

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4573248号
(P4573248)

(45) 発行日 平成22年11月4日(2010.11.4)

(24) 登録日 平成22年8月27日(2010.8.27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-264230 (P2006-264230)	(73) 特許権者	304019399
(22) 出願日	平成18年9月28日(2006.9.28)		国立大学法人岐阜大学
(65) 公開番号	特開2008-79896 (P2008-79896A)		岐阜県岐阜市柳戸1番1
(43) 公開日	平成20年4月10日(2008.4.10)	(73) 特許権者	000173522
審査請求日	平成19年7月24日(2007.7.24)		財団法人ファインセラミックスセンター
			愛知県名古屋市熱田区六野2丁目4番1号
(出願人による申告) 平成16~20年度、文部科学省、地域科学技術振興施策、委託研究(知的クラスター創成事業、岐阜・大垣地域ロボティック先端医療クラスター)、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受ける特許出願		(74) 代理人	100094190
			弁理士 小島 清路
		(74) 代理人	100117134
			弁理士 萩野 義昇
		(74) 代理人	100111752
			弁理士 谷口 直也
		(72) 発明者	野方 文雄
			岐阜県岐阜市柳戸1番1 国立大学法人岐阜大学内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波骨計測装置用ファントム及びその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

踵骨を含む被計測部位に超音波を送波して骨部を計測する超音波骨計測装置において用いられる超音波骨計測装置用ファントムであって、

(A) 二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部と、該海綿骨模擬部を被覆する皮質骨模擬部とからなり、且つ、該海綿骨模擬部及び該皮質骨模擬部が、それぞれ、無機粒子及び/又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂からなる骨構造模擬基体と、

(B) 上記骨構造模擬基体における上記空隙に充填された骨髄模擬物質と、を備えており、

上記骨構造模擬基体の超音波音速が2600~3800m/sであることを特徴とする超音波骨計測装置用ファントム。

【請求項2】

上記骨構造模擬基体と上記骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比(骨構造模擬基体:骨髄模擬物質)が、(3.6~4.8):1である請求項1に記載の超音波骨計測装置用ファントム。

【請求項3】

更に、(C) 本超音波骨計測装置用ファントムを超音波骨計測装置に配設した際に、該超音波骨計測装置用ファントムにおける所定の測定部位が、上記超音波骨計測装置の超音波が送波される測定位置に配置されるように、上記超音波骨計測装置用ファントムを収納

可能な筐体を備え、

上記筐体は、上記超音波骨計測装置用ファントムの一側面と、上記超音波骨計測装置の超音波プローブの振動面とが平行になるように、上記超音波骨計測装置用ファントムを固定支持可能である請求項 1 又は 2 に記載の超音波骨計測装置用ファントム。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波骨計測装置用ファントムの製造方法であって

(1) 踵骨の構造データを取得する構造データ取得工程と、
(2) 得られた構造データを基に画像処理を行い、画像データを取得する画像データ取得工程と、

(3) 得られた画像データを基にして、皮質骨模擬部と二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部とからなり、且つ該皮質骨模擬部及び該海綿骨模擬部が、それぞれ、無機粒子及び / 又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂からなる骨構造模擬基体を形成する骨構造模擬基体形成工程と、

(4) 得られた骨構造模擬基体の空隙に、骨髓模擬物質を充填する骨髓模擬物質充填工程と、を備えていることを特徴とする超音波骨計測装置用ファントムの製造方法。

【請求項 5】

上記骨構造模擬基体と上記骨髓模擬物質との音響インピーダンスの比 (骨構造模擬基体 : 骨髓模擬物質) を、(3 . 6 ~ 4 . 8) : 1 に設定する請求項 4 に記載の超音波骨計測装置用ファントムの製造方法。

【請求項 6】

上記骨構造模擬基体形成工程において、上記骨構造模擬基体を積層造形法により形成する請求項 4 又は 5 に記載の超音波骨計測装置用ファントムの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波骨計測装置用ファントム及びその製造方法に関する。更に詳しくは、本発明は、生体の踵骨を模擬した構造を有し、且つ生体骨と同等な超音波特性（特に音響インピーダンス）を有する超音波骨計測装置用ファントム及びその製造方法に関する。

本発明は、超音波による骨量計測分野において計測装置の較正比較基準体として好適に用いられる。更には、超音波による骨計測装置を用いた骨密度診断における評価基準体として好適に用いられる。

【背景技術】

【0002】

生体骨は、表面から順に骨膜、骨質（皮質骨、海綿骨）、及び骨髓から構成されている。骨粗しょう症は、上記皮質骨の厚さと上記海綿骨の骨梁とが減少することで骨量が減少し、力学的構造の劣化を生じる全身性疾患である。近年、高齢化、食生活の多様化等により、骨粗しょう症となる人工が増加すると共にその若年齢化が進んでおり、骨粗しょう症の早期発見と予防とを可能とするより簡易な骨粗しょう症の診断技術が求められている。

従来より、この種の計測装置としては、超音波を用いるものなどが知られている（例えば、特許文献 1 等参照。）。これらは、主として骨内を透過した領域や距離に比例した物理量（例えば、骨面積率、伝播速度、減衰率等）を測定するものである。

【0003】

しかしながら、骨粗しょう症検査に用いられている超音波骨密度計測器（医用許認可製品）における計測指標（主として伝播速度）に関する較正は、樹脂板に音波を透過させることにより行われているだけであり、微小構造を持つ海綿骨と数ミリ厚さの皮質骨からなるヒトの骨組織について、正しく骨密度が計測されているのかが不安視されていた。

そのため、骨粗しょう症検査の標準化が可能な、生体（ヒト）の骨構造と等価な骨モデルの開発が求められている。

【0004】

【特許文献1】特開2005-95221号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の課題は、生体の踵骨を模擬した構造を有し、且つ生体骨と同等な超音波特性（特に音響インピーダンス）を有する超音波骨計測装置用ファントム及びその製造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】

【0006】

即ち、本発明は以下の通りである。

10

[1] 踵骨を含む被計測部位に超音波を送波して骨部を計測する超音波骨計測装置において用いられる超音波骨計測装置用ファントムであって、

(A) 二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部と、該海綿骨模擬部を被覆する皮質骨模擬部とからなり、且つ、該海綿骨模擬部及び該皮質骨模擬部が、それぞれ、無機粒子及び／又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂からなる骨構造模擬基体と

、
(B) 上記骨構造模擬基体における上記空隙に充填された骨髄模擬物質と、を備えており、

上記骨構造模擬基体の超音波音速が2600～3800m/sであることを特徴とする超音波骨計測装置用ファントム。

20

【0007】

[2] 上記骨構造模擬基体と上記骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比（骨構造模擬基体：骨髄模擬物質）が、(3.6～4.8)：1である上記[1]に記載の超音波骨計測装置用ファントム。

【0008】

[3] 更に、(C) 本超音波骨計測装置用ファントムを超音波骨計測装置に配設した際に、該超音波骨計測装置用ファントムにおける所定の測定部位が、上記超音波骨計測装置の超音波が送波される測定位置に配置されるように、上記超音波骨計測装置用ファントムを収納可能な筐体を備え、

上記筐体は、上記超音波骨計測装置用ファントムの一側面と、上記超音波骨計測装置の超音波プローブの振動面とが平行になるように、上記超音波骨計測装置用ファントムを固定支持可能である上記[1]又は[2]に記載の超音波骨計測装置用ファントム。

30

【0009】

[4] 請求項1乃至3のいずれかに記載の超音波骨計測装置用ファントムの製造方法であって、

(1) 踵骨の構造データを取得する構造データ取得工程と、

(2) 得られた構造データを基に画像処理を行い、画像データを取得する画像データ取得工程と、

(3) 得られた画像データを基にして、皮質骨模擬部と二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部とからなり、且つ該皮質骨模擬部及び該海綿骨模擬部が、それぞれ、無機粒子及び／又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂からなる骨構造模擬基体を形成する骨構造模擬基体形成工程と、

40

(4) 得られた骨構造模擬基体の空隙に、骨髄模擬物質を充填する骨髄模擬物質充填工程と、を備えていることを特徴とする超音波骨計測装置用ファントムの製造方法。

【0010】

[5] 上記骨構造模擬基体と上記骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比（骨構造模擬基体：骨髄模擬物質）を、(3.6～4.8)：1に設定する上記[4]に記載の超音波骨計測装置用ファントムの製造方法。

【0011】

[6] 上記骨構造模擬基体形成工程において、上記骨構造模擬基体を積層造形法により形

50

成する上記〔４〕又は〔５〕に記載の超音波骨計測装置用ファントムの製造方法。

【発明の効果】

【００１２】

本発明の超音波骨計測装置用ファントムは、生体の踵骨を模擬した構造を有しているため、従来の超音波による骨計測装置、或いは今後市販される計測装置における較正比較基準体として好適に用いることができる。更には、超音波による骨計測装置を用いた骨密度診断における、個人的な評価基準体として用いることもできる。

また、骨構造模擬基体と骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比を、生体骨における骨質と骨髄との音響インピーダンスの比と同等にすることにより、より正確な較正比較基準体や評価基準体とすることができる。

10

更に、ファントムを収納可能な筐体を備える場合には、本超音波骨計測装置用ファントムを超音波骨計測装置に配設した際、このファントムにおける所定の測定部位を、骨計測装置の測定位置に正確に配置することができる。

【００１３】

本発明の超音波骨計測装置用ファントムの製造方法によれば、本発明の超音波骨計測装置用ファントムを容易に製造することができる。更には、画像データ処理工程等において、所定の骨密度を設定することができるため、異なる骨密度を有する超音波骨計測装置用ファントムを容易に製造することもできる。

また、骨構造模擬基体と骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比を、生体骨における骨質と骨髄との音響インピーダンスの比と同等となるように設定することで、生体の骨構造により近似した構造のファントムを得ることができる。

20

更に、骨構造模擬基体形成工程において、骨構造模擬基体を積層造形法により形成することで、より精密な構造のファントムを得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

以下、本発明を詳細に説明する。

〔１〕超音波骨計測装置用ファントム

本発明の超音波骨計測装置用ファントム（以下、単に「ファントム」ともいう。）は、踵骨を含む被計測部位に超音波を送波して骨部を計測する超音波骨計測装置において用いられるものであって、（Ａ）二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部と、該海綿骨模擬部を被覆する皮質骨模擬部とからなり、且つ、該海綿骨模擬部及び該皮質骨模擬部が、それぞれ、無機粒子及び／又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂からなる骨構造模擬基体と、（Ｂ）上記骨構造模擬基体における上記空隙に充填された骨髄模擬物質と、を備えており、上記骨構造模擬基体の超音波音速が $2600 \sim 3800 \text{ m/s}$ であることを特徴とする。

30

【００１５】

上記「骨構造模擬基体」は、生体における踵骨の骨構造を模擬するものであり、海綿骨模擬部と皮質骨模擬部とからなる。

骨構造模擬基体の形状は超音波による骨計測が可能であれば特に限定されない。特に、骨計測装置からの超音波の送波方向に対して垂直となる、平行な２面（例えば、図１におけるＡ面及び対向面を参照。）を少なくとも有する形状のものが好ましい。例えば、立方体状、直方体状等の形状が挙げられる。尚、これらの形状の角部は面取り等により曲部となってもよい。この骨構造模擬基体の形状が立方体状又は直方体状である場合の寸法は、縦 $20 \sim 80 \text{ mm}$ 、横 $20 \sim 80 \text{ mm}$ 、厚み $20 \sim 80 \text{ mm}$ であることが好ましく、より好ましくは縦 $25 \sim 60 \text{ mm}$ 、横 $25 \sim 60 \text{ mm}$ 、厚み $25 \sim 60 \text{ mm}$ である。

40

【００１６】

上記「海綿骨模擬部」は、二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する。ここでいう、二次元構造の空隙とは、一定方向に伸びた溝や長尺状の空隙を意味する。また、三次元構造の空隙とは、網目構造に連なった空隙を意味する。

尚、空隙の構造が二次元構造である場合には、骨計測装置からの超音波の送波方向に対

50

して垂直となる方向に、溝や長尺状の空隙が形成されていることが好ましい。

【0017】

また、上記「皮質骨模擬部」は、海綿骨模擬部を被覆するものである。この皮質骨模擬部は、骨計測装置からの超音波が送波される部位に少なくとも形成されていればよく、骨計測装置からの超音波の送波方向に対して垂直となる、平行な2面に少なくとも形成されているものが好ましい。上記骨構造模擬基体が立方体状、直方体状等の形状である場合、具体的には、(1)皮質骨模擬部が、6面全て(海綿骨模擬部の外周を全て)被覆している場合、(2)皮質骨模擬部が、6面あるうちの上面以外の5面を被覆している場合、即ち、海綿骨模擬部の上面側のみ開放されている場合、(3)皮質骨模擬部が、6面あるうちの2~4面を被覆しており、且つ少なくとも平行な2面を被覆している場合(例えば、下面と横側の平行な2面の計3面等)等が挙げられる。尚、この皮質骨模擬部が海綿骨模擬部の外周を全て被覆していない場合には、後述する骨髓模擬物質が漏れ出さないように、後述の保護容器による密封が必要となる。

10

この皮質骨模擬部の厚みは、5mm以下であることが好ましく、より好ましくは0.5~5mm、更に好ましくは1~3mmである。

【0018】

上記海綿骨模擬部の材質は、上述のように無機粒子及び/又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂である。また上記皮質骨模擬部の材質は、上述のように無機粒子及び/又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂である。尚、海綿骨模擬部及び皮質骨模擬部の材質は同一であっても、異なってもよいが、同一の材質であることがより好ましい。

20

上記無機粒子としては、シリカ、チタン、リン酸カルシウム化合物等の粒子が挙げられる。また、上記有機粒子としては、ポリエチレン等の粒子が挙げられる。これらの粒子を混入させた場合には、樹脂の硬度や超音波音速等を容易に調整することができる。

【0019】

また、骨構造模擬基体の超音波音速は、2600~3800m/sであり、より好ましくは2800~3600m/s、更に好ましくは3000~3400m/sである。この超音波音速が2600~3800m/sである場合には、後述する生体骨における骨質と骨髓との音響インピーダンスの比に容易に設定することができる。

尚、本明細書中における超音波音速とは、音速測定器(パナメトリックス社製、「200MHzコンピュータ制御パルサー・レシーバ」、探触子;5MHz、温度;約23℃)にて測定された値を意味する。

30

【0020】

また、骨構造模擬基体の密度は、1.2~2.5g/cm³であることが好ましく、より好ましくは1.3~2.3g/cm³、更に好ましくは1.5~2.2g/cm³である。

【0021】

上記「骨髓模擬物質」は、骨構造模擬基体における空隙に充填されるものである。

この骨髓模擬物質としては、例えば、水、水溶液、油、高分子材料等が挙げられる。上記水溶液としては、例えば、食塩水、ポリエチレングリコール水溶液等が挙げられる。上記油としては、オリーブ油等の植物油等が挙げられる。上記高分子材料としては、(1)ゼラチン、寒天、こんにゃく、及びこれらのゲル状物やゾル状物、(2)ポリエチレングリコール、及びそのアルコール(メタノール、エタノール、n-プロパノール等)溶液等が挙げられる。これらのなかでも、水、水溶液、高分子材料が好ましい。尚、これらの骨髓模擬物質は、単独で用いてもよいし、2種以上を混合して用いてよい。

40

また、骨髓模擬物質の超音波音速を調整するために、上記骨髓模擬物質には、メタノール、エタノール、n-プロパノール等のアルコール、グリセリン、炭酸ナトリウム水溶液、ショ糖等の音速調整剤が含有されていてもよい。尚、これらは単独で用いてもよいし、2種以上を混合して用いてよい。

【0022】

また、骨髓模擬物質の超音波音速は、1200~1800m/sであることが好ましく

50

、より好ましくは $1200 \sim 1600 \text{ m/s}$ 、更に好ましくは $1200 \sim 1500 \text{ m/s}$ である。この超音波音速が $1200 \sim 1800 \text{ m/s}$ である場合には、後述する生体骨における骨質と骨髄との音響インピーダンスの比に容易に設定することができるため好ましい。

【0023】

また、骨髄模擬物質の密度は、 $0.7 \sim 1.3 \text{ g/cm}^3$ であることが好ましく、より好ましくは $0.8 \sim 1.2 \text{ g/cm}^3$ 、更に好ましくは $0.9 \sim 1.1 \text{ g/cm}^3$ である。

【0024】

また、上記骨構造模擬基体と骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比は、生体骨における骨質と骨髄との音響インピーダンスの比と同等であることが好ましい。尚、この音響インピーダンスは、以下の式により算出することができる。

$$[\text{音響インピーダンス}(\text{kg/m}^2 \cdot \text{s})] = [\text{密度}(\text{g/cm}^3)] \times [\text{超音波音速}(\text{m/s})]$$

ここで、生体骨における骨質及び骨髄の密度と超音波音速は、一般的に、それぞれ下記の値であることが知られており、生体骨における骨質と骨髄との音響インピーダンスの比(骨質：骨髄)は約 $4.2:1$ である。

生体骨における骨質；密度：約 2.1 g/cm^3 、超音波音速：約 3000 m/s

生体骨における骨髄；密度：約 1.0 g/cm^3 、超音波音速：約 1500 m/s

【0025】

そのため、本発明のファントムにおける骨構造模擬基体と骨髄模擬物質との音響インピーダンスの具体的な比(骨構造模擬基体：骨髄模擬物質)は、 $(3.6 \sim 4.8):1$ であることが好ましく、より好ましくは $(3.8 \sim 4.6):1$ 、更に好ましくは $(4.0 \sim 4.4):1$ 、特に好ましくは $4.2:1$ である。

【0026】

また、本発明のファントムは、上記骨構造模擬基体を表面に備える基台を備えていてもよい。尚、この基台は、骨構造模擬基体を形成する際の土台となるものである。

上記基台の形状は、表面に骨構造模擬基体を備えることが可能であれば特に限定されないが、例えば、板状、直方体状等であることが好ましい。尚、これらの形状の角部は面取り等により曲部となってもよい。

この基台の材質は、アパタイト化合物又はプラスチックであることが好ましく、前記骨構造模擬基体と同一の材質であることがより好ましく、特に前記皮質骨模擬部と同一の材質であることが好ましい。

上記アパタイト化合物としては、例えば、ハイドロキシアパタイト等のリン酸カルシウム化合物等が挙げられる。また、上記プラスチックとしては、例えば、ナイロン等のポリアミド繊維、無機粒子及び/又は有機粒子混入樹脂、エポキシ系光硬化樹脂、無機粒子及び/又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂等が挙げられる。これらのなかでも無機粒子及び/又は有機粒子混入樹脂、エポキシ系光硬化樹脂、無機粒子及び/又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂が好ましい。

上記無機粒子としては、シリカ、チタン、リン酸カルシウム化合物等の粒子が挙げられる。また、上記有機粒子としては、ポリエチレン等の粒子が挙げられる。これらの粒子を混入させた場合には、樹脂の硬度や超音波音速等を容易に調整することができる。

また、この基台は、上記骨構造模擬基体と一体形成されていてもよいし、予め形成しておいたものであってもよい。

【0027】

更に、本発明のファントムは、上記骨構造模擬基体、骨髄模擬物質及び基台のうち少なくとも骨構造模擬基体及び骨髄模擬物質を収納可能な保護容器を備えていてもよい。本ファントムが保護容器を備える場合、骨構造模擬基体及び骨髄模擬物質を十分に保護できるため好ましい。また、骨構造模擬基体における皮質骨模擬部が海綿骨模擬部の一部のみを被覆している場合には、この保護容器により、骨髄模擬物質を密封することができる。

上記保護容器の形状は、骨構造模擬基体及び骨髄模擬物質等を収納可能であれば特に限定されず、所望の強度を有する限り壁厚の薄いものが好ましい。具体的には、この壁厚は、5 mm以下であることが好ましく、より好ましくは0.5 ~ 3 mmである。

また、この保護容器の材質は、前述のアパタイト化合物又はプラスチックであることが好ましく、前記骨構造模擬基体と同一の材質であることがより好ましく、特に前記皮質骨模擬部と同一の材質であることが好ましい。

【0028】

また、本発明のファントムは、超音波骨計測装置に本ファントムを配設した際に、このファントムにおける所定の測定部位が、超音波骨計測装置の超音波が送波される測定位置に配置されるように、ファントムを収納可能な筐体を備えていてもよい。

10

上記筐体の形状は、一般の超音波骨計測装置において被計測部位が固定される測定位置に配設可能な形状であれば特に限定されない。例えば、ヒトの踵の形を模擬した形状、直方体状、立方体状等とすることができる。尚、これらの形状の角部は面取り等により曲部となってもよい。

この筐体の材質は、超音波を透過するものであれば特に限定されない。具体的には、前述のアパタイト化合物又はプラスチックであることが好ましく、前記骨構造模擬基体と同一の材質であることがより好ましく、特に前記皮質骨模擬部と同一の材質であることが好ましい。

【0029】

また、この筐体は、本ファントムと筐体の内壁との間に生じる空間を埋める超音波透過補助具を備えていてもよい。この超音波透過補助具としては、例えば、水等の上記骨髄模擬物質として挙げられている超音波を透過する物質が充填されたもの等が挙げられる。

20

更に、この筐体は、本ファントムにおける所定の測定部位が、超音波骨計測装置の超音波が送波される測定位置に配置されるように固定可能なファントム支持体を備えていることが好ましい。

【0030】

また、本発明のファントムの骨密度は、所望の骨密度に設定することができるが、通常は、30 ~ 35 %の正常値を有するものとすることができる。

更に、多段階の骨密度のファントムをそれぞれ形成することで、骨粗しょう症診断の評価基準体とすることもできる。例えば、過剰値のもの(35 %を超え、45 %以下)、正常値のもの(30 ~ 35 %)、注意を要するもの(27 %以上、30 %未満)、骨粗しょう症として診断されるもの(20 %以上、27 %未満)等である。

30

【0031】

[2] 超音波骨計測装置用ファントムの製造方法

本発明のファントムの製造方法は、以下の工程を備える。

(1) 上記踵骨の構造データを取得する構造データ取得工程

(2) 得られた構造データを基に画像処理を行い、画像データを取得する画像データ取得工程

(3) 得られた画像データを基にして、皮質骨模擬部と二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部とからなり、且つ該皮質骨模擬部及び該海綿骨模擬部が、それぞれ、無機粒子及び/又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂からなる骨構造模擬基体を形成する骨構造模擬基体形成工程

40

(4) 得られた骨構造模擬基体の空隙に、骨髄模擬物質を充填する骨髄模擬物質充填工程

【0032】

上記「(1) 構造データ取得工程」では、生体の踵骨の構造データが取得される。

上記構造データは、例えば、X線CT(特に小焦点のX線を用いた高分解能X線CT)による測定等により取得することができる。

【0033】

上記「(2) 画像データ取得工程」では、得られた構造データを基に画像処理が行われ

50

、踵骨の画像データが取得される。

具体的な画像処理としては、例えば、構造データのポリウムレンダリング、境界スムージング、骨密度の調整等が挙げられる。

本発明においては、この画像処理における骨密度の調整により、所定の骨密度のファントムを形成することができる。

【 0 0 3 4 】

上記「(3)骨構造模擬基体形成工程」では、得られた画像データを基に、皮質骨模擬部と二次元構造若しくは三次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部とからなる骨構造模擬基体が形成される。

この骨構造模擬基体の原料としては、前述の無機粒子及び／又は有機粒子混入エポキシ系光硬化樹脂となる粉末や溶液等が用いられる。

10

この工程においては、得られる骨構造模擬基体と、後工程で充填される骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比が、生体骨における骨質と骨髄との音響インピーダンスの比と同等となるように設定されることが好ましい。特に、骨構造模擬基体と骨髄模擬物質との音響インピーダンスの比(骨構造模擬基体：骨髄模擬物質)が、(3.6～4.8)：1に設定されることが好ましく、より好ましくは(3.8～4.6)：1、更に好ましくは(4.0～4.4)：1、特に好ましくは4.2：1である。

【 0 0 3 5 】

この工程における骨構造模擬基体は、積層造形法、射出形成法等により形成することができる。これらのなかでも、積層造形法により形成することが好ましく、特に光積層造形法又は粉末積層造形法により形成することが好ましい。

20

【 0 0 3 6 】

また、骨構造模擬基体形成工程においては、後工程における骨髄模擬物質を上記空隙に容易に充填することができるように、予め充填部を形成しておくことが好ましい。尚、この充填部は、形成された皮質骨模擬部を削って得ることもできる。

【 0 0 3 7 】

上記「(4)骨髄模擬物質充填工程」では、得られた骨構造模擬基体の空隙に骨髄模擬物質が充填される。尚、骨髄模擬物質については、前述の説明をそのまま適用することができる。

上記骨髄模擬物質の充填方法は特に限定されないが、例えば、細管等による注入により充填することができる。特に、真空引きした状態で行うと、容易に充填することができ好ましい。

30

【 0 0 3 8 】

また、本発明においては、通常、上記充填工程の後に、上記骨髄模擬物質が漏れ出さないように密封するための密封工程を行うことによりファントムが形成される。

上記密封方法としては、例えば、骨髄模擬物質を充填後、皮質骨模擬部を更に形成して密封する方法や、保護容器に収納することにより密封する方法等が挙げられる。

尚、上記保護容器については、前述の説明をそのまま適用することができる。

【実施例】

【 0 0 3 9 】

40

以下、実施例を挙げて、本発明の実施の形態を更に具体的に説明する。但し、本発明は、これらの実施例に何ら制約されるものではない。

【 0 0 4 0 】

[1] 超音波骨計測装置用ファントムの構成

図1に示すように、本実施例のファントム1は、基台2と、該基台2上に形成された空隙を有する骨構造模擬基体3と、この骨構造模擬基体3の空隙に充填された骨髄模擬物質4とから構成されている。

上記基台2は、シリカ粉混入エポキシ系光硬化樹脂(ディーメック社製、商品名「SCR802」、超音波音速；3200m/s、密度；1.6g/cm³)からなり、直方体状(縦47×横37×高さ10mm)である。尚、この基台2は、下記の海綿骨模擬部3

50

1 と皮質骨模擬部 3 2 と共に一体形成されている。

上記骨構造模擬基体 3 は、二次元構造の空隙（高さ方向に伸びる溝や長尺状の空隙）を有する海綿骨模擬部 3 1 と、この海綿骨模擬部 3 1 の上面以外を被覆する皮質骨模擬部 3 2 と、海綿骨模擬部 3 1 の上面を被覆する皮質骨模擬部 3 2 1（蓋部）と、から構成されている。また、この骨構造模擬基体 3 は、全て上記シリカ粉混入エポキシ系光硬化樹脂からなり、直方体状（縦 45 × 横 35 × 高さ 40 mm、角部の面取り有り）である。尚、本実施例のファントムの骨密度、即ち、骨構造模擬基体 3 の実質体積（骨髄模擬物質が充填される空隙部分を除いた体積）は、33%に設定されている。

上記骨髄模擬物質 4 は、ポリエチレングリコール 25%のエタノール溶液（超音波音速；1300 m/s、密度；0.9 g/cm³）である。

10

また、骨構造模擬基体 3 と骨髄模擬物質 4 との音響インピーダンスの比は、4.38：1（骨構造模擬基体：骨髄模擬物質）である。

【0041】

また、図 2 に示すように、ファントム 1 は、骨構造模擬基体 3 等を収納でき且つ保護することが可能な保護容器 5 を備える形態とすることができる。尚、この図 2 においては、基台 2 1 の周囲の形状は、骨構造模擬基体 3 の周囲の形状と同一に設定したものである。

上記保護容器 5 は、上記シリカ粉混入エポキシ系光硬化樹脂からなり、直方体状（角部の面取り有り）である。尚、この保護容器 5 の内壁と、骨構造模擬体 3 における皮質骨模擬部 3 2 の外周とは密着していることが好ましい。

尚、この保護容器 5 を備える場合、ファントム 1 において蓋部となっている皮質骨模擬部 3 2 1 は存在していなくてもよく、この保護容器 5 により、骨髄模擬物質 4 を密封することができる。

20

【0042】

また、図 3 に示すように、ファントム 1 は、このファントム 1 を収納可能な筐体 6 を備える形態とすることができる。

この筐体 6 は、上記シリカ粉混入エポキシ系光硬化樹脂からなり、直方体状（角部の面取り有り）である。

また、この筐体 6 における内壁と、収納されるファントム 1 との隙間には、超音波透過物質（例えば、水等）が充填された超音波透過補助具 7 が配置されている。

更に、ファントム 1 は、超音波骨計測装置 8 に配設した際に、ファントム 1 における所定の測定部位（超音波が透過される平行な 2 面、即ち、図 1 における A 面及びその対向面）が、超音波骨計測装置 8 の超音波が送波される測定位置（超音波プローブ 8 1 間）に配置されるように、上面側でファントム支持体 9 1 により固定されており、且つ下面側でファントム支持体 9 2 により固定されている。

30

【0043】

[2] ファントムの製造方法（図 1 参照）

（1）三次元構造データ取得工程

高分解能 X 線 CT（ユニハイトシステム社製、マイクロフォーカス型高分解能 CT）により、踵骨の CT 撮影を行うことによって、踵骨の三次元構造データを得た。

【0044】

40

（2）三次元画像データ取得工程

その後、得られた構造データを基に、ボリュームレンダリング、境界スムージング、骨密度調整等の画像処理を行い、三次元画像データを得た。

【0045】

（3）骨構造模擬基体形成工程

次いで、得られた画像データを基に、光積層造形装置（ソニーマニュファクチャリングシステムズ社製、型番「SCS-8100」、スポットサイズ；0.15 mm、積層厚；0.10 mm）を用いて、基台 2 と皮質骨模擬部 3 2 と二次元構造の空隙を有する海綿骨模擬部 3 1 とからなる上記シリカ粉混入エポキシ系光硬化樹脂製の上面が開放された骨構造模擬基体 3 を形成した。

50

【 0 0 4 6 】

(4) 骨髓模擬物質充填工程

その後、得られた骨構造模擬基体 3 の空隙に、基体 3 上部の開放側から細管を用いて骨髓模擬物質 3 1 を充填した。

【 0 0 4 7 】

(5) 密封工程

次いで、予め、上記光積層造形装置で形成しておいた蓋部となる皮質骨模擬部 3 2 1 を、エポキシ系接着剤を用いて、骨髓模擬物質 4 が充填された骨構造模擬基体 3 に接着することにより、本ファントム 1 を製造した。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 4 8 】

【図 1】ファントムを説明する模式図である。

【図 2】保護容器を備えるファントムを説明する模式図である。

【図 3】筐体を備えるファントムを説明する模式図である。

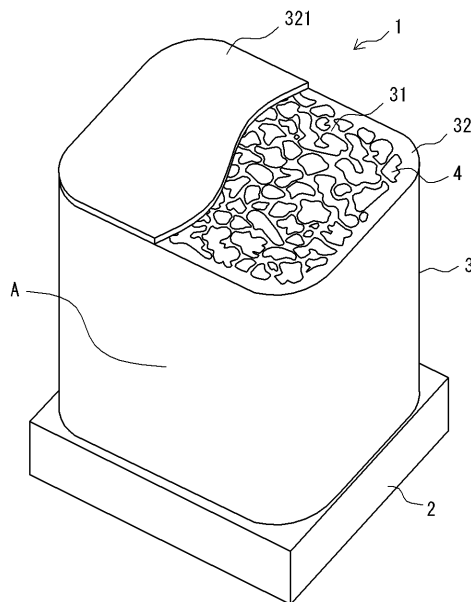
【符号の説明】

【 0 0 4 9 】

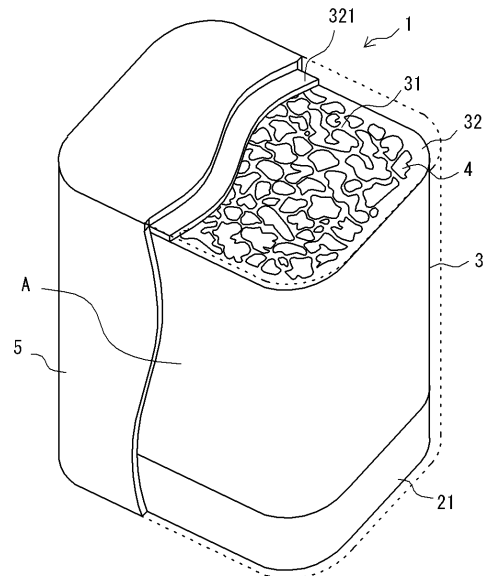
1 ; ファントム、 2、 2 1 ; 基台、 3 ; 骨構造模擬基体、 3 1 ; 海綿骨模擬部、 3 2、 3 2 1 ; 皮質骨模擬部、 4 ; 骨髓模擬物質、 5 ; 保護容器、 6 ; 筐体、 7 ; 超音波透過補助具、 8 ; 超音波骨計測装置、 8 1 ; 超音波プローブ、 9 1、 9 2 ; ファントム支持体、 A ; 被測定面。

20

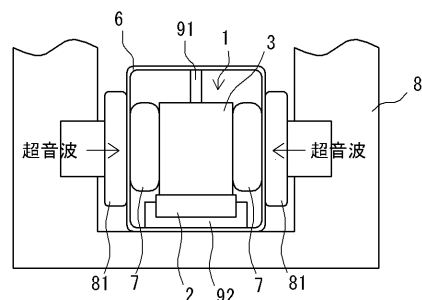
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 池田 泰
名古屋市熱田区六野二丁目4番1号 財団法人ファインセラミックスセンター内
- (72)発明者 水野 峰男
名古屋市熱田区六野二丁目4番1号 財団法人ファインセラミックスセンター内
- (72)発明者 水田 安俊
名古屋市熱田区六野二丁目4番1号 財団法人ファインセラミックスセンター内
- (72)発明者 橋本 雅美
名古屋市熱田区六野二丁目4番1号 財団法人ファインセラミックスセンター内

審査官 東 治企

- (56)参考文献 特開2003-080604(JP,A)
特開2002-136517(JP,A)
特開平11-155852(JP,A)
ENDO H Nobuyuki etc, "Development of Ultrasonic Propagation Analysis Method for Estimation of Inner State of Bone Phantom", Japanese Journal of Applied Physics, 日本, 2005年, Vol.44, No.6B, pp.4598-4599
Takuya Hirai etc, "Fundamental Study of Bone-Mimicking Phantom Using Apatite", Japanese Journal of Applied Physics, 日本, 2001年 5月, Vol.40, No.5B, pp.3905-3906

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
JSTPlus(JDreamII)
JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	超声波骨测量装置的体模及其制造方法		
公开(公告)号	JP4573248B2	公开(公告)日	2010-11-04
申请号	JP2006264230	申请日	2006-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学 FUAIN SERAMITSUKUSU SENTAA		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学 日本精细陶瓷中心		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学 日本精细陶瓷中心		
[标]发明人	野方文雄 池田泰 水野峰男 水田安俊 橋本雅美		
发明人	野方 文雄 池田 泰 水野 峰男 水田 安俊 橋本 雅美		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/EE09 4C601/LL19		
代理人(译)	Hagino YoshiNoboru 谷口直哉		
其他公开文献	JP2008079896A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为超声波骨骼测量装置提供体模，其具有模仿生物体的脚跟骨的结构并且具有与生物体的骨骼相等的超声波特性（特别是声阻抗），并提供制造方法为此。ŽSOLUTION：用于超声波测量装置的模型，其通过将超声波发送到包括跟骨的待测部位来测量骨部分，其具有：（A）由骨小梁仿制部分组成的骨结构模仿基体331具有二维结构或三维结构的间隙（例如，由二氧化硅粉末混合的环氧基光固化树脂制成）和覆盖骨小梁仿制部分31（由二氧化硅制成）的皮质骨仿制部分32例如，粉末混合的环氧基光固化树脂；（B）骨髓仿制物4，填充到骨结构仿制基体3的间隙（例如水）中。骨结构仿制基体3的声阻抗与骨髓仿制物4的声阻抗的比率等于活体骨骼中的比例（例如约4.4：1）。Ž

图 2】

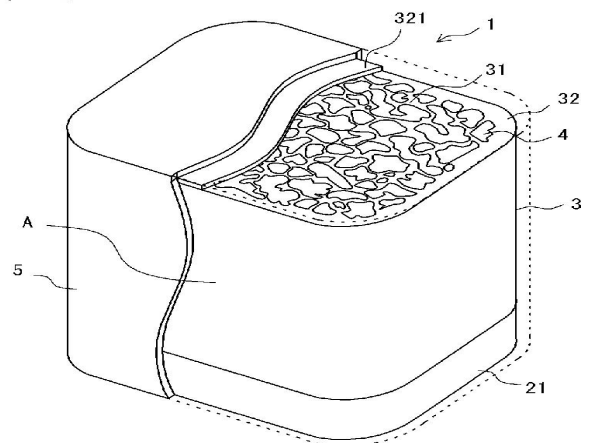


图 3】