. Hinter dem Transformator kann der geräteseitig induzierte Strom über einen Stromspannungswandler (beispielsweise einen Differenzverstärker mit einem parallel dazu geschalteten Widerstand) in eine Spannung umgewandelt werden, die dann ein direktes Maß für den Ausgangsstrom der Wechselstromquelle ist.

Anstelle eines zweiten Transformators kann eine mit dem patientenseitigen Wechselstrom in Beziehung stehende Spannung auch mittels eines Magnetfeldsensors gewonnen wer-

den, der das von dem Strom erzeugte Magnetfeld ausnutzt. Das Magnetfeld kann beispielsweise einen magnetfeldabhängigen Widerstand ändern, durch den ein Gleichstrom gesandt wird; die an dem Widerstand abfallende Spannung dient dann als Regelsignal in der Wechselstromquelle. Auch ist es möglich, einen Hall-Sensor zu verwenden, bei dem, wenn durch ihn ein Gleichstrom geschickt wird, die magnetfeldabhängige Hall-Spannung entsteht, die dann als Regelsignal dient.

In den oben genannten Fällen wird also stets ein für den Ausgangsstrom der Stromquelle repräsentativer Spannungswert erhalten. Alternativ ist es selbstverständlich auch möglich, die Regelung mittels eines Stromes vorzunehmen.

Die so gewonnene Spannung kann wie folgt zur Regelung eingesetzt werden: sie wird direkt mit der vom Generator erzeugten Wechselspannung verglichen, z. B. in einem Differenzverstärker. Entweder können dabei die Spannungen direkt oder über eine Widerstandsbrücke verglichen werden. Das Differenzsignal wird einem Eingang (z. B. dem invertierenden Eingang) eines Operationsverstärkers zugeführt, während dessen anderer Eingang (z. B. der nicht invertierende Eingang) auf Masse liegt. Die Transformatorschaltung dient als Spannungsquelle, wenn ein Ausgang der geräteseitigen Wicklung des Transformators mit dem Ausgang des Verstärkers, der andere Anschluß mit Masse verbunden ist. Wird dieser mit dem Summenpunkt (invertierender Eingang) verbunden, dient die Schaltung als Stromquelle.

Diese Ausführungsform hat den Vorteil, daß nur wenige aktive Bauteile neben dem Generator benötigt werden, und sie stellt somit einen guten Kompromiß zwischen Einfachheit des Aufbaus und dem Vorteil einer echten Regelung des Ausgangsstroms der Stromquelle dar.

Durch einen etwas aufwendigeren Aufbau kann man noch den weiteren Vorteil erzielen, daß das System gegenüber von den Bauelementen erzeugten frequenzabhängigen Phasenverschiebungen besonders stabil wird, so daß die neue Wechselstromquelle über größere Frequenzbereiche einsetzbar ist. Hierbei wird das Regelsignal (Istwert des Stroms) in einem Gleichrichter gleichgerichtet und vorzugsweise durch ein Tiefpaßfilter geleitet. Zusätzlich wird in der Wechselstromquelle eine Gleichspannungsquelle vorgesehen, die eine konstante Spannung abgibt. Das gleichgerichtete Regelsignal (Istwert) wird dann mit dieser konstanten Spannung (Sollwert) verglichen, indem beide Spannungen den Eingängen eines Differenzverstärkers zugeführt werden. Der verstärkte Unterschied zwischen den beiden Spannungen dient dann zur Regelung des vom Generator abgegebenen Wechselspannungssignals. Beispielsweise kann das verstärkte Differenzsignal einem Multiplizierer

zugeführt werden, der die vom Generator erzeugte Wechselspannung mit der Steuerungsspannung multipliziert. Alternativ kann anstelle eines Multiplizierers ein steuerbarer Verstärker eingesetzt werden, dem dann das verstärkte Differenzsignal als Steuersignal zugeführt wird. Auch sind elektrisch, magnetisch oder optisch steuerbare Widerstände als Stellglied verwendbar.

Die zuletzt genannte Ausführungsform ist die aufwendigste, gewährleistet dafür aber die Abgabe eines konstanten Stroms über einen besonders großen Frequenzbereich und einen noch weiter erhöhten Lastwiderstandsbereich.

Vorteilhafte Ausgestaltungen der erfindungsgemäßen potentialfreien Wechselstromquelle werden anhand der folgenden Beschreibung unter Bezug auf die beigelegten Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigt:

- Fig. 1 eine erste Ausführungsform der Wechselstromquelle,
- Fig. 2 eine zweite Ausführungsform der Wechselstromquelle,
- Fig. 3a eine dritte Ausführungsform der Wechselstromquelle in einer verallgemeinerten Darstellung,
- Fig. 3b die dritte Ausführungsform in einer speziellen Variante,
- Fig. 4a eine vierte Ausführungsform der Wechselstromquelle in einer verallgemeinerten Darstellung,
- Fig. 4b die vierte Ausführungsform in einer speziellen Variante,
- Fig. 5 schematisch den Aufbau einer Magnetfeldsensoreinheit mit einem magnetabhängigen Widerstand, mit der sich ein Strom potentialgetrennt in eine Spannung umwandeln läßt,
- Fig. 6 schematisch den Aufbau einer Magnetfeldsensoreinheit mit einem Hall-Sensor, mit der sich ein Strom potentialgetrennt in eine Spannung umwandeln läßt,
- Fig. 7 schematisch eine Variante des in den Fig. 3a und 4a gezeigten Strom-Spannungswandlers $U(I)$.

Bei der in Fig. 1 gezeigten Wechselstromquelle bewirkt ein Transformator Tr die von den gesetzlichen Sicherheitsvorschriften geforderte Potentialtrennung von einer (mit dem elektrischen Netz verbundenen) Geräteseite (im Bild links) und einer Patientenseite (im Bild rechts), wobei die patientenseitige Transformatorspule Sp zu zwei Anschlüssen 1 und 2 führt, die hier mit dem schematisch durch die Last Z_x dargestellten Patienten verbindbar sind. Die Wechselstromquelle umfaßt ferner einen (in Fig. 1 nicht gezeigten) Generator,

der ein Wechselspannungssignal U_s erzeugt. Dieses Wechselspannungssignal wird über einen Widerstand R_v und einen Verstärker (bevorzugt Differenzverstärker) A_0 in einen Wechselstrom umgewandelt, der die geräteseitige Transformatorspule S_g erregt, so daß patientenseitig ein Wechselstrom erzeugt wird.

Das zu der geräteseitigen Spule S_g führende Ende des Widerstands R_v ist sowohl mit dem einen (in Fig. 1 oberen) Anschluß der geräteseitigen Spule S_g verbunden als auch mit dem invertierenden Eingang des Differenzverstärkers A_0 . Der andere (in Fig. 1 untere) Anschluß der Spule ist mit dem Ausgang des Differenzverstärkers und gleichzeitig über ein Potentiometer P_1 mit dem nicht invertierenden Eingang des Differenzverstärkers A_0 verbunden.

Bei der Wechselstromquelle aus Fig. 1 wird somit die an der geräteseitigen Spule S_g des Transformators T_r auftretende Spannung positiv rückgekoppelt. Dadurch wird der Innenwiderstand der Quelle erheblich erhöht, so daß in einem größeren Bereich von verschiedenen Lastwiderständen Z_x eine konstante Stromamplitude gewährleistet ist. Über das Potentiometer P_1 kann das Ausmaß der Rückkopplung eingestellt werden. Bei Bedarf kann die positive Rückkopplung frequenzabhängig gemacht werden, um die Wechselstromquelle für einen größeren Bereich einzurichten.

Eine weitere Verbesserung bringt die in Fig. 2 dargestellte Wechselstromquelle. Hier ist zusätzlich zur eigentlichen geräteseitigen Spule S_g geräteseitig eine weitere Spulenwicklung W_3 vorgesehen, die allerdings nicht mit der eigentlichen Spule S_g verbunden, aber beispielsweise um denselben Kern gewickelt ist. Durch Induktion entsteht in dieser Wicklung (mit einer oder auch mehreren Windungen) eine induzierte Spannung. Statt daß, wie in der Wechselstromquelle in Fig. 1, direkt die an der geräteseitigen Spule S_g vorhandene Spannung zurückgekoppelt wird, wird hier dem nicht invertierenden Eingang des Differenzverstärkers A_0' die an der Wicklung W_3 auftretende Spannung phasenrichtig zugeführt, wobei auch hier wieder ein Potentiometer P_2 eingesetzt wird, über das das Maß der Rückkopplung eingestellt werden kann.

Die Wechselstromquelle aus Fig. 2 hat gegenüber der in Fig. 1 dargestellten Ausführungsform den Vorteil, daß nicht direkt die geräteseitige Spannung, die die Erzeugung des Stroms bewirkt, zurückgekoppelt wird, sondern daß hier ein Umweg über den Transformator erfolgt. Dadurch werden gewissermaßen dessen Eigenschaften bei der Rückkopplung mitberücksichtigt.

Die vorstehend genannten beiden Ausführungsformen beruhen auf einer Rückkopplung von Spannungen. Noch besser ist es, eine echte Regelung einzuführen, und zwar indem der Ausgangsstrom gemessen und ein für den gemessenen Strom repräsentatives Signal (unter Beibehaltung der Potentialtrennung) geräteseitig eingekoppelt und zur Regelung verwendet wird.

Bei der in Fig. 3a und 3b dargestellten Ausführungsform erfolgt die Messung des Stroms mittels eines zweiten Transformators Tr2 mit der patientenseitigen, in Reihe mit der Spule Sp geschalteten Spule Sp2 und der geräteseitigen Spule Sg2. Dieser zweite Transformator Tr2 ist hier schematisch gleich groß wie der Haupt-Transformator, der erste Transformator Tr1, dargestellt, kann in Realität aber wesentlich kleiner als dieser sein, weil die zu übertragende Leistung kleiner ist. Der Ausgangsstrom I erregt die Spule Sp2, und in der geräteseitigen Spule Sg2 wird ein Strom induziert. Dieser geräteseitige Stromkreis mit Sg2 wird (beispielsweise durch die Funktion eines Verstärkers A2) praktisch kurzgeschlossen, so daß der zweite Transformator Tr2 also die Funktion eines Stromwandlers hat.

Der in der Spule Sg2 fließende Strom wird über einen Strom-Spannungs-Wandler $U(I)$ in eine Spannung U_i umgewandelt, die dem Strom proportional ist. Bei der in Fig. 3b gezeigten speziellen Variante besteht der Strom-Spannungs-Wandler aus einem Operationsverstärker A2 und einem parallel dazu geschalteten Meßwiderstand R_m . Dabei ist der nicht invertierende Eingang des Operationsverstärkers A2 mit Masse und mit dem einen (in Fig. 3b unteren) Anschluß der Spule Sg2 verbunden, während der invertierende Eingang mit dem anderen (in Fig. 3b oberen) Anschluß der Spule Sg2 und mit einer Seite des Meßwiderstands R_m und schließlich der Ausgang des Operationsverstärkers mit der anderen Seite des Meßwiderstands verbunden ist. Der Operationsverstärker A2 schließt die Spule Sg2 gewissermaßen kurz. Dies ist notwendig, um durch den zweiten Transformator Tr2 den Strom ohne wesentlichen Spannungsabfall an Sp2 messen zu können. Die Streuinduktivität des Stromwandler-Transformators soll deshalb auch möglichst gering sein.

Die Spannung U_i , die ein Maß für den Ausgangsstrom ist, wird als Istwert einem Differenzverstärker D (Regelverstärker) zugeführt und dort mit einer vom Generator G erzeugten Wechselspannung U_s (Sollwert) verglichen. Die in D verstärkte Differenzspannung wird einer spannungsgesteuerten Stromquelle Q zugeführt. Bei der in Fig. 3b gezeigten speziellen Variante dieser Ausführungsform sind Widerstände R1 und R2 vorgesehen, wobei am Widerstand R1 die vom Generator erzeugte Wechselspannung U_s anliegt und am Widerstand R2 das Regelsignal U_i anliegt. Der Verbindungspunkt K der beiden Widerstände R1 und R2 liegt am invertierenden Eingang eines Operationsverstärkers A1 an, dessen nicht invertierender Eingang auf Masse liegt und über dessen Ausgang die geräteseitige

Transformatorspule bestromt wird. Der Operationsverstärker A1 bildet hier also die spannungsgesteuerte Stromquelle Q.

Der Ausgang des Operationsverstärkers A1 ist mit dem einen Anschluß der geräteseitigen Spule Sg des Transformators Tr1 verbunden, während deren zweiter Anschluß ebenfalls auf Masse liegt. Die Verbindung des Knotens K mit dem invertierenden Eingang bewirkt eine Umkehrung der Polarität des Signals. Denselben Effekt erzielt man, wenn man den Knoten mit dem nicht invertierenden Eingang verbindet und am Ausgang des Verstärkers die Anschlüsse der Spule Sg vertauscht.

In den Fig. 4a und 4b ist eine weitere Verfeinerung der in den Fig. 3a und 3b dargestellten Ausführungsform der Wechselstromquelle gezeigt. Hier wird zusätzlich das Signal U_i über einen Gleichrichter GR gleichgerichtet und dann durch einen Tiefpaßfilter TPF geleitet. Die gleichgerichtete Spannung $U_{i=}$ wird mit einer Soll-Gleichspannung $U_{s=}$ verglichen, d. h. beide Signale werden den Eingängen eines Differenzverstärkers A3 zugeführt. Die Sollspannung $U_{s=}$ wird von einer hier nicht gezeigten Gleichspannungsquelle geliefert.

Der Ausgang des Differenzverstärkers A3 wird einem steuerbaren Element, hier einem Multiplizierer M zugeführt. Der Multiplizierer M erhält außerdem das von dem Generator G erzeugte Wechselspannungssignal. Die beiden dem Multiplizierer zugeführten Signale werden in diesem miteinander multipliziert. Dies bedeutet, daß die Wechselspannung, je nach dem, wie stark die Spannungen $U_{i=}$ und $U_{s=}$ voneinander abweichen, verstärkt oder auch abgeschwächt wird.

Die resultierende Spannung wird einer Stromquelle Q zugeführt. Die Stromquelle Q kann derart gestaltet sein, daß sie zusammen mit der geräteseitigen Spule in sich einen geschlossenen Regelkreis darstellt (spannungsgesteuerte Stromquelle). Alternativ kann Q auch eine Spannungsquelle sein. Bei der in Fig. 4b gezeigten speziellen Variante ist die spannungsgesteuerte Stromquelle Q ähnlich aufgebaut wie die Schaltung in Fig. 1: sie umfaßt am Eingang einen Widerstand R_v . Der Ausgang des Widerstands wiederum ist einerseits mit dem invertierenden Eingang eines Operationsverstärkers A1, dessen nicht invertierender Eingang auf Masse liegt, und andererseits mit einem Anschluß der geräteseitigen Spule Sg des Transformators Tr1 verbunden. Der Ausgang des Operationsverstärkers A1 ist mit dem anderen Anschluß der geräteseitigen Spule Sg verbunden.

Die Ausführungsform nach den Fig. 4a und 4b stabilisiert den Ausgangsstrom I, auch wenn die angelegte Last Z_x über große Bereiche variiert. Diese Ausführungsform ist auch besonders gut über weite Bereiche der Frequenz des Ausgangsstroms I einsetzbar, da die

eigentliche Regelung hier nicht mit Signalen der Meßfrequenz, sondern mit Gleichspannungssignalen erfolgt. Infolgedessen erreicht man eine hohe Stabilität des Regelkreises auch bei höheren Frequenzen.

In den Ausführungsformen nach Fig. 3a bzw. 3b und Fig. 4a bzw. 4b wird der Strom mittels des zweiten Transformators Tr2 gemessen. Es ist aber auch auf anderem Wege möglich, ein Spannungssignal zu erlangen, das für den patientenseitigen Strom I repräsentativ ist. Die einzige Bedingung bleibt nach wie vor, daß eine Potentialbarriere von $4 \text{ kV}_{\text{eff}}$ gewährleistet ist. Dies läßt sich aber auch mit Magnetfeldsensoren verwirklichen. Bei einem Magnetfeldsensor erzeugt der zu messende Strom ein ihm proportionales Magnetfeld, das eine Veränderung im Sensor bewirkt, die einen Spannungsabfall zur Folge hat.

Eine Art Magnetfeldsensoren sind magnetfeldabhängige Widerstände. Eine Variante MR dieser Widerstände, die auf dem Riesenmagnetwiderstandseffekt ("giant magnetic resistance effect", GMR) basiert, weist eine sehr hohe Empfindlichkeit auf.

Eine derartige Anordnung ist in Fig. 5 dargestellt. Über Anschlüsse 1 und 2 wird der Strom in den gestrichelt dargestellten Magnetsensor MS1 geleitet und fließt dort durch ein Leiterstück L. In der Nähe dieses Leiterstücks, aber potentialgetrennt von diesem, ist der magnetfeldabhängige Widerstand MR angeordnet. Über Anschlüsse 3 und 4 wird durch diesen Widerstand MR ein (Gleich-)Strom geleitet. Gleichzeitig wird die an den Anschlüssen 3 und 4 abfallende Spannung gemessen. Ändert sich der Strom I, der das Leiterstück L durchfließt, so ändert sich das von dem Strom erzeugte Magnetfeld, damit der Wert des Widerstands MR und damit die an den Anschlüssen 3 und 4 abfallende Spannung. Das erhaltene Spannungssignal kann dann als Regelsignal (Istwert) verwendet werden. Dies bedeutet, daß der Magnetfeldsensor MS1 den Transformator Tr2 und die dahintergeschaltete Strom-Spannungs-Wandlerstufe ersetzen kann und die an den Anschlüssen 3 und 4 abfallende Spannung dann der Spannung U_i in Fig. 3a bzw. 3b und Fig. 4a bzw. 4b entspricht. Um im linearen Bereich der Anordnung von Fig. 5 arbeiten zu können, bedarf es einer magnetischen Vorspannung, also eines Grundmagnetfelds am Widerstand MR, die beispielsweise durch einen (nicht gezeigten) Permanentmagneten oder eine (nicht gezeigte) von Gleichstrom durchflossene Leiterschleife erzeugt wird.

In Fig. 6 ist ein Magnetfeldsensor MS2 dargestellt, in dem ebenfalls der Strom I ein Leiterstück L durchfließt. In der Nähe des Leiterstücks L, aber potentialgetrennt von diesem, ist ein Hall-Sensor HS angeordnet. Dieser Sensor nutzt den bekannten Hall-Effekt, wonach ein Magnetfeld bewirkt, daß an einem stromdurchflossenen Leiter mit einem gewissen

Querschnitt transversal, d. h. längs des Querschnitts, eine Spannung, die Hall-Spannung, entsteht, die proportional zum Magnetfeld ist.

In Fig. 6 muß somit über die Anschlüsse 5 und 6 ein Gleichstrom (als Hilfsstrom) durch den Hall-Sensor HS geschickt werden, damit an den Anschlüssen 3 und 4 dann die magnetfeldabhängige Hall-Spannung abgegriffen werden kann.

Diese Hall-Spannung kann an die Stelle der in Fig. 3a bzw. 3b und 4a bzw. 4b gezeigten Regelspannung U_i treten.

Bei Verwendung der Magnetfeldsensoren MS1 und MS2 aus Fig. 5 bzw. Fig. 6 ist es notwendig, daß die Wechselstromquelle geräteseitig eine Gleichstromquelle umfaßt, damit über die Anschlüsse 3 und 4 ein Gleichstrom durch den Widerstand MR bzw. den Hall-Sensor HS geleitet werden kann.

Anstelle eines zweiten Transformators Tr2 und von Magnetfeldsensoren kann auch mittels eines Optokopplers ein Spannungssignal geräteseitig erhalten werden, das für den patientenseitigen Strom I repräsentativ ist, wobei eine Potentialbarriere von 4kV gewährleistet ist. Ein Optokoppler besteht z. B. aus einer Fotodiode, die hier patientenseitig geschaltet würde, und einem Fototransistor, der hier geräteseitig geschaltet würde. Da ein üblicher linearer Optokoppler nur für eine Stromrichtung geeignet ist, muß die Sende-Diode einen (konstanten) Vorstrom erhalten, der den Optokoppler in die Mitte seiner linearen Kennlinie bringt. Mit einer solchen Anordnung kann von einem zu messenden Wechselstrom I geräteseitig ein proportionales Signal abgeleitet werden. Zur Bereitstellung des Vorstroms muß dann patientenseitig ein aktives Bauteil geschaltet werden, was im Hinblick auf mögliche, über den Patienten fließende Fehlerströme wieder nachteilig sein kann.

Bei den in den Fig. 3b und 4b gezeigten speziellen Varianten besteht der Strom-Spannungs-Wandler aus dem Operationsverstärker A2 und dem parallel dazu geschalteten Widerstand R_m . Auch hier sind zahlreiche Abwandlungen möglich. Eine Variante eines Strom-Spannungs-Wandlers $U(I)$ ist in Fig. 7 dargestellt. In diesem Fall umfaßt der zweite Transformator zwei Wicklungen, nämlich eine erste Wicklung Sg3 und eine zweite Wicklung Sg4. Die erste Wicklung Sg3 ist auf den Eingang eines Verstärkers A4 gelegt. Der Ausgang des Verstärkers ist mit der zweiten Wicklung Sg4 verbunden. Deren anderer (in Fig. 7 unterer) Anschluß ist über einen Widerstand R_{m2} mit Masse verbunden. Die Strom-Spannungs-Wandlung erfolgt bei der Schaltung aus Fig. 7 wie folgt: Ein über die patientenseitige Spule Sp2 des zweiten Transformators Tr2 fließender Wechselstrom erzeugt im Kern des Transformators einen korrespondierenden magnetischen Fluß, der in der geräte-

seitigen Wicklung Sg3 eine entsprechende Spannung induziert, die durch die Funktion des Verstärkers A4 (mit hoher Leerlaufverstärkung) an dessen Ausgang einen Strom I2 bewirkt, der durch die Wicklung Sg4 fließt und infolge des rückgekoppelten Systems mit dem durch ihn erzeugten magnetischen Fluß den durch I1 hervorgerufenen Fluß gerade kompensiert. Der demnach zu I1 proportionale Strom I2 läßt am Widerstand Rm2 eine Spannung abfallen, die als das Regelsignal (Istwert) abgegriffen wird, das dann genauso weiterverarbeitet wird, wie es in den Fig. 3a bzw. 3b und 4a bzw. 4b dargestellt ist.

Auch andere Bauelemente in den oben beschriebenen Schaltungen können durch ähnlich wirkende Bauelemente ersetzt werden. So kann anstelle des Multiplizierers M ein anderes steuerbares Element verwendet werden, beispielsweise ein steuerbarer Verstärker oder auch ein linearer Optokoppler, ebenso wie auch ein elektrisch steuerbarer Widerstand (z. B. Feldeffekttransistor) oder ein magnetisch oder optisch steuerbarer Widerstand.

Die Erfindung stellt eine potentialfreie Wechselstromquelle bereit, die den gesetzlichen Sicherheitsvorschriften für die Impedanzmessung am menschlichen Körper genügt und gleichzeitig einen Wechselstrom abgibt, dessen Amplitude bei unterschiedlichen Lasten Z_x und über einen großen Frequenzbereich, z. B. von 1 kHz bis 1 MHz, stabil ist.

PATENTANSPRÜCHE

1. Wechselstromquelle zum Erzeugen eines durch den Körper (Zx) eines Patienten zu sendenden Meßstroms (I),
mit einem ersten Transformator (Tr1), der eine Patientenseite und eine davon potentialgetrennte Geräteseite definiert, dessen patientenseitige Transformatorspule (Sp) zu Anschlüssen (1, 2) führt, die mit dem Patienten verbindbar sind, und
mit einem geräteseitigen Generator, der ein Wechselspannungssignal oder Wechselstromsignal erzeugt, mittels dessen die geräteseitige Transformatorspule (Sg) erregt wird, so daß patientenseitig ein Wechselstrom (I) erzeugt wird, wenn die Anschlüsse (1, 2) über den Patienten als Last (Zx) miteinander verbunden sind,
dadurch gekennzeichnet, daß die Wechselstromquelle eine Einrichtung (Tr2, Fig. 5, Fig. 6) umfaßt, die den patientenseitigen Wechselstrom unter Beibehaltung der Potentialtrennung in ein geräteseitig entnehmbares Regelsignal umwandelt, mittels dessen das vom Generator erzeugte Signal geregelt wird.
2. Wechselstromquelle nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung ein zweiter Transformator (Tr2) ist.
3. Wechselstromquelle nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet, daß geräteseitig hinter dem zweiten Transformator (Tr2) ein Strom-Spannungs-Wandler (U(I), A2, Rm) geschaltet ist, und daß das Regelsignal die am Ausgang des Strom-Spannungs-Wandlers entnehmbare Spannung (Ui) ist.
4. Wechselstromquelle nach Anspruch 3,
dadurch gekennzeichnet, daß der Strom-Spannungs-Wandler einen Differenzverstärker (A2) und einen parallel dazu geschalteten Widerstand (Rm) umfaßt.
5. Wechselstromquelle nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Transformator geräteseitig eine erste Wicklung (Sg3) und eine zweite Wicklung (Sg4) umfaßt, wobei die erste Wicklung (Sg3) auf den Eingang eines Verstärkers (A4) gelegt ist, dessen Ausgang mit der zweiten Wicklung (Sg4) verbunden ist, so daß ein verstärkter Strom als Kompensationsstrom über die zweite Wicklung (Sg4) und einen mit der zweiten Wicklung verbundenen Widerstand fließt, an dem eine Spannung (Ui) als Regelsignal abgegriffen wird.

6. Wechselstromquelle nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung ein Leiterstück (L), durch das der patientenseitige Wechselstrom (I) geleitet wird, und einen in der Nähe des Leiterstücks (L), aber potentialgetrennt von diesem angeordneten magnetfeldabhängigen Widerstand (MR) umfaßt, durch den ein von einer Gleichstromquelle, die sich in der Wechselstromquelle befindet, erzeugter Meßstrom geleitet wird, und die dabei an dem Widerstand (MR) abfallende Spannung das Regelsignal bildet (Fig. 5).
7. Wechselstromquelle nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung ein Leiterstück (L), durch das der patientenseitige Wechselstrom (I) geleitet wird, und einen in der Nähe des Leiterstücks (L), aber potentialgetrennt von diesem angeordneten Hall-Sensor (HS) umfaßt, durch den ein von einer Gleichstromquelle, die sich in der Wechselstromquelle befindet, erzeugter Meßstrom geleitet wird, und die dabei an dem Hall-Sensor (HS) abfallende transversale Spannung das Regelsignal bildet (Fig. 6).
8. Wechselstromquelle nach einem der Ansprüche 3, oder 5 bis 7,
dadurch gekennzeichnet, daß das Regelsignal (U_i) mit einer vom Generator erzeugten Wechselspannung (U_s) verglichen und das Differenzsignal verstärkt und mittels des verstärkten Signals die geräteseitige Transformatorspule (S_g) erregt wird.
9. Wechselstromquelle nach Anspruch 8,
dadurch gekennzeichnet, daß durch zwei in Reihe geschaltete Widerstände (R_1 , R_2) vorgesehen sind, von denen an dem einen Widerstand (R_1) die vom Generator erzeugte Wechselspannung (U_s) anliegt und an dem anderen Widerstand (R_2) das Regelsignal (U_i) anliegt, und daß die Spannung am Verbindungspunkt (K) der beiden Widerstände am Eingang eines Verstärkers (A1) anliegt, über dessen Ausgang die geräteseitige Transformatorquelle bestromt wird.
10. Wechselstromquelle nach einem der Ansprüche 3 bis 7,
gekennzeichnet durch einen Gleichrichter (GR), der das Regelsignal gleichrichtet.
11. Wechselstromquelle nach Anspruch 10,
gekennzeichnet durch ein Tiefpaßfilter (TPF), durch das das gleichgerichtete Regelsignal geleitet wird.

12. Wechselstromquelle nach Anspruch 10 oder 11,
dadurch gekennzeichnet, daß die Wechselstromquelle eine Gleichspannungsquelle umfaßt, die eine konstante Spannung ($U_{s=}$) einem Eingang eines Differenzverstärkers (A3) zuführt, an dessen anderem Eingang das gleichgerichtete Regelsignal ($U_{i=}$) anliegt, und daß das am Ausgang des Differenzverstärkers (A3) entnehmbare verstärkte Differenzsignal zur Regelung des vom Generator erzeugten Signals dient.
13. Wechselstromquelle nach Anspruch 12,
dadurch gekennzeichnet, daß das verstärkte Differenzsignal einem steuerbaren Element (M) als Steuersignal zugeführt wird, welches die Amplitude eines vom Generator erzeugten Wechselspannungssignals verändert.
14. Wechselstromquelle nach Anspruch 13,
dadurch gekennzeichnet, daß das verstärkte Differenzsignal in einem Multiplizierer (M) mit dem vom Generator erzeugten Wechselspannungssignal multipliziert wird, bevor es zur Regelung dient.
15. Wechselstromquelle nach Anspruch 13,
dadurch gekennzeichnet, daß das verstärkte Differenzsignal einem steuerbaren Verstärker als Steuersignal zugeführt wird, und daß der steuerbare Verstärker das vom Generator erzeugte Wechselspannungssignal verstärkt.
16. Wechselstromquelle nach Anspruch 13,
dadurch gekennzeichnet, daß das steuerbare Element ein linearer Optokoppler, insbesondere mit einem Fotowiderstand oder einem Fototransistor ist.
17. Wechselstromquelle nach einem der Ansprüche 13 bis 16,
dadurch gekennzeichnet, daß der Ausgang des steuerbaren Elements (M) mit einer Treiberschaltung verbunden ist, insbesondere über einen Widerstand (R_v) mit dem Eingang eines invertierenden Verstärkers (A1), dessen anderer Eingang auf Masse liegt und dessen Ausgang mit einem Anschluß der geräteseitigen Spule (S_g) des Transformators ($Tr1$) verbunden ist, deren anderer Anschluß am Eingang des invertierenden Verstärkers liegt.
18. Wechselstromquelle zum Erzeugen eines durch den Körper (Z_x) eines Patienten zu sendenden Meßstroms (I),

mit einem Transformator (Tr), der eine Patientenseite und eine davon potentialgetrennte Geräteseite definiert und dessen patientenseitige Transformatorspule (Sp) zu Anschlüssen (1, 2) führt, die mit dem Patienten verbindbar sind, und

mit einem geräteseitigen Generator, der ein Wechselspannungssignal zur Steuerung einer Stromquelle erzeugt, die die geräteseitige Transformatorspule (Sg) erregt, so daß patientenseitig ein Wechselstrom (I) erzeugt wird, wenn die Anschlüsse (1, 2) über den Patienten als Last (Zx) miteinander verbunden sind,

dadurch gekennzeichnet, daß geräteseitig eine an einer geräteseitigen Wicklung des Transformators (Tr) auftretende Spannung positiv rückgekoppelt wird.

19. Wechselstromquelle nach Anspruch 18,

dadurch gekennzeichnet, daß ein geräteseitiger Anschluß des Transformators (Tr) mit dem invertierenden Eingang eines Differenzverstärkers (A0) und über einen Spannungsteiler (P1) mit dem nicht invertierenden Eingang und dem Ausgang des Differenzverstärkers (A0) verbunden ist.

20. Wechselstromquelle nach Anspruch 18,

dadurch gekennzeichnet, daß ein geräteseitiger Anschluß des Transformators (Tr) mit dem invertierenden Eingang eines Differenzverstärkers (A0') und ein anderer Anschluß mit dem Ausgang des Differenzverstärkers (A0') verbunden ist, daß geräteseitig zumindest eine zusätzliche Wicklung (W3) vorgesehen ist, die nicht mit dem Generator, aber mit dem nicht invertierenden Eingang des Differenzverstärkers (A0') verbunden ist, so daß eine an ihr auftretende Spannung diesem Eingang zugeführt wird.

21. Wechselstromquelle nach Anspruch 20,

dadurch gekennzeichnet, daß die zusätzliche Wicklung (W3) über einen vorzugsweise verstellbaren Widerstand (P2) mit dem nicht invertierenden Eingang des Differenzverstärkers (A0') verbunden ist.

22. Verfahren zum Erzeugen eines stabilen Wechselstroms, mit den Schritten:

- Anlegen einer Last (Zx) an die sekundärseitige Spule (Sp) eines Transformators (Tr1),
- Erzeugen einer Wechselspannung,
- Umwandeln der Wechselspannung in einen Wechselstrom,
- Erregen der primärseitigen Spule (Sg) des Transformators (Tr1) mit der Folge, daß in der sekundärseitigen Spule (Sp) des Transformators ein Wechselstrom (I) induziert wird,
- Erzeugen eines für den Wechselstrom (I) repräsentativen Regelsignals,

- Zuführen des Regelsignals an eine Regeleinrichtung, die die Wechselspannung oder den Wechselstrom regelt.

Fig. 1

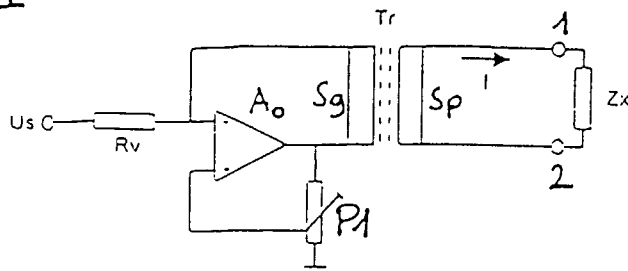


Fig. 2

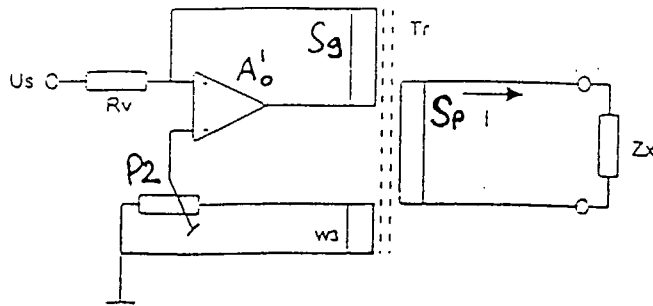


Fig. 3a

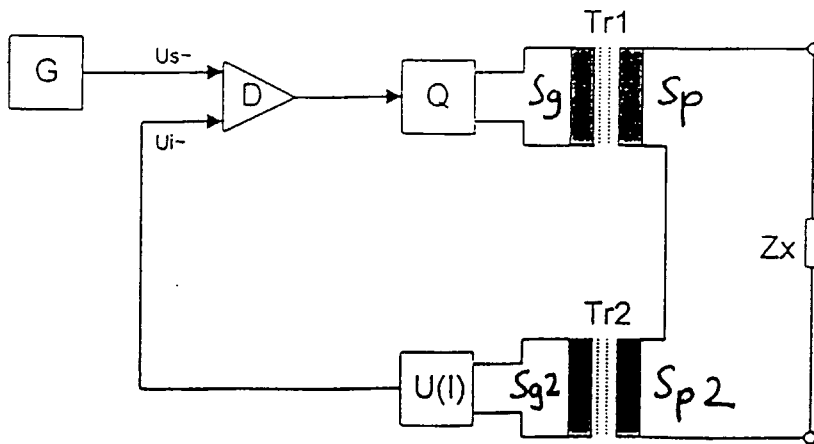


Fig. 3b

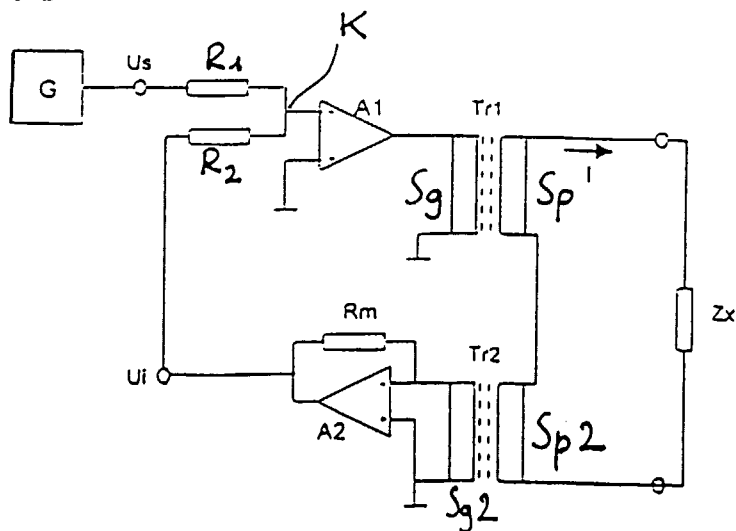


Fig. 4a

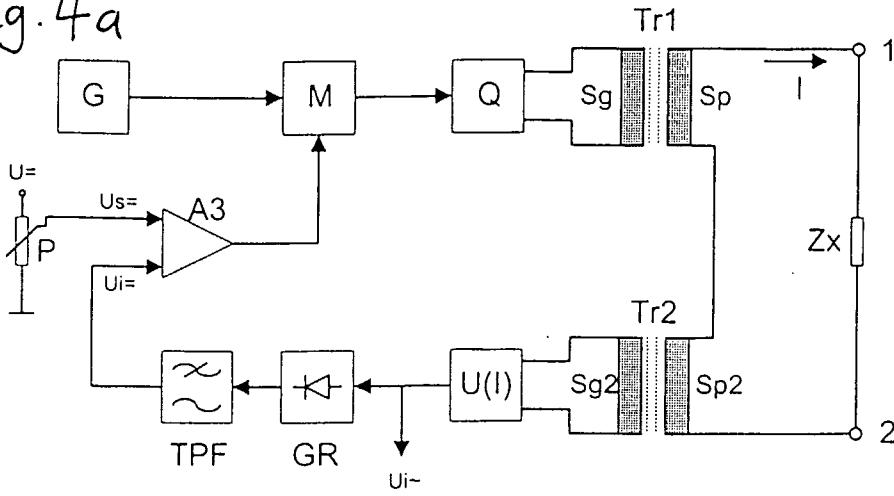


Fig. 4b

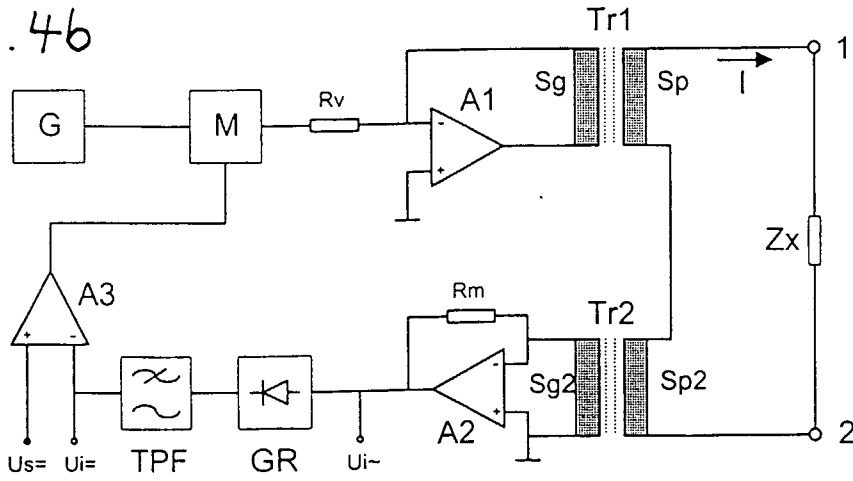


Fig. 5

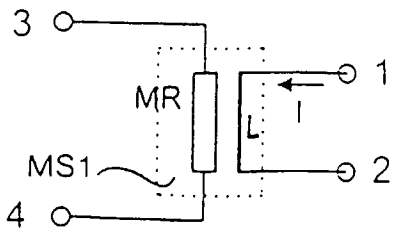
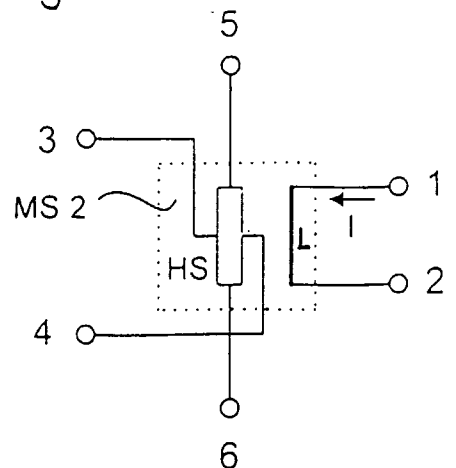
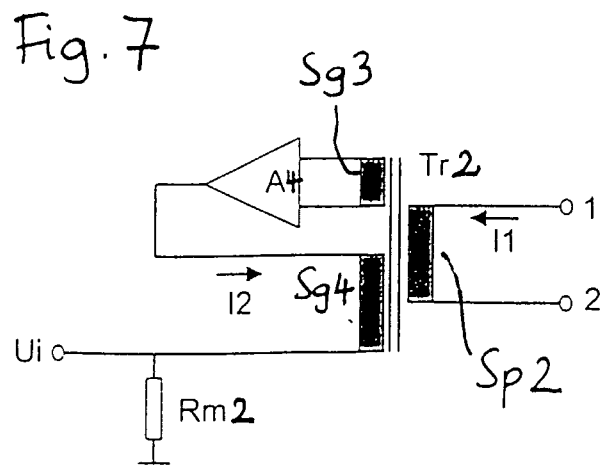


Fig. 6





专利名称(译)	变压器隔离的交流电源		
公开(公告)号	EP1389946A2	公开(公告)日	2004-02-25
申请号	EP2002738099	申请日	2002-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	OSYPKA医疗		
申请(专利权)人(译)	OSYPKA医疗GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	OSYPKA医疗GMBH		
[标]发明人	GERSING EBERHARD		
发明人	GERSING, EBERHARD		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/053 G01R27/02 H02M5/10 A61B5/00		
CPC分类号	H02M5/10 A61B5/053 G01R27/02		
优先权	10125359 2001-05-23 DE		
其他公开文献	EP1389946B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当测量人体的阻抗时，通过向所述身体发送交流电，安全规范要求电源和人类之间存在电势垒，这可以实现通过变压器。本发明提出，这种交流电源具有正反馈信号，使得由所述交流电源输出的电流在较大负载范围 Z_x 上是恒定的。例如，可以测量通过所述人体发送的电流，并且测量的信号可以用于控制AC电压，通过该电压激励变压器产生所述交流电流。