

【公報種別】 特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載
【部門区分】 第 1 部門第 2 区分
【発行日】 平成 16 年 12 月 2 日 (2004.12.2)

【公表番号】 特表 2001-505071(P2001-505071A)

【公表日】 平成 13 年 4 月 17 日 (2001.4.17)

【出願番号】 特願 平 9-533903

【国際特許分類第 7 版】

A 6 1 B 5/07

A 6 1 N 5/10

G 0 1 V 3/10

【F I】

A 6 1 B 5/07

A 6 1 N 5/10 M

G 0 1 V 3/10 A

【手続補正書】

【提出日】 平成 16 年 3 月 25 日 (2004.3.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 補正の内容のとおり

【補正方法】 変更

【補正の内容】

手続補正書

平成16年3月25日

特許庁長官殿

1. 事件の表示

平成9年特許願第533903号

2. 補正をする者

名称 ノーザン・デジタル・インコーポレイテッド

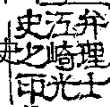
3. 代理人

住所 東京都港区虎ノ門二丁目8番1号(虎の門電気ビル)

〔電話03(3502)1476(代表)〕

〔FAX.03(3503)9577〕

氏名 弁理士(6955) 江崎 光



4. 補正対象書類名

明細書、請求の範囲

5. 補正対象項目名

明細書、請求の範囲

6. 補正の内容

別紙の通り

方式
審査

明細書

位置測定のための装置および方法

本発明は、請求項 1 の上位概念に記載した装置、この装置の使用方法、請求項 1 5 の上位概念に記載した方法およびこの方法の用途に関する。

多数の技術的および医学的方法の場合、物体の位置に関する情報が重要である。医学において例えば破壊のためあるいは成長を抑制するために放射線照射される腫瘍の個々の組織部分の位置を測定しなければならないが他方では、位置検出は、例えば“サイバースペース”用途のためコンピュータシステムに入力するために一般的に重要である。このような位置検出ユニットまたは位置入力ユニットはこの用途では、三次元マウスと呼ばれている。これに関連して、刊行物である米国特許第 4 7 3 7 7 9 4 号明細書、同第 4 9 4 5 3 0 5 号明細書および同第 5 4 5 3 6 8 6 号明細書を参照されたし。

医学的用途は上述のように、人の体内の腫瘍の治療にある。この場合、腫瘍は光子ビームが照射されるかあるいは特殊な場合には陽子ビームが照射される。その際、このような放射線治療の目的は、腫瘍を形成する組織部分にのみ照射することである。その際、腫瘍を取り囲む組織はできるだけ傷つかないようにすべきである。この要求を達成するために、適用される放射線量の分布が腫瘍容積にできるだけ正確に適合させられるかまたは腫瘍の場所に制限される。

光子照射や陽子照射のためにいろいろな方法が知られている。この場合、一部においては、異なる方法の間に大きな性質の差がある。この公知のすべての方法の場合に、健康な組織の損傷を回避しながら、一度診断した腫瘍の位置が治療時間にわたって一定のままであると仮定される。

動かない腫瘍の治療の場合、一部においてはかなり注目すべき成果が得られた。例えば陽子ビームによる眼底黒色腫の治療がきわめて効果的であることが判った。

これに対して、胸部内および胸部の範囲の腫瘍は一般的に動く。腫瘍の位置は例えば呼吸、心臓収縮、蠕動等のような自然の運動によって連続的に変化する。

動かない腫瘍の場合と同じような治療結果を達成するためには、照射中腫瘍の位置を正確に知る必要がある。

この理由から、K. Ohara 等の“呼吸ゲートと同期化した照射 (Irradiation Synchronized with Respiration)” (放射腫瘍学 生物学 物理学の国際ジャーナル、1989年 第17巻 第853～857頁) では、腫瘍の位置をリアルタイムでシミュレーションすることが提案された。この場合、シミュレーションの基本位置として、体表面の変形、特に呼吸運動による変形が使用された。しかし、この方法は不正確である。なぜなら、腫瘍の位置を直接測定しない間接的な測定であり、心臓収縮、腸の蠕動のような位置を決定する他の因子が考慮されていないからである。

国際出願WO 93/01736号明細書により、位置測定装置が知られている。この場合、複数の送信ユニットと1個の受信ユニットが設けられている。送信ユニットによって、時間的に段階をつけて、双極子磁界が発生し、この双極子磁界が受信ユニットによって受信される。受信された信号に基づいて、受信ユニットの位置が決定される。

この公知の装置は、特に受信ユニットの寸法が小さいときに、寸法精度が不十分であるという欠点がある。

そこで、本発明の課題は、物体の位置をいつでも測定可能である装置を提供することである。

この課題は請求項1に記載した手段の特徴によって解決される。本発明の有利な実施形、この実施形の使用、方法およびこの方法の用途は他の請求項に記載されている。

本発明による装置によって、空間内での物体の位置がきわめて正確に測定可能である。更に、位置測定（位置決定）は物体に直接連結しないで行うことができる。

腫瘍または腫瘍の近くにある組織部分に、信号を出す小型化された送信ユニットが固定されると、体の外で受信ユニットによってこの信号を受信することにより、腫瘍の位置をいつでも正確に演算することができる。これと同様に、位置の測定は、受信ユニットを腫瘍内または腫瘍のそばに配置し、1個または複数の送

信ユニットを体の外に配置することによっても行うことができる。最後に述べた配置構造は更に、体が最初に述べた方法の場合よりも小さな送信出力ひいては小さな熱負荷にさらされるという利点がある。更に、最後に述べた配置構造の場合には、物体すなわち腫瘍のところで測定された信号を外部に伝達することは、きわめて簡単である。なぜなら、この伝達のために、最初に述べた方法の場合よりも小さな伝達出力を供すればよいからである。

医学的な用途の場合、物体すなわち腫瘍の近くに位置決めされたユニットは、もし必要であれば、患者の体を外科的に手術することによって埋め込まれる。最初に述べた配置構造の場合には、送信ユニットによって信号を発信するために、送信ユニットの外側の磁界を経てあるいはジェネレータユニットと送信ユニットの間のデータ連絡部を経て伝達されるエネルギーが必要である。本発明の他の実施の形態では、送信ユニットは適当なエネルギー貯蔵器を備えている。従って、このエネルギー貯蔵器と一緒に埋め込まれる。

2 番目に述べた配置構造の場合には、上記のことが当てはまる。すなわち、1 個または複数の受信ユニットによって受信された信号は、データ連絡部を経て外部に伝達される。勿論、この実施形の場合には、上述のように測定信号を伝達するために必要なエネルギーが少なく済む。

次に、図に基づいて本発明を例示的に詳しく説明する。

図 1 は本発明による装置の概略的な機能図、

図 2 は本発明による装置における受信ユニットとして使用される誘導コイルの構造を示す図、そして

図 3 は図 2 の誘導コイルの他の実施の形態を示す図である。

図 1 は本発明による装置によって治療される患者の人間の体 P を示している。その際、本発明による装置は、送信ユニット S E と、ジェネレータユニット G E と、ホース S L と、受信ユニット S 1 1 ~ S 2 2 と、信号処理ユニット S A と、計算ユニット R E と、照射ユニット B E とからなっている。

冒頭に述べたように、照射すべき組織部分 T、例えば腫瘍の正確な位置を知ることが、腫瘍に隣接する健康な組織を最大限に留意するための不可欠な前提である。この位置測定のために、本発明では、小型化された送信ユニット S E が、腫

瘍のできるだけ近くに、特に腫瘍のところに直接的に位置決めされる。それによって、送信ユニット S E はできるだけ、照射すべき組織部分 T のすべての運動と一緒に行う。

送信ユニット S E を体の所望の場所に位置決めする一例は突き刺し中空針を使用することにある。この突き刺し中空針によって、ホース S L は体の表面から組織部分 T に案内される。このホース S L によって、送信ユニット S E は組織部分 T 内または組織部分 T の近くにもたらされる。

照射すべき組織部分 T が体の表面または体腔の近くにあるときには勿論、送信ユニット S E を体の表面に固定すべきであるかあるいはもし可能であれば、例えば開口用中空針を使用する場合のように組織に侵入させることなく、体の開口を通して当該の体腔に送信ユニットを挿入すべきである。

本発明による位置測定が、組織部分 T、例えば腫瘍の照射を行うことができるようにするために用いられる場合には、計算ユニット R E が照射ユニット B E に作用的に接続されている。それによって、照射ユニット B E は計算ユニット R E の位置決め指示に基づいて組織部分 T に正確に作用する。この場合、照射工程は 2 つの基本的な方法が考えられる。すなわち、一方では、放射線のすべての作用が発揮される目標範囲が、照射される動く組織部分 T に追従し、他方では、組織部分 T が固定されて設けられた目標範囲にあるときにのみ、照射が行われる。

図 1 に示し既に述べた本発明の実施の形態では、送信ユニット S E へのエネルギー供給は、ホース S L を通って案内された接続ケーブル V K を経て行われる。この接続ケーブルは一方ではジェネレータユニット G E に接続され、他方では送信ユニット S E に接続されている。

しかしながら、送信ユニット S E がエネルギー貯蔵器、例えばバッテリーの形をしたエネルギー貯蔵器を備えていてもよいし、送信ユニット S E がジェネレータユニット G E によって発生した電磁場によって励起されるようにしてもよい。この両実施の形態はジェネレータユニット G E と送信ユニット S E との間の接続ケーブル V K が不要であるという利点がある。それによって、送信ユニット S E から放射される、位置測定のために使用される磁界が邪魔にならない。更に、送信ユニット S E は体の個々の治療の間そのまま放置することができる。しかし、特

に送信ユニット S E に統合されたエネルギー貯蔵器を備えた実施の形態の場合には、送信ユニット S E が大型になるという欠点がある。これは特に体に埋め込む際に邪魔になる。

送信ユニット S E は電磁界を発生するために使用される。この電磁界は図 1 において個々の磁力線 F L によって示してある。電磁界は特に体の外に配置された受信ユニット S 1 1 ~ S 2 2 によって受信可能である。人間の体 P は電磁波の拡散特性に関して、異なる組織で非常に不均質な媒体である。しかし、体 P を貫通する磁界の影響は無視することができる。この理由から、体 P 内に配置された送信ユニット S E の好ましい実施の形態は、小型化されたコイルからなっている。この場合、このコイルから出る磁界は磁気双極子に相当する。磁気モーメントと空間内での双極子の位置を知ると、空間内のあらゆる個所の磁界の強さを算出することができる。この場合、磁界の強さの値は、3つのデカルト座標 x , y , z と、双極子の極角度（振幅） ϕ と双極子の方位 θ によって一義的に決定される。双極子の磁気モーメントは算出可能であるかあるいは適当な測定によって決定可能である。

本用途で必要であるような、空間内の双極子の位置は、上記とは逆に推察可能である。すなわち、双極子によって放射される磁界の強さの測定から出発して、双極子の位置が検出される。

完全な位置決定のためには、送信ユニット S E の磁気モーメントまたは送信ユニット S E に含まれる送信コイルの磁気モーメントを知ることと、その磁界の少なくとも 5 つの線形の独立したリーク（ロス）を測定することが必要である。

空間内で磁気双極子の位置を決定するための一つの方法は、W. M Wynn等の論文“進歩した超電導グレーディオメータ／磁力計アレーおよび新規な信号処理技術 (Advanced Superconducting Gradiometer / Magnetometer Arrays and a Novel Signal Processing Technique)” (IEEE 磁石の会報、vol. MAG-11, No. 2, 1975年3月、第701～707頁)に記載されている。この公知の方法の場合勿論、位置決定のために、双極子から出発する。この双極子の場合、磁気モーメントが知られていない。この理由から、磁界のリークに加えて、磁界の成分を測定しなければならない。

本発明の思想に対してこの方法を適用する場合、磁気モーメントは位置決定のための測定に左右されない測定で得ることができる。すなわち、位置決定中に磁界成分の測定を省略することができる。

磁界リーク（磁界勾配）の測定のために、受信ユニット S 1 1 ～ S 2 2 が設けられている。この場合、この受信ユニットのそれぞれ 2 個、すなわち S 1 1 と S 1 2 または S 2 1 と S 2 2 が磁界リークの決定のために使用される。簡単にするために、図 1 では、4 個の受信ユニット S 1 1 ～ S 2 2 だけが示してある。実際には、5 つの変数 x , y , z , ϕ および θ を一義的に決定できるようにするためには、全部で 10 個の受信ユニットが必要である。しかし、測定値を検査するために、10 個以上の受信ユニットが使用される。それによって、冗長的な情報が得られ、この情報に基づいて測定の精度を判断することができる。

受信ユニット S 1 1 ～ S 2 2 としては特に、誘導コイルが使用される。この誘導コイルはその容積内の磁束を統合する。この磁束から、コイル容積内の平均の磁界強度が決定される。しかし、位置決定のためには、空間内の点における磁界強度が重要である。

E. P. Wohlfarth のタイトル“磁気における実験方法 (Experimental Methods in Magnetism)”の文献（第 2 巻、第 1 章、第 2 ～ 7 頁）により、コイル寸法が適切に選定されているときには、コイルによって供給される測定値がコイルの中央において、小さな偏差でもって磁界強度の値に一致することが知られている。これは特に、使用される誘導コイルの直径に対する長さの比が次式で計算されるときに予想可能である。

$$\frac{\xi}{\rho_2} = \frac{3}{\sqrt{20}} \cdot \sqrt{\frac{1 - \gamma^5}{1 - \gamma^3}}$$

この場合、

$$\gamma = \frac{\rho_1}{\rho_2}$$

で、 ρ_1 と ρ_2 は誘導コイルの内側直径と外側直径である。 $\gamma < 0.3$ のときには、第 4 次数の部分は 2×10^{-3} よりも小さく、従って誘導コイルの対称軸線に沿った磁気誘導よりも小さな影響を及ぼすことが最近判った。

既に述べたように、それぞれ2つの受信ユニットS11～S22が磁界のリーク（勾配）を決定するために一緒に接続される。そのために、信号処理ユニットSAでは、入力を2個ずつ有する増幅ユニットD1，D2が設けられている。この場合、各々の入力には、受信ユニットS11～S22または誘導コイルが接続される。空間内での位置決定のために、図1に示す数よりも多い増幅ユニットを設けなければならない。なぜなら、図1では、見やすくするために、増幅ユニットD1，D2が2個だけ、そして受信ユニットS11～S22が4個だけ示してあるからである。

増幅ユニットD1，D2では、入力に達する両信号値の間の磁界差が求められる。この磁界差は磁界のリークと近似的に同一視される。

特にコイルとして形成された送信ユニットSEの小型化に基づいて、発生する磁界強度は非常に小さい。それによって、特別に遮蔽されていない空間内で起こり得るような他の磁界源は問題がある。この理由から、信号処理ユニットSAでは、増幅ユニットD1，D2に含まれる信号値の狭帯域ろ過およびまたは位相感知増幅が行われる。それによって、ノイズを含めて、不所望な信号成分の大部分が除去可能である。更に、磁界のロス（勾配）を決定するために必要である、増幅ユニットD1とD2における差を求めることは、外乱の影響を低減するために寄与する。

誘導コイルは非常に均質で再現可能に巻かなければならない。それによって、コイル内で誘導された電圧から磁場の強度を高い精度で推測することができる。均質性と再現性は銅製の丸形線材からなる従来の巻線では達成がきわめて困難である。この理由から、次に、誘導コイルを実現するための他の2つの方法を提案する。この方法の場合には、前述の欠点が回避される。

先ず最初に、既に冒頭に述べた本発明による装置は、送信ユニットと受信ユニットが取替えられている点で、最初に述べた装置と異なっている。それによって、磁界ロスの測定のために一緒に接続された、所定の電流が流れるコイルに基づいて、いわゆる差磁界が生じる。従って、本実施の形態の場合には、受信ユニットまたは複数の受信ユニットは物体（対象物）T、すなわち腫瘍の近くに位置決めされ、送信ユニットまたは複数の送信ユニットは空間K、すなわち体の外に位

置決めされている。この実施の形態は、体Kの外側にある送信ユニットが、最初に述べた変形例の場合よりも高い出力限界値を有するという利点がある。それによって、受信ユニットの場合には、きわめて改善された信号－ノイズ－間隔が達成される。それによって、測定信号を処理する計算ユニットに対する要求が小さくなり、測定結果が正確になる。更に、物体のそばに配置された受信ユニットは外部に測定信号を伝達するための必要エネルギーが非常に少なくなる。それによって、ほとんどの場合、そのためには、バッテリーで支援された受信ユニットまたはトランスポンダ原理に基づく受信ユニットで充分である。

測定信号の精度を更に改善するために、公知の位置を有する複数の校正コイルが設けられている。この位置に基づいて外乱量が検出され、この外乱量は位置決定の際に修正して使用される。

この第2の実施の形態の場合には、位置決定の際に、時分割多重化方法と周波数分割多重化方法が適用可能である。時分割多重化方法の場合には、その都度1個だけの送信ユニットが所定の時間インターバルで送信する。磁界差を送信する場合には、2個の送信ユニットS11, S12またはS21, 22が送信する。これに対して、周波数分割多重化方法の場合には、すべての送信ユニットが同時に、他の異なる所定の周波数で送信する。

本発明の前述の第2の実施の形態では、図1に示した構造から出発する。この場合、送信場所と受信場所が交替している。しかし、受信ユニットSEに例えば2個のコイルを設け、このコイルによって絶対値または磁界リークを測定することができる。1個のコイルとしてあるいは対のコイルとして形成可能な送信ユニットS11～S22についても同じことが当てはまる。

正確な位置の決定については、S. Kirsch等の論文“正確な放射のための腫瘍位置のリアルタイム追跡 (Real Time Tracking of Tumor Position for Precision Irradiation)” (1996年9月9～13日のハドロンセラピーにおける第2シンポジウムの会報) を参照されたし。

次に、誘導コイルを実施するための他の2つの方法について説明する。この誘導コイルはコイル内に誘導された電圧を高い精度で測定することを可能にする。

誘導コイルの第1の実施の形態は図2に示してある。この誘導コイルの場合、

線材の代わりに、平行な銅帯片 K S で被覆されたフィルム F が使用される。フィルム幅は所望の巻線長さ、ひいては巻かれたコイル本体 S K の長さに一致する。フィルム F は図 2 A に示すように、コイル本体 S K に直接巻かれる。この場合、従来の誘導コイルの全体の線材層が 1 枚のフィルム層に相当する。電気的な接続線 E L を介して平行な銅帯片 K S を互いに接続する方法が図 2 B から明らかである。その際、その都度巻体始端 W A にある銅帯片 K S の端部は、巻体終端 W E にある銅帯片 K S の端部に接続可能である。これは勿論、比較的複雑な接続技術が必要とする。

この理由から、2 個の誘導コイルの差信号だけが必要である場合には、上述の誘導コイルは、上記の接続技術を回避できるように改良される。既に述べたように、本用途（勾配計）、すなわち磁界リーク（磁界勾配）の測定場合には、2 つの誘導コイルの差信号だけが重要である。この限定に基づいて、巻体は、両誘導コイルを同じフィルム F で製作することによって簡単化することが可能である。これは図 2 C に示してある。図 2 C から判るように、フィルム F は巻体始端 W A で 2 回直角に折り畳まれている。更に、両誘導コイルは同じコイル体に平行に巻かれる。それによって、同じ銅帯片が外側から内側へ案内され、第 2 の誘導コイルでは内側から外側に案内される。従って、第 1 の誘導コイル内で誘導された信号は逆の極性で第 2 の誘導コイルに誘導される。それによって、同じ信号が互いに相殺される。その結果、図 2 に示した実施の形態の場合には、接続個所 A S 1 , A S 2 に差信号だけが達する。この場合、図 1 に基づいて説明した、差増幅器として形成されている増幅ユニット D 1 , D 2 はもはや不要である。

図 2 A に基づいて説明した誘導コイルに対する、図 2 C に基づいて説明した誘導コイルの重要な利点は、巻体始端 W A と巻体終端 W E の間の付加的な電気的接続線が不要であることである。なぜなら、必要なすべての接続部が巻体終端 W E （図 2 C）にあるからである。

誘導コイルの本発明による他の実施の形態は図 3 すなわち図 3 A と図 3 B に示してある。この実施の形態

の場合、誘導コイルはフィルムディスク F S から構成されている。このフィルムディスク上には、特に写真製版方法によって、左巻きの銅らせん体 K S P L ま

たは右巻きの銅らせん体K S P Rが被覆形成されている（図3 A）。この左巻きの銅らせん体K S P Lはそれぞれ、内側のらせん始端において電気的な接続線E Lを介して、右巻きの銅らせん体K S P Rに接続されている。それによって、銅帯片の回転方向は左巻きのらせん体の外側始端から右巻きのらせん体の外側終端まで変化しない。これは、誘導された信号が加算されることを意味する。誘導コイルは、図3 Bに示す配置に相応して、このような左巻きと右巻きの対のらせん体の積層体から構成されている。この場合、対のらせん体は外側においてのみ電氣的に接続しなければならない。

図2, 3に基づいて説明した誘導コイルは、磁界成分またはそのリークを測定しなければならない用途すべてにおいて使用可能である。特に、測定すべき量の高い精度と、測定ユニットの高い感度が要求されるときに、上記の誘導コイルは特に勾配計として適している。更に、このように形成された誘導コイルは小さな磁界成分またはそのロスを測定するために適している。なぜなら、この誘導コイルによって小さな値をきわめて正確に測定することができるからである。更に、このような誘導コイルの簡単な製作は、異なる有効コイルによる測定量のきわめて良好な再現可能性を保証する。

受信ユニットS 1 1～S 2 2として使用される誘導コイルが時間的に変化する磁界にのみ応答するので、送信ユニットS Eとして形成された送信コイルは、公知の形状および量の時間的な可変の電流信号によって励起される。

しかし、誘導コイルとしての他のセンサを、受信ユニットS 1 1～S 2 2として使用することができる。特にS Q U I D（W. Goepel等著“センサ”、VC Hauer出版社、Weinheim、1989年）の使用が考えられる。

勾配計を用いて送信ユニットS Eによって生じた変調した磁界を測定することにより送信ユニットの位置を測定することは、照射すべき腫瘍の位置測定に制限されない。本発明による装置は、非接触式位置測定が必要なあらゆる場所で効果的に使用可能である。

位置を測定すべき物体のところに送信ユニットを備えた上記実施の形態の場合には、他の変形例において、それぞれの物体または他の場所のところに他の送信ユニットを配置することが考えられる。それによって、受信ユニットによって複

数の位置を測定することができる。勿論、送信ユニットは異なる時間インターバル（時分割多重化法）であるいは異なる周波数で（周波数分割多重化法）で送信するよう留意しなければならない。

これと同様に、受信ユニットが物体内にまたは物体の近くに設けられている実施の形態の場合にも、他の受信ユニットを物体内または物体の近くにあるいは他の個所に設けることができる。この実施の形態の場合、異なる受信ユニットの位置が同時に測定可能であるという利点がある。なぜなら、時分割多重化法も周波数分割多重化法も不要であるからである。

本発明による装置を医療の用途に基づいて詳細に説明した。それによって、本発明の普遍性が決して制限されるものではない。本発明による装置は特に、“サイバースペース”用途等においていわゆる三次元マウスとして適している。

請求の範囲

1. 空間 (P) 内での物体 (T) の位置を測定するため、特に人の体内の腫瘍を測定するための装置において、少なくとも 1 個の送信ユニット (SE) と、少なくとも 1 個の受信ユニット (S11・・・S22) が設けられ、1 個または複数の送信ユニット (SE) が観察すべき物体 (T) 内におよびまたは物体のできるだけ近くに位置決めされ、1 個または複数の受信ユニット (S11・・・S22) が特に空間 (P) の外に位置決めされていることを特徴とする装置。
2. 空間 (P) 内での物体 (T) の位置を測定するため、特に人の体内の腫瘍を測定するための装置において、少なくとも 1 個の送信ユニット (S11・・・S22) と、少なくとも 1 個の受信ユニット (SE) が設けられ、1 個または複数の受信ユニット (SE) が観察すべき物体 (T) 内におよびまたは物体のできるだけ近くに位置決めされ、1 個または複数の送信ユニット (S11・・・S22) が特に空間 (P) の外に位置決めされていることを特徴とする装置。
3. 送信ユニット (SE; S11・・・S22) およびまたは受信ユニット (S11・・・S22; SE) がエネルギー貯蔵器を備えていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の装置。
4. 空間 (P) の外側にジェネレータユニット (GE) が設けられ、ジェネレータユニット (GE) が空間 (P) 内に位置決めされた送信ユニットまたは受信ユニット (SE) と作用的に接続されていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の装置。
5. 測定結果を校正するための、公知の位置を有する少なくとも 1 個の校正コイルが設けられていることを特徴とする請求項 1～4 のいずれか一つに記載の装置。
6. 受信ユニット (SE; S11～S22) が誘導コイルとして形成され、誘導コイルの巻線がフィルム (F) として被覆形成された導電性の平行な帯片 (KS) として形成され、平行な帯片 (KS) の端部が電氣的な接続線 (EL) に

よって接続されて巻線を形成していることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一つに記載の装置。

7. フィルム (F) が互いに連結された同一の 2 個の誘導コイルを形成するために 2 回折り曲げられていることを特徴とする請求項 6 記載の装置。
8. 受信ユニット (SE; S11・・・S22) が誘導コイルとして形成され、誘導コイルが複数のフィルムディスク (FS) からなり、フィルムディスク (FS) に導電性らせん体 (KSPL, KSPR) が被覆形成されていることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一つに記載の装置。
9. それぞれ 1 個の右巻きらせん体 (KSPR) と左巻きらせん体 (KSPL) が内側のらせん端部で互いに電氣的に接続されて対のらせん体を形成し、対のらせん体が外側のらせん端部で互いに接続されていることを特徴とする請求項 8 記載の装置。
10. 受信ユニット (SE; S11・・・S22) が特に SQUID タイプの磁界センサとして形成されていることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一つに記載の装置。
11. 信号処理ユニット (SA) と計算ユニット (RE) が設けられ、受信ユニット (SE; S11～S22) によって測定された信号が信号処理ユニット (SA) に供給され、信号処理ユニット (SA) で処理された信号が位置を決定するために計算ユニット (RE) に供給されることを特徴とする請求項 1～10 のいずれか一つに記載の装置。
12. 物体 (T) を照射するために照射ユニット (BE) が設けられている、請求項 1～11 のいずれか一つに記載の装置。
13. 照射ユニット (BE) が物体 (T) に追従可能であるかあるいは物体 (T) が予め定められた固定された目標範囲内にあるときにのみ、照射ユニット (BE) が作用することを特徴とする請求項 12 記載の装置。
14. 三次元位置入力ユニットのために使用される、請求項 1～11 のいずれか一つに記載の装置の使用法。
15. 空間 (P) 内での物体 (T) の位置を測定するため、特に人の体内の腫瘍を測定するための方法において、

少なくとも1個の送信ユニット（S E）が物体（T）内または物体（T）のできるだけ近くに位置決めされ、

送信ユニット（S E）が電磁界、特に磁界を発生し、

電磁界ロスの測定に基づいて送信ユニット（S E）の位置を決定することを特徴とする方法。

16. 空間（P）内での物体（T）の位置を測定するため、特に人の体内の腫瘍を測定するための方法において、

少なくとも1個の受信ユニット（S E）が物体（T）内または物体（T）のできるだけ近くに位置決めされ、

空間（P）の外に設けられた少なくとも2個の送信ユニット（S 1 1 . . . S 2 2）が差磁界を発生し、

受信ユニット（S E）内の電磁界の測定に基づいて受信ユニット（S E）の位置が決定されることを特徴とする方法。