

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4551395号
(P4551395)

(45) 発行日 平成22年9月29日(2010.9.29)

(24) 登録日 平成22年7月16日(2010.7.16)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/11	(2006.01)	A 6 1 B	5/10	3 1 0 J
G 0 1 B	7/00	(2006.01)	G 0 1 B	7/00	1 0 3 M
A 6 1 C	19/045	(2006.01)	A 6 1 C	19/04	H
A 6 1 C	19/04	(2006.01)	A 6 1 C	19/04	Z

請求項の数 9 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2006-511794 (P2006-511794)	(73) 特許権者	503360115
(86) (22) 出願日	平成17年3月31日(2005.3.31)		独立行政法人科学技術振興機構
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/006275		埼玉県川口市本町四丁目1番8号
(87) 国際公開番号	W02005/094677	(74) 代理人	100077665
(87) 国際公開日	平成17年10月13日(2005.10.13)		弁理士 千葉 剛宏
審査請求日	平成18年10月5日(2006.10.5)	(74) 代理人	100116676
(31) 優先権主張番号	特願2004-106789 (P2004-106789)		弁理士 宮寺 利幸
(32) 優先日	平成16年3月31日(2004.3.31)	(74) 代理人	100142066
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 鹿島 直樹
		(74) 代理人	100126468
			弁理士 田久保 泰夫
		(72) 発明者	荒井 賢一
			宮城県塩竈市南町6-14

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体内3次元運動測定装置及びその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

相対的に運動する生体内の少なくとも2つの物体(44、46)のうち、一方の物体に取り付けられる複数の磁気発生器(12_i)と、

前記各磁気発生器(12_i)の磁界をそれぞれ非接触で検出するために他方の物体に取り付けられる複数の磁界センサ(14_j)と、

前記各磁界センサ(14_j)により検出した磁界から前記各磁気発生器(12_i)と前記各磁界センサ(14_j)との間の相対的な位置及び方向を算出する信号処理手段(26)と、

非接触の複数の校正用コイル(50)と、
を備え、

前記各磁気発生器(12_i)及び前記各磁界センサ(14_j)と、前記各校正用コイル(50)との組み合わせは少なくとも5通りであり、

前記各磁気発生器(12_i)と前記各磁界センサ(14_j)が取り付けられる相対的に運動する前記2つの物体(44、46)は、上顎(22)と一体的に運動する部分(46)、下顎(24)と一体的に運動する部分(44)、舌及び口腔内に装着された義歯のうち少なくとも2つの組み合わせであり、

前記各校正用コイル(50)から発生する校正用磁界を、前記各磁気発生器(12_i)及び前記各磁界センサ(14_j)で検出することにより、前記各磁気発生器(12_i)及び前記各磁界センサ(14_j)の初期位置及び初期方向を計測する

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の生体内 3 次元運動測定装置において、

前記各磁気発生器 (1 2_i) 及び前記各磁界センサ (1 4_j) は平面型であり、

前記各磁気発生器 (1 2_i) は 1 軸成分の磁界を発生し、前記各磁界センサ (1 4_j) は前記 1 軸成分の磁界を検出する

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の生体内 3 次元運動測定装置において、

前記各磁気発生器 (1 2_i) 及び前記各磁界センサ (1 4_j) は、前記 1 軸成分の磁界の発生と検出とを行う平面状コイル (3 0) である

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の生体内 3 次元運動測定装置において、

前記各磁気発生器 (1 2_i) から発生する計測用磁界は、交流磁界である

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の生体内 3 次元運動測定装置において、

前記各磁気発生器 (1 2_i) は、前記平面状コイル (3 0) と、前記平面状コイル (3 0) に並列又は直列に接続されるコンデンサ (3 7) とを有し、

前記各磁気発生器 (1 2_i) から発生する前記計測用磁界は、前記平面状コイル (3 0) と前記コンデンサ (3 7) との共振周波数を有する交流磁界である

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の生体内 3 次元運動測定装置において、

前記各校正用コイル (5 0) は、1 軸、2 軸又は 3 軸のコイル (5 8_k) である

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 7】

請求項 1 又は 6 記載の生体内 3 次元運動測定装置において、

前記生体内 3 次元運動測定装置 (1 0) は、

前記各磁気発生器 (1 2_i) と前記各磁界センサ (1 4_j) との間の電磁結合の組み合わせを切り換えると共に、前記各校正用コイル (5 0) と前記各磁気発生器 (1 2_i) 又は前記各磁界センサ (1 4_j) との間の電磁結合の組み合わせを切り換える電磁結合切換手段 (1 8) と、

前記電磁結合切換手段 (1 8) に対して、前記各磁気発生器 (1 2_i) と前記各磁界センサ (1 4_j) と前記各校正用コイル (5 0) とを電氣的に接続する同軸ケーブル (3 8) と、

をさらに有する

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の生体内 3 次元運動測定装置において、

前記各磁気発生器 (1 2_i) 及び前記各磁界センサ (1 4_j) は、共に被測定者 (1 6) の口腔内に配置されている

ことを特徴とする生体内 3 次元運動測定装置。

【請求項 9】

生体内の少なくとも 2 つの物体 (4 4、4 6) の相対的な運動を計測する生体内 3 次元運動測定方法において、

前記 2 つの物体 (4 4、4 6) のうち、一方の物体に複数の磁気発生器 (1 2_i) を取り付け、他方の物体に複数の磁界センサ (1 4_j) を取り付けて、前記各磁気発生器 (1 2_i) 及び前記各磁界センサ (1 4_j) の一対の組み合わせの個数の合計を少なくとも 5

10

20

30

40

50

つとする取付過程と、

前記各磁気発生器(12_i)及び前記各磁界センサ(14_j)に対して非接触状態で複数の校正用コイル(50)を前記各磁気発生器(12_i)と前記各磁界センサ(14_j)との近傍に配置し、前記各校正用コイル(50)から発生する校正用磁界を、前記各磁気発生器(12_i)及び前記各磁界センサ(14_j)で検出して、前記2つの物体(44、46)が相対的な運動を行っていないときの前記各磁気発生器(12_i)及び前記各磁界センサ(14_j)の初期位置及び初期方向を計測する校正過程と、

前記各校正用コイル(50)を取り除いた後に、電磁結合切換手段(18)を用いて、前記各磁気発生器(12_i)と前記各磁界センサ(14_j)との間の電磁結合の組み合わせを切り換えながら、前記各磁気発生器(12_i)の1つの磁気発生器から発生する計測用磁界を、前記各磁界センサ(14_j)の1つの磁界センサで検出する検出過程と、

前記各磁界センサ(14_j)により検出した磁界から、前記各磁界センサ(14_j)に対する前記各磁気発生器(12_i)の相対的な位置及び方向を求め、前記2つの物体(44、46)の相対的な運動を算出する信号処理過程と、

を有し、

前記2つの物体(44、46)は、上顎(22)と一体的に運動する部分(46)、下顎(24)と一体的に運動する部分(44)、舌及び口腔内に装着された義歯のうち少なくとも2つの組み合わせである

ことを特徴とする生体内3次元運動測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、相対的な運動を行う生体内の少なくとも2つの物体(上顎と一体的に運動する部分、下顎と一体的に運動する部分、舌及び口腔内に装着された義歯のうち少なくとも2つの組み合わせ)に磁気発生器と磁界センサとを取り付けて、一方の物体を基準とした他方の物体の相対的な3次元運動を計測する生体内3次元運動測定装置及びその方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、生体内の3次元運動を測定しようとする装置が市場に提供されている。例えば、人体の頭部と一体に構成されている上顎に対する下顎の相対的な運動を測定するために、光学式の顎運動測定装置が用いられている。この光学式の顎運動測定装置では、被測定者の上顎の運動を測定するために、被測定者の頭部もしくは上顎歯列を固定源として一方の光源装置が取り付けられると共に、下顎の運動を測定するために、下顎歯列を固定源として他方の光源装置が取り付けられる。

【0003】

しかしながら、この光学式の顎運動測定装置においては、被測定者の頭部もしくは上顎歯列及び下顎歯列にそれぞれ光源装置が取り付けられるので、顎運動測定の際に、被測定者の不自由度が大きという問題があり、さらに、光学式のため、口腔内などの遮蔽された空間内での測定が不可能であるという欠点がある。

【0004】

また、他の顎運動測定装置としては、磁気式の顎運動測定装置がある。この装置は、磁気発生器から発生した直流磁界を磁界センサで検出することにより、3次元顎運動を計測する直流磁界方式の測定装置と、磁気発生器から発生した交流磁界を磁界センサで検出することにより、3次元顎運動を計測する交流磁界方式の測定装置とに分類される。このうち、直流磁界方式の測定装置では、外部から地磁気の時間変動分や磁性体の移動等の低周波ノイズにより測定装置の測定精度及び位置精度が低下するおそれがある。

【0005】

一方、交流磁界方式の測定装置は、3軸コイルからなる磁界センサを口腔内に挿入し、前記磁界センサで検出した磁界をケーブルを介して信号処理装置等に導いている。この場

10

20

30

40

50

合、前記3軸コイルと前記ケーブルとを口腔内で確実に取り付けることが困難であるので、被測定者が顎運動を行うと、磁界センサが動揺して測定誤差が大きくなり、磁界センサの位置精度が低下する。これにより、正確な顎運動を再現することができないという問題がある。さらに、口腔内に装着される装置が大きいことから、顎運動測定の際に、被測定者の不自由度が大きいという問題もある。

【0006】

そこで、上述した問題に鑑み、図17に示す磁気式の顎運動測定装置200が提案されている(特許文献1参照)。この顎運動測定装置200は、球面シェル202と、球面シェル202の内側で円形に巻かれた6つの界磁コイル204と、球面シェル202内の被測定者206の下顎208に剛体結合された取付部材210と、取付部材210に連結された3つのチョークコイルから構成されるセンサコイル212とを有している。

10

【0007】

この場合、6つの界磁コイル204は、2つの界磁コイル204で1軸のコイルが構成されている。そのため、界磁コイル204に交流電流を流して、磁界を発生させた状態で、被測定者206が上顎214に対する下顎208の顎運動を行うと、取付部材210を介してセンサコイル212が傾斜して、センサコイル212に誘導される交流信号の振幅が変化する。この振幅を検出することにより、下顎208の3次元の顎運動が測定される。

【特許文献1】特開2000-193409号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来の顎運動測定装置200では、界磁コイル204やセンサコイル212が、被測定者206の外部に配置されているので、被測定者206に対する取付部材210及びセンサコイル212の位置ずれによって、センサコイル212の測定精度が大幅に低下し、その結果、下顎208の位置精度が大きく低下する。そのため、この顎運動測定装置200であっても、正確な顎運動を再現することができないという問題がある。

【0009】

また、界磁コイル204やセンサコイル212を被測定者206の外部に配置することにより、装置自体が大型化するので、例えば、歯科医院にこの装置を導入することが困難であるという問題がある。

30

【0010】

本発明は、生体内の少なくとも2つの物体の相対的な3次元運動の測定精度及び位置精度を向上させることができる生体内3次元運動測定装置及びその方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の生体内3次元運動測定装置は、生体内で相対的に運動する少なくとも2つの物体のうち、一方の物体に取り付けられる複数の磁気発生器と、前記各磁気発生器の磁界をそれぞれ非接触で検出するために他方の物体に取り付けられる複数の磁界センサと、前記各磁界センサにより検出した磁界から前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの間の相対的な位置及び方向を算出する信号処理手段とを備え、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの1対の組み合わせの個数は、少なくとも5つであり、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサが取り付けられる、相対的に運動する生体内の前記2つの物体は、例えば、頭部のうち、上顎と一体的に運動する部分と、下顎と一体的に運動する部分とであることを特徴とする。

40

【0012】

前記一方の物体に前記各磁気発生器を取り付け、前記他方の物体に前記各磁界センサを取り付けた状態で、前記各磁気発生器のうち、1つの磁気発生器から計測用磁界を発生させる一方、前記各磁界センサのうち、1つの磁界センサで前記計測用磁界を検出できるよ

50

うにすれば、前記計測用磁界を発生した際に、前記1つの磁気発生器と前記1つの磁界センサとの間で電磁結合が発生し、前記1つの磁界センサでは、電磁誘導作用で前記計測用磁界が電気信号(電圧)に変換される。

【0013】

そして、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの間において、上述した電磁結合の組み合わせが少なくとも6通りであれば、検出される6つの前記計測用磁界あるいは前記電気信号より、前記各磁気発生器に関する6自由度運動のパラメータを求めることができ、これらのパラメータから前記2つの物体の生体内での相対的な運動を算出することができる。

【0014】

つまり、本発明の生体内3次元運動測定装置では、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの取付位置及び取付方向に関係なく、前記電磁結合の組み合わせを6通り以上にするこ
10
ことで、生体内の前記2つの物体の相対的な運動を測定することができる。従って、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの取り付けによって、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置精度や、前記各磁界センサの測定精度は低下しない。

【0015】

上述した6通り以上の電磁結合を実現するためには、前記各磁気発生器の個数が少なくとも2つである場合、前記各磁界センサの個数は少なくとも3つとすることが好ましい。また、前記各磁気発生器の個数が少なくとも3つである場合、前記各磁界センサの個数は
20
少なくとも2つとすることが好ましい。

【0016】

さらに、前記一方の物体に前記各磁気発生器が取り付けられ、前記他方の物体に前記各磁界センサが取り付けられているので、従来の3次元運動測定装置と比較して、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの間の距離は小さくなり、前記各磁界センサで検出される磁界の位置勾配が大きくなる。これにより、前記各磁界センサから出力される前記電気信号のレベルも大きくなり、前記各磁界センサの測定精度を向上させることができる。

【0017】

さらにまた、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとは、前記2つの物体に直接取り付けられているので、前記2つの物体が相対的な運動を行うと、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサは、前記2つの物体に一体となって移動する。
30

【0018】

そのため、前記2つの物体が相対的な運動を行っても、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの初期位置からの位置ずれは発生しない。従って、前記各磁界センサの測定精度と、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置精度とを共に向上させることができる。

【0019】

さらにまた、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとが前記2つの物体に直接取り付けられているので、生体内3次元運動測定装置の小型化を容易に図ることができる。

【0020】

なお、前記複数の磁気発生器及び前記複数の磁界センサの1対の組み合わせの個数を合計で6つ以上に増加させれば、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置精度をさら
40
に向上させることができる。

【0021】

そして、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサは平面型であって、前記各磁気発生器は1軸成分の磁界を発生し、前記各磁界センサは前記1軸成分の磁界を検出することが好ましく、前記1軸成分の磁界の発生と検出とを行う平面状コイルとすることがより好ましい。これにより、前記2つの物体に対する取り付けが容易になると共に、前記2つの物体が相対的な運動を行っても、前記平面状コイルの初期位置からの位置ずれをより一層抑制することができる。さらに、前記平面状コイルは、印刷技術等で作製可能であるので、2軸コイルあるいは3軸コイルよりも高精度且つ低コストで作製することができる。
50

【 0 0 2 2 】

また、前記各磁気発生器から発生する計測用磁界は、交流磁界であることが好ましい。この場合、前記各磁界センサから出力される前記電気信号は周波数に比例するので、交流磁界の周波数が高い程、レベルの大きな電気信号が前記各磁界センサから出力される。これにより、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置検出に関する位置分解能を向上させることができる。

【 0 0 2 3 】

また、前記交流磁界の周波数を高くすることにより、例えば、商用周波数によるノイズ、地磁気の変動磁界によるノイズ、車両の移動によるノイズのような低周波ノイズを排除することができるので、前記低周波ノイズに対して強い生体内 3 次元運動測定装置を実現

10

【 0 0 2 4 】

ここで、前記各磁気発生器は、前記平面状コイルと、前記平面状コイルに並列又は直列に接続されるコンデンサとを有し、前記各磁気発生器から発生する前記計測用磁界は、前記平面状コイルと前記コンデンサとの共振周波数を有する交流磁界であることが好ましい。

【 0 0 2 5 】

前記平面状コイルと前記コンデンサとの共振によって、前記各磁気発生器内部のリアクタンス分を除去することができ、前記各磁界センサから出力される前記電気信号のレベルをさらに増加させることができる。これにより、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサ

20

【 0 0 2 6 】

また、生体内 3 次元運動測定装置においては、3 次元運動の測定に先立って、前記 2 つの物体に取り付けられた前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの初期位置及び初期方向を測定する必要がある。そこで、前記生体内 3 次元運動測定装置は、非接触の複数の校正用コイルをさらに有し、前記複数の校正用コイルの成分の一对の組み合わせの個数は、合計で少なくとも 5 軸であり、前記各校正用コイルから発生する校正用磁界を、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサで検出することにより、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの初期位置及び初期方向を計測することが好ましい。

【 0 0 2 7 】

この場合、前記各校正用コイルの配置箇所は、前記生体内の 2 つの物体のうち、いずれかの物体に直接取り付けてもよいし、前記 2 つの物体から離れた箇所に配置してもよい。いずれにしても、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの近傍に配置することが好ましい。特に、前記各校正用コイルを前記 2 つの物体に直接取り付けると、前記各校正用コイルが前記 2 つの物体によって固定されるので、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置精度をより一層向上させることができる。

30

【 0 0 2 8 】

ここで、前記各校正用コイルは、1 軸、2 軸又は 3 軸のコイルとすることが好ましい。特に前記 1 軸のコイルであれば、前記各校正用コイルを前記 2 つの物体に直接取り付けの際に、前記各校正用コイルはより確実に固定され、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置精度をさらに向上させることができる。さらに、前記 1 軸コイルは自然な運動を妨げないように配置することも可能である。

40

【 0 0 2 9 】

さらに、前記生体内 3 次元運動測定装置は、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの間の電磁結合の組み合わせを切り換えると共に、前記各校正用コイルと前記各磁気発生器又は前記各磁界センサとの間の電磁結合の組み合わせを切り換える電磁結合切換手段と、前記電磁結合切換手段に対して、前記各磁気発生器と前記各磁界センサと前記各校正用コイルとを電氣的に接続する同軸ケーブルと、をさらに有することが好ましい。

【 0 0 3 0 】

前記電磁結合切換手段によって、前記各校正用コイルのうち、1 つの校正用コイルを選

50

択し、前記各磁気発生器又は前記各磁界センサのうち、1つの磁気発生器又は磁界センサを選択する。次いで、前記電磁結合切換手段を介して、校正用の交流電源から前記1つの校正用コイルに校正用入力信号を供給する。これにより、前記1つの校正用コイルから校正用磁界が発生し、前記1つの校正用コイルと、選択された前記1つの磁気発生器又は磁界センサとの間で電磁結合が発生する。前記1つの磁気発生器又は磁界センサでは、電磁誘導作用によって前記電気信号が出力される。前記電気信号は、前記同軸ケーブルを介して前記電磁結合切換手段に伝送し、さらに前記電磁結合切換手段から前記信号処理手段に伝送される。

【0031】

ここで、前記信号処理手段として、例えば、ネットワークアナライザを使用し、前記ネットワークアナライザにおいて前記校正用入力信号と前記電気信号とを計測することによって、生体内3次元運動測定装置のゲイン（前記校正用入力信号と前記電気信号との比）や位相を計測することも可能である。この場合には、前記ゲインの計測結果より、生体内の前記2つの物体が相対的な運動を行う際における、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置に関する測定分解能を評価することができる。

10

【0032】

また、前記電磁結合切換手段を用いることによって、前記電磁結合の組み合わせを電氣的に制御することが可能である。この場合、前記切換手段は、同軸リレー、半導体スイッチ等により構成し、前記同軸ケーブルと前記電磁結合切換手段とを略同一の特性インピーダンス（例えば、50[Ω]）で整合する。これにより、高い周波数まで動作可能な生体内3次元運動測定装置を実現できると共に、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置精度をさらに向上させることができる。

20

【0033】

また、前記同軸ケーブルについても、前記2つの物体の相対的な運動の妨げとならないように、できるだけ直径の小さな同軸ケーブルを用いることが好ましい。

【0034】

上述したように、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサが取り付けられる、生体内で相対的に運動する前記2つの物体は、上顎と一体的に運動する部分、下顎と一体的に運動する部分、舌及び口腔内に装着された義歯のうち少なくとも2つの組み合わせであり、磁気式のため、被測定者の口腔内等の狭く光学的に隠蔽された箇所にも、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサを取り付けることが可能である。そして、運動の妨げとならないように、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサを平面状コイルにすると共に、同軸ケーブルについても直径の小さな同軸ケーブルにする。その際、前記各磁気発生器はマーカコイルとして機能するので、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置及び方向を、生体内3次元運動測定装置で計測することができる。これにより、100[μm]以下の位置精度で6自由度の顎運動計測が可能となるため、例えば、歯科において顎運動の精密計測が必要な顎関節症患者等に対してこの生体内3次元運動測定装置を用いることにより、より正確で信頼性の高い測定を行うことが可能となる。

30

【0035】

また、被測定者の口腔内には、前記各磁気発生器及び前記同軸ケーブルが挿入されるのみなので、前記被測定者の負担が軽減される。特に、小児や高齢者に対する負担は大きく減少する。

40

【0036】

さらに、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサは共に口腔内に挿入されているので、生体内3次元運動測定装置の小型化と低コスト化とを図ることができる。そのため、この生体内3次元運動測定装置を、例えば、歯科医院に導入することが容易となり、歯科医療全体のレベル向上を図ることができる。

【0037】

また、前記各磁気発生器及び前記同軸ケーブルを各患者の顎運動測定ごとに交換するようにすれば、より衛生的な生体内3次元運動測定装置となる。

50

【0038】

また、本発明の生体内3次元運動測定方法は、生体内の少なくとも2つの物体の相対的な運動を計測する生体内3次元運動測定方法において、前記2つの物体のうち、一方の物体に複数の磁気発生器を取り付け、他方の物体に複数の磁界センサを取り付けて、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの一对の組み合わせの個数の合計を少なくとも5つとする取付過程と、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとに対して非接触状態で複数の校正用コイルを前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの近傍に配置し、前記各校正用コイルから発生する校正用磁界を、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサで検出して、前記2つの物体が相対的な運動を行っていないときの前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの初期位置及び初期方向を計測する校正過程と、前記各校正用コイルを取り除いた後に、電磁結合切換手段を用いて、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの間の電磁結合の組み合わせを切り換えながら、前記各磁気発生器の1つの磁気発生器から発生する計測用磁界を、前記各磁界センサの1つの磁界センサで検出する検出過程と、前記各磁界センサにより検出した磁界から、前記各磁界センサに対する前記各磁気発生器の相対的な位置及び方向を求め、前記2つの物体の相対的な運動を算出する信号処理過程とを有し、前記2つの物体は、上顎と一体的に運動する部分、下顎と一体的に運動する部分、舌及び口腔内に装着された義歯のうち少なくとも2つの組み合わせであることを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】図1は、本実施の形態の3次元顎運動測定装置の模式的な構成図である。

20

【図2】図2は、図1の平面状コイルを示す斜視図である。

【図3】図3は、図1の磁気発生器及び磁界センサを示す拡大斜視図である。

【図4】図4は、図3の磁気発生器と磁界センサとの間の電磁結合を示す説明図である。

【図5】図5は、図1に示す3次元顎運動測定装置において、被測定者の近傍に校正用コイル装置を配置したことを示す模式的な構成図である。

【図6】図6は、図5の校正用コイル装置を示す拡大斜視図である。

【図7】図7は、図1の3次元顎運動測定装置での顎運動測定を説明するフローチャートである。

【図8】図8は、校正用コイル装置と磁気発生器と磁界センサとの位置及び方向を示す説明図である。

30

【図9】図9は、図8の校正用コイル装置の座標系（絶対座標系）及び回転角を示す説明図である。

【図10】図10は、校正用コイル装置の平面状コイルと磁界センサとの位置及び方向を示す説明図である。

【図11】図11は、図10の磁界センサの座標系（上顎座標系）を示す説明図である。

【図12】図12は、校正用コイル装置の平面状コイルと磁気発生器との位置及び方向を示す説明図である。

【図13】図13は、図12の磁気発生器の座標系（下顎座標系）を示す説明図である。

【図14】図14は、図5の3次元顎運動測定装置において、ゲインの周波数特性を示す特性図である。

40

【図15】図15は、上顎に対して下顎を開いた際におけるゲインの変化を示す特性図である。

【図16】図16は、図15の測定結果より得られた磁界センサの位置分解能を示す特性図である。

【図17】図17は、従来技術の顎運動測定装置を示す構成図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0040】

図1は、この発明の一実施の形態の3次元顎運動測定装置10の構成を概略的に示している。

【0041】

50

図 2 は、図 1 の 3 次元顎運動測定装置 1 0 を構成する磁気発生器 1 2 及び磁界センサ 1 4 を示す斜視図であり、図 3 は、図 2 の磁気発生器 1 2 及び磁界センサ 1 4 を被測定者 1 6 の所定位置に貼り付けた状況を示す斜視図であり、図 4 は、図 2 の磁気発生器 1 2_i 及び磁界センサ 1 4_j の等価回路図である。

【 0 0 4 2 】

図 1 ~ 図 4 に示すように、3 次元顎運動測定装置 1 0 は、基本的には、図示しない接着剤等により被測定者 1 6 の所定位置に取り付けられる複数の磁気発生器 1 2_i (図 1 では、 $i = 1, 2$) と、図示しない接着剤等により被測定者 1 6 の所定位置に取り付けられる複数の磁界センサ 1 4_j (図 1 では、 $j = 1 \sim 3$) と、電磁結合切換部 1 8 と、この電磁結合切換部 1 8 に接続されるネットワークアナライザ 2 0 と、このネットワークアナライザ 2 0 に接続される信号処理手段としてのパーソナルコンピュータ (P C) 本体 2 6 とを有する。

10

【 0 0 4 3 】

磁気発生器 1 2_i と、この磁気発生器 1 2_i から発生する磁界 (磁束) を検出する磁界センサ 1 4_j とは、図 2 に示すように、エポキシ等の絶縁材料からなる基板 2 8 上に、例えば、スクリーン印刷技術によってパターン印刷されたスパイラル形状の平面状コイル 3 0 と、この平面状コイル 3 0 の外周端部に設けられた電極パッド 3 2 a 及び平面状コイル 3 0 からのリード 3 5 に接続される電極パッド 3 2 a 間に配置されたコンデンサ 3 7 とを有する。

【 0 0 4 4 】

20

ここで、コンデンサ 3 7 は、図 2 及び図 4 に示すように、平面状コイル 3 0 に対して並列に接続されているが、この平面状コイル 3 0 に対して直列に接続されていても構わない (図示せず) 。

【 0 0 4 5 】

そして、図 2 の電極パッド 3 2 a はリード 4 0 を介して同軸ケーブル 3 8 の心線 3 8 a に接続される一方、電極パッド 3 2 b はリード 4 2 を介して同軸ケーブル 3 8 のシールド線 3 8 b に接続されている。

【 0 0 4 6 】

そして、磁気発生器 1 2_i は、図 3 に示すように、平面状コイル 3 0 が形成されていない基板 2 8 表面 (図 2 では基板 2 8 底面) に図示しない接着剤を塗布して、前記接着剤を介して下顎 2 4 の下顎歯 4 4 に固定保持される。

30

【 0 0 4 7 】

本実施の形態では、磁気発生器 1 2_i は、被測定者 1 6 の口腔内に配置することを考慮して、平面状コイル 3 0 の直径を 1 0 [m m] 程度、巻き数を 2 0 ターン程度、平面状コイル 3 0 の巻線の幅を 0 . 1 [m m] 程度及び前記巻線の配置間隔を 0 . 1 [m m] 程度としている。

【 0 0 4 8 】

ここで、各同軸ケーブル 3 8 は、予備実験の結果より、略同一の長さに設定し、且つ電磁結合切換部 1 8 のインピーダンスと略同一のインピーダンスとすればよいことが確認されている。また、各同軸ケーブル 3 8 は、通過する電気信号が 1 0 M H z までであれば、電磁結合切換部 1 8 において反射が発生しないことが確認されている。さらに、各シールド線 3 8 b についても、アースを共通にすればコモンモードノイズを除去可能であることも確認されている。さらにまた、各シールド線 3 8 b による磁気発生器 1 2_i からの磁界の変動を抑制するために、直径 1 . 2 [m m] 程度の極細の同軸ケーブルを同軸ケーブル 3 8 として用い、シールド線 3 8 b の表面積をできる限り小さくすることが望ましいことも確認されている。

40

【 0 0 4 9 】

また、磁界センサ 1 4_j は、上述した磁気発生器 1 2_i と同様の構成を有しており、平面状コイル 3 0 が形成されていない基板 2 8 表面に図示しない接着剤を塗布して、前記接着剤を介して上顎 2 2 の上顎歯 4 6 に固定保持される。この場合、同軸ケーブル 3 8 は、図

50

1 に示す電磁結合切換部 18 に接続する。

【0050】

ここで、磁束を発生させる磁気発生器 12_i と、前記磁束を検出する磁界センサ 14_j との組み合わせを予め電磁結合切換部 18 に選択した状態で、ネットワークアナライザ 20 から計測用電気信号（入力電流）を電磁結合切換部 18 及び同軸ケーブル 38 を介して選択された磁気発生器 12_i に供給すると、図 3 及び図 4 に示すように、この磁気発生器 12_i の平面状コイル 30 から磁束（図 3 及び図 4 に示す矢印付きの実線）が発生し、選択された磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 に鎖交する。

【0051】

この場合、磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 には、電磁誘導によって検出用電気信号（出力電流）が生成され、前記出力電流は、同軸ケーブル 38 及び電磁結合切換部 18 を介してネットワークアナライザ 20 に出力される。

10

【0052】

なお、上述したように、磁気発生器 12_i と磁界センサ 14_j とは同様の構成を有しているため、上顎歯 46 に固定保持されている磁界センサ 14_j を磁気発生器として使用し、下顎歯 44 に固定保持されている磁気発生器 12_i を磁界センサとして使用できることは勿論である。

【0053】

電磁結合切換部 18 は、磁束を発生させる磁気発生器 12_i と、前記磁束を検出する磁界センサ 14_j との組み合わせを選択するスイッチであり、同軸リレー、半導体スイッチ等のスイッチング装置により構成することが好ましく、反射を考慮して同軸ケーブル 38 と略同一の特性インピーダンス（例えば、50 []）で整合することが好ましい。

20

【0054】

ネットワークアナライザ 20 は、計測用電気信号（入力電流）を磁気発生器 12_i に供給し、磁界センサ 14_j から検出用電気信号（出力電流）を受信する装置であり、前記入力電流と前記出力電流とから、磁気発生器 12_i と磁界センサ 14 との電磁結合に基づくゲインや位相を計測することができる。

【0055】

図 1 に示すように、PC 本体 26 は、前記入力電流及び前記出力電流に基づいて磁界センサ 14_j に対する各磁気発生器 12_i の位置及び方向を求め、求めた各磁気発生器 12_i の位置及び方向と、剛体である下顎（下顎骨）24 の形状に基づき、上顎 22 に対する下顎 24 の 3 次元運動をリアルタイムに算出する信号処理手段である。

30

【0056】

ここで、PC 本体 26 は、キーボードやマウス等の入力装置 32 と、CRT ディスプレイ等のモニタディスプレイ 34 と、プリンタ 36 とにそれぞれ接続され、ネットワークアナライザ 20 の測定結果に基づいて、上顎 22 と下顎 24 との相対的な運動を算出して、上顎 22 に対する下顎 24 の任意の位置や方向を求める装置である。

【0057】

3 次元顎運動測定装置 10 は、図 5 に示すように、上顎 22 及び下顎 24 の相対的な運動を行う前における磁気発生器 12_i 及び磁界センサ 14_j の初期位置を測定するための校正用コイル装置 50 をさらに有する。

40

【0058】

校正用コイル装置 50 では、図 5 及び図 6 に示すように、エポキシ等の絶縁材料からなる基板 52 表面の略全面に形成された電極パターン 54 の一部を剥離して複数の絶縁領域 56 を確保し、各絶縁領域 56 に、例えば、スクリーン印刷技術によってパターン印刷されたスパイラル形状の平面状コイル 58_k（図 5 では $k = 1 \sim 6$ ）が形成されている。この平面状コイル 58_k の外周端部と電極パターン 54 との間にはコンデンサ 60 が接続され、平面状コイル 58_k はリード 64 を介して同軸ケーブル 62 の心線 62a に接続される一方、電極パターン 54 はリード 66 を介して同軸ケーブル 62 のシールド線 62b に接続されている。

50

【 0 0 5 9 】

ここで、コンデンサ 6 0 は、図 6 に示すように、平面状コイル 5 8_k に対して並列に接続されているが、この平面状コイル 5 8_k に対して直列に接続されていても構わない（図示せず）。

【 0 0 6 0 】

そして、校正用コイル装置 5 0 は、図 5 に示すように、磁気発生器 1 2_i 及び磁界センサ 1 4_j と非接触の状態では、磁気発生器 1 2_i 及び磁界センサ 1 4_j の近傍位置に配置され、各平面状コイル 5 8_k は同軸ケーブル 6 2 を介して電磁結合切換部 1 8 に接続される。

【 0 0 6 1 】

本実施の形態では、各平面状コイル 5 8_k の直径を 1 0 [mm] 程度、巻き数を 1 0 ターン程度、平面状コイル 5 8_k の巻線の幅を 0 . 2 [mm] 程度及び前記巻線の配置間隔を 0 . 2 [mm] 程度に設定し、さらに各平面状コイル 5 8_k を 2 0 [mm] 間隔で互い違いに基板 5 2 表面に形成している。また、同軸ケーブル 6 2 は、同軸ケーブル 3 8 と同様の構成を有する一方、各シールド線 6 2 b に接続された電極パターン 5 4 は、各平面状コイル 5 8_k に対する共通のアース電極として機能する。

10

【 0 0 6 2 】

ここで、校正用磁束を発生させる平面状コイル 5 8_k と、前記校正用磁束を検出する磁気発生器 1 2_i 又は磁界センサ 1 4_j との組み合わせを予め電磁結合切換部 1 8 に選択した状態で、ネットワークアナライザ 2 0 から校正用電気信号（校正用入力電流）を電磁結合切換部 1 8 及び同軸ケーブル 6 2 を介して選択された磁気発生器 1 2_i 又は磁界センサ 1 4_j に供給すると、この平面状コイル 5 8_k から校正用磁束（図 5 に示す矢印付きの実線）が発生し、選択された磁気発生器 1 2_i 又は磁界センサ 1 4_j の平面状コイル 3 0（図 2 参照）に鎖交する。

20

【 0 0 6 3 】

この場合、磁気発生器 1 2_i 又は磁界センサ 1 4_j の平面状コイル 3 0 には、電磁誘導によって検出用電気信号（校正用出力電流）が生成され、前記校正用出力電流は、同軸ケーブル 3 8 及び電磁結合切換部 1 8 を介してネットワークアナライザ 2 0 に出力される。

【 0 0 6 4 】

また、図 1 に示すように、3次元顎運動測定装置 1 0 は、図示しない測定者等が手に持って任意に移動させることの自由な、内部に磁気マーカ 7 2 を有するポインタ 7 0 を有している。

30

【 0 0 6 5 】

このポインタ 7 0 は、磁石あるいは磁気発生器である磁気マーカ 7 2 が内蔵されると共に、略円錐状の尖った先端部 7 4 を有する鉛筆状の棒体である。ポインタ 7 0 に内蔵される磁気マーカ 7 2 以外の部分の材質は、樹脂等の非磁性体且つ非導電体とされている。

【 0 0 6 6 】

PC 本体 2 6 は、ネットワークアナライザ 2 0 から出力される各信号を処理する信号処理手段として機能し、この信号処理手段は、予め記録されているアプリケーションプログラムに基づき、後述するように、最尤度法等の繰り返し計算を利用して、磁気発生器 1 2_i 及び磁界センサ 1 4_j の位置をリアルタイムに算出すると共に、さらには、必要なときに、内部に磁気マーカ 7 2 を有する移動自由なポインタ 7 0 の先端の接触部位の位置を算出する。また、前記信号処理手段は、ポインタ 7 0 の先端の接触部位の位置を、磁気発生器 1 2_i 又は磁界センサ 1 4_j を基準とする相対位置として記憶し登録し（上顎 2 2 及び下顎 2 4 の特徴点のマーキング処理）、必要なときに読み出す処理も行うことができる。

40

【 0 0 6 7 】

このようにして、磁気発生器 1 2_i 等の 3 次元位置が測定された場合、PC 本体 2 6 は、測定した磁気発生器 1 2_i 等の位置を図示しない RAM 及びハードディスクに記憶すると共に、これらの位置に基づき、モニタディスプレイ 3 4 上に、被測定者 1 6 に対応する人物の顎運動画像を動画としてリアルタイムに表示する。

【 0 0 6 8 】

50

本実施の形態の3次元顎運動測定装置10は、基本的には以上のように構成され、且つ動作するものであり、次に、図7～図16を参照しながらその動作をさらに詳細に説明する。

【0069】

まず、ステップS1において、磁気発生器 12_i ($i = 1, 2$) (図1及び図5参照)と磁界センサ 14_j ($j = 1 \sim 3$)とを、被測定者16の口腔内の所定位置に配置する一方、校正用コイル装置50を磁気発生器 12_i 及び磁界センサ 14_j の近傍に配置する。

【0070】

この場合、平面状コイル30 (図2参照)の形成面とは反対側の表面に図示しない接着剤を塗布してから、前記接着剤を介して被測定者16の歯冠表面に各磁気発生器 12_i 及び各磁界センサ 14_j をそれぞれ貼り付ける。

10

【0071】

図1及び図5では、磁気発生器 12_i を下顎24の中切歯あるいは側切歯に貼り付け、磁界センサ 14_j を上顎22の中切歯あるいは側切歯に貼り付けた一例を示しているが、口腔内における磁気発生器 12_i 及び磁界センサ 14_j の貼り付け箇所は、上述した一例に限定されるものではない。例えば、磁気発生器 12_i を上顎22に配置し、磁界センサ 14_j を下顎24に各々配置しても構わない。また、磁気発生器 12_i 及び磁界センサ 14_j の取り付け箇所は、前述した上顎歯46及び下顎歯44ばかりでなく、上顎歯46、下顎歯44、舌及び口腔内に装着された義歯のうち少なくとも2つの組み合わせでよいことは勿論である。

20

【0072】

そして、各磁気発生器 12_i 及び各磁界センサ 14_j を、同軸ケーブル38を介して電磁結合切換部18に各々接続する。

【0073】

一方、校正用コイル装置50は、磁気発生器 12_i 及び磁界センサ 14_j と非接触に配置する。この場合、校正用コイル装置50は、被測定者16から離間して配置されているが、被測定者16の口腔外であれば、例えば、頭部、額部、頬部に配置しても構わない。

【0074】

次いで、上下顎の特徴点のマーキング処理を行う(ステップS2)。

【0075】

ここで、上下顎の特徴点のマーキング処理とは、上顎22あるいは下顎24の表面上の任意点、例えば、下顎24でいえば、下顎左右第一大臼歯中心窩の点や左右下顎頭近傍の点等の特徴点を、下顎24の所定位置に取り付けられた磁気発生器 12_i の平面状コイル30に対する相対座標として設定する処理である。

30

【0076】

さらに詳しく説明すると、上顎22及び下顎24の特徴点のマーキング処理とは、上顎22の所定位置に取り付けられた磁界センサ 14_j の平面状コイル30の位置に対する上顎22の任意点の相対位置(相対的3次元位置)と、下顎24の所定位置に取り付けられた磁気発生器 12_i の平面状コイル30の位置に対する下顎24の任意点の相対位置(相対的3次元位置)とを、PC本体26に認識させ、且つ登録(記憶)する処理である。

40

【0077】

上述した処理においては、例えば、下顎24の任意点(所望点、特徴点、あるいは代表点)を設定するために、測定者等は、図示しないポインタホルダからポインタ70 (図1参照)を取り外し、ポインタ70の先端部74を、下顎歯列中の所定位置、例えば、第一大臼歯の咬合面中心窩に接触させる。

【0078】

これにより、磁気マーカ72によって発生する磁束が、磁気発生器 12_i の平面状コイル30に鎖交し、これらの平面状コイル30では電磁誘導によって電気信号(誘導電圧)が発生する。この電気信号は、同軸ケーブル38を介して電磁結合切換部18に出力され、電磁結合切換部18では、各平面状コイル30に接続される同軸ケーブル38を順次選

50

択して、各電気信号をネットワークアナライザ 20 を介して PC 本体 26 に出力する。

【0079】

そのため、PC 本体 26 では、得られた各電気信号に基づいて、平面状コイル 30 の位置を基準とする第 1 大臼歯の咬合面中心窩に対する 3 次元座標位置及び方向を、平面状コイル 30 の出力により後述する最尤度法等により求めることができる。

【0080】

實際上、ポインタ 70 の先端部 74 を被測定者 16 の第 1 大臼歯の咬合面中心窩に接触させているとき、入力装置 32 により、モニタディスプレイ 34 上の表示に従い、所定の箇所、例えば、モニタディスプレイ 34 の画面における「磁気マーカ付きポインタの接触中」と表示されている箇所をクリックする。これにより、平面状コイル 30 で検出される磁束から、ポインタ 70 内部の磁気マーカ 72 の位置が求められ、さらにポインタ 70 の先端部 74 の位置が求められる。この場合、先端部 74 の位置が、第 1 大臼歯の咬合面中心窩の位置である。

【0081】

このようにして、左右の両第 1 大臼歯の咬合面中心窩の相対位置が求められ、これらの相対位置は、PC 本体 26 のハードディスクに記憶且つ登録される。同様な手順で、下顎 24 のその他の特徴点、例えば、左右下顎頭近傍の点等の数点をマーキングし、平面状コイル 30 の位置に対する相対位置を記憶して登録しておくことにより、下顎 24 の運動に伴う磁気発生器 12_j の移動と同時に、マーキングした数点の運動も測定することができる。

【0082】

これにより、X 線 CT や光学的手段によらず、上顎 22 及び下顎 24 の任意点の位置を簡便に測定することができる。そのため、被測定者 16 に X 線を照射させることなく測定を行うことができる上に、光学的手段による位置検出方法のような大きな機械的構造物を被測定者 16 の口腔内に挿入することを回避することができる。

【0083】

また、被測定者 16 が、下顎 24 の任意点（特徴点、例えば下顎左右第一大臼歯中心窩の点や左右下顎頭近傍の点）のマーキング中に、頭部や顎部を動かしても、動かした後の測定結果に基づいて前記任意点の相対的位置を求めることができるので、正確なマーキング処理を行うことが可能である。

【0084】

また、ポインタ 70 による下顎 24 の任意点のマーキング（相対位置把握）では、ポインタ 70 の先端部 74 を所望点に接触させることによりその任意点を所望点として座標位置を記憶して登録するため、被測定者 16 の表面に出ている点のみしか座標位置を登録することができない。

【0085】

しかし、実際には、被測定者 16 の内部の点の運動を計測する必要もあり、そのような場合には、その位置を PC 本体 26 により算出した上で登録することも可能である。例えば、左右下顎頭の近傍の点（耳珠のやや前方）を皮膚の上からポインタ 70 で指し示し、ポインタ 70 で指示し記憶した左右の点を結んだ直線に対し、内側へそれぞれ、例えば 20 [mm] 動かした点を PC 本体 26 により算出することで、その点（左右顎頭点に対応する。）を登録することが可能である。

【0086】

下顎 24 形状の特徴点の相対位置の登録処理が終了した場合、測定者等はポインタ 70 を図示しないポインタホルダに返却する。

【0087】

次に、ステップ S3 では、校正用コイル装置 50 の平面状コイル 58_k から発生する磁束を磁気発生器 12_j 及び磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 で測定し、測定結果から磁気発生器 12_j 及び磁界センサ 14_j の初期位置及び初期方向を算出する。ここで、磁気発生器 12_j 及び磁界センサ 14_j の初期位置及び初期方向とは、上顎 22 に対して下顎 24

10

20

30

40

50

が相対的運動を行っておらず、図5に示すように、下顎24が上顎22に対して開いていない状態における磁気発生器12_i及び磁界センサ14_jの位置及び方向である。

【0088】

前記初期位置及び初期方向の算出方法の説明に先立ち、平面状コイル58_kからの磁束を磁気発生器12_i及び磁界センサ14_jの平面状コイル30で測定する方法について説明する。

【0089】

先ず、電磁結合切換部18により、ネットワークアナライザ20からの校正用電気信号（入力電流）を流す平面状コイル58_kと、平面状コイル58_kによって発生する磁束を検出する平面状コイル30とを選択する。そして、ネットワークアナライザ20から電磁結合切換部18を介して選択された平面状コイル58_kに交流電流を流す。

10

【0090】

ここで、前記交流電流は、同軸ケーブル38、62のインピーダンスを考慮して、10[MHz]までの周波数を有する交流電流であることが好ましく、ここでは1[MHz]~2[MHz]程度の高周波の交流電流を用いている。

【0091】

この場合、平面状コイル58_kのうち、例えば、平面状コイル58₅に前述した交流電流を流すと、前記交流電流によって交流磁束である校正用磁束が発生し、前記校正用磁束は、被測定者16の口腔内に配置された磁気発生器12_i及び磁界センサ14_jの平面状コイル30に鎖交する。これらの平面状コイル30では、電磁誘導によって検出電気信号（誘導電圧）が発生し、これにより、誘導電流は、同軸ケーブル38を介して電磁結合切換部18に流れる。

20

【0092】

電磁結合切換部18では、予め選択した平面状コイル30からの検出電気信号（誘導電流）をネットワークアナライザ20に出力する。ネットワークアナライザ20では、前記校正用電気信号及び前記検出電気信号の振幅及び位相から、平面状コイル58_kと平面状コイル30との間の電磁結合におけるゲインや位相を求め、得られたゲインや位相をPC本体26に出力する。

【0093】

電磁結合切換部18は、平面状コイル58_k及び平面状コイル30の組み合わせを変更することにより、上述した電磁結合の組み合わせを切り換えることができる。

30

【0094】

図1及び図5では、校正用コイル装置50に5個の平面状コイル58₁~58₅が配置される一方、被測定者16の口腔内に合計5個の平面状コイル30が配置されている。そのため、平面状コイル58₁から発生する校正用磁束は、磁気発生器12₁、12₂及び磁界センサ14₁、14₂、14₃の合計5つの平面状コイル30に鎖交する。従って、1つの平面状コイル58₁に対する電磁結合の組み合わせは5通りとなる。なお、磁気発生器12_iは、平面状コイル58_kからの校正用磁束に対しては磁界センサとして機能するので、磁気発生器12_iについても、後述する絶対座標系で初期位置及び方向を求めることが可能である。

40

【0095】

さらに、電磁結合切換部18によって平面状コイル58₁~58₅を切り換えて選択すると、合計で25通りの電磁結合の組み合わせを実現することができる。従って、25通りの電磁結合についての測定結果が、ネットワークアナライザ20からPC本体26に出力されることになる。

【0096】

そこで、PC本体26では、このようにして得られた測定結果より、各磁気発生器12_i及び各磁界センサ14_jについて、それらの初期位置及び初期方向の算出を絶対座標系を用いて行う。

【0097】

50

ここで、前記絶対座標系の原点は、どの位置でもよいが、図8では、簡単のために、校正用コイル装置50の平面状コイル58₃におけるスパイラル部分(図6参照)の中心点を絶対座標系X₀Y₀Z₀の原点とした場合について示し、以下同様とする。ここで、絶対座標系X₀Y₀Z₀のX₀軸及びZ₀軸は、平面状コイル58₃(図6参照)の表面に沿った座標軸であり、Y₀軸は、平面状コイル58₃に直交する方向の座標軸である。

【0098】

このステップS3における磁気発生器12_i及び磁界センサ14_jの初期位置及び初期方向の算出は、先ず、図9に示すように、磁気発生器12_i及び磁界センサ14_jのうちの1つの平面状コイル30(図8では磁界センサ14₁の平面状コイル)から、各平面状コイル58_kまでの位置ベクトルp₁~p₆を求める。

10

【0099】

ここで、平面状コイル30の位置及び方向角(姿勢角、回転角)に関するパラメータを、図9に示す5自由度情報(x, y, z, ,)で表して、各ベクトルp₁~p₆をベクトルp₁~p₆(x, y, z, ,)とする。

【0100】

この場合、平面状コイル30で検出される各平面状コイル58_kからの測定磁束B_{mk}と、磁気モーメントが既知である各平面状コイル58_kの各双極子による平面状コイル30からの磁束密度の計算値を計算磁束B_{ck}とすると、測定磁束B_{mk}と計算磁束B_{ck}とから、次の(1)式により最尤度法等により、ベクトルp₁(x, y, z, ,)~p₆(x, y, z, ,)の各パラメータを求める。ただし、(1)式でkとは、平面状コイル58_kの個数を示し、k=1~6である。なお、ここでは、簡単のために、ベクトルを示す表記(矢印の符号)を省略し、以下同様とする。

20

【0101】

$$(B_{mk} - B_{ck})^2 = 0 \text{ 又は極小値} \quad \dots (1)$$

この(1)式の最小自乗法による最尤度法で、各平面状コイル30の初期位置及び初期方向を求める計算を詳しく説明する。

【0102】

まず、上記(1)式を、以下の(2)式の評価関数S(p)と置く。

【0103】

$$S(p) = S(p_1 \sim p_6) = (B_{mk} - B_{ck})^2 = 0 \text{ 又は最小値} \quad \dots (2)$$

30

ただし、(2)式において、各値は以下の通りである。

【0104】

$$B_{ck} = (1/4 \mu) \times [\{ (-M_k / p_k^3) + (3(M_k \cdot p_k) p_k / p_k^5) \}] \quad \dots (3)$$

(M_k · r_k)と(M_k · r_k)における「·」はベクトルの内積

ベクトルp_k: 各平面状コイル58_kと平面状コイル30との間の位置ベクトル

ベクトルM_k: 各平面状コイル58_kにおける磁気モーメント(既知)

上記のように定義される(2)式において、評価関数S(p)が、ベクトルp=qにおいて極小値をとれば、mを後述するパラメータの数として下記(4)式が成立する。

40

【0105】

$$(S(p) / p_i) |_{p=q} = 0 \quad (i = 1, 2 \dots m) \quad \dots (4)$$

上記(2)式を、この(4)式に代入して展開すれば、の範囲をn=1~mとして、次の(5)式が得られる。

【0106】

$$(\partial^2 S / \partial p_i \partial p_n) \quad p_n = - (\partial^2 S / \partial p_i) , \quad (i = 1, 2, \dots m) \quad \dots (5)$$

この(5)式は、m行n列の行列式による連立方程式であり、これを解いてベクトルp_nを求め、ベクトルp^(k+1)=ベクトルp^k+ベクトルp_nから最適解であるベクトルq

50

を求めることができる。

【0107】

なお、磁界 B_{mk} 、 B_{ck} の距離による一階微分値を求め、この一階微分値と測定磁界 B_{mi} のみに対して最尤度を適用することで、磁界が距離の3乗に比例することを考慮すると、精度を向上させることができる。

【0108】

上述した初期位置及び初期方向の算出は、磁界センサ14₁の平面状コイル30についてであったが、他の平面状コイル30についても、測定磁界 B_{mk} を用いることで、その初期位置及び初期方向を算出することができる。

【0109】

このようにしても、(1)式の演算が収束しなかった場合、あるいは収束した場合においても、パラメータの解が前後の軌跡から不自然な場合には、その点における解を除いて、演算を繰り返せばよい。

【0110】

次いで、ステップS4では、ステップS3で算出された絶対座標系 $X_0Y_0Z_0$ (図8～図10参照) で表された各磁気発生器12_j及び各磁界センサ14_jの初期位置及び初期方向を、図8及び図10～図12に示す上顎22の座標系(上顎座標系) $X_sY_sZ_s$ と、図8、図10、図12及び図13で示す下顎24の座標系(下顎座標系) $X_bY_bZ_b$ とで表現する。

【0111】

上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ の原点は、上顎22のどの位置に設定してもよいが、図8では、簡単のために、上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ が磁界センサ14₂の中心位置(図2の平面状コイル30を構成するスパイラル部分の中心点)を原点として設定されている場合を示す。ここで、上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ の X_s 軸及び Z_s 軸は、平面状コイル30の表面に沿った座標軸であり、 Y_s 軸は、平面状コイル30に直交する方向の座標軸である。

【0112】

また、下顎座標系 $X_bY_bZ_b$ の原点は、下顎24のどの位置に設定してもよいが、図8では、下顎座標系 $X_bY_bZ_b$ が磁気発生器12₁の中心位置(図2の平面状コイル30を構成するスパイラル部分の中心点)を原点として設定されている場合を示す。ここで、下顎座標系 $X_bY_bZ_b$ の X_b 軸及び Z_b 軸は、平面状コイル30の表面に沿った座標軸であり、 Y_b 軸は、平面状コイル30に直交する方向の座標軸である。

【0113】

ここで、上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ における任意点の位置ベクトル P_{j_s} ($j = 1 \sim 3$) について、絶対座標系 $X_0Y_0Z_0$ では位置ベクトル $P_{j_{s0}}$ として表現されていれば、この位置ベクトル P_{j_s} は、絶対座標系 $X_0Y_0Z_0$ に対する上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ の位置ベクトル P_{s0} と、絶対座標系 $X_0Y_0Z_0$ から上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ への座標変換行列(回転行列) R_s とにより、下記の(6)式で表される。

【0114】

$$P_{j_s} = R_s (P_{j_{s0}} - P_{s0}) \quad \dots (6)$$

なお、図10では、磁界センサ14₁の位置が、上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ では位置ベクトル P_{1_s} で表され、絶対座標系 $X_0Y_0Z_0$ では位置ベクトル $P_{1_{s0}}$ で表された場合について示す。

【0115】

ここで、回転行列 R_s は、図9に示す軸 X_0 軸、 Y_0 軸及び Z_0 軸に対する回転角を α 、 β 、 γ とすれば、下記の(7)式で表される。

【0116】

10

20

30

40

【数 1】

$$R_s = \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & -\sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix}$$

…(7)

【0117】

10

また、図10に示すように、磁界センサ14₂に直交し且つ軸Y_sに平行な単位ベクトルについて、絶対座標系X₀Y₀Z₀ではd_{s0}で表されている場合、この単位ベクトルを上顎座標系X_sY_sZ_sの単位ベクトルd_s(図10及び図11参照)に変換すれば、下記の(8)式で表される。

【0118】

$$d_s = R_s d_{s0} \quad \dots (8)$$

一方、下顎座標系X_bY_bZ_bにおける任意点の位置ベクトルP_{ib}(i=1、2)について、図8及び図12に示す絶対座標系X₀Y₀Z₀では位置ベクトルP_{ib0}として表現されていれば、この位置ベクトルP_{ib}は、絶対座標系X₀Y₀Z₀に対する下顎座標系X_bY_bZ_bの位置ベクトルP_{b0}と、絶対座標系X₀Y₀Z₀から下顎座標系X_bY_bZ_bへの座標変換行列(回転行列)R_bとにより、下記の(9)式で表される。

20

【0119】

$$P_{ib} = R_b (P_{ib0} - P_{b0}) \quad \dots (9)$$

ここで、回転行列R_bは、上記の(7)式と同様に表される。

【0120】

また、図12及び図13に示すように、磁気発生器12₁に直交し且つ軸Y_bに平行な単位ベクトルについて、絶対座標系X₀Y₀Z₀ではd_{b0}で表されている場合、この単位ベクトルを下顎座標系X_bY_bZ_bの単位ベクトルd_bに変換すれば、下記の(10)式で表される。

【0121】

$$d_b = R_b d_{b0} \quad \dots (10)$$

30

ここで、回転行列R_sを求めるには、上顎座標系X_sY_sZ_sの単位ベクトルd_{js}がY_s軸に平行であり、且つベクトルP_{js}を図示しないX_sZ_s平面に投影した際に、投影したベクトルがベクトルP_{js}のX_s方向成分と平行であるという条件の下で、ステップS3で算出された各平面状コイル30の初期位置及び初期方向を用いて、(6)式についての非線形の連立方程式を構築し、この連立方程式について、例えば、ニュートン法による反復計算を実行することにより求めることができる。

【0122】

回転行列R_bについても、下顎座標系X_bY_bZ_bの単位ベクトルd_bがY_b軸に平行であり、且つベクトルP_{ib}を図示しないX_bZ_b平面に投影した際に、投影したベクトルがベクトルP_{ib}のX_b方向成分と平行であるという条件の下で、ステップS3で算出された各平面状コイル30の初期位置及び初期方向を用いて、(6)式についての非線形の連立方程式を構築し、この連立方程式について、例えば、ニュートン法による反復計算を実行することにより求めることができる。

40

【0123】

次に、このようにして求められた回転行列R_s、R_bより、上顎座標系X_sY_sZ_sから下顎座標系X_bY_bZ_bに座標変換を行うための座標変換行列(回転行列)R_{bs}を下記の(11)式により求める。

【0124】

$$R_{bs} = R_b R_s^{-1} \quad \dots (11)$$

50

ここで、 R_s^{-1} は、回転行列 R_s の逆行列である。

【0125】

これらの回転行列 R_s 、 R_b 、 R_{bs} を用い、さらに(6)式及び(9)式から、校正用コイル装置50を用いて絶対座標系 $X_0Y_0Z_0$ で測定された各平面状コイル30の初期位置及び初期方向を、上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ 又は下顎座標系 $X_bY_bZ_b$ で表すことができる。

【0126】

次いで、ステップS5において、前記初期位置及び初期方向における磁気発生器12_iと磁界センサ14_jとの間の電磁結合に基づいて、各磁気発生器12_iの磁気モーメント M_i を求める。

【0127】

このステップS5では、電磁結合切換部18により交流電流を流す各磁気発生器12_iと、磁束を検出する磁界センサ14_jとを予め選択した状態で、ネットワークアナライザ20から電磁結合切換部18を介して磁気発生器12_iの平面状コイル30に交流電流を流し、前記交流電流によって発生する磁束を、選択された磁界センサ14_jの平面状コイル30で誘導電流として検出し、前記誘導電流を電磁結合切換部18を介してネットワークアナライザ20に出力する。

【0128】

図13は、代表的に、磁気発生器12₂からの磁束を磁界センサ14₃で検出する場合について示している。

【0129】

ここで、磁気発生器12_iで発生する磁束に対して、磁界センサ14_jで磁束密度 B_{ij} (図8では、 $i = 1, 2$ 及び $j = 1 \sim 3$)を検出した場合、磁気発生器12_iと磁界センサ14_jとの間のベクトル r_{ij} と、上顎座標系 $X_sY_sZ_s$ で表された磁界センサ14_jにおける法線方向の単位ベクトル d_j と、磁気発生器12_iの磁気モーメント M_i とから、磁束密度 B_{ij} は、下記の(12)式で表される。

【0130】

$$B_{ij} = (1/4 \mu) \times \{ (-M_i / r_{ij}^3) + (3(M_i \cdot r_{ij}) \cdot r_{ij} / r_{ij}^5) \} \cdot d_j \quad \dots (12)$$

ただし、磁気モーメント M_i は、 $M_i = (\text{磁気モーメント } M_i \text{ の大きさ } M_{ij}) \cdot (\text{磁気発生器 } 12_i \text{ の法線方向の単位ベクトル } d_i)$ である。

【0131】

なお、図8では、磁気発生器12₂から発生する磁束に対して、磁界センサ14₃で磁束密度 B_{23} を検出する場合について示している。

【0132】

(12)式より、磁気モーメント M_i の大きさ M_{ij} は、下記の(13)式で求められる。

【0133】

$$M_{ij} = B_{ij} / [(1/4 \mu) \times \{ (-d_i / r_{ij}^3) + (3(d_i \cdot r_{ij}) \cdot r_{ij} / r_{ij}^5) \} \cdot d_j] \quad \dots (13)$$

実際には、磁束 B_{ij} を複数回測定して、これらの測定結果に基づいて、磁気モーメント M_i の平均値を算出する。

【0134】

次いで、ステップS6において、同軸ケーブル62を電磁結合切換部18から取り外し、校正用コイル装置50及び同軸ケーブル62を、磁気発生器12_iから発生する磁束の影響を及ぼさない場所に移動する。

【0135】

次いで、ステップS7において、上顎22に対する下顎24の運動が行われた際の各磁気発生器12_iと各磁界センサ14_jとの電磁結合の変化に基づいて、上顎22に対する下

10

20

30

40

50

顎 24 の相対的位置及び姿勢角を求める。

【 0 1 3 6 】

先ず、電磁結合切換部 18 により、ネットワークアナライザ 20 からの測定用電気信号（入力電流）を流す磁気発生器 12_i の平面状コイル 30 と、この平面状コイル 30 によって発生する磁束を検出する磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 とを選択する。そして、ネットワークアナライザ 20 から電磁結合切換部 18 を介して選択された磁気発生器 12_i の平面状コイル 30 に交流電流を流す。

【 0 1 3 7 】

ここで、前記交流電流は、ステップ S3 における校正用電気信号の場合と同様に、同軸ケーブル 38 のインピーダンスを考慮して、10 [MHz] までの周波数を有する交流電流であることが好ましく、一例として、1 [MHz] ~ 2 [MHz] 程度の高周波の交流電流を用いた。

10

【 0 1 3 8 】

この場合、磁気発生器 12_i の平面状コイル 30 のうち、例えば、図 3 に示す 1 つの平面状コイル 30 に前述した交流電流を流すと、前記交流電流によって交流磁束である測定用磁束が発生し、前記測定用磁束は、被測定者 16 の口腔内に配置された磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 に鎖交する。この平面状コイル 30 では、電磁誘導によって検出電気信号（出力電流）が発生し、この出力電流は、同軸ケーブル 38 を介して電磁結合切換部 18 に流れる。

【 0 1 3 9 】

20

電磁結合切換部 18 では、予め選択した平面状コイル 30 からの出力電流をネットワークアナライザ 20 に出力する。ネットワークアナライザ 20 では、前記入力電流及び前記出力電流の振幅及び位相から、磁気発生器 12_i と磁界センサ 14_j との間の電磁結合におけるゲインや位相を求め、得られたゲインや位相を PC 本体 26 に出力する。

【 0 1 4 0 】

ここで、電磁結合切換部 18 は、磁気発生器 12_i と磁界センサ 14_j との組み合わせを変更することにより、上述した電磁結合の組み合わせを切り換えることができる。図 1 及び図 5 では、被測定者 16 の口腔内に 2 個の磁気発生器 12₁、12₂ と 3 個の磁界センサ 14₁、14₂、14₃ とが配置されているので、前記電磁結合の組み合わせは 6 通りとなる。従って、ステップ S7 では、6 通りの電磁結合についての測定結果が、ネットワークアナライザ 20 から PC 本体 26 に出力されることになる。

30

【 0 1 4 1 】

先ず、磁束を発生する磁気発生器 12_i と、前記磁束の磁束密度 B_{ij} を検出する磁界センサ 14_j との間の位置ベクトルが r_{ij}（図 8 参照）である場合、磁界センサ 14_j における法線方向の単位ベクトル d_j と、磁気発生器 12_i の磁気モーメント M_i とから、磁束密度 B_{ij} は、上述した (12) 式で表される。ここで、位置ベクトル r_{ij} は、上顎座標系 X_s Y_s Z_s と下顎座標系 X_b Y_b Z_b との間の位置ベクトル P_{bs} と、上顎座標系 X_s Y_s Z_s で表された任意点の位置ベクトル P_{is} と、下顎座標系 X_b Y_b Z_b で表された任意点の位置ベクトル P_{ib} と、回転行列 R_{bs} とから、下記の (14) 式で表される。

【 0 1 4 2 】

40

$$r_{ij} = P_{bs} + R_{bs}^{-1} P_{ib} - P_{is} \quad \dots (14)$$

ここで、R_{bs}⁻¹ は回転行列 R_{bs} の逆行列であり、この回転行列 R_{bs} は、図 11 に示す上顎座標系 X_s Y_s Z_s の X_s 軸、Y_s 軸及び Z_s 軸に対する回転角 θ_{ys} 、 θ_{zs} 及び θ_{xs} より、下記の (15) 式で表される。

【 0 1 4 3 】

【数2】

$$R_{bs} = \begin{bmatrix} \cos \gamma_s & -\sin \gamma_s & 0 \\ \sin \gamma_s & \cos \gamma_s & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_s & -\sin \alpha_s \\ 0 & \sin \alpha_s & \cos \alpha_s \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \beta_s & 0 & -\sin \beta_s \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta_s & 0 & \cos \beta_s \end{bmatrix} \quad \dots(15)$$

【0144】

10

また、下顎座標系 $X_b Y_b Z_b$ で表された磁気発生器 12_1 に直交し且つ Y_b 軸に平行な単位ベクトル d_b (図13参照) についても、回転行列 R_{bs} を用いて上顎座標系 $X_s Y_s Z_s$ に座標変換を行えば、下記の(16)式で示す単位ベクトル d_{bs} で表される。

【0145】

$$d_{bs} = R_b d_b \quad \dots(16)$$

この(15)式の回転行列 R_{bs} を求め、得られた結果を(14)式及び(16)式に代入して位置ベクトル P_{bs} 及び単位ベクトル d_{bs} を求める。

【0146】

この場合、各磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 で検出される各磁気発生器 12_i の平面状コイル 30 からの測定磁束 B_{ij} と、磁気モーメントが既知である磁気発生器 12_i の平面状コイル 30 の双極子による磁束密度の計算値を計算磁束 B_{ci} とするとき、測定磁束 B_{ij} と計算磁束 B_{ci} とから、次の(17)式により最尤度法等により、ベクトル r_{ij} の各パラメータを求める。

20

【0147】

$$(B_{ij} - B_{ci})^2 = 0 \text{ 又は極小値} \quad \dots(17)$$

次に、上記(17)式を、以下の(18)式の評価関数 $S(p)$ と置く。

【0148】

$$S(p) = S(r_{ij}) = (B_{ij} - B_{ci})^2 = 0 \text{ 又は最小値} \quad \dots(18)$$

ただし、(18)式において、磁束密度 B_{ij} は、(12)式における B_{ij} であり、磁束密度 B_{ci} は下記の(19)式で表される。

30

【0149】

$$B_{ci} = (1/4 \mu) \times [\{ (-M_i / r_{ij}^3) + (3(M_i \cdot r_{ij}) r_{ij} / r_{ij}^5) \}] \quad \dots(19)$$

($M_i \cdot r_{ij}$) と ($M_i \cdot r_{ij}$) における「 \cdot 」はベクトルの内積

ベクトル M_i : 各磁気発生器 12_i の平面状コイル 30 における磁気モーメント(既知)

【0150】

上記のように定義される(18)式において、評価関数 $S(r_{ij})$ が、ベクトル $r_{ij} = q$ において極小値をとれば、 m を後述するパラメータの数として下記(20)式が成立する。

40

【0151】

$$(S(r_{ij}) / (r_{ij})) |_{r_{ij}=q} = 0 \quad (i, j = 1, 2 \dots m) \quad \dots(20)$$

上記(18)式を、この(20)式に代入して展開すれば、 q の範囲を $n = 1 \sim m$ として、次の(21)式が得られる。

【0152】

$$(d^2 S / (p_i p_n)) |_{p_n} = - (d^2 S / p_i), \quad (i = 1, 2, \dots m) \quad \dots(21)$$

50

この(21)式は、 m 行 m 列の行列式による連立方程式であり、これを解いてベクトル p_n を求め、ベクトル $p^{(i+1)} = \text{ベクトル } p^i + \text{ベクトル } p_n$ から最適解であるベクトル q を求めることができる。

【0153】

なお、磁界 B_{ij} 、 B_{ci} の距離による一階微分値を求め、この一階微分値と測定磁界 B_{ij} のみに対して最尤度法を適用することで、磁界が距離の3乗に比例することを考慮すると、精度を向上させることができる。

【0154】

上述した初期位置及び初期方向の算出は、磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 についてであったが、他の平面状コイル 30 についても、測定磁界 B_{ij} を用いることで、その位置及び方向を算出することができる。

10

【0155】

このようにしても、(21)式の演算が収束しなかった場合、あるいは収束した場合においても、パラメータの解が前後の軌跡から不自然な場合には、その点における解を除いて、演算を繰り返せばよい。

【0156】

次いで、ステップ $S8$ では、ステップ $S7$ で得られた上顎 22 に対する下顎 24 の相対的運動を、下顎 24 の動きとしてモニタディスプレイ 34 上の画像に変換して表示させる。この場合、下顎 24 の動きは、ハードディスクあるいはデジタルビデオディスク等に記録することが可能であるので、何回でも再生することが可能となり、また、スロー再生、

20

スチル再生、高速再生も可能となることから、さまざまな視点から顎運動を診断することが可能となる。

【0157】

ここで、いくつかの実験例を図 $14 \sim 16$ を参照しながら説明する。

【0158】

図 14 は、上顎 22 の中切歯及び側切歯の歯冠表面に3つの磁気発生器 12_i ($12_1 \sim 12_3$) を各々配置する一方、下顎の 24 の中切歯及び側切歯の歯冠表面に3つの磁界センサ 14_j ($14_1 \sim 14_3$) を各々配置した状態で、被測定者 16 近傍に配置された校正用コイル装置 50 の平面状コイル 58_k から磁束を発生させた場合における、平面状コイル 58_k と、各磁気発生器 12_i 及び各磁界センサ 14_j の平面状コイル 30 との間のゲインの周波数特性を調べたものである。

30

【0159】

ここで、コイル $1 \sim 3$ は、磁気発生器 $12_1 \sim 12_3$ の平面状コイル 30 の測定結果を示し、コイル $4 \sim 6$ は、磁界センサ $14_1 \sim 14_3$ の平面状コイル 30 の測定結果を示している。

【0160】

また、この実験例では、各平面状コイル 58_k に流れる $1 \sim 2$ [MHz] の校正用電気信号(交流電流)と、各コイル $1 \sim 6$ に検出される誘導電流(出力電流)との比を前記ゲインとして、ネットワークアナライザ 20 から PC 本体 26 に出力したものである。

【0161】

この場合、各コイル $1 \sim 6$ は、平面状コイル 58_k に流れる校正用電流の周波数が 1.3 [MHz] ~ 1.5 [MHz] であると、前記ゲインが最大となると共に、前記ゲインにノイズ成分が含まれていないことが分かる。これは、平面状コイル 58_k (図 2 参照) とコンデンサ 60 とによる共振周波数や、平面状コイル 30 とコンデンサ 37 とによる共振周波数を、 1.3 [MHz] ~ 1.5 [MHz] 程度の値に設定しているためである。前記校正用電流の周波数が前記共振周波数であると、共振によって校正用コイル装置 50 や各コイル $1 \sim 6$ に含まれるリアクタンス分が消滅してインピーダンスが低下し、ゲインが増加するためである。

40

【0162】

図 15 は、上顎 22 に対して下顎 24 が下方向に開いた際における、1つの磁気発生器

50

1 2₂と1つの磁界センサ 1 4₂との間のゲインを示すものであり、上顎 2 2 に対する下顎 2 4 の角度を 1 [°] ずつ開いたときのゲインをプロットしたものである。

【 0 1 6 3 】

図 1 5 では、磁気発生器 1 2₂の平面状コイル 3 0 に交流電流を流す一方、前記交流電流による磁束を磁界センサ 1 4₂の平面状コイル 3 0 で検出したものである。ここで、下顎 2 4 の角度が同一の値である場合、磁気発生器 1 2₂の平面状コイル 3 0 を流れる前記交流電流の周波数が高い程、ゲインが増加している。これにより、前記交流電流の周波数を高くする程、磁界センサ 1 4₂の感度が増加することが分かる。

【 0 1 6 4 】

図 1 5 の結果より、ネットワークアナライザ 2 0 の確度が、例えば、0 . 1 [d B] であり、上顎 2 2 に対して下顎 2 4 を下方方向に 1 [°] 開いた際の磁界センサ 1 4₂の移動距離が 1 . 6 1 6 [m m] であり、下顎 2 4 を下方方向に 1 [°] 開いた際のゲインの変化分を S [d B] とすれば、磁界センサ 1 4₂の位置分解能は、下記の (2 2) 式で表される。

【 0 1 6 5 】

$$(\text{位置分解能}) = 0 . 1 \times 1 . 6 1 6 / S [\text{m m}] \quad \dots (2 2)$$

図 1 6 は、図 1 5 に示すゲインを (2 2) 式に代入して求めた磁界センサ 1 4₂の位置分解能の算出結果の一例を示すものであり、磁気発生器 1 2₂の平面状コイル 3 0 に流れる校正用交流電流の周波数が 5 0 0 [M H z] である場合を示す。

【 0 1 6 6 】

この算出結果より、下顎 2 4 の開いた角度が 0 ~ 3 0 [°] の範囲内であれば、磁界センサ 1 4₂の位置分解能の最高値が 8 [μ m] であり、最低値が約 1 0 0 [μ m] であり、3次元顎運動測定装置 1 0 が 1 0 0 [μ m] 以内の位置精度を達成できることが容易に諒解できる。

【 0 1 6 7 】

このように、本実施の形態では、上顎 2 2 及び下顎 2 4 のうちの一方に複数の磁気発生器 1 2_iを配置し、他方に複数の磁界センサ 1 4_jを配置した状態で、1つの磁気発生器 1 2_iから計測用の磁界を発生させて、1つの磁界センサ 1 4_jで前記計測用の磁界による磁束密度を検出できるようにすれば、前記計測用の磁界を発生した際に、1つの磁気発生器 1 2_iと1つの磁界センサ 1 4_jとの間で電磁結合が発生し、この磁界センサ 1 4_jにおいて、電磁誘導作用で前記磁束密度が電気信号 (出力電流) に変換される。

【 0 1 6 8 】

ここで、各磁気発生器 1 2_iと各磁界センサ 1 4_jとの間で、上述した電磁結合の組み合わせが少なくとも 6 通りであれば、検出される 6 つの前記計測用の磁界あるいは前記電気信号より、各磁気発生器 1 2_iに関する 6 自由度運動のパラメータを求めることができ、これらのパラメータから上顎 2 2 と下顎 2 4 との相対的運動を算出することができる。

【 0 1 6 9 】

つまり、本実施の形態では、各磁気発生器 1 2_i及び各磁界センサ 1 4_jの取付位置及び取付方向に関係なく、前記電磁結合の組み合わせを 6 通り以上にすることで、上顎 2 2 と下顎 2 4 との相対的運動を測定することができる。従って、各磁気発生器 1 2_i及び各磁界センサ 1 4_jの取付位置及び取付方向によって、各磁気発生器 1 2_i及び各磁界センサ 1 4_jの位置精度や、各磁界センサ 1 4_jの測定精度が低下することはない。

【 0 1 7 0 】

また、上顎 2 2 と下顎 2 4 との間で、各磁気発生器 1 2_iと各磁界センサ 1 4_jとが配置されているので、従来の顎運動測定装置 2 0 0 (図 1 7 参照) と比較して、各磁気発生器 1 2_iと各磁界センサ 1 4_jとの間の距離は小さくなり、各磁界センサ 1 4_jで検出される磁界の位置勾配が大きくなる。これにより、各磁界センサ 1 4_jから出力される前記電気信号のレベルも大きくなり、各磁界センサ 1 4_jの測定精度を向上させることができる。

【 0 1 7 1 】

この場合、各磁気発生器 1 2_i及び各磁界センサ 1 4_jは、上顎 2 2 における上顎歯の歯

10

20

30

40

50

冠表面と、下顎 2 4 における下顎歯の歯冠表面とに直接取り付けられているので、上顎 2 2 と下顎 2 4 とが相対的運動を行うと、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j は、上顎 2 2 及び下顎 2 4 に一体となって移動する。

【 0 1 7 2 】

そのため、上顎 2 2 及び下顎 2 4 が相対的運動を行っても、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j の初期位置からの位置ずれは発生しない。従って、各磁界センサ 1 4_j の測定精度と、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j の位置精度とを共に向上させることができる。

【 0 1 7 3 】

上述したように、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j が上顎 2 2 及び下顎 2 4 に直接配置されているので、3次元顎運動測定装置 1 0 の小型化を容易に図ることができる。

10

【 0 1 7 4 】

なお、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j を合計で 6 つ以上に増加させれば、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j の位置精度をさらに向上させることができる。

【 0 1 7 5 】

また、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j のコイルを平面状コイル 3 0 としているので、上顎 2 2 及び下顎 2 4 に平面状コイル 3 0 の取付が容易になると共に、上顎 2 2 及び下顎 2 4 が相対的運動を行っても、平面状コイル 3 0 の初期位置からの位置ずれをより一層抑制することができる。この場合、平面状コイル 3 0 は、印刷技術等で作製可能であるので、2軸コイルあるいは3軸コイルと比較して、高精度且つ低コストで作製することが可能である。

20

【 0 1 7 6 】

また、本実施の形態では、各磁気発生器 1 2_j に交流電流を流して、平面状コイル 3 0 から交流磁界を発生するようにしている。この場合、各磁界センサ 1 4_j から出力される電気信号は周波数に比例するので、前記交流磁界の周波数が高い程、レベルの大きな電気信号が各磁界センサ 1 4_j から出力される。これにより、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j の位置検出に関する位置分解能を向上させることができる。

【 0 1 7 7 】

また、前記交流磁界の周波数を高くすることにより、例えば、商用周波数によるノイズ、地磁気の変動磁界によるノイズ、車両の移動によるノイズのような低周波ノイズを排除することができるので、前記低周波ノイズに対して強い3次元顎運動測定装置 1 0 を実現することができる。

30

【 0 1 7 8 】

ここで、平面状コイル 3 0、5 8_k に対してコンデンサ 3 7、6 0 を並列又は直列に接続し、且つ平面状コイル 3 0、5 8_k とコンデンサ 3 7、6 0 との共振周波数を有する交流磁界を平面状コイル 3 0、5 8_k から発生させると、平面状コイル 3 0、5 8_k とコンデンサ 3 7、6 0 との共振によって、校正用コイル装置 5 0 及び各磁気発生器 1 2_j 内部のリアクタンス分を除去することができ、各磁界センサ 1 4_j から出力される電気信号のレベルをさらに増加させることができる。これにより、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j の位置分解能をさらに向上させることが可能となる。

40

【 0 1 7 9 】

また、各校正用コイル装置 5 0 のコイルを平面状コイル 5 8_k とすることにより、上顎 2 2 又は下顎 2 4 に直接取り付けの際に、各平面状コイル 5 8_k はより確実に上顎 2 2 又は下顎 2 4 に固定され、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j の位置精度をさらに向上させることができる。さらに、平面状コイル 5 8_k は、自然な顎運動を妨げないように配置することも可能である。

【 0 1 8 0 】

また、本実施の形態では、被測定者 1 6 の口腔内部等の狭く光学的に隠蔽された箇所、各磁気発生器 1 2_j 及び各磁界センサ 1 4_j が取り付けられ、各磁気発生器 1 2_j 及び前

50

記各磁界センサ 14_j のコイルが平面状コイル 30 であり、且つこれらの平面状コイル 30 に接続される同軸ケーブル 38 についても直径の小さな同軸ケーブルである。その際、各磁気発生器 12_i はマーカコイルとして機能するので、被測定者 16 の顎運動を行う際の各磁気発生器 12_i 及び各磁界センサ 14_j の位置及び方向を、 3 次元顎運動測定装置 10 で計測することができる。これにより、例えば、歯科において顎運動の精密計測が必要な顎関節症患者等に対してこの 3 次元顎運動測定装置 10 を用いることができ、より正確で信頼性の高い顎運動測定を行うことが可能となる。

【0181】

また、被測定者 16 の口腔内には、各磁気発生器 12_i 、各磁界センサ 14_j 及び同軸ケーブル 38 のみが挿入されているので、被測定者 16 の負担が軽減され、特に、小児や高齢者に対する負担が大きく減少する。これにより、例えば、 $100[\mu\text{m}]$ 以下の位置精度で 6 自由度の顎運動を計測することが可能となる。

10

【0182】

さらに、各磁気発生器 12_i 及び各磁界センサ 14_j は共に被測定者 16 の口腔内に挿入されているので、 3 次元顎運動測定装置 10 の小型化と低コスト化とを図ることもできる。そのため、この 3 次元顎運動測定装置 10 を、例えば、歯科医院に導入することが容易となり、歯科医療全体のレベル向上を図ることができる。

【0183】

また、各磁気発生器 12_i 、磁界センサ 14_j 及び同軸ケーブル 38 を、各患者の顎運動を測定する度に交換するようにすれば、より衛生的な 3 次元顎運動測定装置 10 を実現することができる。

20

【0184】

なお、本発明の生体内 3 次元運動測定装置及びその方法は、上述の実施の形態に限らず、本発明の要旨を逸脱することなく、種々の構成を採り得ることは勿論である。

【産業上の利用可能性】

【0185】

本発明の生体内 3 次元運動測定装置及びその方法では、各磁気発生器と各磁界センサとの電磁結合の組み合わせが 6 通り以上となるので、検出される 6 つの計測用磁界あるいは電気信号より、前記各磁気発生器に関する 6 自由度運動のパラメータを求めることができる。これらのパラメータから生体内の少なくとも 2 つの物体の相対的な運動を算出することができる。そのため、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの取付位置及び取付方向に関係なく、前記 2 つの物体の相対的な運動を測定することができる。従って、前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの取り付けによる前記各磁気発生器及び前記各磁界センサの位置精度の低下や、前記各磁界センサの測定精度の低下を抑制することができる。

30

【0186】

また、前記一方の物体に前記各磁気発生器が取り付けられ、前記他方の物体に前記各磁界センサが取り付けられているので、従来の 3 次元顎運動測定装置と比較して、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとの間の距離は小さくなり、前記各磁界センサで検出される磁界の位置勾配が大きくなる。これにより、前記各磁界センサから出力される前記電気信号のレベルも大きくなり、前記各磁界センサの測定精度を向上させることができる。

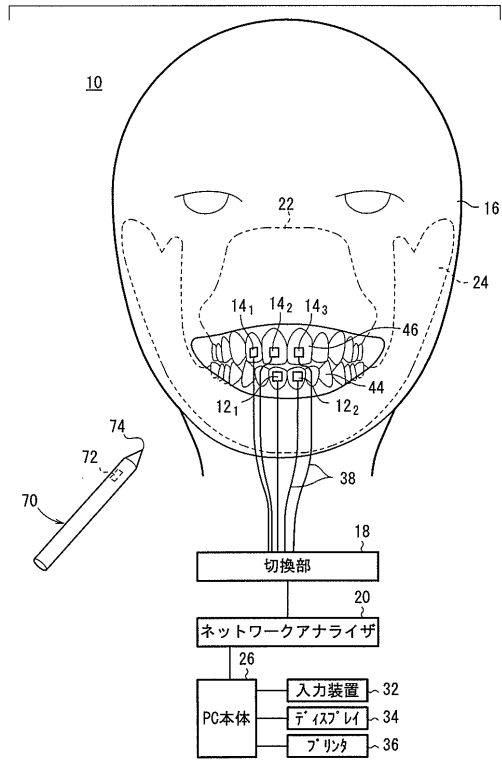
40

【0187】

さらに、前記各磁気発生器と前記各磁界センサとが前記 2 つの物体に直接取り付けられているので、生体内 3 次元運動測定装置の小型化を容易に図ることができる。

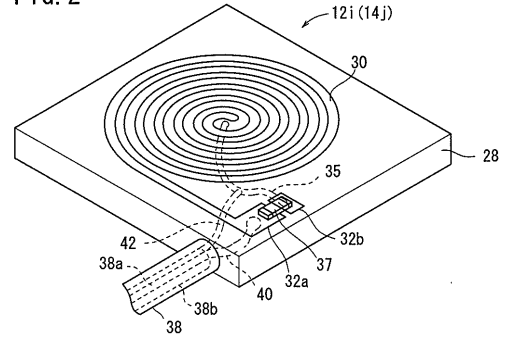
【図1】

FIG. 1



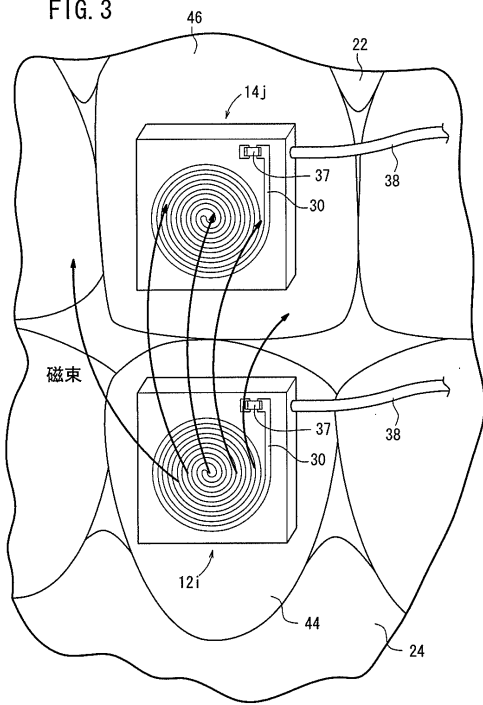
【図2】

FIG. 2



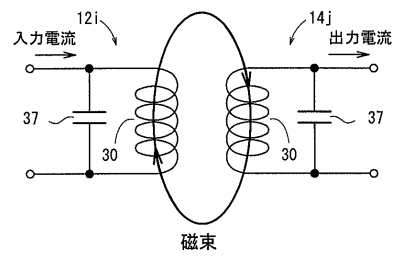
【図3】

FIG. 3

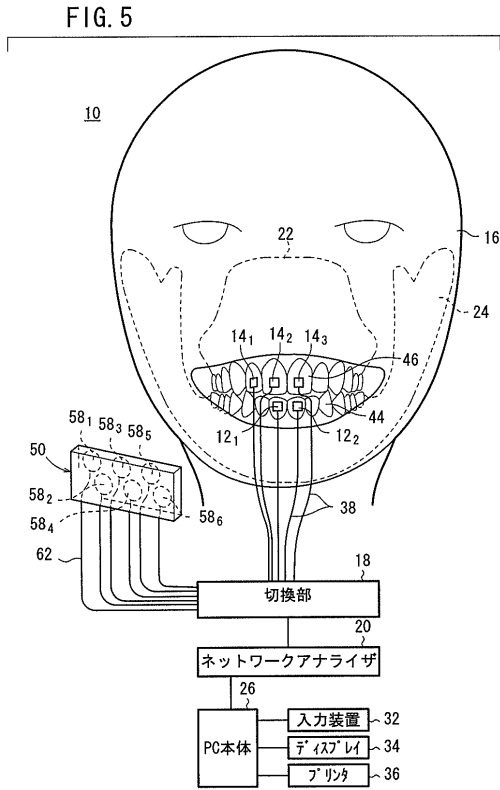


【図4】

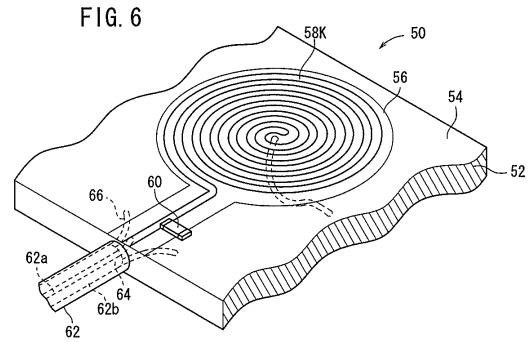
FIG. 4



【 図 5 】

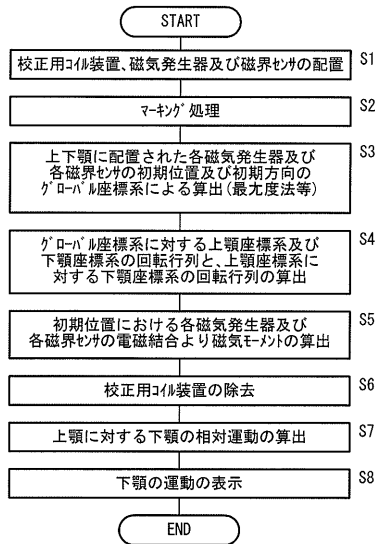


【 図 6 】



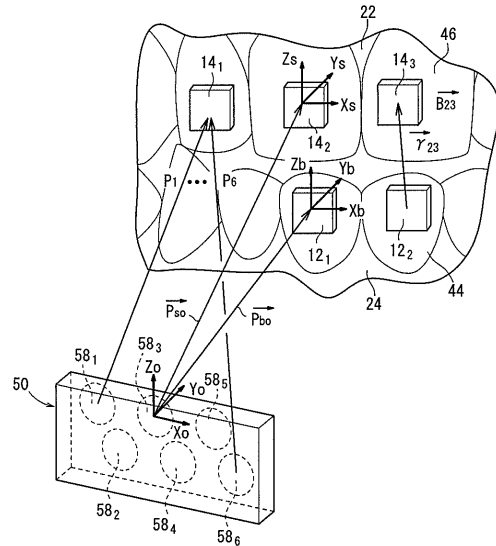
【 図 7 】

FIG. 7

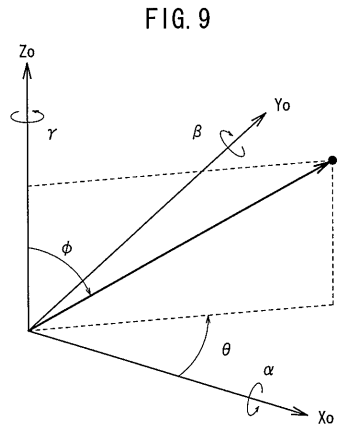


【 図 8 】

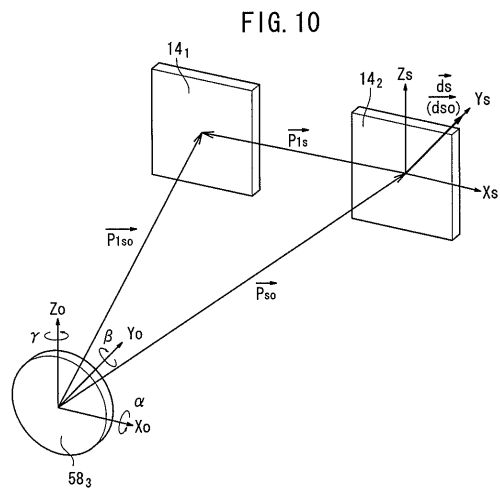
FIG. 8



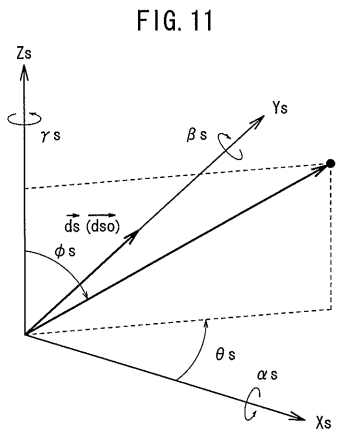
【 図 9 】



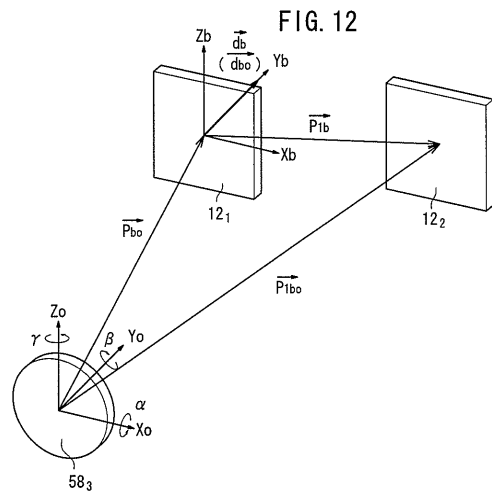
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】

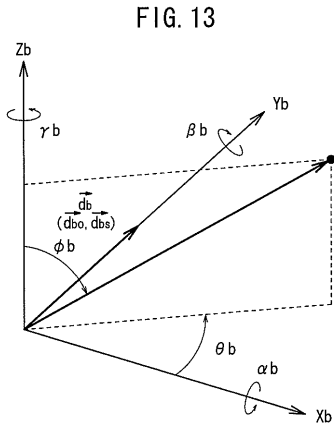


FIG. 13

【 図 14 】

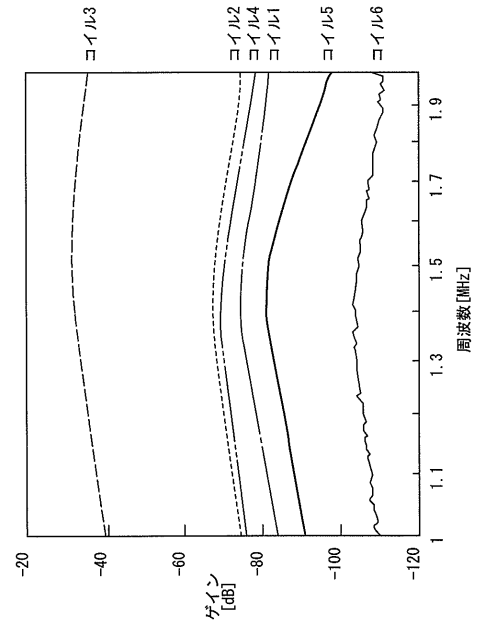


FIG. 14

【 図 15 】

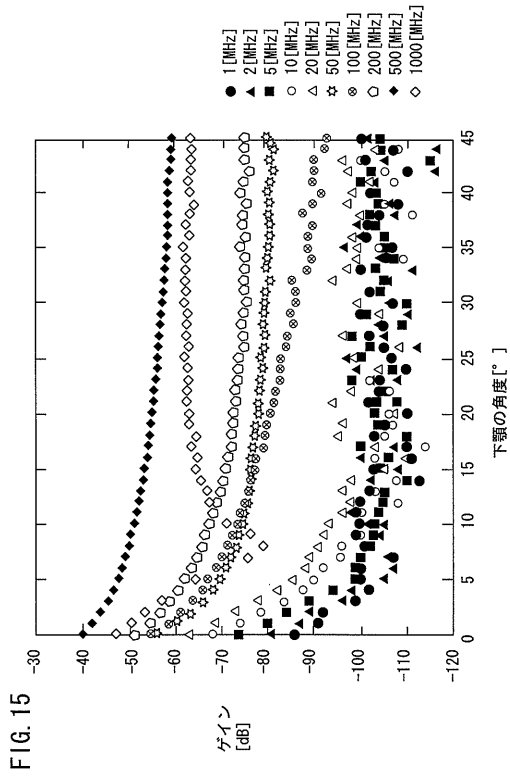


FIG. 15

【 図 16 】

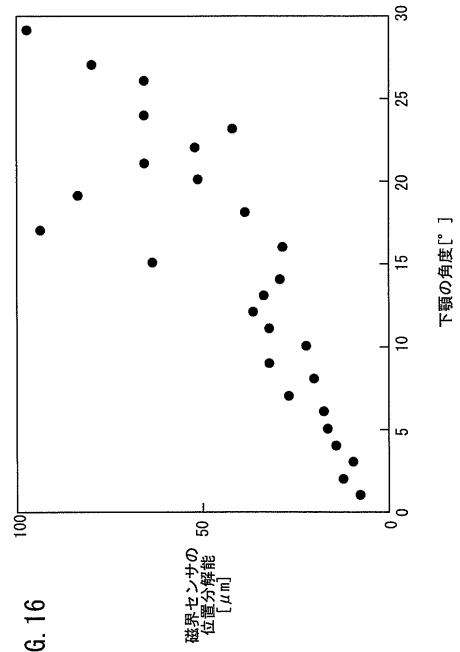
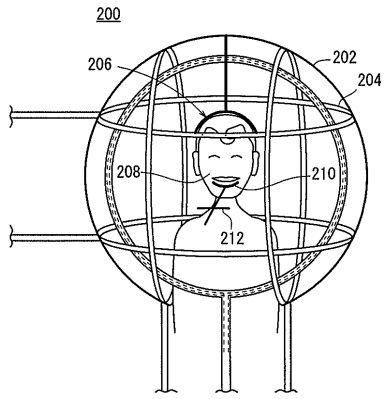


FIG. 16

【 図 17 】

FIG. 17



フロントページの続き

- (72)発明者 藪上 信
宮城県仙台市宮城野区五輪1 - 4 - 21 - 505
- (72)発明者 金高 弘恭
宮城県仙台市青葉区国見ヶ丘1 - 39 - 14

審査官 早川 貴之

- (56)参考文献 特開2002 - 355264 (JP, A)
特開平07 - 323023 (JP, A)
特開昭60 - 119922 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/11
A61C 19/04
A61C 19/045
G01B 7/00