

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5144506号
(P5144506)

(45) 発行日 平成25年2月13日(2013.2.13)

(24) 登録日 平成24年11月30日(2012.11.30)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 5 0 Z

請求項の数 12 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-513929 (P2008-513929)	(73) 特許権者	507395588
(86) (22) 出願日	平成18年5月29日 (2006.5.29)		トードベルグ、ハンス・ヘンリク
(65) 公表番号	特表2008-541892 (P2008-541892A)		デンマーク国、ディーケー-2840 ホ
(43) 公表日	平成20年11月27日 (2008.11.27)		ルテ、ソッレロドベイ 57 シー
(86) 国際出願番号	PCT/DK2006/000293	(74) 代理人	100088683
(87) 国際公開番号	W02006/128461		弁理士 中村 誠
(87) 国際公開日	平成18年12月7日 (2006.12.7)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成21年4月23日 (2009.4.23)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	PA200500801	(74) 代理人	100075672
(32) 優先日	平成17年6月2日 (2005.6.2)		弁理士 峰 隆司
(33) 優先権主張国	デンマーク (DK)	(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨格の成熟度決定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピュータにより実現される、人間の骨の成熟度値を決定する方法において、前記コンピュータが、

- a . 人間の手の少なくとも1つの骨のデジタル放射線写真を獲得することと、
- b . これらの骨の境界を決定し、その骨の特別な解剖学的位置をそれぞれ表している形状点と呼ばれるこの骨上の少なくとも15の点のセットを決定することと、
- c . 前記形状点座標の変換から得られた形状パラメータの形で、前記形状点の低次元表示を決定することと、
- d . 骨領域またはその一部分の画像強度を前記形状点に関して規定されたサンプリング点でサンプリングし、それに続いて低次元表示へ変換して強度パラメータを生成することと、
- e . 前記決定された形状パラメータと強度パラメータから骨の成熟度値を決定することとを含んでおり、

ここで、成熟度値は骨年齢、成熟度段階、断片的な成熟度段階または成熟度スコアである、方法。

【請求項 2】

前記形状点及び画像強度の低次元表示を生成するために使用される変換は骨の試料の訓練セットに適用される主要なコンポーネント解析 (PCA) の1以上の主要なコンポーネ

ントとして規定される請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記コンピュータが、形状点に関して規定された点において画像テクスチャ値をサンプリングすることと、同じ骨の画像から得られたパラメータを使用して随意選択的にこれらのテクスチャ値を正規化することと、これらのテクスチャ値を低次元の表示に変換して 1 以上のテクスチャパラメータを形成することと、これらのテクスチャパラメータを成熟度値の決定への付加的な入力として使用することをさらに含み、付加的な画像特性が含まれる、請求項 1 または 2 記載の方法。

【請求項 4】

前記コンピュータが、成熟度値を子供の画像の訓練セットにおいて評価された予測式により予測し、この予測はその骨の骨年齢として示される請求項 1、2 または 3 のいずれか 1 項記載の方法。

10

【請求項 5】

幾つかの骨に対する前記骨年齢を加重平均の形態で組み合わせ、各骨のパラメータからこの加重平均を予測する第 2 の予測式のターゲットとして使用し、この予測される値はその骨の骨年齢を示している請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

各骨に対する骨年齢は単調な関数で変換され、その結果は連続的な T W 成熟度段階を示している請求項 4 または 5 記載の方法。

【請求項 7】

20

請求項 4 または 5 に記載されているように各骨について決定された骨年齢は全体的な骨年齢を形成するため加重平均で使用される請求項 4 または 5 記載の方法。

【請求項 8】

全体的な骨年齢は T W 骨年齢または G P 骨年齢を示す骨年齢に変換される請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

成熟度値は連続的な T W 段階として予測される骨の T W 段階の直接的な予測である請求項 1、2 または 3 記載の方法。

【請求項 10】

前記コンピュータに請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項記載の方法のステップを実行させるコンピュータプログラム。

30

【請求項 11】

前記コンピュータに請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項記載の方法のステップを実行させるコードを記憶したコンピュータ読取可能な記憶媒体。

【請求項 12】

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項記載の方法にしたがってその方法のステップを行うように適切にプログラムされたコンピュータ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は骨格の成熟度決定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

人体の骨は身体が成熟するにつれて、約 18 歳の年齢まで形態および構造の劇的な変化を経験する。これは図 1 に示されており、図 1 の左側 (1) に 2 歳児、右側 (2) に 5 歳児が示されている。この成熟プロセスは正確に人の年代にしたがって進行するわけではなく、2 歳進む子もまたは 2 歳遅れる子もいることはよくあることである。

【0003】

医学では、例えば成長ホルモンの欠乏のような種々の成長障害の診断の要素として骨格の発展段階を決定することは重要であり、図 1 に示されているように手の放射線写真は調

50

査の標準的な手段になっている。今日使用されている最も信頼性のある放射線医学方法はタナー - ホワイトハウス (TW) 方法 [1] である。その最も普通のバージョンでは、これはそれぞれが視覚的検査により手作業で成熟の段階が割当てられている 13 の骨領域を使用する。各骨には 8 または 9 の段階が存在することが放射線医学特性の様式化された画像および口頭説明に関して説明されている。橈骨の TW 段が図 2 に示されており、図 1 の子供はしたがってそれぞれ段 D (または E) と段 F の橈骨を有するようになる。TW 方法は各段に含まれる規定された性別独立スコアを有し、したがって 13 の骨に割当てられるスコアは合計された成熟度スコア (SMS) を形成するために加算される。この TW 方法の開発者は通常の子供の SMS の人口データを集め、そこから彼らは SMS 百万順位対年代を計算した。これによって、医学検査を受けた子供で観察された SMS は通常の人々と比較可能になった。多くは、観察された SMS は年齢として規定される骨年齢に変換され、それにおいて観察された SMS は人口の半分に到達している。

10

【 0 0 0 4 】

別によく知られている方式は Greulich - Pyle (GP) 方法であり、この方法では子供の X 線は全ての骨年齢をカバーする画像を有する図録中の画像の 1 つに整合される [1 2]。

【 0 0 0 5 】

TW 方法には多くの問題が存在する。第 1 に時間がかかる。第 2 にこれは厄介である。第 3 にこれは観察者間でかなりの変動があり、二人の観察者間の差は典型的に 0 . 4 乃至 0 . 6 年 (SD) または幾つかの例ではさらに大きい。それ故、1989 年に開始し、1892 - 94 年をピークとしてコンピュータを使用する手順を自動化するために多くの労力が費やされており、技術的に非常に困難であることが認識された (概要は Niemeijer [2] を参照)。開発の努力は継続されているが、今日でもまだ成功した自動システムは作られていない。

20

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

したがって、この分野では多くの従来技術が存在し、本発明の新規性および進歩性を明瞭にするために、従来技術は以下のように要約される。

【 0 0 0 7 】

これまで調査された方法と、新しい本発明は 2 つの明白な処理ステップを含んでいる。即ち骨の位置決定 (時には分断化または再現と呼ばれる) および骨の解釈である。

30

【 0 0 0 8 】

A) 骨の位置決定: このステップの目的は TW スピーシーズが格付けされるべき骨の領域を識別することである。種々の方法がこのステップで採用されている。

a . 固定されたテンプレートへ適合するため画像を変換、回転、寸法変更することによる関係する領域 (ROI) の手作業の位置付け、

b . しきい値等に基づいた標準的なパターン認識方法、

c . スネーク、

d . アクチブな形状モデル (ASM)。

40

【 0 0 0 9 】

B) 骨の解釈: このステップの目的は骨の ROI から成熟度を導出することである。こ

a . フーリエ係数、

b . 画像 ROI と各段のテンプレートとの間の相関、

c . 骨幹端に関する骨端の幅、

d . (骨の位置決定の ASM から得られた) 形状パラメータ、

e . TW 段の記述を緊密にエミュレートする特徴の意味論 / 規則をベースとする事後処理。

【 0 0 1 0 】

50

典型的な考えとしては、段間の円滑な補間の特性を付加することにより、エミュレートとTW段への区分を可能にすることである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明はステップBの既に位置決定された骨の解釈を取り扱う。提案された方法の自動化の第1の部分はASMまたはアクチブな外観モデル(AAM)、或いはそのAAMと組み合わせの拡張によって実現されることができ[4]。請求項1に対応する本発明の核心は位置決定された骨の解釈である。この方法は以下の3つのステップを特徴とする。

【0012】

1) 骨の境界の形状を示すパラメータを抽出する。これは境界上の形状点を規定することにより行われる。好ましい実施形態はこれらの形状点座標に対して主要なコンポーネント解析(PCA)を行い、第1の主要なコンポーネントを抽出された形状パラメータとして使用する。

10

2) 形状点に関して規定された10以上の位置における骨境界で抽出された画像強度を示すパラメータを抽出する。それらのパラメータはこのベクトルを標準的な変数に正規化した後に強度ベクトルのPCAから得られることが好ましい。

3) 入力としてステップ1および2で得られたパラメータと、出力として成熟度値とを有する予測式。

【0013】

1) についてのコメントでは、説明されたPCMモデルはASM、AAM、およびその変形の基礎となる一種の形状モデルである。これは骨の多数の例の境界に沿って形状点を規定することにより構成され、これは手作業または自動的に行われることができる。そのプロセスはその後、各例に対して厳格な変換を適用し、それによってこれらを可能な限り平均の形状に近づけ、これを行う好ましい実施形態はProcrustes解析[13]である。その後、プロセスはxとy座標を単一のベクトルへ連結し、これに対してPCAを行い、1以上の主要なコンポーネントスコアがその後、生物的变化の優勢モードに対応して抽象形状記述子として使用される。PCAへの入力を形成する形状点は好ましくは対応しているように選択され、即ちデータセットを通して類似の解剖的位置に置かれる。これは幾つかの方法で得られることができ、好ましい実施形態はKotcheffとTailor[3]により開示されているものであり、ここでは点はPCAのコンパクトさに関する最適性および規準により規定されている。

20

30

【0014】

2) についてのコメントでは、この画像情報の表示は位置決定のためにAAMで使われる種類であるが、ここでは解釈のために使用される。すなわち、AAMにおけるように、形状点からの画像領域の三角測量[4]を計算することによりサンプリングを実行することができる(図3と4を参照し、以下さらに詳細に説明する)。1実施形態では、これはデローネイ三角測量であってもよい。平均形状では、プロセスはこの三角測量の座標に関してサンプリング点を規定する。この方法は新しい例にも適用されることができる。この例では、形状点は平均に関して変形して生じるが、サンプリング点は変形された三角測量から計算されることができる。換言すると、観察される画像は強度をサンプリングする前に平均形状へワープされ、代わりのワープ方法は代わりに同じ効果、例えば薄板スプラインで使用されることができる。

40

【0015】

1)と2)では、PCAは他の変換により置換されることができ、高次元データを関連する変化を示す少数のコンポーネントへ圧縮する。この族の他の方法は独立したコンポーネントの解析、MAF、PLSである([7、8]参照)。PCAをこの明細書で述べる時、これらの変換も含んでいることが理解される。

【0016】

3) についてのコメントでは、成熟度値はTW段、その段に対応するスコア或いは骨年齢であることができる。その式は小さい範囲の成熟に対して演繹され、例えば2つの段を

50

分離し、或いは大きい間隔で年齢をカバーすることができる。モデルは例えば論理的後退である線形であるか、例えば後方伝播ニューラルネットワークを使用する非線形である。

【0017】

骨のトポロジは0歳から18歳の年齢にわたって変化し、それ故プロセスは骨端が分離される年齢範囲のモデルと、それが融合される年齢範囲の別のモデルを使用する。これは形状点定義が異なる年齢範囲で異なることを可能にする。2つの性別が1つのモデルで組み合わせられることができ、例えば別の骨端を有する最も近い指骨のモデルは7 - 13歳の男児と6 - 12歳の女児から作られることができる。形状および強度PCAはその後の年齢範囲からのデータの全ての主な変化を説明する。予測モデルは成熟度または年齢がモデル化されるか否かに基づいて、主体の既知の性別を含んでも含まなくてもよい。

10

【0018】

前述の説明に続いて、本発明の効果および利点をここで説明する。

【0019】

第1に、数人の著者は骨の位置決定のためにASMを使用している。AAMの使用は骨についてのより確実な再現の利点を有する、他の方法もまた良好な位置決定を実現することができる。

【0020】

第2に、低次元表示に関する全体的な形状情報の使用は、全体的な形状情報が幾つかの変数だけを使用して良好に説明される利点を有する。言葉では容易に説明されない形状の僅かな特性もこの方法に含まれる。

20

【0021】

第3に、画像強度は位置の決定された骨の境界に関して配置される点で抽出され、例えば図3の三角測量方法を使用する。これは多くの著者、例えば[2]により行われるように、骨に一致する剛性のテンプレートにしたがって抽出するよりも強力である。剛性のテンプレートによって、所定のサンプリング点は多くの例を通して同じ解剖学的位置に対応する位置に存在しない。例えばテンプレート上では丁度骨の外側にあるサンプリング点は特別な例では骨の内部で生じる可能性がある。これは抽出された強度が形状と強度変化の組合せを反映し、それ故強度に対して特殊性が少ないことを意味している。これは画像強度ベクトルが低次元表示に圧縮されることを阻止する。さらに抽出された値が同じ解剖学的位置に存在しないとき、情報の区別的値が劣化する。

30

【0022】

第4に、予測式で形状と画像特性の両者を使用することは、予測が形状と強度の両者におけるほぼ完全な情報に基づくことができる利点を有している。形状情報は強度特性から取出されるので、2つは相互に最良の方法で補足する。本発明のこのステップの一部として、AAMで行われたことと類似して形状および強度スコアを共通のPCAモデルに結合し、このフレームワークでcスコアまたは外観スコアとして示されるスコアを得ることができる[4]。

【0023】

本方法は全体として以下説明されているように、成熟度決定のために全体論、副次的象徴論の関係者による方法を取ることにによって従来の方法から量的に離れたものとなる。TW段の説明は規則ベースであり、多くの従来の試みはTW説明を模倣するために口頭の説明を有する特性の使用に焦点を絞られてきた。それと反対に、本発明は予測モデルに対する入力を形成する集積ブロックとして骨領域の形状および強度情報のほぼ完全な表示を使用することを主体とする。この方法はパラメータの1セット中の形状説明を分離し、その後変形可能な形状を考慮して画像情報を規定することを特徴とし、即ち骨は強度値を解釈する前に平均の骨に変形される。この方法はまた形状と強度値の両者をモデルへの入力としてを使用することを特徴とする。

40

【0024】

本発明の大部分の実施形態のステップは図5に図解して示されており、この図面は以下の文が指しているS1 - S14と符合を付けられている複数のステップを含んでいる。

50

【 0 0 2 5 】

好ましい実施形態（請求項 2）は（それぞれ S 3 と S 4 で）高次元の形状および画像データを低次元の表示に圧縮するために PCA または類似の方法を使用している。類似の方法とは、いずれの PCA が最も共通した例であるかについて教師なし学習も行う他の方法を意味している。ここでデータの空間的な相関によって本発明の方法は訓練セットから学習されたときのデータの顕著な特性を抽出する。この利点は、PCA が教師なし学習により成熟度の重要な特性を学習することである。したがって 6 - 13 歳児の PP 3 の形状モデルの変化の第 1 のモードは骨幹端の幅に関する骨端の幅の変化が卓越していることがわかる。この特性は TW 格付けシステムにより規定されているように手により方法に取り入れられないが、形状 PCA によりデータ自体から得られる。これに類似して、他の形状特性は自動的に抽出される。同様に、成熟による密度分布の特徴的变化を示す画像特性は PCA により演繹される。それ故、提案された方法は口頭の TW 段説明により規定されるよりも画像から多くの情報を導出し、これはさらに自動的に行われ、これによってモデルはさらに強力になる。したがってこの方法は投影放射線写真で見られるとき頑丈で、成熟のより徹底した説明を与える。

10

【 0 0 2 6 】

本発明の好ましい実施形態は請求項 3 で示されているように、さらに骨 ROI（図 5 の S 5）の画像テクスチャ特性のセットを抽出している。「テクスチャ」は局部的に規定された画素強度のパターンを示し、そのパターンは波長範囲と方向間隔に対して感度があることを特徴とする。テクスチャは好ましくはガボールフィルタエネルギーであり、ここでのフィルタの方位はアルゴリズムの早期のステップにより位置決定されるとき骨の方位に関して規定される。テクスチャエネルギーは、位置が形状点に関して規定され骨 ROI またはその部分をカバーするか骨領域の画像強度のコントラストに正規化される少なくとも 10 個の点で抽出され、訓練セットから得られる PCA を受ける。テクスチャ PCA スコアは予測モデルへの付加的な入力として使用される。その利点はこのプロセスが成長ゾーンの終わりと内部エッジの外観とを明示的に特定せずに示すことである。これは特に年長の子供には重要である。

20

【 0 0 2 7 】

大部分の著者は直接的に成熟度段をモデル化している。しかしながら代替（請求項 4）として、代わりに年齢、好ましくは年代をモデル化する（図 5 の S 9）。これは次式の形態のモデルにより行われることができる。

30

$$\text{年齢} = \text{バイアス} + \text{勾配} * (a_1 * f_1 + a_2 * f_2 + \dots + a_n * f_n)$$

ここで f_1, \dots, f_n は骨からの特性であり、即ち形状、強度、テクスチャの PCA コンポーネントであり、モデルパラメータ a_1, \dots, a_n は両性に対して同じであり、モデルパラメータのバイアスおよび勾配は性別的に依存している。

【 0 0 2 8 】

このようにして、プロセスは各骨に対する年代を予想し、さらにそれは画像からも予想できる。しかしながらこれは明白な年齢だけを与えることができるだけであり、この予想された年代はそれ故骨の骨年齢として規定（解釈）される。

【 0 0 2 9 】

40

好ましい実施形態（請求項 5）は骨年齢のこれらの第 1 の評価の加重平均を形成し、これを第 2 期の退行に対してターゲット変数として使用し、各骨の特性は手の平均骨年齢を予測するために使用される（図 5 の S 10）。加重平均における加重は等しいか等しくなく、幾つかの骨が他の骨よりも加重が大きいことを強調し、恐らく骨自体を除外している。このようなモデル化の利点はこれが成熟特性に対してより良好に対応することである。成熟が遅れるならば、多くはほぼ同じ量だけ全ての骨で遅れがある。この実施形態の効果は、各骨からの成熟決定が骨年齢を決定することであり、これは全ての骨の外観の成熟度のコンセンサスである。この実施形態の骨年齢は、個々の骨の特性の標準的な相関解析により得られた結果に類似するので、標準的な骨年齢とされる。この利点は訓練信号がさらに信頼性があり、モデルがそれ故、真の成熟のより良好な説明であることである。

50

【 0 0 3 0 】

予想される年齢は成熟度値として観察されることができ、これは非線形の単調関数（請求項6）により訓練セットのTW段を示すものであるように変換され、それによって切り捨てまたは切上げられた値はTW段と最良に一致する（図5のS11）。この段への変換では、男児および女児は前述の式の勾配を1へ、バイアスを0へリセットすることによりプールされることができる。この請求項の構成の利点は段への変換が予想される年齢の比較的簡単な事後処理として行われることである。これは簡単であるためにこのマッピングを評価するために小さいデータセットしか必要としない。

【 0 0 3 1 】

個々の骨の骨年齢はまた骨年齢の全体的な評価を形成するために加重平均で使用されることができる（請求項7）（図5のS12）。加重は年齢または骨年齢に依存することができ、幾つかの骨が幾つかの年齢インターバルで大きな役割を果たすことを示す。例えば橈骨は典型的に指趾節骨よりも後に完全な成熟度に到達する。骨年齢を評価する方法の利点は、骨年齢がどのように構成されているかがより明白であり、例えば骨またはその画像が損傷を受けているならば幾つかの骨についての評価を省略することを可能にすることである。

10

【 0 0 3 2 】

全体的な骨年齢は訓練セットに基づいてTW骨年齢またはGP骨年齢に対応するように線形または非線形変換されることができる（請求項8）（図5のS13）。請求項4および5にしたがって骨年齢を評価するために使用されるデータセットは通常、標準的なTW S M S百分位数と骨年齢を規定するために使用されるものとは異なるポピュレーションであるので、変換が必要とされる。この実施形態の利点は、請求項7の骨年齢を多くの異なるポピュレーションへ調節することが簡単であることである。

20

【 0 0 3 3 】

骨のセットの骨年齢の分散はそれ自体、成熟度分離と呼ばれる知識的概念である（図5のS14）。これは骨年齢の標準偏差として、または手の種々の部分、即ち橈骨/尺骨、中手骨、指趾節骨にわたる別々の骨年齢の平均として表されることができ、「指趾節骨の骨年齢は橈骨/尺骨よりも1.5年進んでいる」等のような説明を行うことができる。この利点は医療の専門家による診断の一部として使用されることのできるより詳細な情報を与えることである。

30

【 0 0 3 4 】

先に概略的に説明したように年代を予測する代わりに、別の実施形態（図5のS6）は訓練セットに基づいて成熟度段を予測するためにPCAの特性を使用している。ほとんどの分類子は本質的に確率的であり、それ故これらは段の確率を与え、これは連続的な段へ段出力を補間するために使用されることができ、例えば段A, ..., Iでは、範囲1 - 9または0.5乃至9.5で連続的な段を獲得し、ここで段8.5 - 9は段Iの下半分であり、9 - 9.5は段Iの上半分である。この実施形態の利点は通常のTW格付けの進行の解析を行い、スコアがその段に関連されることができることであるが、合計された成熟度スコアを補間し合計し、参照データベースからTW骨年齢を形成する。

40

【 0 0 3 5 】

図5から、本発明には2つの主要な進路が存在することが明白であり、その1つは各骨の年齢を予想することであり、他の1つは連続的な段を直接的に予測することである。

【 0 0 3 6 】

本発明の方法は好ましい実施形態で適切にプログラムされたコンピュータ、または分離された物理的位置にありインターネット等のネットワークに接続されることができ幾つかのコンピュータのシステムで実行されることができる。この方法はコンピュータプログラムまたはコンピュータの読取可能な媒体として実施されることができる。この方法はインターネットサービスとして実行されることができ、ユーザはウェブブラウザでまたはより大きいデータ処理システム中のコンポーネントとしてこの方法をアクセスする。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 3 7 】

以下、これまで説明したステップの実行方法を示すため幾つかの詳細な説明を行う。

【 0 0 3 8 】

この方法へ入力されるのは(図5、S1)例えば画素毎の強度を示している数と共にTIFFファイルの形態のデジタル画像である。その画像は放射線撮影フィルムから得られることができ、これは光学スキャナを使用してデジタル化されているか、読取られCR装置によりデジタル化されるか、或いは電子装置から直接的に強度を出力する直接デジタル放射線撮影検出器を使用することにより燐光プレート上にそれを記録するCR画像から得られることができる。その画像は良好な空間解像度のDEXASキャナからのものであってもよく、単一エネルギー画像または減画像であることができる。画像には画素当りmmで空間的解像度が関連付けられている。また子供の性別を骨年齢を得るために知らなければならない。

10

【 0 0 3 9 】

骨境界の識別(図5、S2)はアクチブな外観モデル(AAM)により行われることができる。第1のステップでは、プロセスは3または4の中手骨を同時に検索する。その理由はこれがパターンを形成し、これが全ての位置で全ての方位で徹底的にサーチするために簡単であるからであり、詳細は文献[12]を参照されたい。プロセスは左および右の両手をサーチし、最良のサーチ結果が解釈を決定する。その後、プロセスはこれまで発見された骨に基づいて開始サーチ位置を予想することにより残りの骨を位置付ける。大人の手の骨のAAM再現のためのこのような完全なフレームワークは参考文献[5]で報告されている。本発明の方法では年齢は知られておらず、骨が検索される毎にプロセスは異なる成熟度段階に対応して幾つかのモデルを適用できる。例えばプロセスは2-6歳の年齢範囲、6-13歳の年齢範囲、13-18歳の年齢範囲をカバーする3つのモデルを使用することができ、最良に適合するモデルが選択されるべき再現である。幾つかの若年モデルでは、骨端は骨幹端から分離される。

20

【 0 0 4 0 】

プロセスが境界を再構成すると、これは骨の境界を表すために形状点を抽出する(図5、S3)。再現モデルがAAMまたはASMであるならば、これは既に基礎をなすPCA形状モデルから形状点を提供する。そうでなければ、プロセスは境界をPCAベースの形状モデルへ適合でき、即ち(文献[13]を参照して、変換ベクトル、回転角度、スケールリング係数を使用して)所定の姿勢に変換された平均形状として境界をパラメータ表示し、形状パラメータに関して変形を決定する。ASMは文献[10]で示されているようにこれを行うために使用されることができる。

30

【 0 0 4 1 】

サンプルされた画像強度のベクトルの抽出(図5、S4)は図3と4に示されており、これらの図は骨の境界で規定された大きい方形(1)の平均形状点を示している。補助点は骨境界から離れて規定されることができ、図3と4では小さい方形で示されている。内部(2)では、これらの点は境界点の間の補間として規定されることができ、外部(3)では、各点はある角度で、これから離れて境界点の1つに関して規定されることができ、角度は骨の軸に関して規定され、距離は骨の寸法に関して計算される。

40

【 0 0 4 2 】

境界および補助点は三角形のコーナーを規定し、補助点は三角形が骨の縁に及び、非常に小さい角度を有する三角形の発生を防止することを確実にする。

【 0 0 4 3 】

平均形状の三角形で示された領域内では、図3と4では最小の点(4)により示されているように、プロセスは例えば規則的な格子中にサンプリング点を配置する。図3の部分的な詳細図である図4の実施形態で例示されているように、密度の最も重要な変化は成長が生じている骨のこの部分であることが知られているので、三角形の領域の一部だけがサンプリングに使用されることができる。

【 0 0 4 4 】

50

プロセスは1実施形態では、画像の各位置のテクスチャベクトルを規定することによりテクスチャ特性も形成する(図5、S5)。テクスチャベクトルの各エレメントはある波長と方向を示すことができる。標準的な選択はガボールフィルタ(文献[9]参照)であるが、ほとんどの他のテクスチャ測定は同じ結果を与える。1または2mmの波長は骨端と骨幹端との間の境界およびその融合部の信号を捕捉するのに適切である。4乃至6の方向が適切である。最も簡単な方式では、4つの方向と単一波長が使用される。これは画像がそれぞれ実数部と虚数部を有する4つのガボールフィルタで濾波されることを意味する。実数部と虚数部の出力は位置当り4つのエネルギーを形成するために二乗され加算される。平方根はダイナミック範囲を圧縮するために採用されることができる。テクスチャは同じ画像から得られる画像コントラストを示す幾つかの数、骨領域中の強度の標準偏差により正規化されることができ、テクスチャ画像の最終的な4つのバンドに導かれる。

10

【0045】

1実施形態では、プロセスは例えば図3と4で示されているような4つのテクスチャバンド画像をサンプリング点でサンプルし、サンプリングのベクトルは訓練セットで先に規定されたPCAで処理される。

【0046】

[参考文献]

[1] J. M. Tanner, R. H. Whitehouse, B. Cameron, W. A. Marshall, M. J. R. Healy, H. Goldstein: Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height (TW2 method). Academic Press, London, 2nd edition, 1975.

20

[2] M. Niemeijer: Automating skeletal age assessment, Master's thesis, Utrecht University (2002).

[3] M. Kotcheff and C. J. Taylor: Automatic construction of eigenshape models by direct optimisation, Med. Image Anal., vol.2 (1998), 303-314.

[4] T. F. Cootes and C. J. Taylor: Statistical models of appearance for computer vision. Technical report, Wolfson Image Analysis Unit, Imaging Science and Biomedical Engineering, University of Manchester, 2001.

[5] H. H. Thodberg: Hands-on Experience with Active Appearance Models, Medical Imaging 2002: Image Proc., Eds. Sonka & Fitzpatrick, Proc. SPIE Vol.4684, 495-506 (2002).

30

[6] DXR-BMD patent US 6,763,257 B1, Rosholm and Thodberg. (この特許は多くの参考文献を含んでおり、本発明の背景の役目を行う一般的説明である)。

[7] R. Larsen: Shape Modelling using maximum autocorrelation factors in Proceedings of SCIA '01, Bergen, (2001), p 98-103.

[8] M. Uzumcu, A. F. Frangi, J. H. C. Reiber, B. P. F. Lelieveldt (2003): ICA vs. PCA Active Appearance Models: Application to Cardiac MR Segmentation. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI '03, R. E. Ellis, T. M. Peters (Eds). Lecture Notes in Computer Science, vol. 2878, Springer Verlag, Berlin, Germany, pp 451-8.

[9] A. Bovik, M. Clark and W. Geisler. Multichannel texture analysis using localized spatial filters. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12(1): 55-73 (1990).

40

[10] K. B. Hilger, R. R. Paulsen, R. Larsen, Markov Random Field Restoration of Point Correspondences for Active Shape Modelling, SPI-Medical Imaging 2004.

[11] K. H. Thodberg and A. Rosholm, Application of the active shape model in a commercial medical device for bone densitometry. Image and Vision Computing 21, pp 1155-1161 (2003).

[12] W. W. Greulich and S. I. Pyle, Radiographic Atlas of Skeletal Development of Hand and Wrist, 2ed., Stanford Univ. press (1959).

[13] I. L. Dryden and K. V. Mardia, Statistical Shape Analysis, Wiley (1998)

50

).

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】左側(1)に2歳児、右側(2)に5歳児を示している図。

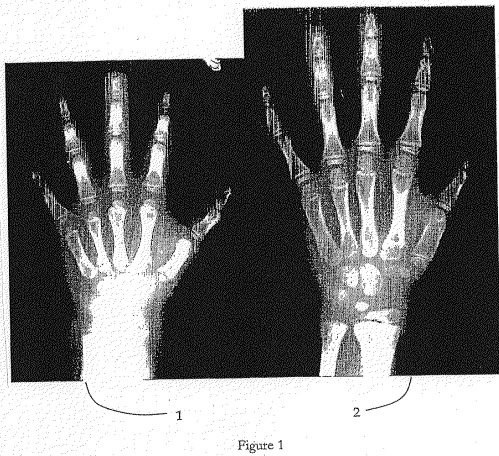
【図2】橈骨のTW段を示す図。

【図3】三角測量方法を示す図。

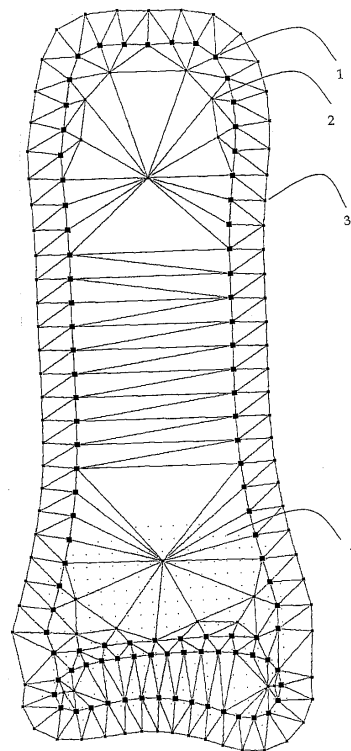
【図4】図3の部分的な詳細図である実施形態を示す図。

【図5】本発明の大部分の実施形態のステップを示す図。

【図1】



【図3】



【図2】

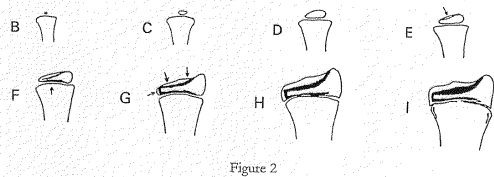


Figure 3

Figure 2

Figure 1

【図4】

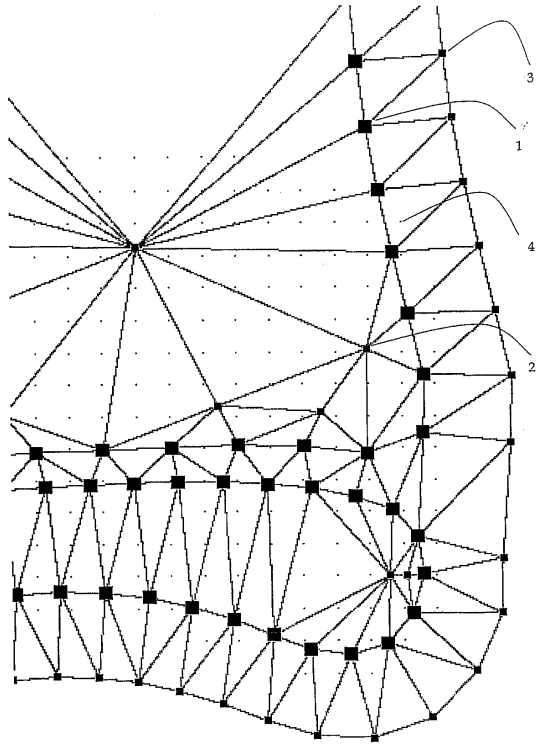


Figure 4

【図5】

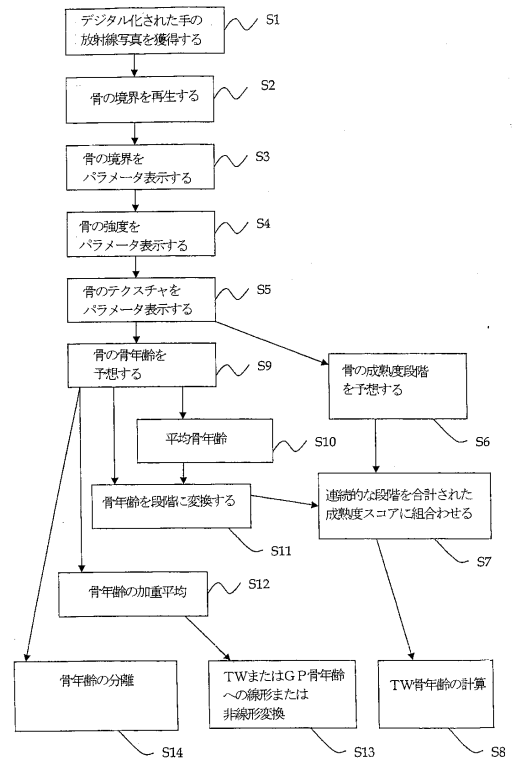


Figure 5

フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (72)発明者 トードベルグ、ハンス・ヘンリク
デンマーク国、ディーケー - 2 8 4 0 ホルテ、ソッレロドベイ 5 7 シー

審査官 豊田 直樹

- (56)参考文献 特開平07 - 1 6 8 9 4 4 (J P , A)
特開2 0 0 3 - 1 7 5 0 2 3 (J P , A)
特公昭6 3 - 0 0 9 4 6 1 (J P , B 2)
特開2 0 0 5 - 3 3 2 3 9 7 (J P , A)
特開2 0 0 5 - 0 2 0 3 3 7 (J P , A)
特開2 0 0 0 - 3 0 0 5 4 7 (J P , A)
Niemeijera M 他, Assessing the Skeletal Age From a Hand Radiograph:Automating the Tanner-Whitehouse Method , In Proceedings of SPIE , 2 0 0 3 年 , 5032 , 1197-1205 , <http://cite-seerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.202.1424&rep=rep1&type=pdf>
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 6/00 - 6/14