

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4245295号  
(P4245295)

(45) 発行日 平成21年3月25日 (2009.3.25)

(24) 登録日 平成21年1月16日 (2009.1.16)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 N 2/00 (2006.01)	A 6 1 N 1/42 Z
A 6 1 F 7/00 (2006.01)	A 6 1 F 7/00 3 2 O Z
H O 1 F 7/20 (2006.01)	H O 1 F 7/20 A

請求項の数 17 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2001-515011 (P2001-515011)	(73) 特許権者	500502118
(86) (22) 出願日	平成12年7月18日 (2000.7.18)		エムエフハー ヒュベルテルミージュステ
(65) 公表番号	特表2003-506163 (P2003-506163A)		ーメ ゲエムペーハー
(43) 公表日	平成15年2月18日 (2003.2.18)		ドイツ連邦共和国、 1 2 2 4 7 ベルリ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2000/006836		ン、 ヴィーゼンヴェック 1 0
(87) 国際公開番号	W02001/010501	(74) 代理人	100068087
(87) 国際公開日	平成13年2月15日 (2001.2.15)		弁理士 森本 義弘
審査請求日	平成19年5月17日 (2007.5.17)	(72) 発明者	フォイト、 ピーター
(31) 優先権主張番号	199 37 492.9		ドイツ連邦共和国、 1 0 8 2 7 ベルリ
(32) 優先日	平成11年8月7日 (1999.8.7)		ン、 フォイリッヒシュトラーセ 5 4
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	審査官	大和田 秀明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生物組織内の磁氣的または磁化可能な物質または個体を加熱する磁場アプリケーション

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

場形成間隙によって隔てられた、磁気ヨークに設けられた2つの対向する磁極片を備えた磁気ヨークと、

それぞれ磁極片に付設された、交番磁界を発生させるための2つの磁気コイルと、を有する、生物組織内の磁氣的または磁化可能な物質または固体を加熱する磁場アプリケーションにおいて、

磁気ヨーク(2、25)と磁極片(7、8)が、組み立てられたフェライトモジュール(16、22)からなり、かつ

磁気コイル(9、10)は、少なくとも1つのウォーム形状に延びる巻き線を備えたディスクコイルであって、前記ディスクコイルがそれぞれ磁極片(7、8)の周囲に巻いてあり、磁気コイルと磁極片の間に存在する一定の間隙が、それぞれの磁極片端部を包囲しており、

磁極片(7、8)は、上面において円形に形成されており、かつ互いに向き合う、平行に整合された磁極片円形面が、場形成間隙(12)の間隔で対向しており、

磁気コイルと磁極片の間に存在する一定の間隙は、磁極片直径(d)の0.07から0.1倍の大きさ領域にあって、かつ

磁気コイル(7、8)は、磁極片終端面と同一平面に配置されており、その場合に磁極片終端面の一周する端縁の角を丸く加工している

ことを特徴とする磁場アプリケーション。

## 【請求項 2】

磁気コイル（9、10）は、1本または多数本の巻き線を有しており、前記巻き線はウォーム形状に延びており、かつ編まれた銅リッツワイヤから形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁場アプリケーション。

## 【請求項 3】

磁極片直径（d）が、場形成間隙（12）よりも大きいことを特徴とする請求項 1 から 2 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

## 【請求項 4】

磁気ヨーク（2；25）は、直方体形状のフェライトモジュール（16）から組み立てられており、そのフェライトモジュールの面は焼結層を持たず、かつ平面平行に研磨されており、かつ

丸い磁極片（7、8）は、加工されて上面がくさび形状のフェライトモジュール（22）から組み立てられていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

## 【請求項 5】

直方体形状のフェライトモジュール（16）は、互いに接するように列をなした、磁気ヨーク（2；25）内で磁束に沿って整合されたフェライトプレート（18）からなり、前記フェライトプレートは磁束に対して横方向に絶縁された冷却間隙（19）によって互いに分離されており、前記絶縁された冷却間隙を通して冷却空気を導入可能であって、かつ前記フェライトプレートは磁束に沿って幅狭の隣接間隙（S2）のみを介して互いに隣接することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

## 【請求項 6】

絶縁された冷却間隙（19）の側方領域内へプラスチックからなるセパレータ（20）が挿入されており、かつフェライトプレート（18）はセパレータ（20）を介して接着されて、ヨークエレメントとしてのフェライトモジュール（16）とされることを特徴とする請求項 5 に記載の磁場アプリケーション。

## 【請求項 7】

くさび形状のフェライトモジュール（22）の間に、絶縁された冷却間隙（23）を形成するためにセパレータが挿入されており、前記セパレータを介して隣接し合うフェライトモジュール（22）が互いに磁極片として接着されており、かつ

それぞれパイプ形状の磁極片（7、8）を形成するために、軸方向のパイプ形状の切欠き（24）が形成されており、かつその切欠き（24）を通して冷却空気が導入可能であることを特徴とする請求項 4 に記載の磁場アプリケーション。

## 【請求項 8】

磁気ヨーク（2；25）は、少なくとも 1 つの垂直ヨーク部分（3、4；26）とそれに接続された 2 つの横ヨーク部分（5、6；27、28）とからなり、

横ヨーク部分（5、6；27、28）に、互いに向き合った磁極片（7、8）が接続されており、その場合に、

少なくとも 1 つの横ヨーク部分（6）が、場形成間隙幅を変化させるために、他の横ヨーク部分（5）に対して相対的に変位可能であり、

場形成間隙幅を調整する垂直調節装置が、少なくとも 1 つのモータ制御可能な、下方から垂直ヨーク部分（3、4）に作用するリニア駆動装置からなり、セルフロックするスピンドル駆動装置（11）からなる

ことを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

## 【請求項 9】

磁気ヨークモジュール間の許容誤差を有する移行箇所、互いに対して変位可能な横ヨーク部分（6）と垂直ヨーク部分（3、4）との間の移行箇所に、かつ/または横ヨーク部分（5、6）と磁極片（7、8）との間の移行箇所に、磁束を制御するために、2 から 3 mm の間隙幅を有する強制空気間隙（S1）が設けられており、その場合にこの強制空気間隙（S1）の間隙幅は、横ヨーク変位領域における隣接間隙（S2）に比較して、大

10

20

30

40

50

きいことを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 0】

磁気ヨーク ( 2 5 ) が、C アーチとして形成されており、その場合に C 開口部の領域が、磁極片によって形成される場形成間隙となることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 1】

磁気ヨーク ( 2 ) は、互いに平行な垂直ヨーク部分 ( 3、4 ) と、それに接続された 2 つの横ヨーク部分 ( 5、6 ) とからなり、

横ヨーク部分 ( 5、6 ) の中央には、互いに向き合った磁極片 ( 7、8 ) が接続されており、

磁極片 ( 8 ) を備えた少なくとも 1 つの横ヨーク部分 ( 6 ) と付設された磁気コイル ( 1 0 ) が構成ユニットとして、場形成間隙を調節するために、他方の横ヨーク部分 ( 5 ) に対して相対的に変位可能であることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 2】

下方の横ヨーク部分 ( 6 ) と、付設された、磁気コイル ( 1 0 ) を備えた磁極片 ( 8 ) とからなる構成ユニットが、固定位置に取り付けられており、かつ

それに対して 2 つの垂直ヨーク部分 ( 3、4 ) と上方の横ヨーク部分 ( 5 ) および付設された、磁気コイル ( 9 ) を備えた磁極片 ( 7 ) からなるゲート部は、場形成間隙幅を調節するために、垂直調節装置 ( 1 1 ) によって変位可能であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 3】

垂直調節装置が、少なくとも 1 つのモータ制御可能な、下方から垂直ヨーク部分 ( 3、4 ) に作用するリニア駆動装置からなり、セルフロックするスピンドル駆動装置 ( 1 1 ) からなることを特徴とする請求項 1 2 に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 4】

磁気ヨーク ( 2 ; 2 5 ) が支持構造内に保持されており、前記支持構造内でさらに冷却空気が供給可能かつ案内可能であることを特徴とする請求項 1 から 1 3 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 5】

場形成間隙 ( 1 2 ) は、それぞれ垂直ヨーク部分 ( 3、4 ; 2 6 ) へ向かって側方を場制限コイルによって、かつ / または装入空間を包囲し、互いに垂直に変位可能な隔壁 ( 1 4、1 5 ) によって制限されていることを特徴とする請求項 1 から 1 4 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 6】

場を形成すべき生物組織が、患者の腫瘍領域であって、その中へ、磁気的および / または磁化可能なナノ粒子を有する磁気的な液体が投入可能であって、その場合に腫瘍領域が 4 1 を越える温度に局所的に加熱可能であることを特徴とする請求項 1 から 1 5 のいずれか 1 項に記載の磁場アプリケーション。

【請求項 1 7】

1 0 から 1 5 k A / m の磁場強さを有する交番磁界と 5 0 から 1 0 0 k H z の周波数が使用されることを特徴とする請求項 1 6 に記載の磁場アプリケーション。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

本発明は、請求項 1 の上位概念に記載された、生物組織内の磁気的または磁化可能な物質または個体を加熱する磁場アプリケーションに関する。

【0 0 0 2】

癌疾患は、一般に知られているように、外科的な除去、化学治療、放射線治療またはこれらの方法の組合せによって処理される。これらの方法の各々は、ある程度の制限を受ける。腫瘍を手術で除去することは、特に段階が進んでいる場合、転移後、腫瘍の位置が重要

10

20

30

40

50

なエリアの近傍にある場合、あるいは腫瘍の成長が不正確な位置特定で拡散している場合には、不可能であり、あるいはわずかな治癒チャンスしか提供しない。従って外科的な介入は、一般に放射線治療および化学治療と組み合わせられる。前者は、健康な組織を大幅に温存しないし大事にして、画像を与える方法で腫瘍の位置を特定する程度の正確さでしかあり得ない。それに対して化学治療的な手段は、体系的に、すなわち体全体に作用する。ここでは通常治療の骨髄毒性ないしは非特異性は限定的である。従って望ましくない副作用は、従来技術に基づくこれらすべての治療方法において、不可避であって、通常健康な組織も損傷してしまう。

#### 【 0 0 0 3 】

他の物理療法として、近年ではだんだんと過度体温が重要になってきており、その場合に腫瘍組織が 4 1 を越える温度に加熱されて、それによって外科、放射線治療および化学治療との組合せにおいて処理結果、すなわち局所的なコントロール、現在ではさらに延命を、改良することができる。4 1 と 4 6 の間の温度領域において、身体に支援されて、腫瘍組織のコントロールされた、むしろ低速の崩壊がもたらされる。このプロセスは過度体温 (Hyperthermia) と称され、温度が 4 7 を越えて高くなると、それぞれ温度に従って壊死、凝固または炭化として実際の細胞破壊が生じ、従って熱離断と称される。従来技術に基づく過度体温システムは、上述した過度体温が、あるいは熱離断にしか適していない。

#### 【 0 0 0 4 】

過度体温における問題は、一般に、身体の目標部位の正確に位置特定可能な、特に均質の加熱は、従来技術によっては通常不可能なことにある。腫瘍内で所定の生理学的条件 (たとえば酸素不足供給、低 pH) の元で、癌細胞は過度体温に対してより敏感であるが、しかしこれはわずかな場合にしか当てはまらない。過度体温それ自体は、通常組織に比較して腫瘍細胞により有効なわけではない。従って加熱を医師により指示された領域に制限すること (これは無条件に腫瘍に制限する必要はない) は、特に重要であって、従来技術によっては実現されない。

#### 【 0 0 0 5 】

従来技術によれば、E - 場優先システムが使用され、そのシステムは通常メガヘルツの領域の電磁波を、部位的または局所的な過度体温に使用される、ダイポールアンテナまたは他のアンテナ構造またはアンテナレイから放射する。その場合に、いわゆる間質性の過度体温のための箇々の磁場アプリケーションの電場が、あるいは深部過度体温のためのアンテナレイの干渉が使用される。これらすべての E - 場優先システムの共通の困難は、出力吸収は E - 場の面倒な制御によってしか達成できず、かつ加熱がそれぞれの目標組織の導電性に関係し、その目標組織はもちろんきわめて不均質であって、それにより E - 場の放射が均質であっても不均質な加熱が生じることである。従って特にきわめて導電性の異なる身体部位の移行箇所に、出力過上昇、いわゆる「ホットスポット」がもたらされ、それが患者の苦痛と火傷をもたらすおそれがある。その結果多くは患者によって、全体として放出される出力の削減が強要されるので、それによって目標部位においても腫瘍組織の不可逆的な損傷のために必要な温度 (4 1 - 4 2 ) が達成されず、従って予期された治療成果が生じないことになる。ダイポールレイの干渉によっては、さらに、比較的深い位置にある身体部位における第 2 の E - 場最大の発生しか可能ではない。最大の出力吸収は、生理学的な理由から常に身体の表面に、すなわち最大の半径において発生する。さらに、過度体温の元ではしばしば腫瘍組織の血行も通常組織の血行も変化し、この変化は、外部から E - 場優先システムによっては、場の制御可能性がむしろ低いために、補償することはできない。

#### 【 0 0 0 6 】

従来技術に基づく他の方法は、好ましくは熱離断のための超音波と間質性のマイクロ波アプリケーションである。後者は、周波数に基づいてわずかな進入深さを有し、従って間質性アンテナの形状でしか使用できない。さらに、全身過度体温のための赤外線と体液を加熱するための体外的なシステムが使用される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 7 】

さらに、前立腺癌の治療のための過度体温方法が知られており（U S 5 1 9 7 9 4 0）、その場合に腫瘍領域内に「サーモシード（熱の種）」が埋め込まれ、それは磁性的な、特に強磁性的な材料または磁化可能な材料からなり、あるいはその種のものを含んでいる。このサーモシードは、数センチメートル長さの代表的な大きさと、ミリメートル領域の直径を有している。この種のサーモシードを面倒な方法で外科的に移植することが必要であることは、明らかである。このサーモシードは、取り扱う際に患者の外部で発生された交番磁界を供給され、その場合にそれ自体公知のヒステリシス効果によって過度体温としてサーモシード内に熱が発生する。

## 【 0 0 0 8 】

この種のシードの加熱は、もちろん「ホットソース」の原理に従って行われ、すなわちシードが加熱される間にシードの周囲における熱は指数的に低下するので、臨床使用においてはシード間の距離が1 cmより大きくなってはならない。距離が大きくなったり、不均一である場合には、熱的な用量不足が生じ、それも同様に治療効果を妨害するおそれがある。すなわちまさに腫瘍が比較的大きい場合には、シードをきわめて密に移植することが必要になり、それによって方法が外科的に複雑になり、患者にとって負担になる。距離が小さいことは別にして、シードは最適な出力吸収のためにも交番磁界に対して平行に整合されなければならない。過熱は、いわゆる自己調節するサーモシードの場合にはキュリー温度によって防止され、その場合にキュリー温度に達した後は、フェライトが磁化不可能な状態へ移行し、それ以上の出力の吸収はもはや行われない。

## 【 0 0 0 9 】

交番磁界のための磁場アプリケーションとして、ここでは振動回路の磁気コイルが使用され、その軸領域に、移植されたサーモシードを有する患者の身体部位が挿入可能である。具体的には、ここではエアコイルが使用され、その中央の領域内で患者は処理の際に磁化可能でない支持プレート上に据えられる。

## 【 0 0 1 0 】

サーモシードによる間質性の過度体温の欠点は、外科的な手間が大きく、方法の侵略性が高いこと、シードの整合あるいは位置変化が正確でないリスクおよびそれと結びついた熱的な用量不足のリスク並びに方法が比較的広がりの小さい腫瘍に制限されることである。

## 【 0 0 1 1 】

腫瘍治療のための他の公知の過度体温方法（W O 9 7 / 4 3 0 0 5）においては、磁化可能なマイクロカプセルが提案され、それは血流によって腫瘍領域へ達する。それによって特に磁化可能なエレメントを外科的に移植することを回避しようとしている。というのは移植の場合には患者にとっての苦痛の他に、腫瘍にメスを入れる際に変性した腫瘍細胞が健康な組織内へ拡散する危険もあるからである。場を形成するために、1 0 k H z から 5 0 0 k H z の領域の周波数を有する線形の交番磁界が使用される。マイクロカプセルは、高磁化可能な材料と組み合わせて使用されるので、場を形成するために必要な交番磁界の強さを、必要な冷却システムの装置的な構造および電気的なエネルギー供給に関して支配することができる。しかし、具体的な装置構造については、記載されていない。

## 【 0 0 1 2 】

ほぼ同様な公知の過度体温方法（E P 0 9 1 3 1 6 7 A 2）においては、場を形成するために、1 0 k H z よりも大きい領域の周波数を有する回転する磁場が使用される。ここで使用される回転する交番磁界を発生させるために、この分野に基づく磁場アプリケーションが単に簡単かつ概略的にしか記載されていない。磁場アプリケーションは、場形成間隙によって隔てられた、それぞれ対向する2つの磁極片を備えた磁気ヨークと、それぞれこれらの磁極片に付設された2つの磁気コイルを有している。具体的には矩形の磁気ヨークが図示されており、その場合に各ヨーク脚の中央から始まって磁極片は矩形の中央に向けられており、それによってそこに場形成空間が形成される。磁極片には円筒コイルが取り付けられており、その円筒コイルはそれぞれ互いに対向し、かつ付設されたコンデンサ装置と共に振動回路として接続されている。

10

20

30

40

50

## 【0013】

上述した過度体温方法を実施するための磁場アプリータのこの概略的な図示はまだ、好ましい製造および駆動コスト、わずかな漂遊磁場負荷を有するわずかな組み込み空間および病院駆動で使用するための最適な治療効果に関して必要とされるような、経験的な段階を越える構造的なシリーズ解決には至らない。

## 【0014】

従って本発明の課題は、病院駆動のためのシリーズ解決または他の、場合によっては工業的な使用に関する上述した要請を満たす、生物組織内の磁氣的または磁化可能な物質または固体を加熱する磁場アプリータを提供することである。

## 【0015】

この課題は、請求項1の特徴によって解決される。

請求項1によれば、磁気ヨークと磁極片は、まとめられて組み立てられたフェライトモジュールからなる。磁気コイルは、少なくとも1つのウォーム形状に延びる巻き線を備えたディスクコイルであって、そのディスクコイルはそれぞれ磁極片に付設されて、それぞれの磁極片端部をその間に介在する一周する磁気コイル/磁極片間隙をもって包囲している。

## 【0016】

特に磁氣的な液体による、過度体温のために、約50から100kHzにおいて約15から20kA/mの交番磁界強さが必要とされる。その場合に場形成体積が8から30lである場合に、過度体温装置によって約18kWから80kWの作用出力がもたらされる。このエネルギーは、高周波として発生させて、その後熱として再び逃がされなければならない。というのは患者の体内における過度体温のために、磁氣的な液体内に数ワットしか発生しないからである。

## 【0017】

請求項1に請求されている配置によって、場を使用される体積と漂遊磁場を効果的に小さく抑えることと、患者の体内の治療すべき領域にほぼ制限することが可能となるので、必要なエネルギーコストと熱移送のためのコストを削減することができる。そのために特に、フェライトモジュールからなる磁気ヨークと磁極片および少なくとも1つのウォーム形状の巻き線を備えたディスクコイルが寄与する。磁気コイルを一周する磁気コイル/磁極片間隙と関連して特殊に構成することによって、大きな損失と結びつく磁束密度の望ましくない過上昇が著しく減少される。提案されている配置に比較して、たとえば従来技術に記載されている、磁極片を中心とする円筒コイルを有する配置においては、その場形成間隙へ至る最後の巻き線内に誘導発熱によって高い温度とそれに伴う熱搬出の際の著しい問題が発生する。それに対して本発明に基づく、磁気コイル/磁極片間隙と結びついたディスク形状のコイル構成は、それぞれ付設された磁極片の一周する端縁上にずっとわずかな磁束密度をもたらす。

## 【0018】

フェライトモジュールの使用は、約50から100kHzの高い交流周波数に関連して、場形成体積を効果的に制限することを可能にし、その場合にフェライト体積内ではエネルギーの約1/2000しか移動されず、それは等価の空气体積を有する。しかしこの著しい利点に反して、フェライトモジュールは損失を有し、その場合にたとえば作業領域内の磁束密度が倍になるだけで、すでに5から6倍の損失をもたらす恐れがある。従って磁束密度を小さく維持し、特に望ましくない磁束密度上昇を防止し、あるいは少なくとも著しく減少させるために、適当な手段を以下で説明する。

## 【0019】

フェライトは、支持し得るコストで任意の形状では、特にここで使用される磁気ヨークの全体形状では、形成できない、セラミック状のモジュールである。従って本発明によれば、磁気ヨークをフェライトモジュールから組み立てることが提案され、その場合に移行箇所に行ける限り均一の磁束推移の障害が発生するようにすることができる。この問題を支配する効果的な解決が、以下に記載されている。

10

20

30

40

50

## 【0020】

本発明に基づく磁場アプリケーションは、過度体温を実施するためにも、熱離断のためにも同程度に適している。さらに、本発明に基づく磁場アプリケーションは、癌治療以外の医療的な使用のために他の物質または個体を加熱するのにも適している。前記最後のものは、たとえば熱誘導される移植組織ないしステントの再生、移植組織ないしステントの表面活性化、癌に冒されていない、ないしは炎症のない身体部位を治療目的で加熱すること、超常磁性造影剤の交番磁界励磁により容易にされた造影剤分配ないし改良、磁気キャリア支援された遺伝因子トランスファーシステム、配位子、レセプター、トランスミッター、他の信号分子の励磁による分子生物学的、細胞生物学的および発生理学的なプロセスのスイッチオン並びに新陳代謝プロセスと内分泌プロセスの作動のような、すべての加熱に基づく医療的な使用のことである。

10

## 【0021】

請求項2に示す具体的な実施形態においては、渦電流損失をできるだけ小さく抑えるために、磁気コイルは1本または多数本の巻き線を有し、その巻き線はウォーム形状に延びており、かつ絞われた銅リンツワイヤから形成される。

## 【0022】

特に好ましい形成においては、請求項1に示すように、磁極片は円筒状ないしは上面が円形に形成されており、その場合に磁極片の、互いに向き合った、平行に整合された磁極片円形面は、場形成間隙の間隔で対向している。その場合に同様に、磁気コイルも円形リング状に形成されている。それによって、そうでない場合には空間的な角部と端縁により多く発生することになる発熱の減少を伴う、磁束の均一化がもたらされる。

20

## 【0023】

エネルギー的および磁束技術的に特に好ましい状況は、請求項1に示すように、ディスク形状の磁気コイルが場形成間隙のできるだけ近傍に、特にそれぞれ対応する磁極片終端面に関して同一平面に配置されている場合に、得られる。その場合に磁気コイル/磁極片間隙が、磁極片直径の約1/10(0.07から0.1倍)の大きさにあつて、それぞれの磁極片終端面の一周する端縁が角を丸くされている場合に、さらに最適化が得られる。それによって有害な磁束密度過上昇が著しく減少される。

## 【0024】

請求項3によれば、磁極片直径は、場形成間隙よりも大きくされる。それによって磁極片ないしは場形成体積の外部の漂遊磁場が減少され、それによってフェライトモジュール内の磁束密度とそれに伴ってフェライト材料内の損失を比較的小さく抑えることができる。磁極片が比較的小さい断面を有する場合には、フェライトモジュール内のこの損失は、過比例的に上昇する。

30

## 【0025】

請求項4によれば、磁気ヨークは直方体形状のフェライトモジュールから組み立てられており、その表面は均一な移行を形成するために平面平行に研磨されており、その場合によつては外側の焼結層が除去されている。従つて丸い磁極片は、ケーキピースのように、くさび形状のフェライトモジュールから組み立てられており、その場合にここでも隣接し合う面は平面平行に研磨されている。

40

## 【0026】

渦電流損失を低下させるために、請求項5によつて、直方体形状のフェライトモジュールを互いに列に並べられたフェライトプレートから形成し、それぞれ絶縁/冷却間隙によつて隔てることが提案される。組み立てられた状態においては、このフェライトプレートは磁束に沿つて整合されている。フェライトプレートから一体的なフェライトモジュールを形成するために、請求項6によれば、フェライトプレートはプラスチックからなるセパレータによつて間隔を保持されて、セパレータを介して互いに接着される。

## 【0027】

同様に、請求項7によれば、磁極片を形成するためにくさび形状のフェライトモジュールが形成され、その場合にパイプ形状の中央の切欠きが開放されて、その切欠きを通して

50

冷却空気を導入することができる。フェライトプレートを接着するために、好ましくは耐温度性の2成分接着剤が使用される。

【0028】

フェライトプレート間の間隙は、電氣的に絶縁するためにも、間隙を通して冷却空気が吹き込まれることによって、冷却にも使用される。冷却は、フェライトの伝導性がわずかであるにもかかわらず、比較的大きい渦電流が発生し、それによって生じた熱を逃がさなければならないので、必要である。液体冷却は、効果的ではあるが、絶縁要請によって実現はできない。オイル冷却は、オイルの可燃性によって危険と結びついており、同様な不燃性の液体は通常有害成分を含んでいる。一般に液体冷却の場合には、特に可動のヨーク部分におけるシール問題は、残りの技術的な困難と組み合わせさせて高いコストをかけないと

10

【0029】

請求項8に示す好ましい実施形態においては、磁気ヨークは少なくとも1つの垂直ヨーク部分と、それに接続された2つの横ヨーク部分とからなり、その場合に横ヨーク部分に互いに向き合わされた磁極片が接続されている。少なくとも1つの横ヨークは、場形成間隙幅を変更するために、他の横ヨーク部分に対して相対的に変位可能である。すでに説明したように、全体として好ましい状況のためには、場として使用される体積をできるだけ小さく抑えなければならない。これは、横ヨーク部分を変位可能に形成した場合には、たとえば患者を、場形成間隙に快適に装入するために、少なくとも1つの横ヨークの変位によって磁極片間隔を増大させ、その後場形成のためにできるだけ小さくすることによって

20

【0030】

一方で、ずっと上で述べたように、移行箇所における磁束は、まず製造によってもたらされる磁氣的に不活性な約0.1から0.2mmの焼結層が除去されて、さらに磁氣的に導通する面が平面平行に研磨されることにより、制御される。フェライト透磁率が高いために、最も小さい凹凸も影響を及ぼすので、請求項9に示す強制空気間隙による磁束制御が効果的である。これは特に可動の横ヨーク部分と隣接する垂直ヨーク部分との間の移行箇所および/または横ヨーク部分と磁極片との間の移行箇所の2から3mmの強制空気間隙によるものが効果的である。この種の比較的幅の広い強制間隙の領域内では、それぞれ条件によって、フェライトモジュールの製造コストを減少させるために焼結層を残してもよい。

30

【0031】

原則的に請求項10に示すように、磁気ヨークはCアーチとして形成することができ、その場合にC開口部の領域は、磁極片により形成される場形成間隙である。ここで好ましいのは、磁極片と磁気コイルおよびそれに伴って場形成間隙全体に良好に接近することである。もちろん、Cアーチの場合には比較的大きい漂遊磁場と、磁気還流のための異なる長さの磁束距離および角部における方向変換の問題が発生する。

【0032】

それに対して請求項11に示す特に好ましい実施形態は、2つの互いに距離をもった平行の、幾何学配置の等しい垂直ヨーク部分と、その間に接続された2つの横ヨーク部分とを備えた3脚配置としてのM字形状の磁気ヨークを有しており、その横ヨーク部分の中央の領域に、磁気コイルを備えた互いに向き合った磁極片が設けられている。付属の磁気コイルを有する横ヨーク部分は、構成ユニットとして、場形成間隙幅を調節するために、他の横ヨーク部分に対して相対的に変位可能に形成されている。好ましくはここで両側への磁氣的な還流は、等しい幾何学配置を有する2つの等しいルートに分割される。少なくとも1つの横ヨーク部分の相対変位のための機構は、C磁気ヨークに対してより簡単に形成することができる。というのは、垂直ヨーク部分が両側の支柱として利用できるからである。

40

【0033】

さらに請求項12によれば、下方の横ヨーク部分と付設された、磁気コイルを備えた磁

50

極片からなる構成ユニットは、固定位置に取り付けられる。その場合にこの固定位置の磁極片上に、たとえばプラスチック材料からなる患者ベッドとキャリッジ位置決め表示器とを備えた患者キャリッジを取り付けることができ、その場合には患者は、場形成間隙幅を調節する場合にもはや移動させる必要はない。その場合にはこの固定位置の構成ユニットに対して、場形成間隙幅を調節するために、2つの垂直ヨーク部分と、磁気コイルを備えた付属の磁極片を有する上方の横ヨークとからなるゲート部を、垂直調節装置によって変位させることができる。

【0034】

垂直調節装置は、請求項13によれば、好ましくはそれぞれ垂直磁気ヨーク部分に作用する、単純なリニア駆動装置として形成することができる。たとえばセルフロックするスピンドル駆動装置が使用され、それによって装置全体をきわめて安全に形成することができ、重い磁気ヨーク構成部分が調節装置におけるエラーによって患者を傷付ける危険はない。

10

【0035】

請求項14に示す好ましい展開においては、磁気ヨークは支持構造内に保持されており、その支持構造内にさらに冷却空気を供給可能かつ案内可能であって、その冷却空気が熱を逃がすためにフェライトモジュールの冷却空気間隙を貫流する。

【0036】

それぞれ条件と固有の要請に応じて、請求項15によれば、場形成間隙とそれに伴って場形成体積の側方を、場制限コイルおよび/または隔壁によって制限することができる。

20

【0037】

原則的に本発明に基づく磁場アプリケーションは、適切な目的のために、装入された磁気的および/または磁化可能な物質を使用して、すべての可能な場を形成すべき組織、身体、対象および質量において、正確に位置特定された非接触の過度体温のために使用することができる。しかし磁場アプリケーションの好ましい使用は、請求項16によれば、医療的な領域、特に癌治療にあつて、その場合に好ましくは物質として磁化可能なナノ粒子を有する磁化可能な液体が使用される。それによって腫瘍領域は、約41°Cを越える温度値に局部的に加熱可能となる。

【0038】

請求項17によればそのために、約10から15kA/mの磁場強さを有する交番磁界と約50から100kHzの周波数が使用される。その場合に上述した、請求されている磁場アプリケーションとの組合せにおいて、腫瘍治療に必要な温度が達成される。磁場アプリケーションをサーモシードを使用するためには、1から2kA/mですでに十分である。それぞれ存在する対象に応じて、20から500kHzの他の周波数領域における周波数が適している場合もある。

30

【0039】

図面を用いて、本発明を詳細に説明する。

図1には、過度体温のための磁場アプリケーション1が概略的に図示されており、その中で、磁気的または磁化可能な物質あるいは固体を内部に挿入可能な、場を形成すべきボディに照射を行うことができる。場を形成すべきボディとしては、特に人体内の腫瘍領域が適しており、その中へたとえば磁気的なナノ粒子を有する液体を装入することができ、その場合に腫瘍領域は好ましくは約41°Cを越える温度値まで加熱可能である。

40

【0040】

磁場アプリケーション1は、磁気ヨーク2を有しており、その磁気ヨークは3脚配置としてM字状に形成されており、2つの互いに離れた平行な垂直ヨーク部分3、4とその間に配置された2つの横ヨーク部分5、6とを有している。

【0041】

下方のヨーク部分6と、それに付設された、下方の磁気コイル10を備えた下方の磁極片8とからなるモジュールは、固定位置に取り付けられている。それに対して2つの垂直ヨーク部分3、4、それに接続されている上方の横ヨーク部分5およびそれに付設された、

50

上方の磁気コイル 9 を備えた上方の磁極片 7 からなるゲート部は、ここでは単に概略的に図示されているセルフロックするスピンドル駆動装置 1 1 によって、場形成間隙 1 2 の場形成間隙幅を調節するために変位させることができる。

【 0 0 4 2 】

図 1 からさらに明らかなように、場形成間隙 1 2 は隔壁 1 4、1 5 によって画成されており、その隔壁が装入空間 1 3 を囲い込んでいる。その場合に隔壁 1 4、1 5 は互いに対して垂直に変位可能とすることができる。

【 0 0 4 3 】

特に図 8 から明らかなように、上方の磁気コイル 9 と下方の磁気コイル 1 0 は、1 本または多数本の巻線を有するディスクコイルとして形成されており、その巻線はウォーム形状に延びて、縋われた銅リンツワイヤとして形成されている。

10

【 0 0 4 4 】

図 8 からさらに明らかなように、磁気コイル 9、1 0 は、間に介在する、一周して延びる磁気コイル/磁極片間隙 ( a ) をもって磁極片終端部を包囲している。特に、磁極片 7、8 の上面を示す図 4 から明らかなように、磁極片 7、8 は円形に形成されている。磁気コイル/磁極片間隙 ( a ) は、磁極片直径 ( d ) の 0 . 0 7 から 0 . 1 倍の大きさの範囲にあって、その場合に磁気コイルは磁極片終端面とほぼ同一平面に配置されており、かつ磁極片終端面の一周する端縁は、角が丸く落とされている。

【 0 0 4 5 】

さらに、漂遊磁場を減少させるために、場形成間隙 1 2 の大きさも、磁極片直径 ( d ) に従って設計される。すなわち好ましい実施形態においては、漂遊磁場を防止するために、磁極片直径 ( d ) は場形成間隙 1 2 よりも大きい。

20

【 0 0 4 6 】

それぞれ磁気ヨーク 2 の側面図ないし上面図を示す、図 2 と 3 から明らかなように、磁気ヨーク 2 は直方体形状のフェライトモジュール 1 6 から組み立てられており、その表面は焼結層を有しておらず、それぞれ平面平行に研磨されている。この直方体形状のフェライトモジュール 1 6 も、図 6 から明らかなように、互いに接して列に並べられた、磁気ヨーク 2 内で磁束方向 1 7 に沿って整合されたフェライトプレート 1 8 から構成されている。

【 0 0 4 7 】

このフェライトプレート 1 8 は、磁束方向 1 7 に対して横方向に、絶縁/冷却間隙 1 9 によって互いに分離されている。この絶縁/冷却間隙 1 9 の、側方領域内へプラスチックセパレータ 2 0 が挿入されており、その場合にフェライトプレート 1 8 はこのプラスチックセパレータ 2 0 を介して、ヨーク部材として直方体形状のフェライトモジュール 1 6 になるように接着されている。絶縁/冷却間隙 1 9 を通して、磁気ヨーク 2 を冷却するために冷却空気を案内することができ、それが図 6 に矢印 2 1 で概略的に図示されている。

30

【 0 0 4 8 】

図 4 と 5 から理解されるように、丸い磁極片 7、8 は、上面がくさび形状のフェライトモジュール 2 2 から組み立てられており、その表面は同様に焼結層を持たず、かつ平面平行に研磨されている。くさび形状のフェライトモジュール 2 2 の間には、単に概略的に図示される絶縁/冷却間隙 2 3 を形成するために、同様にセパレータが挿入されており、そのセパレータを介して隣接し合うフェライトモジュール 2 2 が互いに接着されている。セパレータは、図 4 と 5 の概略的な図示には、示されていない。

40

【 0 0 4 9 】

図 4 と 5 からさらに理解できるように、磁極片 7、8 は軸方向のパイプ形状の切欠き 2 4 を有しており、その切欠きを通して冷却空気が磁場アプリケーション 1 へ導入可能であって、それは特に図 1 から明らかなである。

【 0 0 5 0 】

図 7 には、直方体形状のフェライトモジュール 1 6 が磁束方向 1 7 に沿って、きわめて細かい隣接間隙 ( S 2 ) のみを介して互いに隣接していることが図示されている。図 7 からさらに明らかなように、特に下方の横ヨーク部分 6 に対して変位可能な垂直ヨーク部分 3、

50

4の間の移行箇所および横ヨーク部分5、6と磁極片7、8の間の移行箇所に、磁束を効果的に制御するために、強制空気間隙(S1)が設けられている。この強制空気間隙(S1)は、たとえば2から3mmの間隙幅を有しており、隣接間隙(S2)に比べてきわめて大きい。

【0051】

磁場は、磁気コイル9、10によって発生され、その磁気コイルはここには図示されていないコンデンサと接続されて振動回路を形成し、その振動回路内ではエネルギーが回路の共振周波数を有する無効電力として振動する。磁場強さは、好ましくは1から20kA/mの領域にあって、周波数は好ましくは20から500kHzの領域にある。磁場アプリケーションをサーモシード使用するためには、1から2kA/mで十分であって、磁氣的な液体と共に使用する場合には、より高い磁場強さが必要とされる。

10

【0052】

そして図9には、Cアーチの形状を有する、磁気ヨーク25の他の実施形態が図示されている。このCアーチは、垂直ヨーク部分26と上方の横ヨーク部分27および下方の横ヨーク部分28を有している。磁気ヨーク25は、外側の形状に至るまで、原則的に磁気ヨーク2と等しい構成部分によって構成されているので、同一の部分は同一の参照符号で示されている。すなわち垂直ヨーク部分26、上方の横ヨーク部分27および下方の横ヨーク部分28は、直方体形状のフェライトモジュール16から構成されており、磁気ヨーク25は、付設された磁気コイル9、10を備えた磁極片7、8を有している。この種のCアーチは、接近性が良好であるという利点を有するが、比較的大きい漂遊磁場が発生される、という欠点を有する。

20

【図面の簡単な説明】

【図1】 磁場アプリケーションの概略的な断面図である。

【図2】 図1に示す磁場アプリケーションの概略的な上面図である。

【図3】 図1に示す磁場アプリケーションの概略的な側面図である。

【図4】 フェライトモジュールを有する磁極片の上面図である。

【図5】 図4の磁極片の側面図である。

【図6】 直方体形状のフェライトモジュールの構造を拡大して示す概略的な斜視図である。

【図7】 垂直ヨーク部分と横ヨーク部分との間の移行領域を拡大して概略的に示すものである。

30

【図8】 磁極片終端面と同一平面に配置された磁気コイルの概略的な側面図である。

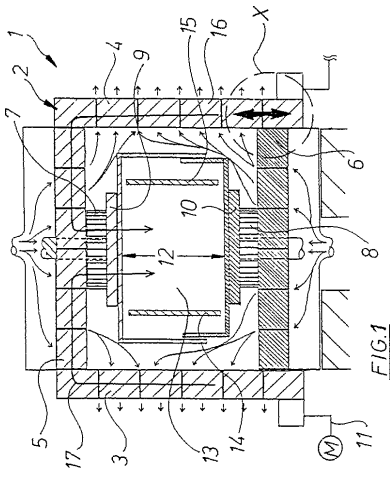
【図9】 Cアーチの形状の他の磁場アプリケーションを示す概略的な図である。

【符号の説明】

- 2、25 磁気ヨーク
- 7、8 磁極片
- 16、22 フェライトモジュール
- 9、10 磁気コイル
- 12 場形成間隙
- 2；25 磁気ヨーク
- 18 フェライトプレート
- 19 絶縁/冷却間隙

40

【 図 1 】



【 図 2 】

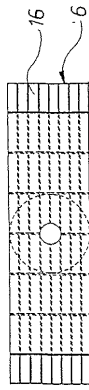


FIG. 2

【 図 3 】



FIG. 3

【 図 4 】

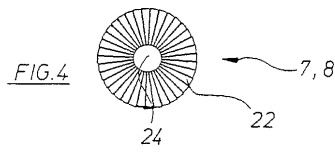


FIG. 4

【 図 5 】

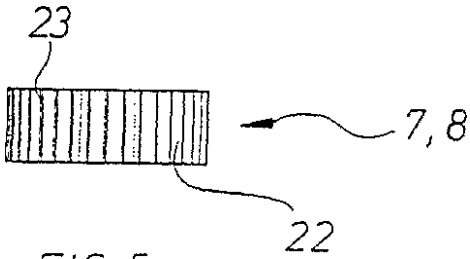


FIG. 5

【 図 7 】

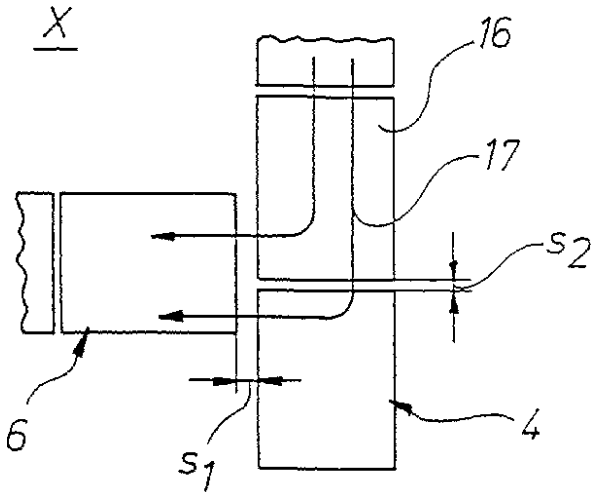


FIG. 7

【 図 6 】

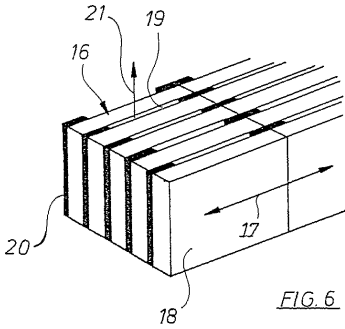


FIG. 6

【 図 8 】

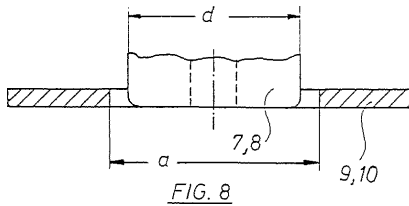


FIG. 8

【 図 9 】

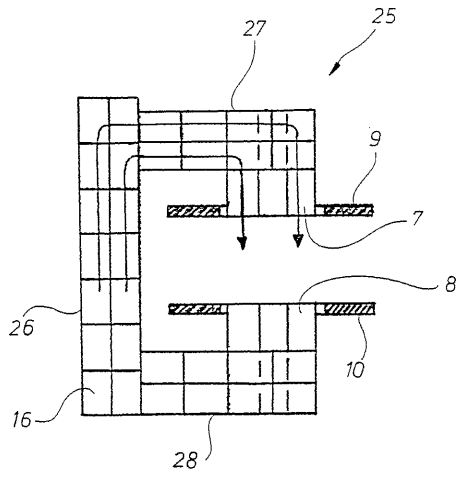


FIG. 9

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 1 9 7 2 5 7 ( J P , A )  
特開平 0 9 - 0 8 4 8 8 6 ( J P , A )  
特開昭 5 6 - 0 7 0 7 7 1 ( J P , A )  
特開昭 5 7 - 1 4 3 8 0 4 ( J P , A )  
特開平 1 0 - 1 1 8 2 0 0 ( J P , A )  
特開平 0 4 - 3 4 8 7 6 5 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61N 2/00  
A61F 7/00  
H01F 7/20