

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4778385号
(P4778385)

(45) 発行日 平成23年9月21日(2011.9.21)

(24) 登録日 平成23年7月8日(2011.7.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-253340 (P2006-253340)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成18年9月19日(2006.9.19)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2008-73111 (P2008-73111A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成20年4月3日(2008.4.3)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成21年6月17日(2009.6.17)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	大塚 利樹
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 加圧機構および超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象骨の力学的特性診断を行う際に当該対象骨を加圧する加圧機構であって、
対象骨が内在する対象部位に着脱自在に吊り下げられる環状ベルトと、
環状ベルトの下端に接続され、所望の加圧値に対応した重量を備えた錘と、
錘の下方に設けられ、対象骨を加圧する際には錘から離間して錘を中空状態にするべく
下降し、加圧解除する際には上昇して錘を下側から支持する昇降自在の可動台と、
を備えることを特徴とする加圧機構。

【請求項2】

請求項1に記載の加圧機構であって、さらに、
対象部位に接触しない位置に配され、環状ベルトが張架される複数のローラを有するこ
とを特徴とする加圧機構。

【請求項3】

請求項2に記載の加圧機構であって、
前記複数のローラは、
加圧位置に対して左右対称の位置に配され、環状ベルトに対する相対位置が固定の固定
ローラ群と、
重力に従って環状ベルトの内周面を摺動することで、環状ベルトに付加される重力バラ
ンスを加圧位置を中心として左右対称に調整する可動ローラ群と、
を含むことを特徴とする加圧機構。

10

20

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の加圧機構であって、さらに、
可動台と錘との間に設けられ、可動台に対する錘の水平移動を許容する球体を有することを特徴とする加圧機構。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の加圧機構であって、さらに、
可動台と錘との間に設けられ、錘を上方向に付勢する付勢手段を有することを特徴とする加圧機構。

【請求項 6】

対象骨を加圧するとともに当該対象骨に超音波を送受して、加圧による対象骨の変形特性を取得する超音波診断装置であって、

対象骨の所定位置を加圧する加圧機構と、

対象骨に対して超音波を送受する超音波探触子と、

超音波探触子での超音波送受により得られたエコー信号に基づいて、加圧前後での対象骨の変化を演算する演算手段と、

を備え、

加圧機構は、

対象骨が内在する対象部位に着脱自在に吊り下げられる環状ベルトと、

環状ベルトの下端に接続され、所望の加圧値に対応した重量を備えた錘と、

錘の下方に設けられ、対象骨を加圧する際には錘から離間して錘を中空状態にするべく
下降し、加圧解除する際には上昇して錘を下側から支持する昇降自在の可動台と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象骨の力学的特性診断を行う際に当該対象骨を加圧する加圧機構、および、当該加圧機構を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

骨粗鬆症などの骨代謝疾患の診断や易骨折性の判定、また、骨折治療後の骨癒合を定量的に診断するために、骨の力学的特性について簡便、かつ、定量的な診断方法が望まれている。現在、強度や弾性などを含む骨の力学的特性の診断は、X線写真に大きく依存している。しかし、X線写真では骨強度を定量的に診断することは困難であるばかりでなく、X線照射による被検者への侵襲性も問題となっている。

【0003】

そこで、近年では、超音波を利用して骨の力学的特性を評価することが提案されている。例えば、特許文献 1 には、骨に荷重を付加した際の骨の形状変化を超音波を利用して測定し、その測定結果に基づいて骨の力学的特性を診断する技術が開示されている。かかる技術を用いれば、簡便に骨の強度等を診断できる。

【0004】

なお、従来、骨の力学的特性診断を行う際には、骨に付加される荷重値や付加位置等を正確に制御する必要があるため、専用の加圧機構を用いて骨に荷重を付加していた。この加圧機構の具体的構成としては種々考えられるが、基本的には、剛体からなる押圧部材を被検者の体表に当接させて骨を押圧する構成となっていた。かかる構成の場合、被検体に対する押圧部材の進退量を制御することで、骨に付加される荷重値を制御できる。

【0005】

【特許文献 1】特開 2004-298205 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

20

30

40

50

ところで、骨の力学的特性の診断結果は、折骨の癒合度合いの評価などに利用される。したがって、力学的特性診断を行う骨は、折骨である場合が多い。通常、折骨は、ギブスや創外固定器などで固定することで癒合が図られている。このうち、創外固定器は、体外からスクリューやピンによって骨を固定する器具である。この創外固定器は、通常、折骨が完全に癒合されるまで取り外されることはない。

【0007】

この創外固定器が装着されている場合、超音波を用いた力学的特性診断が困難となる場合があった。すなわち、創外固定器が装着されると、折骨周辺の体外に創外固定器の金具が露出することになる。この体外に露出した金具と、既述の加圧機構と、が干渉し、折骨に適度な荷重を付加することができない場合があった。また、創外固定器が装着されてい

10

【0008】

そこで、本発明では、常に、所定の加圧位置を適切に加圧でき得る加圧機構、および、適切に力学的特性診断ができ得る超音波診断装置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】

【0009】

本発明の加圧機構は、対象骨の力学的特性診断を行う際に当該対象骨を加圧する加圧機構であって、対象骨が内在する対象部位に着脱自在に吊り下げられる環状ベルトと、環状ベルトの下端に接続され、所望の加圧値に対応した重量を備えた錘と、錘の下方に設けられ、対象骨を加圧する際には錘から離間して錘を中空状態にするべく下降し、加圧解除する際には上昇して錘を下側から支持する昇降自在の可動台と、を備えることを特徴とする。

20

【0010】

好適な態様では、さらに、対象部位に接触しない位置に配され、環状ベルトが張架される複数のローラを有する。この場合、前記複数のローラは、加圧位置に対して左右対称の位置に配され、環状ベルトに対する相対位置が固定の固定ローラ群と、重力に従って環状ベルトの内周面を摺動することで、環状ベルトに付加される重力バランスを加圧位置を中心として左右対称に調整する可動ローラ群と、を含むことが望ましい。

【0011】

他の好適な態様では、さらに、可動台と錘との間に設けられ、可動台に対する錘の水平移動を許容する球体を有する。他の好適な態様では、さらに、可動台と錘との間に設けられ、錘を上方向に付勢する付勢手段を有する。

30

【0012】

他の本発明である超音波診断装置は、対象骨を加圧するとともに当該対象骨に超音波を送受して、加圧による対象骨の変形特性を取得する超音波診断装置であって、対象骨の所定位置を加圧する加圧機構と、対象骨に対して超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子での超音波送受により得られたエコー信号に基づいて、加圧前後での対象骨の変化を演算する演算手段と、を備え、加圧機構は、対象骨が内在する対象部位に着脱自在に吊り下げられる環状ベルトと、環状ベルトの下端に接続され、所望の加圧値に対応した重量を備えた錘と、錘の下方に設けられ、対象骨を加圧する際には錘から離間して錘を中空状態にするべく下降し、加圧解除する際には上昇して錘を下側から支持する昇降自在の可動台と、を備えることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、環状ベルトにより対象部位に吊り下げられた錘にかかる重力で対象骨を加圧しており、加圧位置近傍には環状ベルト等の小さい部品しか存在しないことになる。その結果、創外固定器に代表される治療器具等との干渉などが防止され、常に、所定の加圧位置を適切に加圧することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。図 1 は、本発明の実施形態である超音波診断装置 1 0 の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置 1 0 は、骨の力学的特性を診断する際に好適な構成となっている。以下では、下肢 1 0 0 に存在する頸骨 1 0 4 を診断対象の骨として説明する。

【 0 0 1 5 】

超音波診断装置 1 0 のプローブ 1 4 は被検者の体表に当接して用いられる超音波探触子である。このプローブ 1 4 は、被検者の体内に存在する対象骨である頸骨 1 0 4 に向けて超音波ビームを形成する。本実施形態では、二つのプローブ 1 4 が用いられる。

【 0 0 1 6 】

送受信部 1 6 は、プローブ 1 4 を制御して、断層面内において超音波ビームを電子走査する。プローブ 1 4 がリニアプローブの場合、例えば 1 2 0 本の超音波ビームが次々に電子走査され、各超音波ビームごとにエコー信号が取得される。送受制御部 1 8 は、操作パネル 2 0 を介して入力されたユーザからの指示に応じて、適宜、送受信部 1 6 を制御する。

【 0 0 1 7 】

送受信部 1 6 で取得された複数のエコー信号は断層画像形成部 2 2 に出力される。断層画像形成部 2 2 は複数のエコー信号に基づいて骨の断層画像（Bモード画像）を形成する。また、送受信部 1 6 で取得されたエコー信号は、エコートラッキング処理部 2 4 にも出力される。エコートラッキング処理部 2 4 は、各エコー信号から骨表面部を抽出してトラッキングする、いわゆるエコートラッキング処理を行う。エコートラッキング処理としては、例えば、特開 2 0 0 1 - 3 0 9 9 1 8 号公報に詳述された技術が利用できる。エコートラッキング処理には、例えば 3 本のトラッキング用エコー信号が利用される。トラッキング用エコー信号は、断層画像形成に利用されるエコー信号（例えば 1 2 0 本のエコー信号）の中から選択されてもよく、あるいは、断層画像形成を中断して送信される 3 本のトラッキング専用のエコー信号が利用されてもよい。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、3 本のエコー信号 4 0 による骨 1 0 4 の表面部のトラッキングの様子を説明するための図である。骨 1 0 4 に向けられた 3 本の超音波ビームの各々に対応する各エコー信号 4 0 は、骨表面に対応する部分で大きな振幅（振幅極大部 4 2）を示す。エコートラッキング処理部 2 4 は、この振幅極大部 4 2 の位置（波形の取得時刻）に基づいて骨表面位置を特定している。なお、図 2 においては、エコートラッキング用エコー信号が 3 本の例を示したが、3 本以外の複数本でも計測可能である。このエコートラッキング処理において、各エコー信号 4 0 ごとに、つまり各超音波ビームごとにトラッキングされる表面ポイントがトラッキングポイント 1 0 6 である。

【 0 0 1 9 】

補間ライン生成部 2 6（図 1 参照）は、これらトラッキングポイント 1 0 6 を結ぶ補間ラインを生成する。つまり、複数のトラッキングポイント 1 0 6 をスプライン補間や最小二乗補間などを利用して曲線補間することで補間ラインが生成される。ここで生成される補間ラインが、骨表面形状を示す曲線となる。この補間ラインは、エコートラッキング処理用のエコー信号の数を増やすことで、本来の骨の表面形状にさらに近づけることが可能になる。生成された補間ラインは、メモリ 2 8 に一時記憶される。力学的特性演算部 3 0 は、メモリ 2 8 に一時記憶されている骨表面形状に関する情報などを参照して、骨の力学的特性値、具体的には撓み量などを演算する。

【 0 0 2 0 】

表示画像形成部 3 2 は、診断結果としてディスプレイ 3 4 に表示すべき画像を形成する。この表示画像形成部 3 2 には、断層画像形成部 2 2 で形成された断層画像や、力学的特性演算部 3 0 で算出された力学的特性値（撓み量など）、後述する加圧機構 5 0 により対象骨に付加された荷重値などが入力される。表示画像形成部 3 2 は、入力された力学的特性値や荷重値をグラフ化した画像を、単独で、または、Bモード画像と合成して、表示画

10

20

30

40

50

像としてディスプレイ 34 に出力する。ユーザは、このディスプレイ 34 に表示された対象骨の力学的特性に基づいて、折骨の癒合程度や強度などの評価を行う。

【0021】

加圧機構 50 は、診断時に対象骨である頸骨 104 に対して所定の荷重を付加する機構である。図 1 に図示するように、既述のプロープ 14 は、この加圧機構による加圧位置の両側に配され、加圧に伴う頸骨 104 の変位を測定する。

【0022】

ここで、力学的特性を示す撓み量などの物理量は、付加される荷重値はもちろんのこと、加圧する位置によっても大きく異なってくる。例えば、対象骨である頸骨 104 が折骨であった場合、骨折箇所からどの程度離れているかによって、その強度が大きく異なってくる。そのため、付加される荷重値が同じでも、加圧位置の違いにより撓み量などが大きく異なってくる。かかる加圧位置の違いに起因する撓み量の違いは、対象骨の強度や癒合度合いなどの評価の信頼性を低下させる原因になる。そこで、加圧機構による加圧位置は、骨折箇所や、対象骨の形状などに基づいて被検者ごとに決定される。そして、力学的特性診断時には、この決定された加圧位置を的確に加圧することが要求される。

【0023】

ところで、この力学的特性の診断結果は、折骨の癒合度合い評価などに利用されるが、折骨には創外固定器が装着されている場合がある。図 3 は、イリザロフ型の創外固定器 110 の斜視図である。創外固定器 110 は、折骨の固定に用いられる器具であり、折骨に挿し込まれる複数のピン 114 と、当該複数のピン 114 の位置を固定する金具 112 と、を備えている。ここで、図 3 から明らかなどおり、創外固定を行った場合、折骨に挿し込まれたピン 114 の一部、および、当該ピン 114 を固定する金具 112 は、折骨周辺の体外に露出する。

【0024】

従来、かかる創外固定器 110 が装着されている場合、加圧機構 50 と創外固定器 110 とが干渉し、骨折箇所や対象骨の形状などに基づいて決定された加圧位置を適切に加圧できないという問題があった。そこで、本実施形態の加圧機構 50 は、かかる問題を解消でき得る構成としている。

【0025】

図 4 は、本実施形態の加圧機構 50 の概略斜視図である。また、図 5 は、加圧機構の横断面図、図 6 は図 5 における A - A 断面図である。加圧機構 50 は、対象骨、すなわち頸骨 104 が存在する下肢 100 に、所定の重量の錘 54 を吊り下げた際に生じる重力により頸骨 104 を加圧する。錘 54 は、下肢 100 に対して着脱自在の環状ベルト 52 に接続されている。環状ベルト 52 は、その両端に着脱手段、例えば、フックなどを備えた有端の帯状部材から構成される。この帯状部材の両端を互いに接続することで環状ベルト 52 が形成される。環状ベルト 52 を下肢 100 に装着する際には、端部同士の接続を解除して一時的に有端の帯状にした上で、有端帯状を下肢 100 の周囲に緩く巻く。そして、その後、帯状部材の端部同士を接続して環状に戻す。このように、一時的に有端の帯状とすることにより、創外固定器 110 が装着されている下肢 100 にも容易に環状ベルト 52 を装着できる。

【0026】

環状ベルト 52 の内周面には、剛性材料からなる圧接板 60 が貼着されている。この圧接板 60 は、下肢 100 の体表に当接して、頸骨 104 を加圧する加圧部材として機能する。すなわち、下肢 100 に装着された環状ベルト 52 は、当該圧接板 60 が所定の加圧位置に当接するべく、位置調整される。そして、その状態で、錘 54 に働く重力により環状ベルト 52 が下向きに引っ張られると、この圧接板 60 が下肢 100、ひいては、下肢に内在する頸骨 104 を加圧することになる。

【0027】

環状ベルト 52 は、五角形状に配された五つのローラ 62 に張架される。五つのローラ 62 は、いずれも、下肢 100 の体表に直接接触しない位置に配されている。そして、こ

10

20

30

40

50

の五つのローラ62に張架されることにより、環状ベルト52と体表との直接接触が防止され、摩擦力などに起因して生じる重力バランスの不均一を防止できる。

【0028】

五つのローラのうち二つのローラ62a, 62bは、圧接板60の両側に配されている。この二つのローラ62a, 62bは、圧接板60と平行に伸びる上側保持金具64により保持、連結されている。ここで、上側保持金具64は、圧接板60に物理的に接続されており、上側保持金具64、ひいては、当該上側保持金具64に連結された二つのローラ62a, 62bの圧接板60に対する相対位置が規制されている。つまり、二つのローラ62a, 62bは、加圧位置に対して左右対称の位置に配され、環状ベルト52に対する相対位置が固定の固定ローラ群として機能する。

10

【0029】

一方、残りの三つのローラ62c, 62d, 62eは、略Y字形状の下側保持金具66により保持、連結されている。なお、三つのローラ62c, 62d, 62eは、左右対称形状、具体的は、二等辺の逆三角形状に配されている。この左右対称形状の三つのローラ62c, 62d, 62eは、環状ベルトの内周面に沿って摺動可能となっている。環状ベルト52に働く重力バランスが左右不均一の場合、三つのローラ62c, 62d, 62eは、重力に従って、環状ベルト52に働く重力バランスが最も安定する位置に自動的に移動する。その結果、環状ベルト52にかかる下向きの力が自動的に左右対称に調節される。つまり、三つのローラ62c, 62d, 62eは、重力に従って環状ベルト52の内周面を摺動することで、環状ベルト52に付加される重力バランスを加圧位置を中心として左右対称に調整する可動ローラ群として機能する。

20

【0030】

下側保持金具66の基端には、所定の重量の錘54が取り付けられている。この錘54が重力により下側に引っ張られることにより、環状ベルト52、ひいては、当該環状ベルト52に貼着された圧接板60に下向きの力が生じる。そして、この下向きの力により対象骨である頸骨104が加圧されることになる。したがって、錘54の重量は、対象骨に付加したい荷重値に基づいて決定される。なお、当然ながら、錘54は、診断目的や、対象骨の種類などに応じて、適宜、異なる重量のものに交換可能である。

【0031】

錘54の下方には、昇降自在の可動台68が設けられている。この可動台68は、頸骨104を加圧しない際には錘54を下側から押し上げる程度の高さまで上昇する。このとき、錘54は、可動台68に載置、支持されることになるため、環状ベルト52および圧接板60に下向きの力は発生しない。一方、頸骨104を加圧する際には、可動台68は、錘54から離れるべく下降し、錘54を中空状態にする。中空状態となった錘54は、重力により、環状ベルト52および圧接板60を下方方向に引っ張ることになる。この引っ張り力により、頸骨104が加圧される。

30

【0032】

可動台68の上面には、複数の鋼球70が敷き詰められている。これは、可動台68に載置されている錘54の水平移動を容易にするためである。すなわち、頸骨104の力学的特性を診断する際には、頸骨104に対して垂直方向の力だけが作用することが望ましい。換言すれば、頸骨104に働く力の向きがブレないことが望ましい。ここで、錘54が可動台68に載置されている状態のとき、錘54は圧接板60の真下位置にあるとは限らず、圧接板60の真下から離れた位置にある場合もある。この状態から、可動台68を下降させて錘54を中空状態とすると、重力により、錘54は自動的に圧接板60の直下位置に移動する。この移動の際、圧接板60には、垂直方向だけでなく水平方向の力も作用することになり、結果として、頸骨104に作用する力の向きにブレが生じることになる。かかる力の向きのブレを防止するためには、可動台68に載置されている錘54を圧接板60の直下に位置させておくことが必要となる。そこで、圧接板60や環状ベルト52等の移動に連動して、可動台68に支持された錘54を容易に移動可能とするために、可動台68の上面に複数の鋼球70を敷き詰めている。

40

50

【 0 0 3 3 】

可動台 6 8 の昇降は、駆動源であるモータ（図示せず）、および、当該モータの駆動力を可動台に伝達する伝達機構により実現されている。伝達機構は、可動台 6 8 の底面から垂直下方に延びるスクリュウ 7 2、当該スクリュウ 7 2 に螺合されたホイール 7 4、および、ホイール 7 4 に噛合するウォームホイール 7 6 を備えている。ウォームホイール 7 6 はモータの出力軸に接続されており、モータの駆動に応じて回転する。ウォームホイール 7 6 の回転に伴い、当該ウォームホイール 7 6 に噛合されたホイール 7 4 が回転すると、当該ホイール 7 4 に螺合したスクリュウ 7 2 が回転する。そして、スクリュウ 7 2 がその回転に伴い昇降することで、可動台 6 8 が昇降することになる。なお、当然ながら、ここで説明している駆動機構の構成は一例であり、適宜、変更可能である。

10

【 0 0 3 4 】

この可動台 6 8 や伝達機構等は基台 5 6 の内部に収容されている。基台 5 6 は、中空の箱状部材である。この基台 5 6 の内壁面からは、水平方向に延びる中間台 5 6 b が突出形成されている。この中間台 5 6 b には垂直方向に延びるガイド孔 8 0 が形成されている。また、可動台 6 8 の底面には、垂直下方に伸び、ガイド孔 8 0 に挿通されるガイドシャフト 7 8 が接続されている。このガイドシャフト 7 8 およびガイド孔 8 0 は、可動台 6 8 の移動方向を規制するガイド手段として機能する。

【 0 0 3 5 】

基台 5 6 の上面は、当該基台 5 6 の内部空間と外部とを連通する連通孔 5 6 a が形成されている。錘 5 4 は、この連通孔 5 6 a から基台 5 6 の内部空間内に挿入されている。また、基台 5 6 の上面は鋼等の強磁性材料で覆われており、磁石を内蔵した載置台 5 8 が着脱自在となっている。載置台 5 8 は、頸骨 1 0 4 が内在する下肢 1 0 0 が載置される部材である。各載置台 5 8 は、載置された下肢 1 0 0 に装着された創外固定器 1 1 0 と、基台 5 6 の上面と、の干渉を防止できる程度の高さを有している。なお、この載置台 5 8 の形状や数は、対象骨の種類や、創外固定器 1 1 0 の形状等に応じて適宜、変更可能である。

20

【 0 0 3 6 】

次に、この加圧機構 5 0 を用いて頸骨 1 0 4 の力学的特性の診断を行う際の流れについて説明する。力学的特性診断を行う際は、予め、その診断目的や診断対象の骨の種類、骨折箇所の有無等に基づいて、加圧位置および加圧値を決めておく。そして、加圧値が定めれば、当該加圧値に応じた重量の錘 5 4 を選択し、加圧機構 5 0 の下側保持金具 6 6 に装着しておく。また、可動台 6 8 を上昇させて、錘 5 4 が可動台 6 8 で支持された状態にしておく。

30

【 0 0 3 7 】

続いて、診断対象部位、本例では、下肢 1 0 0 の両端を、基台 5 6 の上面に設けられた載置台 5 8 に載置する。このとき、予め決められた加圧位置が、連通孔 5 6 a のほぼ真上に位置するように下肢 1 0 0 の載置位置を粗調整しておく。

【 0 0 3 8 】

下肢 1 0 0 が載置台に載置されれば、続いて、環状ベルト 5 2 を下肢 1 0 0 に装着する。環状ベルト 5 2 を装着する際には、当該環状ベルト 5 2 の端部同士の結合を一時的に解除し、有端の带状にしておく。そして、有端の带状となった環状ベルト 5 2 を下肢 1 0 0 に緩く巻いた後、ベルトの端部同士を再結合し、環状に戻す。なお、この時点では、錘 5 4 は、可動台 6 8 により支持されているため、環状ベルト 5 2 および圧接板 6 0 に下向きの力は作用せず、頸骨 1 0 4 は加圧されない。

40

【 0 0 3 9 】

続いて、圧接板 6 0 が、決められた加圧位置に位置するべく、環状ベルト 5 2 全体の位置調整を行う。この環状ベルト 5 2 の位置調整の際、当該環状ベルト 5 2 に接続された錘 5 4 も、圧接板 6 0 の垂直下方に位置するべく、位置調整する。可動台 6 8 の上面に敷き詰められた複数の鋼球 7 0 により、錘 5 4 の移動に伴う摩擦力が低減されているため、この錘 5 4 の位置調整は極めて容易に行うことができる。なお、人手で直接、錘 5 4 を移動させるのではなく、可動台 6 8 を一時的に下降させて、錘 5 4 を一時的に中空状態とする

50

ことで、錘 5 4 の位置調整を行ってもよい。

【 0 0 4 0 】

圧接板 6 0 および錘 5 4 の位置調整ができれば、続いて、プローブ 1 4 を下肢 1 0 0 の体表に貼着する。プローブ 1 4 は、圧接板 6 0 の両側、換言すれば、加圧位置の両側にそれぞれ一つずつ、合計二つ貼着される。

【 0 0 4 1 】

プローブ 1 4 が貼着されれば、当該プローブ 1 4 による超音波の送受を開始する。そして、この超音波の送受により得られたエコー信号に基づき、加圧前の頸骨 1 0 4 の表面形状データを取得する。

【 0 0 4 2 】

続いて、超音波の送受を続けた状態で、可動台 6 8 を下降させて、錘 5 4 を中空状態にする。錘 5 4 が中空状態となれば、当該錘 5 4 に働く重力により、環状ベルト 5 2、ひいては、当該環状ベルト 5 2 に貼着された圧接板 6 0 に下向きの力が働くことになる。そして、この下向きの力により、頸骨 1 0 4 が加圧されることになる。

【 0 0 4 3 】

この加圧に伴い頸骨 1 0 4 は、撓み等の形状変形が生じる。超音波診断装置 1 0 は、超音波の送受により得られるエコー信号に基づき、加圧後の頸骨 1 0 4 の表面形状データを取得する。加圧後の頸骨 1 0 4 の表面形状データが得られれば、可動台 6 8 を再び上昇させ、重力による頸骨 1 0 4 の加圧を終了する。一方、超音波診断装置 1 0 の本体部は、得られた加圧前後における頸骨表面の形状データに基づき、頸骨 1 0 4 の力学的特性値、例えば、撓み量などを算出する。この力学的特性値が得られれば、力学的特性診断は終了となる。

【 0 0 4 4 】

以上の説明、および、図 4 ~ 図 6 から明らかなどおり、本実施形態の加圧機構 5 0 では、加圧位置近辺に環状ベルト 5 2 や圧接板 6 0、および、ローラ 6 2 といった、極めて小さい部材しか存在しないことが分かる。そのため、加圧位置近辺に、創外固定器 1 1 0 の構成部材であるピン 1 1 4 や金具 1 1 2 が存在していても、これら構成部材との干渉を防止しつつ加圧位置を加圧することができる。その結果、創外固定器 1 1 0 が装着されている骨についても、適切に力学的特性の診断が可能となる。

【 0 0 4 5 】

なお、以上で説明した加圧機構の構成は一例であり、所定の重量の錘を吊り下げた際に生じる重力で対象骨を加圧できるのであれば、当然、他の構成であってもよい。例えば、ローラ 6 2 や圧接板 6 0、鋼球 7 0 などは省略されてもよい。

【 0 0 4 6 】

また、本実施形態では、可動台 6 8 で直接、錘 5 4 を支持する構成となっているが、錘 5 4 と可動台 6 8 との間に錘 5 4 を上方向に付勢する付勢手段を設けてもよい。付勢手段を介在させることにより、頸骨 1 0 4 を徐々に加圧することができる。すなわち、加圧に伴う骨の撓み量等の力学的特性値は、当該加圧のかけ方、すなわち、急激に加圧するか、徐々に加圧するかによっても異なってくることが知られている。そして、力学的診断の目的によっては、徐々に加圧した場合、換言すれば、静的荷重を付加した場合における力学的特性値が必要な場合がある。かかる場合には、錘 5 4 と可動台 6 8 との間に錘 5 4 を上方向に付勢する付勢手段を設けることが望ましい。

【 0 0 4 7 】

例えば、図 7 に図示するように、錘 5 4 の底面に凹部 8 2 を形成し、この凹部 8 2 にコイルバネ 8 4 およびダンパ 8 6 からなる振動系を設けてもよい。かかる振動系を設けた場合、可動台 6 8 を徐々に下降させていき、可動台 6 8 と錘 5 4 とが離間し始めたとしても、錘 5 4 の重量の一部は振動系により支持されることになる。そして、可動台 6 8 と錘 5 4 との離間距離が大きくなるにつれ、振動系により支持される重量が減少していき、最終的には、錘 5 4 の全重量が圧接板 6 0 にかかることになる。つまり、錘 5 4 と可動台 6 8 との間に振動系を設けることにより、頸骨 1 0 4 にかかる荷重量を徐々に大きくすること

10

20

30

40

50

ができる。

【0048】

また、上記説明では、超音波の送受により加圧に伴う対象骨の形状変化等を取得している。しかし、対象骨そのものの形状変化ではなく、レーザ変位計等を用いて当該対象骨が存在する部位（対象骨が頸骨の場合は下肢）の曲げ量を計測し、その計測結果に基づいて対象骨の力学的特性を診断するようにしてもよい。この場合、軟部組織等の影響を受けるものの、極めて簡易に、対象骨の力学的特性を診断することができる。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】本発明の実施形態である超音波診断装置のブロック図である。

【図2】骨表面のトラッキングの様子を示す図である。

【図3】創外固定器の一例を示す斜視図である。

【図4】加圧機構の斜視図である。

【図5】加圧機構の横断面図である。

【図6】図5におけるA-A断面図である。

【図7】他の加圧機構の一部拡大図である。

【符号の説明】

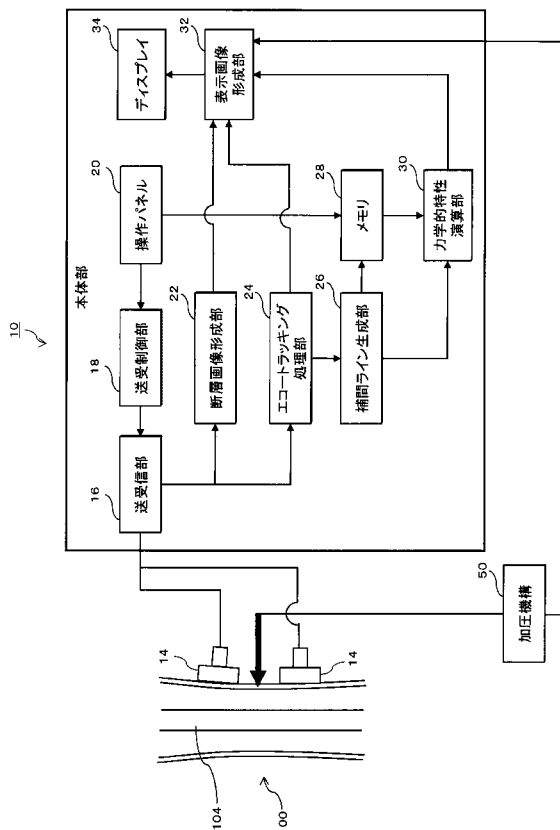
【0050】

10 超音波診断装置、14 プローブ、16 送受信部、18 送受制御部、20 操作パネル、22 断層画像形成部、24 エコートラッキング処理部、26 補間ライン生成部、28 メモリ、30 力学的特性演算部、32 表示画像形成部、34 ディスプレイ、50 加圧機構、52 環状ベルト、54 錘、56 基台、58 載置台、60 圧接板、62 ローラ、68 可動台、70 鋼球、84 コイルバネ、86 ダンパ、100 下肢、104 頸骨、110 創外固定器。

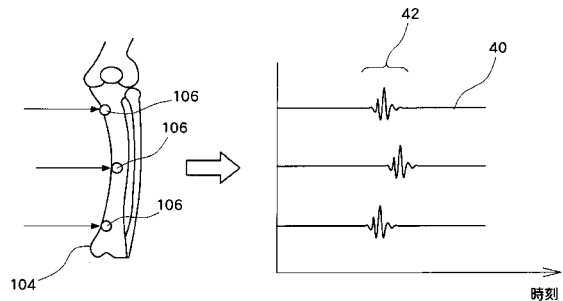
10

20

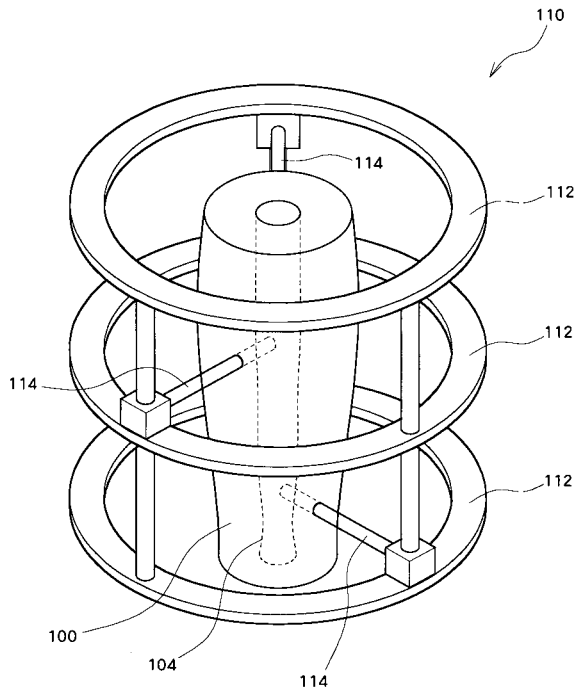
【図1】



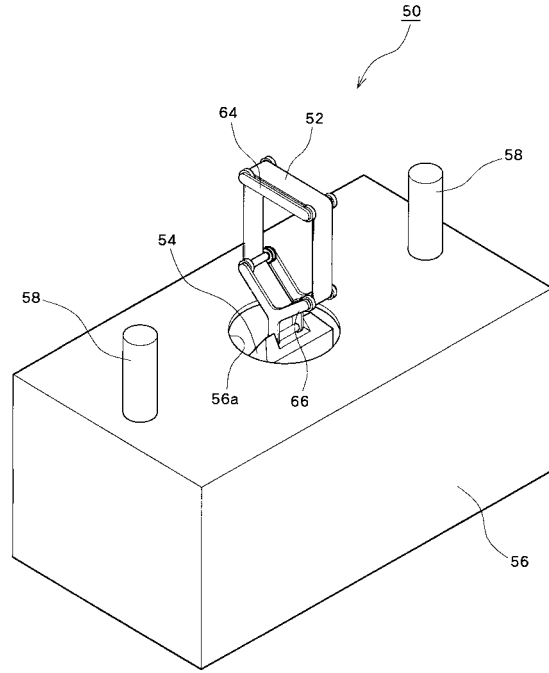
【図2】



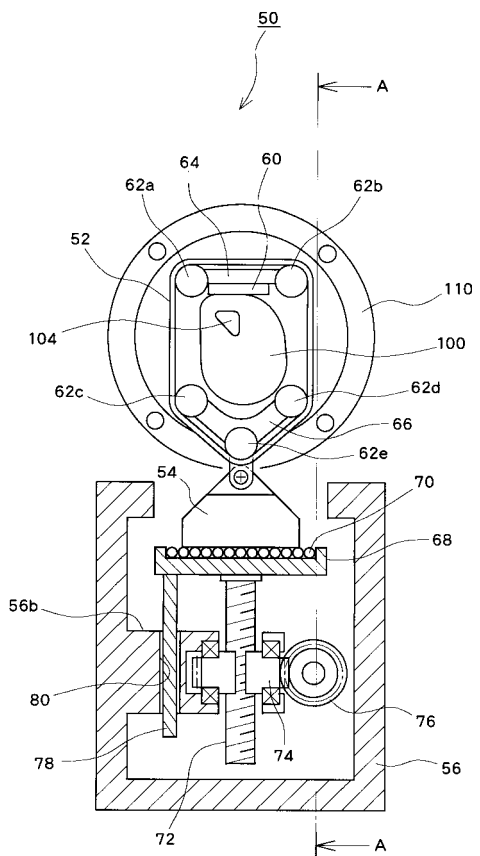
【図3】



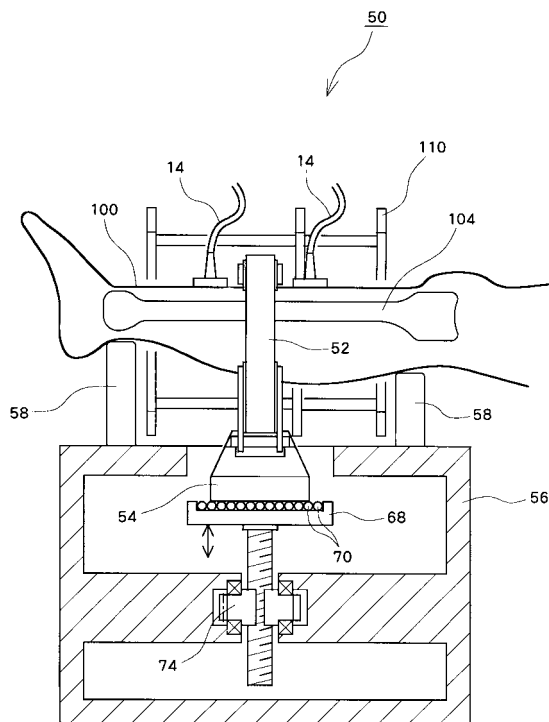
【図4】



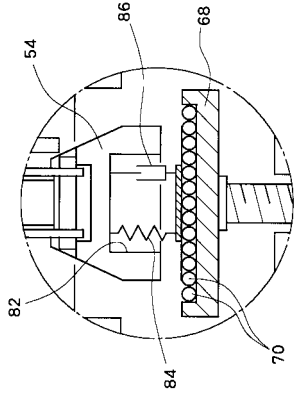
【図5】



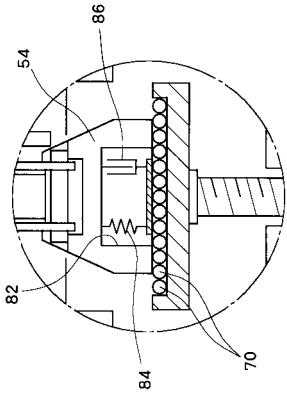
【図6】



【 図 7 】



(a)



(b)

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006 - 167082 (J P , A)
特開平11 - 23449 (J P , A)
特開2004 - 298205 (J P , A)
特開2005 - 270646 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 8

