



(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 020 583.1**  
(22) Anmelddatum: **02.05.2007**  
(43) Offenlegungstag: **31.01.2008**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **11.10.2012**

(51) Int Cl.: **A61B 18/14 (2006.01)**  
**A61B 18/16 (2006.01)**  
**A61N 1/04 (2006.01)**

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(66) Innere Priorität:  
**10 2006 033 510.4      19.07.2006**

(72) Erfinder:  
**Selig, Peter, 72379, Hechingen, DE**

(73) Patentinhaber:  
**Erbe Elektromedizin GmbH, 72072, Tübingen, DE**

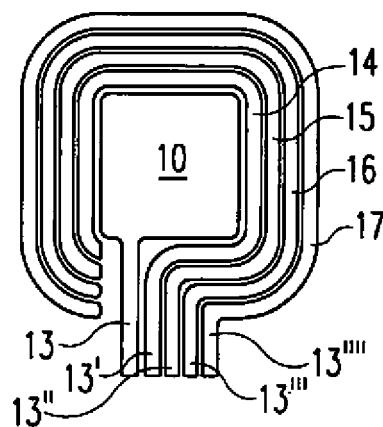
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:

(74) Vertreter:  
**Meissner, Bolte & Partner GbR, 80538, München,  
DE**

**DE            32 06 947    A1**  
**DE            32 39 640    A1**  
**EP            1 173 095    B1**

(54) Bezeichnung: **Elektrodeneinrichtung mit einer Impedanz-Messeinrichtung und Verfahren zum Herstellen  
einer derartigen Elektrodeneinrichtung**

(57) Hauptanspruch: Elektrodeneinrichtung mit einer Neutrallektrode für eine monopolare elektrochirurgische Behandlung, umfassend  
– mindestens eine Haupteletrode (10),  
– mindestens einen von der Haupteletrode (10) durch einen Spalt getrennten, elektrisch leitenden Ring zur verbesserten Stromaufteilung,  
– eine Impedanz-Messeinrichtung (20) zum Messen einer Impedanz zwischen der Haupteletrode (10) und dem Körper (6) und zum Erzeugen eines Impedanzsignals,  
– eine, mit der Impedanz-Messeinrichtung (20) verbundene Auswerteinrichtung (30) zur Erzeugung eines Auswertesignals betreffend die Impedanz und/oder  
eine zumindest mögliche Erwärmung des Körpers (6) und/ oder des Hautabschnittes (5),  
wobei eine Vielzahl zur Haupteletrode (10) beabstandet angeordnete Messelektroden (14–17) vorgesehen sind und die Impedanz-Messeinrichtung (20) mindestens einen mit der Haupteletrode (10) und den Messelektroden (14–17) verbundenen Messstromgenerator (32) zur Erzeugung eines hochfrequenten Messstroms ( $I_M$ ) umfasst, der zwischen den Messelektroden (14–17) und der Haupteletrode (10) fließt, wobei eine Vielzahl von jeweils elektrisch leitende Ringe bildenden Messelektroden (14–17) und eine Vielzahl von Impedanz-Messeinrichtungen...



### Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft eine Elektrodeneinrichtung, insbesondere eine Neutralelektrode zum Einleiten eines hochfrequenten Behandlungsstroms nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1.

**[0002]** Bei elektrochirurgischen Eingriffen werden unter anderem so genannte monopolare Instrumente verwendet, bei welchen der in das Gewebe eingeleitete Behandlungsstrom durch den Körper in eine so genannte Neutralelektrode fließt. Eine derartige Anordnung ist im Prinzip in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) gezeigt. Sie umfasst einen Generator **1**, der einen hochfrequenten elektrischen Strom liefert (üblich sind 350 kHz), an den einerseits ein elektrochirurgisches Instrument **2** und andererseits eine Neutralelektrode **3** angeschlossen ist. Die Neutralelektrode **3** wird unter Zwischenlage eines leitfähigen Gels auf eine Hautschicht eines zu behandelnden Patienten aufgeklebt.

**[0003]** Aus der EP 1 173 095 B1 ist eine Neutralelektrode bekannt, die einen Aufbau entsprechend dem nach den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) aufweist. Die Neutralelektrode **3** weist eine Trägerfolie **9** auf, auf welcher eine Hauptelektrode **10** angebracht ist, die über eine Anschlussfahne **13** mit dem Generator **1** verbunden werden kann. Rings um die Hauptelektrode **10** ist ein elektrisch leitender Ring **11** vorgesehen, der von der Hauptelektrode **10** durch einen Spalt **12** getrennt ist. Ein solcher elektrisch leitender Ring führt zu einer verbesserten Stromaufteilung auf dem kontaktierten Hautabschnitt bzw. dem darunter liegenden Gewebe. Hierbei ist zu bedenken, dass die verschiedenen Gewebearten sehr unterschiedliche spezifische Widerstände aufweisen. Während Muskeln einen spezifischen Widerstand von 0,2 mΩcm (bei 1 MHz) aufweisen, liegt der spezifische Widerstand von Blut bei 0,16 mΩcm und von Fett bei 3,3 mΩcm. Weiterhin können sich die aufgeklebten Neutralelektroden insbesondere vom Rand her leicht ablösen, so dass stellenweise der Kontakt unterbrochen wird.

**[0004]** Zur Feststellung eines korrekten Elektrodensitzes sind nun viele Vorschläge gemacht worden. So z. B. wird in der EP 0 390 937 B1 eine Einrichtung zur Überwachung der Applikation von Neutralelektroden bei der Hochfrequenzchirurgie vorgeschlagen, wobei mit zwei gleichgroßen Elektroden gearbeitet wird und ein Differenzwiderstand zwischen den beiden Elektroden gemessen wird. Aus dem Messergebnis wird auf einen korrekten oder fehlerhaften Sitz der Elektrode rückgeschlossen.

**[0005]** Aus der EP 1 051 949 B1 ist eine Neutralelektrode mit einer Impedanz-Messeinrichtung der eingangs genannten Art bekannt, wobei allerdings exaktere Anweisungen zum Aufbau der Elektrode aus dieser Druckschrift nicht hervorgehen.

**[0006]** Aus der DE 32 39 640 A1 ist eine Überwachungsanordnung für eine Rückflusselektrode bekannt, wobei zwei nebeneinander angeordnete Elektroden vorgesehen sind, zwischen denen die Impedanz gemessen wird und wobei eine Schaltungsanordnung vorgesehen ist, die einen Überwachungsstrom über die Leiter an die Elektrode bzw. die Elektroden anlegt. Durch den Überwachungsstrom wird ein Signal abgeleitet, das von der Impedanz zwischen den beiden Elektroden abhängt.

**[0007]** Die DE 32 06 947 A1 offenbart eine Neutralelektrode für die Hochfrequenz-Chirurgie, die zur Ableitung des hochfrequenten Chirurgiestroms von einem Patienten mit einem möglichst geringen Übergangswiderstand dient. Die Neutralelektrode besteht aus zwei Elektroden-Teilflächen, die elektrisch voneinander isoliert sind, um mit einer Kontrollschialtung eine Überwachung der elektrisch leitenden Verbindung mit dem Patienten durch einen niederfrequenten Kontrollstrom zu ermöglichen. Die Kontrollelektrode dient dabei nicht zur Ableitung des hochfrequenten Chirurgiestromes.

**[0008]** In allen Fällen ist der bisherige Elektrodenaufbau bzw. ist das bisherige Verfahren nur bedingt geeignet, mit vertretbarem Aufwand ein korrektes Einleiten eines hochfrequenten Behandlungsstromes über eine Neutralelektrode sicherzustellen.

**[0009]** Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, eine Elektrodeneinrichtung und ein Verfahren zur Überwachung der Anlage und des HF-Stromflusses und seiner räumlichen Verteilung der eingangs genannten Art dahin gehend aufzuzeigen, dass eine erhöhte Sicherheit bei verbesserten Stromeinleitungseigenschaften sichergestellt wird.

**[0010]** Diese Aufgabe wird vorrichtungsmäßig durch eine Elektrodeneinrichtung nach Anspruch 1 und verfahrensmäßig durch ein Verfahren nach Anspruch 9 gelöst.

**[0011]** Insbesondere wird die Aufgabe durch eine Elektrodeneinrichtung, insbesondere Neutralialektrode zum Einleiten eines hochfrequenten Behandlungsstroms über einen Hautabschnitt in einen menschlichen oder tierischen Körper, insbesondere bei einer monopolen elektrochirurgischen Behandlung gelöst, die mindestens eine Hauptelektrode zum Einleiten des Behandlungsstromes in den Körper, eine Impedanz-Messeinrichtung zum Messen einer Impedanz zwischen der Hauptelektrode und dem Körper bzw. einer Hilfselektrode, eine mit der Impedanz-Messeinrichtung verbundene Auswerteinrichtung zur Erzeugung eines Auswertesignals betreffend die Impedanz und/oder eine zumindest mögliche Erwärmung des Körpers und/oder des Hautabschnittes aufweist, wobei mindestens eine zur Hauptelektrode beabstandet angeordnete Messelektrode vorgesehen ist und die Impedanz-Messeinrichtung mindestens einen mit der Hauptelektrode und der Messelektrode verbundenen Messstromgenerator zur Erzeugung eines hochfrequenten Messstroms umfasst, der zwischen der Messelektrode und der Hauptelektrode fließt.

**[0012]** Ein wesentlicher Punkt der Erfindung liegt somit darin, dass einerseits eine gesonderte Messelektrode vorgesehen ist und andererseits ein gesonderter, vom eigentlichen Behandlungsstrom unabhängiger Messstrom verwendet wird, um die Impedanz zwischen der Messelektrode und der Hauptelektrode zu messen. Es fließt also zwischen Generator und Messelektrode praktisch nur der Messstrom. Steigt die Impedanz an, so ist dies ein Zeichen dafür, dass ein Teil der Elektrodenfläche den Kontakt zum darunter liegenden Hautabschnitt zumindest teilweise verloren hat. Da mit einem solchen Kontaktverlust auch gleichzeitig eine erhöhte Stromdichte betreffend den Behandlungsstrom einhergeht, wird durch diese Messung auch gleichzeitig festgestellt, ob eine Erwärmung der unter der Elektrode liegenden Haut- bzw. Gewebeteile zu erwarten ist.

**[0013]** Vorzugsweise weist der Messstrom eine vom Behandlungsstrom derart verschiedene Frequenz oder Phasenlage auf, dass der Messstrom vom Behandlungsstrom durch Filtereinrichtungen trennbar ist. Der Messstrom ist hierbei auch ein hochfrequenter Strom, wie dies die Vorschriften betreffend elektrochirurgische Geräte fordern. Da sowohl der Messstrom als auch der Behandlungsstrom durch die entsprechenden Schaltungsteile definiert sind, können sehr schmalbandige Filter (z. B. mittels einer PLL-Schaltung) aufgebaut werden, so dass sehr genaue Messungen zu erwarten sind.

**[0014]** Vorzugsweise ist die Frequenz des Messstromes niedriger als die Frequenz des Behandlungsstromes. Damit kommt der Messstrom nicht in den Frequenzbereich von Oberwellen, die z. B. durch die Entstehung von Lichtbögen bei der Elektrochirurgie erzeugt werden.

**[0015]** Die Impedanz-Messeinrichtung weist vorzugsweise eine Spannungsmesseinrichtung zur Messung eines Spannungsabfalls zwischen der Hauptelektrode und der Messelektrode beim Durchleiten des Messstroms auf. Es muss also der Generator zur Erzeugung des Messstromes lediglich als Wechselstromquelle mit konstanter Amplitude ausgebildet werden, was schaltungstechnisch sehr einfach zu realisieren ist.

**[0016]** Weiterhin weist die Impedanz-Messeinrichtung vorzugsweise eine Spannungsmesseinrichtung zur Messung eines Spannungsabfalls zwischen der Hauptelektrode und der Messelektrode beim Fließen eines Behandlungsstromes auf. Dadurch können in einfacher Weise Messwerte generiert werden, die eine Aussagekraft in Bezug auf die zu erwartende Erwärmung des Gewebes bzw. des Hautabschnittes haben.

**[0017]** Die Messelektrode (bzw. die mehreren Messelektroden) wird vorzugsweise als elektrisch leitender Ring ausgebildet, übernimmt also gleichzeitig die oben bereits beschriebene und aus dem Stand der Technik nach der EP 1 173 095 B1 bekannte Funktion einer Verringerung der Stromdichte und darum Verminderung der Erwärmung des Gewebes.

**[0018]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform ist eine Vielzahl von insbesondere jeweils elektrisch leitenden Ringen bildenden Messelektroden und eine Vielzahl von Impedanz-Messeinrichtungen vorgesehen. Die Auswerteinrichtung ist derart ausgebildet, dass ein Verlauf der Spannungsabfälle des Behandlungsstroms von der Hauptelektrode zu den Messelektroden feststellbar ist. Mit einer derartigen Anordnung ist es möglich, eine Inhomogenität des Gewebes hinsichtlich seines spezifischen Widerstands unter der Elektrodeneinrichtung festzustellen. Darüber hinaus ist ein Ablösen der Elektrodeneinrichtung mit einer derartigen Anordnung besonders leicht feststellbar.

**[0019]** Die Auswerteinrichtung ist vorzugsweise derart ausgebildet, dass ein Warnsignal dann abgegeben wird, wenn ein durch den Behandlungsstrom bewirkter Spannungsabfall zur Messelektrode eine vorbestimmte Schwelle, abhängig von  $R_{UEB}$ , überschreitet. Dadurch wird die Sicherheit der Elektrodeneinrichtung weiter erhöht.

[0020] Das hier beanspruchte Verfahren zum Einleiten eines hochfrequenten Behandlungsstroms ist entsprechend aufgebaut.

[0021] Nachfolgend werden bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung anhand von Abbildungen näher erläutert. Hierbei zeigen

[0022] [Fig. 1](#) eine Draufsicht auf eine bekannte Elektrodeneinrichtung,

[0023] [Fig. 2](#) einen Schnitt durch die Elektrodeneinrichtung nach [Fig. 1](#) entlang der Linie II-II,

[0024] [Fig. 3](#) eine Draufsicht auf eine erste bevorzugte Ausführungsform der Erfindung in einer Ansicht entsprechend der nach [Fig. 1](#),

[0025] [Fig. 4](#) eine zweite Ausführungsform der Erfindung in einer Ansicht entsprechend der nach [Fig. 3](#),

[0026] [Fig. 5](#) eine dritte Ausführungsform der Erfindung in einer Ansicht entsprechend der nach [Fig. 3](#),

[0027] [Fig. 6](#) eine vierte Ausführungsform der Erfindung in einer Ansicht entsprechend der nach [Fig. 3](#),

[0028] [Fig. 7](#) einen Teilschnitt durch eine Hauptelektrode und das darunter liegende Gewebe in einer symbolischen Darstellung,

[0029] [Fig. 8](#) eine Darstellung entsprechend der nach [Fig. 7](#), jedoch mit einer zusätzlichen Equipotentialelektrode,

[0030] [Fig. 9](#) eine Darstellung entsprechend der nach [Fig. 8](#) mit zusätzlich eingezeichneten Widerstandsverhältnissen,

[0031] [Fig. 10](#) einen Schnitt durch eine Ausführungsform der Erfindung gemäß [Fig. 3](#) mit dazu eingezeichneten peripheren Bauteilen,

[0032] [Fig. 11](#) eine Darstellung entsprechend der nach [Fig. 10](#), jedoch bei anderen Verhältnissen im Gewebe und

[0033] [Fig. 12](#) eine Darstellung entsprechend der nach [Fig. 10](#), mit einem zusätzlichen elektrisch leitenden Ring.

[0034] In der nachfolgenden Beschreibung werden für gleiche und gleich wirkende Teile dieselben Bezugsziffern verwendet.

[0035] Bei der in [Fig. 3](#) gezeigten Ausführungsform der Erfindung ist – wie beim Stand der Technik – eine Hauptelektrode **10** im Zentrum der Elektrodenanordnung vorgesehen. Durch einen Spalt **12** getrennt von der Hauptelektrode **10** ist ein elektrisch leitender Ring **11** vorgesehen, der einerseits die Hauptelektrode **10** umgibt und der andererseits sich mit einem Finger (immer noch unter Trennung durch einen Spalt **12**) in die Hauptelektrode **10** hinein erstreckt. Die Hauptelektrode **10** ist mit einer Anschlussfahne **13** versehen, während der elektrisch leitende Ring, der in diesem Fall eine Messelektrode **14** bildet, über eine Anschlussfahne **13'** wie weiter unten beschrieben mit der elektrischen Schaltung verbunden ist.

[0036] Die Ausführungsform nach [Fig. 4](#) unterscheidet sich von der nach [Fig. 3](#) dadurch, dass zusätzlich zur Messelektrode **14** ein elektrisch leitender Ring **11** die Hauptelektrode **10** und die Messelektrode **14** (durch einen Spalt getrennt) umgibt. Der elektrisch leitende Ring **14** weist also keine Anschlussfahne auf. Die Ausführungsform nach [Fig. 5](#) unterscheidet sich von der nach [Fig. 4](#) dadurch, dass der in [Fig. 4](#) vorgesehene elektrisch leitende Ring **11** nunmehr als weitere Messelektrode **15** ausgebildet ist, also eine Anschlussfahne **13''** aufweist, über welche ein Anschluss an periphere Bauteile erfolgen kann.

[0037] Die Ausführungsform nach [Fig. 6](#) unterscheidet sich von der nach [Fig. 5](#) dadurch, dass insgesamt vier Messelektroden **14**, **15**, **16** und **17** vorgesehen sind, die allesamt die Hauptelektrode in immer weiteren Abständen jeweils von ihr und voneinander durch Spalte getrennt umgeben.

[0038] Ein wesentlicher Teilaspekt der hier vorliegenden Problematik wird nachfolgend anhand der [Fig. 7–Fig. 9](#) näher erläutert.

[0039] Wenn man von einer „einfachen“ Anordnung ausgeht, die also nur eine einzige Hauptelektrode **10** aufweist, welche über ein Leitgel **8** auf einen Hautabschnitt **5** aufgeklebt ist, so fließt ein Behandlungsstrom  $I_{HF}$  vom (hier nicht gezeigten) chirurgischen Instrument in das Gewebe **6** des zu behandelnden Patienten ein. Im Gewebe **6** fließt dieser Strom weiter und durch den Hautabschnitt **5** über das Leitgel **8** in die Hauptelektrode **10** hinein und von dort zum entsprechenden Gegenpol des verwendeten (nicht gezeigten) Hochfrequenz-Generators. Der Behandlungsstrom  $I_{HF}$  wählt nun immer den kürzesten Weg, so dass die Stromdichte an dem Abschnitt der Hauptelektrode **10** am höchsten ist, welcher dem Behandlungsort (wo der Behandlungsstrom in das Gewebe **6** einfließt) am höchsten ist. Darüber hinaus findet an den Rändern der Hauptelektrode **10** ohnehin immer eine Stromkonzentration statt. Dies ist in [Fig. 7](#) schematisch mit dem Diagramm unter der Schnittzeichnung dargestellt.

[0040] Die in [Fig. 8](#) gezeigte Anordnung unterscheidet sich von der nach [Fig. 7](#) durch einen dort vorgesehenen elektrisch leitenden Ring **11**. Aufgrund der bestehenden Widerstandsverhältnisse, die in [Fig. 9](#) in vereinfachter Form wiedergegeben sind, wird durch den elektrisch leitenden Ring **11** eine „Entlastung“ des Gewebes insofern bewerkstelligt, als ein Teil des Behandlungsstromes in den elektrisch leitenden Ring **11** einfließt und (unter anderem über das Leitgel **8**) von dort aus in die Hauptelektrode **10** gelangt. Dadurch ergibt sich eine Verringerung der Stromdichte, wie sie schematisch im Diagramm in [Fig. 8](#) angedeutet ist.

[0041] Bei der in [Fig. 10](#) gezeigten Ausführungsform der Erfindung ist nun die Anordnung ähnlich der nach [Fig. 9](#), jedoch bildet der in [Fig. 9](#) vorgesehene elektrisch leitende Ring hier eine erste Messelektrode **14**.

[0042] Es ist eine Impedanz-Messeinrichtung **20** vorgesehen, in welcher ein Messstromgenerator **32** angeordnet ist, der mit seinen Ausgängen einerseits mit der Hauptelektrode **10** und andererseits mit der Messelektrode **14** verbunden ist. Der Messstromgenerator **32** liefert einen konstanten Messstrom  $I_M$ , dessen Frequenz niedriger ist als die des Behandlungsstroms  $I_{HF}$ . Wenn die Frequenz des Behandlungsstroms  $I_{HF}$  350 kHz beträgt, so eignet sich für den Messstromgenerator eine Frequenz von (etwa) 70 kHz. Der Messstromgenerator **32** kann von einer Auswerteinrichtung **30** über eine entsprechende Steuerleitung gesteuert werden.

[0043] Parallel zum Messstromgenerator **32** ist eine Spannungsmesseinrichtung **35** vorgesehen, welcher ein Filter **34** vorgeschaltet ist. Das Filter **34** ist in seiner Durchlassfrequenz auf die Frequenz des Messstroms  $I_M$  abgestimmt, so dass die Spannungsmesseinrichtung **35** lediglich die Amplitude der Spannungsanteile wiedergibt, welche durch den Abfall des Messstroms  $I_M$  über der Messstrecke zwischen der Hauptelektrode **10** und der Messelektrode **14** bei Fließen des Messstroms  $I_M$  entsteht. Ein entsprechendes Messspannungssignal wird der Auswerteinrichtung **30** zugeführt.

[0044] Weiterhin enthält die Impedanz-Messeinrichtung **20** eine zweite Spannungsmesseinrichtung mit einem vorgeschalteten Filter **33**, dessen Durchlassfrequenz auf die Frequenz (350 kHz) des Behandlungsstroms  $I_{HF}$  abgestimmt ist. Das Ausgangssignal der zweiten Spannungsmesseinrichtung, welches der Auswerteinrichtung **30** zugeführt wird, gibt also den Spannungsabfall wieder, der den zwischen der Messelektrode **14** und der Hauptelektrode **10** fließenden Behandlungsstrom entsteht.

[0045] Die Auswerteinrichtung **30** ist mit einer Anzeige bzw. Signalerzeugungseinrichtung **31** verbunden.

[0046] Im Betrieb wird nun nach dem Aufkleben der Elektrodeneinrichtung auf einen Hautabschnitt **5** eines Patienten kontinuierlich oder intermittierend durch den Generator **32** ein Messstrom  $I_M$  erzeugt. Die durch die Spannungsmesseinrichtung **35** gemessene Spannung gibt somit (bei konstantem Messstrom  $I_M$ ) ein Maß für die Impedanz wieder, die zwischen der Messelektrode **14** und der Hauptelektrode **10** vorliegt. Steigt die Impedanz gegenüber einem vorgebbaren (bzw. aus früheren Untersuchungen festgestellten) „Normalwert“ an, so kann daraus geschlossen werden, dass der Widerstand zwischen der Messelektrode **14** und dem Gewebe **6** und/oder der Widerstand zwischen der Hauptelektrode **10** und dem Gewebe **6** sehr hoch ist bzw. angestiegen ist. Daran wiederum kann erkannt werden, dass ein Kontaktfehler vorliegt, die Elektrode sich also abgelöst hat oder aus anderen Gründen ein zu hoher Widerstand zwischen der Hauptelektrode **10** und/oder der Messelektrode **14** und dem Hautabschnitt **5** bzw. dem darunter liegenden Gewebe **6** besteht. Dementsprechend kann über die Auswerteinrichtung **30** eine entsprechende Anzeige auf der Anzeigeeinrichtung bzw. Signalerzeugungseinrichtung **31** abgegeben werden, um das Operationspersonal davor zu warnen, dass nun die Gefahr einer zu hohen Stromdichte und damit übergroßen Erwärmung des Gewebes bzw. Hautabschnittes **5** vorliegt.

**[0047]** Wenn weiterhin über die zweite Spannungsmesseinrichtung **36** bei Fließen eines Behandlungsstroms  $I_{HF}$  ein Spannungsabfall festgestellt wird, der eine vorbestimmte Schwelle überschreitet, so kann hieraus wiederum geschlossen werden, dass unkorrekte Widerstandsverhältnisse vorliegen. Auch hieraus kann auf eine zu hohe Stromdichte und darum Gefahr einer übergroßen Erwärmung geschlossen werden.

**[0048]** Mit der soeben dargestellten Ausführungsform der Erfindung kann – wie dies in [Fig. 11](#) gezeigt ist – auch eine weitere Problematik festgestellt werden. Dann nämlich, wenn nahe unter der Elektrode **10** bzw. dem dazu gehörigen Hautabschnitt **5** ein Gefäß **7** verläuft, das Gewebe **6** zusätzlich möglicherweise auch relativ viel Fett umfasst, ergibt sich aufgrund der nun vorliegenden inhomogenen Widerstandsverhältnisse ein erhöhter Stromfluss zwischen dem Bereich des Gefäßes **7** und der Hauptelektrode **10**. In diesem Fall findet also ein verringelter Stromfluss zwischen der als elektrisch leitender Ring wirkenden Messelektrode **14** und der Hauptelektrode **10** statt, was durch die zweite Spannungsmesseinrichtung **36** festgestellt und der Auswerteinrichtung **30** „mitgeteilt“ wird. In diesem Fall kann über die Anzeigeeinrichtung **31** ein Signal abgegeben werden, welches dem Operationspersonal mitteilt, dass aufgrund der vorliegenden Widerstandsverhältnisse mit einer gebietsweise erhöhten Stromdichte zu rechnen ist, die bekanntlich zu einer übergroßen Erwärmung des Gewebes **6** bzw. der unter der Hauptelektrode **10** liegenden Haut führen kann.

**[0049]** Bei der in [Fig. 12](#) gezeigten Ausführungsform sind mehrere als elektrisch leitende Ringe ausgebildete Messelektroden **14**, **15** vorgesehen. Weiterhin sind auch mehrere zweite Spannungsmesseinrichtungen **36'** vorgesehen, so dass ein Verlauf des Spannungsabfalls bei Fließen eines Behandlungsstroms  $I_{HF}$  zwischen der Hauptelektrode **10** und der ersten Messelektrode **14** und der zweiten Messelektrode **15** feststellbar ist. Anhand des Verlaufes des Spannungsabfalls kann besser als bei der Ausführungsform nach [Fig. 11](#) festgestellt werden, ob Inhomogenitäten im Gewebe **6** bzw. im gesamten Strompfad zwischen dem Generator **1** und der Hauptelektrode **10** vorliegen. Weiterhin kann auch das randseitige Ablösen der Elektrodeneinrichtung noch besser, genauer und in seiner Bedeutsamkeit leichter einschätzbar festgestellt werden. Wenn beispielsweise der Spannungsabfall zwischen der Messelektrode **14** und **15** zwar ein Ablösen signalisiert, zwischen der Hauptelektrode **10** und der Messelektrode **14** jedoch noch ein korrekter Wert vorliegt, so kann daraus geschlossen werden, dass noch keine „Gefahr“ für den Patienten besteht, wohl aber der korrekte Sitz der Neutralelektrode nunmehr überprüft werden soll.

**[0050]** Folgende Parameter können durch die Auswertschaltung bestimmt werden:

$I_M$	Messstrom zur Messung des Übergangswiderstandes $R_{UEB}$
$U_{M,Ring}$	Spannungsabfall durch $I_M$ zwischen elektrisch leitendem Ring und Innenfläche, wird zur Berechnung des Übergangswiderstandes in Zusammenhang mit $I_M$ herangezogen
$U_{HF,Ring}$	HF-Spannung (350 kHz) zwischen Hauptelektrode und elektrisch leitendem Ring. Zusammen mit dem Übergangswiderstand ein Maß für den Strom, der „über“ den elektrisch leitenden Ring fließt
$I_{HF}$	Gesamtstrom, der über die Neutralelektrode zum Generator fließt

$$R_{UEB} = \frac{U_{M,Ring}}{I_M}$$

$$P_{HF,innen} = (I_{HF} - I_{HF,Ring})^2 * \left( R_{UEB} * \frac{I_{HF,Ring}}{I_{HF} - I_{HF,Ring}} \right) = R_V * (I_{HF} - I_{HF,Ring})^2$$

$$R_V = \frac{I_{HF,Ring}}{I_{HF} - I_{HF,Ring}} * R_{UEB}$$

$$P_{HF,Ring} = U_{HF,Ring} * I_{HF,Ring} = \frac{U^2_{HF,Ring}}{R_{UEB}}$$

$R_{UEB}$	Übergangswiderstand zur Bestimmung der Anlagequalität und der Berechnung über den Ring verteilten Stroms
$I_{HF,Ring}$	HF-Strom, der auf den elektrisch leitenden Ring fließt und verteilt wird
$P_{HF,mnen}$	Leistung, die am Rand der Hauptelektrode in Wärme umgesetzt wird
$P_{HF,Ring}$	Leistung, die am elektrisch leitenden Ring in Wärme umgesetzt wird
$R_V$	Virtueller Widerstand des Gewebes unter der Neutralelektrode, über den der Teil des HF-Stroms fließt, der nicht über den Ring verteilt wird. Dient als Hilfsgröße zur Leistungsberechnung

**[0051]** Aus den beiden berechneten Leistungen  $P_{HF,innen}$  und  $P_{HF,Ring}$  sind Abschätzungen der Temperaturerhöhung an den Rändern der Neutralelektrode möglich, da diese Leistungen in einem geometrisch näherungsweise bekannten Gebiet umgesetzt werden. Hierzu ist eine allgemeine Annahme der thermischen Leitfähigkeit des darunter liegenden Gewebes möglich, da zum einen das betroffene Gebiet von den Ausmaßen her sehr eingeschränkt ist und zum anderen unter der Elektrode keine direkten Luftströmungen oder sonstige externe Einflüsse auftreten können.

**[0052]** Aus Obigem geht hervor, dass folgende Vorteile von besonderer Bedeutung sind:  
Durch die Erfindung wird eine bessere Erkennung einer Ablösung der Elektrodeneinrichtung am Rand ermöglicht. An jeder Kante der „Neutralelektrode“ wird eine Ablösung von der Haut mit derselben Genauigkeit erkannt. Da in dem Randbereich auch die größte Stromdichte auftritt, ist hier eine exakte Überwachung nötig. Demgegenüber ist bei den bisherigen Elektrodenformen die Erkennung dieser wichtigen Parameter senkrecht zur Gelbrücke ungenauer als parallel dazu. Insbesondere ist dieser Nachteil bei den handelsüblichen, zweigeteilten Neutralelektroden (siehe z. B. EP 0 390 937 B1) bedeutsam.

**[0053]** Durch Messung der HF-Spannung zwischen dem elektrisch leitenden Ring und der Hauptelektrode kann durch den bekannten Übergangswiderstand der Strom ermittelt werden, der vom elektrisch leitenden Ring verteilt wird. Somit kann eine Aussage über das Verhältnis des Gesamtstroms zum Strom über den elektrisch leitenden Ring getroffen und dadurch bestimmt werden, wie effektiv die Verteilungswirkung des elektrisch leitenden Ringes ist.

**[0054]** Durch messtechnische Ermittlungen der Stromverteilung zwischen dem unter dem Ring liegenden Gewebe und dem elektrisch leitenden Ring können auch Rückschlüsse auf die Widerstandsverhältnisse der tieferen, stromführenden Gewebeschichten gezogen werden.

**[0055]** Wenn sich unter der den Behandlungsstrom  $I_{HF}$  ableitenden Fläche der Neutralelektrode ein sehr gut leitfähiges Gewebe mit einem geringen Flächenanteil befindet, z. B. ein großes Blutgefäß nahe unter der Hautoberfläche (womöglich umgeben von Fettgewebe), fließt darüber ein großer Teil des Stroms, was aufgrund der kleinen Fläche zu hohen Stromdichten und damit Verbrennungen an diesen Stellen führen kann. Solche Fälle sind aus der Vergangenheit bekannt. Dieses Problem kann bei der beschriebenen Anordnung bzw. dem beschriebenen Verfahren dadurch erkannt werden, dass nur noch ein sehr geringer Anteil des Behandlungsstroms  $I_{HF}$  über den elektrisch leitenden Ring fließt. Folglich muss der restliche Behandlungsstrom auf einem Weg mit geringerer Leitfähigkeit direkt unter die Hauptelektrode gelangen können.

**[0056]** Mit den bekannten Strom- und Widerstandsverhältnissen kann die zugehörige Verlustleistung berechnet werden. Somit können Aussagen über eine mögliche Temperaturerhöhung in den Randbereichen der Elektrode getroffen werden, wo die Temperaturerhöhung auch am größten ist. Das exakte thermische Verhalten des Gewebes ist zwar von Fall zu Fall verschieden, da es sich aber um ein geometrisch sehr eingegrenztes Gebiet unter der Elektrode handelt, kann mit hoher Wahrscheinlichkeit eine unzulässige Temperaturerhöhung mit guter Genauigkeit abgeschätzt werden.

**[0057]** Die Orientierung der erfindungsgemäßen Elektrode zum Operationsfeld ist nahezu bedeutungslos (von der Anschlussfahne abgesehen). Prinzip bedingt ist das Auftreten eines unsymmetrischen Behandlungsstroms  $I_{HF}$  nicht mehr möglich, da es nur eine einzige den Behandlungsstrom leitende Fläche (die Hauptelektrode **10**) gibt. Damit werden mögliche Fehler durch eine nicht richtig zum Operationsfeld ausgerichtete Neutralelektrode vermieden.

## Bezugszeichenliste

1	HF-Generator
2	Elektrochirurgisches Instrument
3	Neutralelektrode
5	Hautabschnitt
G	Gewebe/Körper
7	Gefäß
8	Leitgel
9	Trägerfolie
10	Hauptelektrode
11	elektrisch leitender Ring
12	Spalt
13	Anschlussfahne
14	Messelektrode
15	Messelektrode
16	Messelektrode
17	Messelektrode
20	Impedanz-Messeinrichtung
30	Auswerteinrichtung
31	Anzeige/Signal-Erzeugungseinrichtung
32	Messstromgenerator
33, 33'	Filter ( $I_{HF}$ )
34	Filter ( $I_M$ )
35	Spannungsmesseinrichtung ( $U_M$ )
36, 36'	Spannungsmesseinrichtung ( $U$ )

## Patentansprüche

1. Elektrodeneinrichtung mit einer Neutralelektrode für eine monopolare elektrochirurgische Behandlung, umfassend
  - mindestens eine Hauptelektrode (10),
  - mindestens einen von der Hauptelektrode (10) durch einen Spalt getrennten, elektrisch leitenden Ring zur verbesserten Stromaufteilung,
  - eine Impedanz-Messeinrichtung (20) zum Messen einer Impedanz zwischen der Hauptelektrode (10) und dem Körper (6) und zum Erzeugen eines Impedanzsignals,
  - eine, mit der Impedanz-Messeinrichtung (20) verbundene Auswerteinrichtung (30) zur Erzeugung eines Auswertsignals betreffend die Impedanz und/oder eine zumindest mögliche Erwärmung des Körpers (6) und/oder des Hautabschnittes (5),

wobei eine Vielzahl zur Hauptelektrode (10) beabstandet angeordnete Messelektroden (14–17) vorgesehen sind und die Impedanz-Messeinrichtung (20) mindestens einen mit der Hauptelektrode (10) und den Messelektroden (14–17) verbundenen Messstromgenerator (32) zur Erzeugung eines hochfrequenten Messstroms ( $I_M$ ) umfasst, der zwischen den Messelektroden (14–17) und der Hauptelektrode (10) fließt, wobei eine Vielzahl von jeweils elektrisch leitende Ringe bildenden Messelektroden (14–17) und eine Vielzahl von Impedanz-Messeinrichtungen (20, 20') vorgesehen und die Auswerteinrichtung (30) derart ausgebildet ist, dass ein Verlauf der Spannungsabfälle ( $U_{HF}$ ) des Behandlungsstromes ( $I_{HF}$ ) von der Hauptelektrode (10) zu den Messelektroden (14–17) feststellbar ist.
2. Elektrodeneinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Messstrom ( $I_M$ ) eine vom Behandlungsstrom ( $I_{HF}$ ) derart verschiedene Frequenz oder Phasenlage aufweist, dass der Messstrom ( $I_M$ ) vom Behandlungsstrom ( $I_{HF}$ ) durch Filtereinrichtungen (33, 34) trennbar ist.
3. Elektrodeneinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Frequenz des Messstroms ( $I_M$ ) niedriger ist als die Frequenz des Behandlungsstroms ( $I_{HF}$ ).
4. Elektrodeneinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Impedanz-Messeinrichtung (20) eine Spannungsmesseinrichtung (35) zur Messung eines Spannungsabfalls ( $U_M$ ) zwischen der Hauptelektrode (10) und den Messelektroden (14–17) bei einem Durchleiten des Messstroms ( $I_M$ ) umfasst.

5. Elektrodeneinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Impedanz-Messeinrichtung (20) eine zweite Spannungsmesseinrichtung (36, 36') zur Messung eines Spannungsabfalles ( $U_{HF}$ ) zwischen der Hauptelektrode (10) und den Messelektroden (14–17) bei Fließen eines Behandlungsstromes ( $I_{HF}$ ) umfasst.

6. Elektrodeneinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Ränder der Messelektroden (14–17) in äquidistanten Abständen um einen Rand der Hauptelektrode (10) angeordnet sind.

7. Elektrodeneinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteinrichtung (30) derart ausgebildet ist, dass ein Warnsignal dann abgegeben wird, wenn ein durch den Behandlungsstrom ( $I_{HF}$ ) bewirkter Spannungsabfall ( $U_{HF}$ ) zu den Messelektroden (14–17) eine vorbestimmte Schwelle überschreitet.

8. Verfahren zum Überwachen einer Elektrodeneinrichtung mit einer Neutralelektrode für eine monopolare elektrochirurgische Behandlung nach Anspruch 1, wobei die Elektrodeneinrichtung mindestens eine Hauptelektrode zum Einleiten des Behandlungsstromes in den Körper umfasst, zur Hauptelektrode beabstandet Messelektroden angeordnet werden, wobei ein hochfrequenter Messstrom zur Messung einer Impedanz zwischen der Hauptelektrode und dem Körper geleitet und die Impedanz zur Feststellung eines Kontaktes der Elektrode mit dem Hautabschnitt und/oder eine Erwärmung des Hautabschnitts ausgewertet wird, wobei eine Vielzahl von Messelektroden vorgesehen und als elektrisch leitende Ringe ausgebildet werden und wobei ein Verlauf der Spannungsabfälle des Behandlungsstromes von der Hauptelektrode zu den Messelektroden festgestellt werden kann.

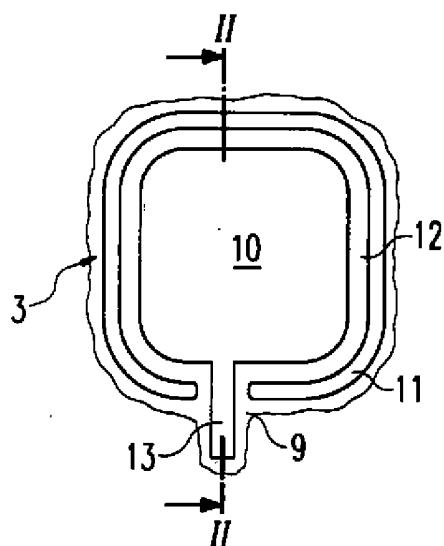
9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Frequenz des Behandlungsstromes höher als die Frequenz des Messstromes ist, und dass beim Feststellen der Impedanz die beiden Frequenzen durch Filter voneinander getrennt werden.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass ein Spannungsabfall zwischen der Hauptelektrode und den Messelektroden beim Fließen des Behandlungsstromes gemessen wird.

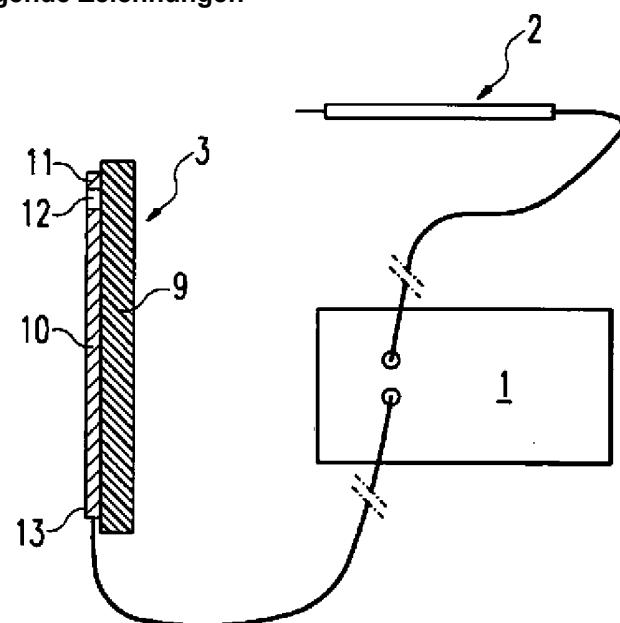
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8–10, dadurch gekennzeichnet, dass ein Warnsignal dann erzeugt werden kann, wenn ein durch den Behandlungsstrom bewirkter Spannungsabfall zu den Messelektroden eine vorbestimmte Schwelle überschreitet.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

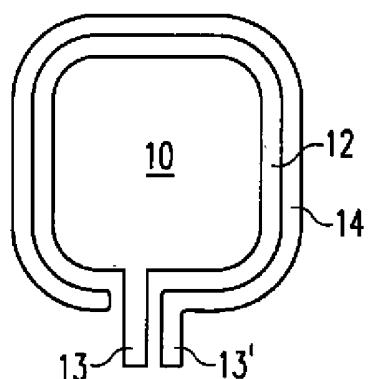
## Anhängende Zeichnungen



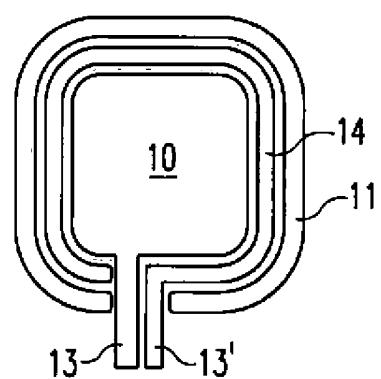
**Fig. 1**  
Stand der Technik



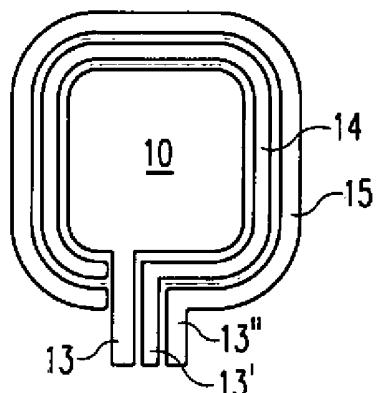
**Fig. 2**  
Stand der Technik



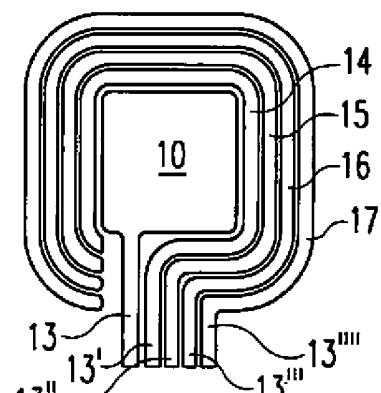
**Fig. 3**



**Fig. 4**



**Fig. 5**



**Fig. 6**

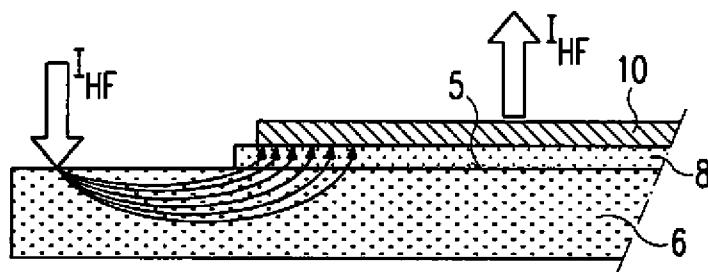


Fig. 7

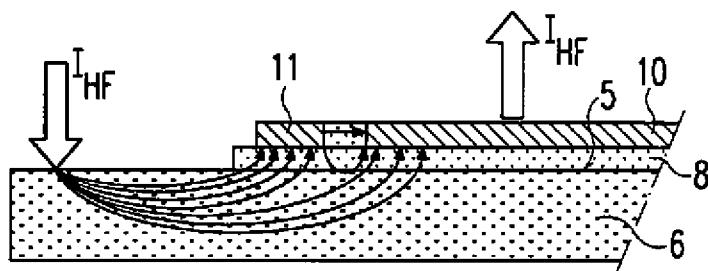
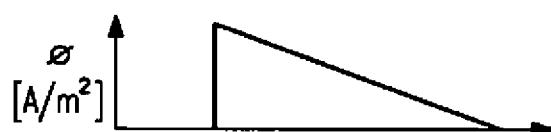


Fig. 8

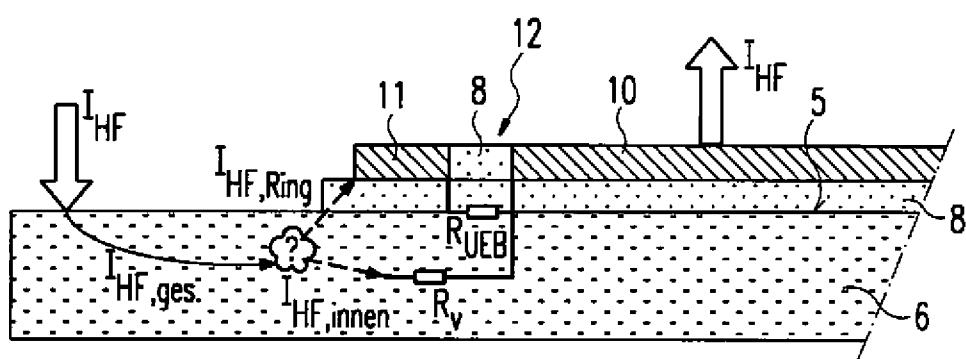


Fig. 9

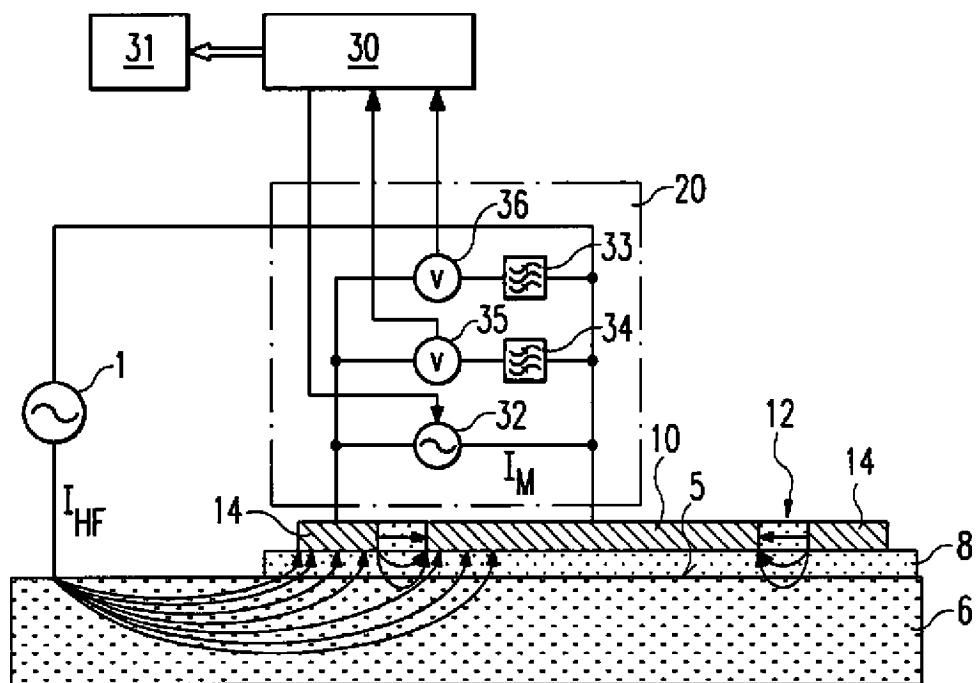


Fig. 10

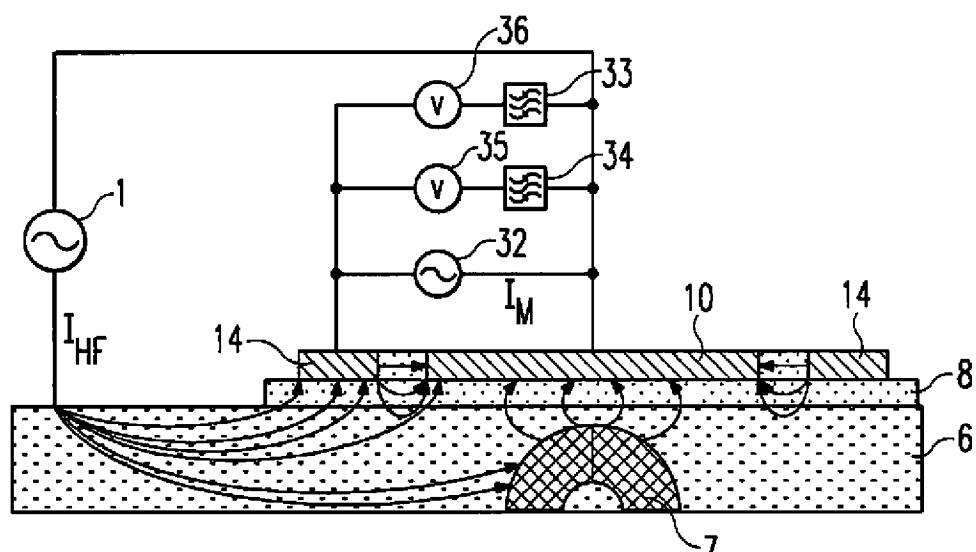


Fig. 11

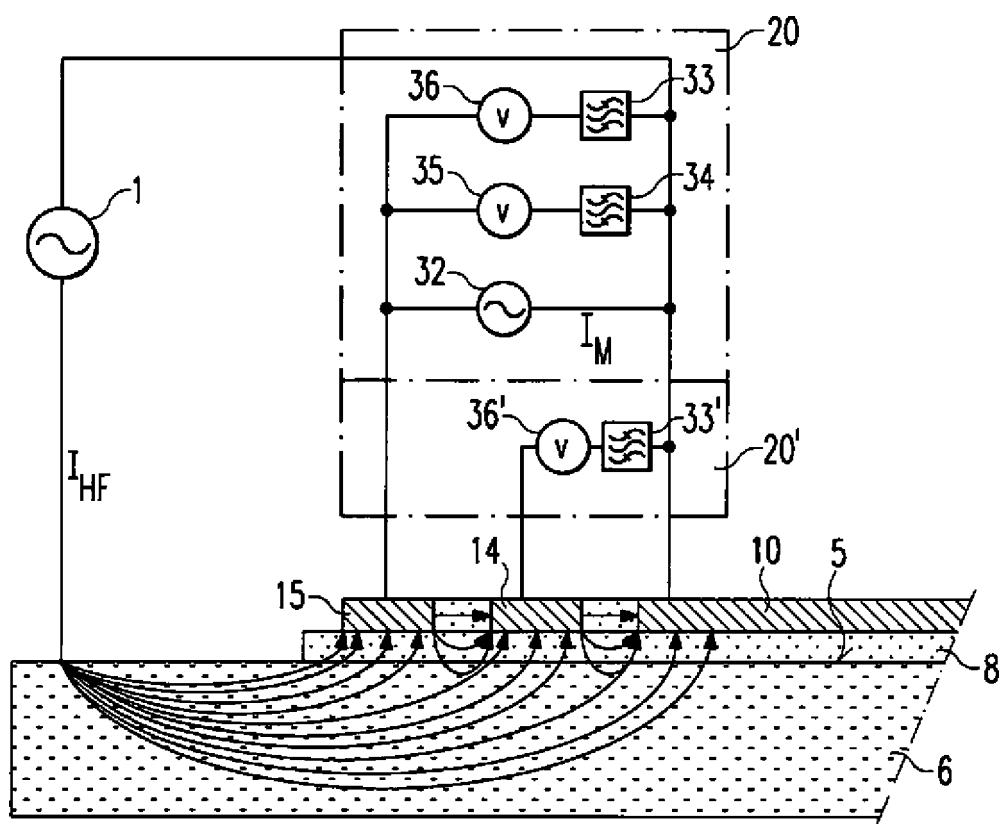


Fig. 12