

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-515418
(P2016-515418A)

(43) 公表日 平成28年5月30日(2016.5.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
G 0 6 Q 50/22 (2012.01)	G 0 6 Q 50/22	5 L 0 9 9

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-504767 (P2016-504767)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月20日 (2014. 3. 20)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年10月26日 (2015. 10. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/000392
 (87) 国際公開番号 WO2014/155174
 (87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014. 10. 2)
 (31) 優先権主張番号 13001621.5
 (32) 優先日 平成25年3月28日 (2013. 3. 28)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 515265868
 エクスパート イメージング、エスエル
 スペイン イー08010 バルセロナ、
 6, 12エー, プラサ ウルクイナオナ
 (71) 出願人 515265879
 ファンダシオ クリニック パー ア ラ
 レセルカ バイオメディカ (エフシーア
 ールビー)
 スペイン イー08036 バルセロナ、
 170, シー/ヴィラロエーレ
 (71) 出願人 515265880
 ホスピタル クリニック アイ プルヴィン
 シャル デ バルセロナ
 スペイン イー08036 バルセロナ、
 170, シー/ヴィラロエーレ
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療画像とその利用により脈管網の評価をコンピュータを用いて実行する方法

(57) 【要約】

【課題】 患部の脈管網を評価する方法を提供すること。

【解決手段】 本発明の医療画像から脈管網の評価をコンピュータで実行する方法は、

(A) 人体の一部又は内臓の組織のコントラストを強化した信号(超音波信号、コヒーレンス・トモグラフィ、蛍光画像、磁気共鳴)から、二次元以上の次元の一連の映像の画像情報をコンピュータ手段で獲得し解析するステップと、(B) 前記一連の映像の情報から事象を検出するステップと、(C) 前記人体の一部又は組織内の特定の領域を選択するステップと、(D) 前記一連の映像の画像情報の局部脈管網を表す第1グラフ(前記第1グラフのエッジは、空間的に離間した場所の一連の映像の画像情報の複数の信号の時間的關係により評価され)を計算で生成するステップと、(E) 前記グラフを用いて脈管網の評価を得るステップと、を有する。

【選択図】 図1

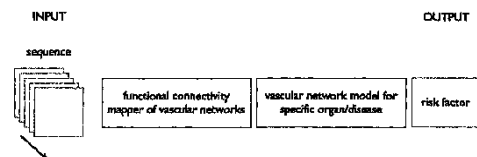


Figure 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療画像から脈管網の評価をコンピュータで実行する方法において、

(A) 人体の一部又は組織のコントラストを強化した信号から、二次元以上の次元の一連の映像の画像情報をコンピュータ手段で獲得し解析するステップと、

(B) 前記一連の映像の情報から事象を検出するステップと、

(C) 前記人体の一部又は組織内の特定の領域を選択するステップと、

(D) 前記一連の映像の画像情報の局部脈管網を表す第 1 グラフを計算で生成するステップと、

前記第 1 グラフのエッジは、空間的に離間した場所の一連の映像の画像情報の複数の信号の時間的關係により評価され、

(E) 前記グラフを用いて脈管網の評価を得るステップと、
を有する

ことを特徴とする医療画像から脈管網の評価をコンピュータで実行する方法。

【請求項 2】

前記ステップ (E) の脈管網の評価は、前記人体の一部又は組織の特定のリスク・ファクタの計算を、病気の予測モデルに従って、前記第 1 グラフの脈管網のグラフの特徴の組を用いて行う

ことを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記ステップ (B) は、前記一連の映像の画像情報が獲得され解析された時に行われることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記ステップ (D) は、

(D1) 前記ステップ (A) を実行している時に、前記人体の一部又は組織の動きと変形を補償するステップと、

(D2) 前記獲得し解析された一連の映像の画像情報を補償するステップと、
を有する

ことを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 5】

(F) 前記第 1 グラフの脈管網のグラフの特徴の数を減らす為に、前記第 1 グラフのグラフ測定値を計算するステップ

を更に有する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 6】

前記ステップ (D1) は、空間補償手段で、S T E (Speckle Tracking Echocardiography)、非固定解像度、固定解像度、ブロックマッチング、類似性の局部値、類似性の全体値からなるグループから選択された少なくとも 1 つの方法により計算する

ことを特徴とする請求項 4 記載の方法。

【請求項 7】

前記ステップ (D2) は、強度補償手段で、音響波伝搬モデル、画像情報の局部等価法、画像情報の全体的等価法、特定の臓器部分 (anatomical landmarks) のエコー密度に関する画像正規化からなるグループから選択された少なくとも 1 つにより計算される

ことを特徴とする請求項 4 記載の方法。

【請求項 8】

前記人体の一部又は組織の特定の領域は、

(a) ユーザーインターフェースを介して導入された基準、

(b) 特定の領域を選択するために特定のアルゴリズムにより自動的に予測される基準、

(c) ピクセル変動の絶対値が、前記事象の検出前後を通して、最大となる領域において自動的に予測された基準、

10

20

30

40

50

(d) ピクセル変動の絶対値が、前記事象の検出前後を通して、所定のしきい値以上となった領域において自動的に予測された基準、

(e) トランスデューサの任意の位置により自動的に予測される基準、

(f) 前記基準(c)(d)(e)を重み付けして組み合わせた基準、

(g) ユーザーインターフェースを介して調整された基準

の内の少なくとも1つの基準により選択される

ことを特徴とする請求項1-3のいずれかに記載方法。

【請求項9】

前記ステップ(D)は、以下の2つのステップの内の少なくとも一方により計算される、

(D3) 統計的パラメータ・マッピング (statistical parametric mapping (SPM))、相
10 互相関解析 (cross-correlation analysis (CCA))、又はコヒーレンス解析 (coherence ana-
lysis (CA)) による、モデルをベースにしたアプローチを計算するステップ、

(D4) モジュラーグラフ分解法、主成分解析法、独立成分解析法、クラスタリング、フ
ァジークラスタリング解析法、又は階層的クラスタリング解析法による、モデルフリーの
アプローチを計算するステップ、

ことを特徴とする請求項1-3いずれかに記載方法。

【請求項10】

前記生体の特定のリスク・ファクタは、追加的された第2のグラフの情報を加えること
により行われる

ことを特徴とする請求項1-3いずれかに記載方法。

20

【請求項11】

(G) 以下のアプローチ

(G1) クラスタリング係数、パス長さ、全体的効率、局部的効率、スモール・ワード
レス (small-wordless) あるいはその分布の内の1つあるいは複数を用いた標準グラフ
解析法、

(G2) 特性多項、固有値、固有ベクトルのいずれかを用いた特定のスペクトルグラフ
解析法、

(G3) 基準パワーグラフ、パワーノード内のグラフの分解、最小パワーグラフ、パワ
ーグラフグリーディアルゴリズム、モジュラーグラフ分解のいずれかを用いたパワーグラ
フ解析、

30

(G4) ネスティッドセットによるオーダーリング、階層型隠れマルコフモデル、階層
型クラスタリング、階層型ベイいずれかを用いた階層型グラフ解析、

の少なくとも1つにより、前記第1グラフの脈管網のグラフの特徴の減らされた組を計算
するステップを更に有する

ことを特徴とする請求項5に記載方法。

【請求項12】

前記病気の予測モデルは、コンピュータモデル、統計モデル、データモデル、グラフィカ
ルモデル、決定モデル又はシステムモデル、ジェネラルリニアモデル、サポートベクトル
マシンレグレッションモデル、ランダムホレスト、決定木、汎用モデル、差別的モデル
の内の1つである

40

ことを特徴とする請求項2, 3のいずれかに記載の方法。

【請求項13】

前記病気の予測モデルからの特定のリスク・ファクタは、前記生体に関するデータ情報
を用いるステップを含み、前記データ情報は、生化学、エストグラフィック、画像化、診療
科、一般化、後生的、タンパク質表示、現在の合成スコアからなるグループから選択され
た少なくとも1つである

ことを特徴とする請求項2, 3, 9のいずれかに記載の方法。

【請求項14】

前記病気の予測モデルからの特定のリスク・ファクタは、複雑な生物学システムにより、
細胞オートマン、複合適合システム、生理的シミュレータ、脈管パターンのモデルから選

50

扱されたグラフ解析のパラメータにより行われた入力を計算することを特徴とする請求項 2 , 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 15】

慢性肝臓病の患者と肝臓の硬変の患者をモニタし、異常脈管化あるいは腫瘍を診断し、特定の医療状態即ち腫瘍、急性病の前兆現象、健康な組織と異常組織の差別化、繊維質の増殖のリスクのある器官又は身体部分のいずれかの状態を得るために診断の効果をモニターすることを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれかの方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生命科学に応用される画像処理と情報抽出の分野に関し、特にコンピュータを用いて行われる造影剤により強調された（コントラストを強化した）医療画像の解析手段により、医療画像から脈管網を評価する方法に関する。

更に本発明は、例えば（肝臓等の内臓の）硬変症の患者を監視するあるいは特定の医療条件下での治療効果を監視する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

幾つかの病気は、身体の一連の局部的脈管網あるいは灌流に対し変化をもたらす。このような変化を測定できる技術は、多くの医療用の応用に対する有益なツールとなるような潜在能力を秘めているため、幅広く研究されている。様々な画像処理技術、例えば CECT (contrast-enhanced computerized tomography) と CE-MRI (contrast-enhanced magnetic resonance imaging) と CEUS (contrast-enhanced ultrasound) を用いて、健康状態あるいは疾病状態における様々な内臓の局所灌流（虚血発作、心筋梗塞）を評価し、医療事象の有効な代替現象を提供している。技術的進歩によりこれらの画像技術方法を用いて、脳灌流、心臓灌流の詳細な研究が可能となったとしても、幾つかの満たされないニーズは、他の内臓あるいは組織、特に肝臓と特定の灌流特徴に起因する個体腫瘍における局部的な血管新生の変化と特徴を評価する分野で残っている。

【0003】

上記の画像処理技術の中でも CEUS は、低価格と入手し易さにより多用されている。例えば CEUS の主要のガイドラインが、2004 年に発行されたが、これは患者の健康管理用に肝臓への応用に関するものである。その後 2008 年にこのガイドラインの第 2 版が、造影剤の入手可能性が上がったことを反映し、肝臓に対するガイドラインを更新し、肝臓以外の臓器（腎臓、尿道、腹、前立腺、膵臓、脳、心臓、他の臓器）に対し応用されている (Claudon, 2008)。更なるガイドラインが、その後肝臓以外のアプリケーションに対し発行されており (Piscaglia, 2011)、これは以前のガイドラインを改訂したもので、以前のガイドラインでは報告されていないような応用例も含む。応用例の一例は、小児科、胃腸、脾臓、陰嚢、肺、脈管、関節炎、腫瘍反応治療、胸、副腎、婦人科、会陰部、膀胱、移植された腎臓、前立腺がん、大動脈瘤、無組織移植、肝外胆汁系、腎臓病患者等である。最近更新された別のガイドラインが発行され、より詳細な肝臓の適応症を報告している (Claudon, 2013)。CEUS を用いることにより、局部的脈管系或いは灌流のある種の特性を評価するために、肝臓への応用 / 適用で最初に発行された以降、その適用例が増えている。それ故に本明細書は、主要な実施例と範囲は肝臓病に関連するが、本発明の方法は、上記のガイドラインで報告されている他の治療状態、医療上の必要性に容易に応用でき、或いは組織、内臓、身体の一部の脈管系あるいは灌流の評価にも関連する / 応用できる。更に CEUS 情報の現在の利用方法は、限られたものである。その理由は、客観的な基準を減らしたデータでは、手作業による集中的で主体的な解釈を必要とするためである。そのためより大量のアプローチが、診療時における CEUS の実行可能性を増加させている。

【0004】

慢性肝炎 (Chronic Liver Disease: CLD) は、患者の健康管理における現在の複

10

20

30

40

50

雑さの一例である。この健康管理は、低浸襲性の治療テストを必要とするような患者特有のリスク・ファクタを含むことにより奨励されている。慢性肝炎においては、肝臓に対する慢性的な損傷（ウイルス性、アルコール性、自己免疫性）の後に、繊維性炎症（inflammation fibrosis：コラーゲンの蓄積に起因するスカーリング）が起こる。この炎症は正常な肝臓の組織を徐々に変化させ、最終的に肝臓の機能を阻害する。用語「硬変（Cirrhosis）」とは、慢性肝炎の第1段階であり、広範囲に渡る繊維性の隔壁が特徴であり、ひも状物質の再生形成（regenerative nodules formation）あるいは脈管の錯乱（vascular derangement）により特徴付けられる。硬変の症状は、慢性肝炎の自然歴における顕著な特徴である。この特徴は、主肝臓がん（肝細胞性の癌腫瘍）のリスクを突如増加させ、門脈高血圧症（portal hypertension：肝臓内を流れる血流の圧力が上昇する症状）の発症のリスクのある患者を特定する。門脈高血圧症（portal hypertension）は、肝臓に関連する合併症に対する主要な機能ファクタである。そして時にこの症状の患者は、入院したり、死亡したり、肝臓移植を受けることになることがある。それ故に硬変の顕著な症状が一旦検出されると、門脈高血圧症で合併症を引き起こし死ぬことのある個別の患者のリスクを分類する（stratify）ことが必須である。その理由は、そうすることにより、治療に関連するリスク・利点、費用対効果等を考慮に入れて、最適な治療を選択することができるようになるからである。

10

【0005】

肝臓の評価に対する現在の技術は、浸襲性が極めて高いか、日常的に実行することが困難か、あるいはこれらの患者の健康管理に対し十分な敏感性の欠如である。

20

【0006】

HVPG (Hepatic venous pressure gradient：肝臓静脈圧勾配)は、門脈高血圧症を評価する標準的な方法であり、肝臓静脈へのカテーテル法により得られ、肝臓における臨床事象の代理的マーカーである。この技術は、極めて再現性が高く、門脈高血圧症の重篤度に対する唯一無二の客観的な数値情報を提供し、肝臓の繊維の組織的な重篤度と相関関係にある。更にHVPGは、門脈高血圧症の治療に対する反応/応答を試験する唯一の技術である。肝臓静脈へのカテーテル法は、浸襲性が低く、最も苦痛が小さく、手術時間も20 - 120分の間である。合併症も頻繁には起きない（1%以下）。しかしこの方法は高価であり、特殊な装置と高度な専門家を必要とし、全ての病院で可能なものではない。健康管理とリスク管理/分類用に日常的には使用できない。それ故に同様な治療情報を提供できる非浸襲性の方法が必要とされており、盛んに開発されている。

30

【0007】

実験室でのテストは、Child-PughとMELDにおけるアルブミン、ビリルビン、INRあるいはそれらの組み合わせに基づいて行うが、血小板のカウントはHVPGと相関関係を有する。しかしこれらの相関関係の強さはそれほどでもなく、HVPGの正確な見積もりはできない。更に重篤な門脈高血圧症の医学的な診断を行う実験室レベルのテストの精度は、理想にはほど遠く、60 - 70%を超えることはない。

【0008】

エラストグラフィ (elastography) 具体的には過渡的なエラストグラフィ (transient elastography) は、肝臓繊維 (liver fibrosis) の非浸襲性での評価の最も有効な技術である。この測定法は、振動子の軸上に組み込まれた超音波トランスデューサーで行われ、低い振幅と低い周波数の振動が伝えられ、その結果波を引き起こし、この波が肝臓の組織内を伝搬し、パルスエコーを獲得して、波の伝搬速度を測定し、この波の伝搬速度が組織の硬直程度に直接関連している。繊維性は、組織の硬直程度の主要な決定因子であり、肝臓門脈の血流に対する肝臓組織の抵抗となる（門脈高血圧症の初期段階における肝臓門脈の血圧の主要な決定要因である）。TEは、HVPGのオペレータから独立した非浸襲性の関連データを得る新規な方法として近年テストされている。TEは、健康管理を必要としない低リスクの硬変症の患者と、硬変症患者の治療管理で適度の影響があるリスク（HVPG > 12 mmHgの場合）の患者との間を区別できるだけである。HVPG > 12 mmHgの値の患者においては、TEとHVPGの相関関係は満足すべきものではない。

40

50

そしてその結果、TEは門脈高血圧症の患者のリスクを評価することができない。更にTEの主要な技術的限界は、特定の領域の柔組織 (parenchyma) の可視化ができずデータが得られず、肥満症あるいは腹水症に起因するケースでは、信頼性がなく3 - 16%になる。それ故に12 mmHg以上のHVPGの場合に高い相関関係を有する技術が、現在必要をされている。

【0009】

超音波 (US) は、腹部の臓器や大きな血管のリアルタイムの検査が可能な安全で安く再現可能な画像技術であり、肝硬変症の患者で広く用いられ、門脈高血圧症の特徴と肝細胞がんの特徴を得るためにスクリーニングされる。これらのアプローチには、幾つかの限界があり、十分精度の高いものではない。例えばこの技術の限界は、柔組織の微細血管の可視化ができないことによるものであり、これらは、肝細胞の効果的な灌流をサポートし組織の完全性と通常の機能を維持できる。

10

【0010】

CEUS (Contrast Enhanced UltraSound) は、超音波の画像に対し大きな前進をもたらした。この方法は、血液の流れを検出できる注入可能なトレーサーの形態で造影剤 (contrast media) を導入することにより行われる。これは、身体中でのマイクロバブルの濃度と超音波の信号強度との間には線形関係があり、時間 - 強度のカーブが生体中でマイクロバブルの挙動を反映することが示されている。画像が記録され、マイクロバブルの時間 - 強度カーブの量的解析が特定のソフトウェアで行われる。このソフトウェアは、生の線形の超音波データを用いて、特定の領域 (ROI) の血流速度と血液容量とに関連する指針を計算する。トラッキング・ソフトウェアを用いて呼吸時の動きを修正する。単一の静脈ボラス (i.v. bolus) の後通常決定される主な機能的指標は、平均移動時間、血流容量の指標 (ピーク強度、カーブ - AUCの下面積、ウォッシュイン (wash-in) の下面積、ウォッシュアウト (wash-out) の下面積)、血流速度の指数 (ピーク強度までの時間、ウォッシュインとピーク強度までの傾斜) である。CEUSは、European Medical Oncology Societyによって推奨される胃腸腫瘍に対する生物治療に対する応答を評価する方法である。

20

【0011】

CEUSによる破裂 - 再灌流 (rupture-reperfusion) 技術も、又マイクロバブルの動きを研究可能にしている。この技術においては、マイクロバブルを連続的に静脈内に注入する (continuous i.v. infusion of micorbubbles) ことにより、マイクロバブルの飽和した定常血液濃度 (a saturated steady state blood concentration of microbubbles) を得る / 達する。その後マイクロバブルは、検査中の臓器内のエコーの高い機械的指標パルス (high mechanical index pulse of echoes) により破壊され、マイクロバブルによる内臓 / 器官の再灌流が記録され解析される。この技術は、固体内臓 (肝臓、心筋、腎臓等) の局所灌流の評価が得られる利点がある。Boschらの以前の調査により、健康人と硬変症患者における局部肝臓の灌流 (RHP: regional hepatic perfusion) の評価が成功したことが確認された (Berzigotti 2011)。期待されるように、硬変症においては、RHPは肝臓の損傷と門脈高血圧症の重篤度と相関関係がある。

30

【0012】

肝臓の評価におけるこの技術の成果は、医療関係者のスキルにより限界があり、患者のリスクを評価できる予後値あるいは機能が極めて制限されている。この技術はビデオ画像の広範なオフラインの処理を必要とする。この処理は、フレームと特定の領域の局部位置のマニュアルによる選択を必要とし、そこではフレームの平均強度がソフトウェアで計算される。強度カーブの非定常的な変化 (ピーク強度まで時間あるいはスロープ) は、病気の状態との相関関係を示す。しかしこの技術は診療上のニーズを満たすものではない。例えば、HVPGとその変化をそのまま表すのには十分な信頼性がないが、その理由は薬理学治療 (pharmacological therapy) に起因する。これは、今日まで局所的な高血圧を評価するに用いられる従来公知の非浸襲性の技術 (全ての画像処理技術を含む) の主な限界である。より自動でかつ正確な方法が、非浸襲性の方法の現在の限界を打ち破るために

40

50

、またHVP Gの浸襲性の測定を回避するために、必要である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

現在提案されている技術では、超音波画像(2D/3D)の一連の映像(video sequence)の解析では、局所的な脈管ツリーの複雑さをグラフィックモデルにして評価することはできない。それ故本発明の目的は、一連の映像の組を解析し、診療の際患者に特有のリスク・ファクタを計算できる方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の一態様によれば、本発明の医療画像から脈管網の評価をコンピュータで実行する方法は、

(A)人体の一部(例、器官、内臓)又は組織のコントラストを強化した信号(例、超音波信号、コヒーレント・トモグラフィ信号、蛍光画像信号、磁気共鳴画像信号)から、二次元以上の次元の一連の映像の画像情報をコンピュータ手段で獲得し解析するステップを有する。更に本発明の方法は(B)前記一連の映像の情報から事象を検出するステップと(C)前記人体の一部又は組織内の特定の領域を選択するステップとを有する。

従来公知の方法とは対照的に、本発明の方法は、

(D)前記一連の映像の画像情報の局部脈管網を表す第1グラフを計算で生成するステップと、ここで、前記第1グラフのエッジは、空間的に離間した場所の一連の映像の画像情報の複数の信号の時間的關係により評価され、

(E)前記グラフを用いて脈管網の評価を得るステップと、を有する。

【0015】

本発明の一実施例によれば、前記の脈管網の評価は、前記人体の一部又は組織の特定のリスク・ファクタの計算を、病気の予測モデルに従って前記第1グラフの脈管網のグラフの特徴の組を用いて行うことを特徴とする。

本発明の他の実施例によれば、事象の検出は、前記一連の映像の画像情報が獲得され解析された時に行われることを特徴とする。

【0016】

病気の予測モデルは、コンピュータ・モデル、統計モデル、データ・モデル、グラフィカル・モデル、決定モデル、システム・モデルのいずれかである。他の例として、汎用線形モデル、サポート・ベクトル機械リコグニッション・モデル、ランダム・フォレスト、決定木、生成的モデル、差別化モデルのいずれかである。

【0017】

前記一連の映像の画像情報の局部脈管網を表す第1グラフを計算で生成するステップは、(D1)前記ステップ(A)を実行している時に、前記人体の一部又は組織の動きと変形を補償するステップと、(D2)前記獲得し解析された一連の映像の画像情報を補償するステップとを有する。

本発明の他の実施例においては、前記人体の一部又は組織の動きと変形を補償するステップは、空間補償手段で、STE(Speckle Tracking Echocardiography)、非固定解像度、固定解像度、ブロックマッチング、類似性の局部値、類似性の全体値からなるグループから選択された少なくとも1つの方法により計算することを特徴とする。更に別の実施例においては、前記獲得し解析された一連の映像の画像情報を補償するステップは、強度補償手段で、音響波伝搬モデル、画像情報の局部等価法、画像情報の全体的等価法、特定の臓器部分(anatomical landmarks)のエコー密度に関する画像正規化からなるグループから選択された少なくとも1つにより計算されることを特徴とする。

前記生体の特定のリスク・ファクタは、身体の2つの領域の情報に対応する追加的された第2のグラフの情報を加えることにより行われる。更に、前記生体の特定のリスク・ファクタは、特徴の組を減らすために、前記グラフのグラフ測定値を計算することに得

10

20

30

40

50

られる。

前記第1グラフの脈管網のグラフの特徴の減らされた組を、

(G1) クラスタリング係数、パス長さ、全体的効率、局部的効率、small-wordlessあるいはその分布の内の1つあるいは複数を用いた標準グラフ解析法、

(G2) 特性多項、固有値、固有ベクトルのいずれかを用いた特定のスペクトルグラフ解析法、

(G3) 基準パワーグラフ、パワーノード内のグラフの分解、最小パワーグラフ、パワーグラフグリーディアルゴリズム、モジュラーグラフ分解のいずれかを用いたパワーグラフ解析、

(G4) ネスティッドセットによるオーダーリング、階層型隠れマルコフモデル、階層型クラスタリング、階層型ベイいずれかを用いた階層型グラフ解析、
 の内の少なくとも1つにより、計算することを特徴とすることを特徴とする。

10

前記人体の一部又は組織の特定の領域は、

(a) ユーザーインターフェースを介して導入された基準、

(b) 特定の領域を選択するために特定のアルゴリズムにより自動的に予測される基準、

(c) ピクセル変動の絶対値が、前記事象の検出前後を通して、最大となる領域において自動的に予測された基準、

(d) ピクセル変動の絶対値が、前記事象の検出前後を通して、所定のしきい値以上となった領域において自動的に予測された基準、

(e) トランスデューサの任意の位置により自動的に予測される基準、

20

(f) 前記基準(c)(d)(e)を重み付けして組み合わせた基準、

(g) ユーザーインターフェースを介して調整された基準

の内の少なくとも1つの基準により選択されることを特徴とする。

前記一連の映像の画像情報の局部脈管網を表す第1グラフを計算で生成するステップは、以下の2つのステップの内の少なくとも一方により計算される、(D3) statistical parametric mapping(SPM)、cross-correlation analysis(CCA)、又はcoherence analysis(CA)による、モデルをベースにしたアプローチを計算するステップ、(D4) モジュラーグラフ分解法、主成分解析法、独立成分解析法、クラスタリング、ファジークラスタリング解析法、又は階層的クラスタリング解析法による、モデルフリーのアプローチを計算するステップ。

30

【0018】

モデルフリーのアプローチが、モジュラー・グラフの手段により掲載される場合には、このグラフは、別の実施例では、主成分解析又は特異な値分解の手段又は独立成分解析(independent component analysis)の手段により実行される。これに対し、モデルフリーのアプローチが、クラスタリング法によりおこなわれた場合には、このクラスタリングは、別の実施例では、ファジークラスタリング解析法、又は階層的クラスタリング解析法により、行われる。

前記病気の予測モデルからの特定のリスク・ファクタを計算するデータ情報は、生化学、エストグラフィック、画像化、診療科、一般化、後生的、タンパク質表示、現在の合成スコアからなるグループから選択される。

40

本発明の他の実施例においては、前記計算は、前記病気の予測モデルからの特定のリスク・ファクタを、複雑な生物学システムにより行われる。その入力は、細胞オートマン、複合適合システム、生理的シミュレータ、脈管パターンのモデルから選択されたグラフ解析のパラメータにより行われる。

本発明の他の実施例においては、慢性肝臓病の患者、肝臓の硬変の患者、或いは合併症の患者をモニタするコンピュータ実行する方法の使用を含む。特定の医療状態即ち腫瘍、急性病の前兆現象、健康な組織と異常組織の差別化、繊維質の増殖のリスクのある器官又は身体部分のいずれかの状態を得るために診断の効果をモニターするコンピュータ実行する方法の使用を含む。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 9 】

【図 1】患者に特有なリスク・ファクタを計算する本発明の方法のブロック図。左のブロックから順に「入力：シーケンス」、「脈管網の機能的な接続性マップ」、「特定の器官/病気の脈管網モデル」、「出力：リスクファクタ」

【図 2】図 1 の第 1 ブロックである「脈管網の機能的な接続マップ」を表す図。左のブロックから順に「入力：シーケンス」、「事象検出器」、「トラッキングシステム」、「画像補償装置」、「自動 ROI (特定の領域) 選択器」、「時間的な相関解析器」、「出力：脈管コネクターム」

【図 3】診察研究におけるリスクの階層化 (childabc) 対クラスタリング (parameter) との相関関係を表す図。縦軸：パラメータ、横軸：childabc

【図 4】本発明の方法により、非浸襲性的方法で測定された H V P G (横軸) 対 C E U S の画像シーケンスからの予測/計算された H V P G (縦軸) との相互有効性を表す図。縦軸：H V P G の予測値、横軸：H V P G の測定値

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

図 1 は、本発明の第 1 態様による、患者に特有のリスク・ファクタを計算する複数のブロックの「脈管網の機能的な接続マップ」、「特定の臓器/病気の脈管網モデル」を示す。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、図 1 の「脈管網の機能的な接続マップ」に含まれる複数の少ブロックを示す。これらの少ブロックは、左から順に「事象検出器」、「トラッキングシステム」、「画像補償装置」、「自動 ROI 選択器」、「時間的な相関解析器」であるモジュール/ブロックを示す。

本発明の方法により使用されるメインブロックの特徴を以下に記載してこれらの機能を説明し、これにより一連の映像の組の解析を可能にし、診断時において患者に特有のリスク・ファクタを計算できるようになる。

【 0 0 2 2 】

事象検出器モジュールは、信号処理技術のグループであり、これにより特定の事象が発生/発症した時を時系列で検出する。これらのアプローチは、時系列の解析を必要とし、時間的な信号の直接的なしきい値処理、ある時間間隔内における特定の周波数成分の検出、或いはフィードバックループ等に関連する。トラッキングシステム・モジュールは画像処理技術のグループで、組織の動きと変形を予測し補償したりする。これらは従来のビデオトラッキング (例：プロブ・トラッキング、カーネルベースのトラッキング、カウンタ・トラッキング、フィーチャー・マッチング、カルマン・フィルタ、パーティクル・フィルタ) で行われる。

【 0 0 2 3 】

画像登録 (image registration) は、フィーチャー・マッチングを得る最も一般的なアプローチの 1 つであり、以下の要素を共通に持つ様々な実施形態がある。即ち原画像、目標画像、類似性、最適化、変換モデル、変換された画像等の要素である。原画像は目標画像に適合するよう登録 (整合 + 変形され) された初期画像である。これらの手順は繰り返し行われ、各繰り返し毎に変換された画像を生成し、これを次に繰り返される原画像に割り当てる。以下の様々な登録手順には複数の特性がある。(1) 強度対特徴をベースにした方式、(2) 固定の或いは未固定のローカル (即ちブロックマッチング) なあるいはグローバルな変換モデル方式、(3) 画像の類似性尺度方式 (その共通の例は、正規化されたあるいは正規化されていない相関関係、相互情報、自乗強度差分の和、比率画像均一性を含む) (4) 傾斜したディセント、急降下ディセント、パウエルによる最適化方式の標準の方式である。これらの方式の中で、特定の方式が、S T E (Speckle Tracking Echocardiography) に向けて、超音波用の画像位置合わせ用の好ましい技術として開発されつつある。その方式は、超音波画像処理で自然に生成される干渉パターンの利点を取り入れ、組織の局所的な動きと変形を、この様な干渉パターンをトラッキングすることに

10

20

30

40

50

より予測している。これらの干渉パターンは、「スペックル (speckle)」（光学分野からの借用した用語であるが）と名付けられ、フレームからフレームへ連続してトラッキングされ、最終的に角度独立の2次元 (2D) と3次元 (3D) の歪みベースのシーケンスになる。これらのシーケンスは、組織の変形と、心臓への応用にとって極めて興味のある動きに関する量的情報と質的情報の両方を提供する。現在の所、STEのアプリケーションは益々認識されつつある。STEから得られた歪み結果が、ソノマイクロメトリー (sonomicrometry) とタグの付されたMRIを用いて、有効にされ、そしてその結果は、組織のドプラー効果により得られた測定値と強い相関関係が得られる。提案された人体の一部又は組織のアプリケーション (例えば肝臓) 用においては、その動きと変形は心臓の鼓動に比較すると遙かに小さい。それ故にこれらの技術は直接実行可能であり大きな問題点は考えられない。

10

【0024】

画像補償は、獲得した画像から、超音波の伝搬で特に顕著なノイズと歪みのアーチファクトを取り除く処理ステップである。画像補償は、音響波伝搬モデルと、画像情報の局部等化と、画像情報の全体的等化と、特定の解剖時の目標地点の音響密度 (echodensity) に関する画像標準化を含む。

【0025】

時間的相関解析あるいは時系列による機能的な接続性予測/評価は、脳画像処理の分野で開発された画像処理技術であり、「空間的に離間した (神経) 生理学事象の間の時間的相関関係」を予測するものである。脳の画像処理技術において、局部的な脳の活動を予測するコントラスト (対象強化) メカニズムは、血中酸素レベルに依存する (Blood Oxygen Level Dependent) 信号の変化である。同様に、CEUSは、身体の一部 (例えば肝臓) の局部灌流に関する機能的情報を提供する。「空間的に離間した事象の間の時間的相関関係」を予測するために、一連の画像の解析を行う様々な方法がある。これらは主に2つのカテゴリに分けられる。即ち (1) モデルベースの方法 (統計的なパラメータマッピング、相互相関関係、コヒーレンス) と、(2) モデルフリーの方法 (PCA、ICA、クラスタリング) である。これらのアプローチのいずれも、接続性のマトリックスの計算を可能とし、かくしてグラフモデルの形態で局部的脈管網を表すことができる。

20

【0026】

グラフ解析に関しては、1個のグラフ・パラメータでさえ複雑な生物学システムに関係づけることができるという明らかな証拠がある。最も顕著な例として様々な研究が、機能的あるいは構造的な脳ネットワークから計算されたこの様なグラフ・パラメータが、臨床結果に如何に相関付けられているかを示している。例えば脳ネットワークの効率性は、大きな白質の障害負荷と局部的なアミロイドの堆積による極めて重篤なアルツハイマーの患者へのノード程度 (nodal degree) とに関連している。他のグラフ記述子も研究されている。ノードのハブの程度 (node's hubness) を測定するために、基本的で共通の測定方法は、脳グラフの全体を表すデグリー分布である又はそれに依存している。しかし中心性/求心性 (centrality) のよりうまい測定法を用いることもできる。例えば中間性の中心性 (betweenness centrality)、近接性の中心性 (closeness centrality)、固有ベクトルの中心性 (eigenvector centrality) あるいはエッジの中心性 (edge centrality) が用いられている。2つの基本的な測定方法は、グラフ内の情報の移送の効率性を表す。即ちクラスタリングの係数 (clustering coefficient) とパス長さ (path length) であり、これらの組み合わせは、少世界のスカラー (small-world scalar) を与える。脳ネットワーク内のモダリティ (modularity of a brain network) は、モジュラー内のデグリー (intramodular degree) あるいは参加係数 (participation coefficient) のような測定値で予測/計算される。しかしこの測定値の組を拡張して他のグラフ属性を説明し、このアプローチが他の診断の応用 (例、肝臓の脈管網の特徴化) でうまく実行できるか否かを確認する必要がある。図3, 4によれば、健康人と器官 (内臓) 硬化の患者は、全く異なる脈管網のパラメータを示すことが分かる。この事は、即ちスペクトルグラフ解析は、代数的接続性記述子 (algebraic connectivity descriptor)、パワーグラフ解析、導入クリーク (introdu

30

40

50

cing aliq ue)、ビクリークとスタート(bicliques and starts)、モジュラーグラフ分解(modular graph decomposition)、頂点と称するモジュールのグラフサブセットの使用(using graph subset of vertices called modules)になり、これは本発明の解析方法に含まれる。階層的グラフ解析は、階層内で最も情報を多く含んだ脈管のグラフを形成し、グラフ記述子を予測する。更に患者の長期的な獲得により肝臓の様々な診断領域が得られ、そのため本発明の方法は、様々なノードとエッジで2つのグラフの情報を集積する点で挑戦的事項である。本発明の方法は、階層的に関係づけられなければならない同一の個人に対する複数のグラフ・モデルとなる。このアイデアは、階層的なモダリティの概念あるいはモジュールの組み込まれた配列になる。そのため、本発明の方法又は概念を拡張することが自然であり、本発明は、時間経過に渡って追跡する共通のグラフに達するための手順を提案し、更に様々な時点で個人の解釈的な比較が可能となる。

10

【0027】

CEUSの時系列による病気の予測モデルは、大量のデータと解釈が困難なグラフ解析の多くの概念を含む。例えばこれは医療関係者にとって不慣れな符号化された情報であり、同様に画像処理と後処理担当のエンジニアは、診療行為の様々なアスペクトを理解することが出来ない。病気の予測モデルは、この様な複雑なデータを大量のパラメータ(このパラメータは特定の生物学的プロスあるいは生理学的状態に関連すると報告されている)に変換するために構築される。その後これらのパラメータは、医療関係者による患者の診療状態に応じて統計的に解釈される。より具体的には、画像バイオマーカーは、画像から情報の大部分を抽出する病気の予測モデルの特定のタイプである。

20

【0028】

高血圧の内臓硬化患者の健康管理を改善するために、新たな大量のCEUS画像バイオマーカーが必要である。この状況においては、CEUSの後処理は、肝臓の脈管網の錯乱の測定値を提供し、慢性肝炎に関連する、脈管の詰まり、繊維形成、ひも状物質の形成、脈管形成(機械的構成要素)と、グラフ計算上の様々な影響を報告している。CEUSに基づく機能的脈管接続が、肝臓の脈管網の特性と異常性の測定値を非侵襲性的の方法で与えることができる。

【0029】

図1, 2に本発明の方法の実施例を示す。図3, 4から分かることは、グラフの測定値がHVPGあるいはリスクの評価を直接関連していることである。これらの実施例は、以下のステップによりグラフモデルを計算するスキームを含む。(1)事象検出器でマイクロバブルの破壊を検出し最充填(replenishment)を開始するステップ、(2)トラッキング・システムにより、ブロック・マッチングによる動きと変形を計算するステップ、(3)マイクロバブルの破壊の前に、平均化されたビデオ画像によって各フレームを修正することにより映像(ビデオ)を補償するステップ、(4)CEUS画像の最も暗い領域でかつその中心に近い部分で手動で又は自動的に特定領域をセンタリングする(中心に集める)ステップ、(5)空間的に離間した信号の間の時間的関係を、全てのデータポイントの時系列の間の相互相関を計算することにより、予測するステップ、(6)0.5以上で相互相関のしきい値を採ることにより隣接するマトリックスの後続の2値化を計算するステップ。その後クラスタ係数を2値マトリックスと等化ランダムネットワークから計算する。この2つの値の比率は正規化されたクラスタ係数と等化である。病気の予測モデルは正規化されたクラスタ係数の以下の計算に示すよう逆数をとることにより得られる。

30

40

$$y_i = C_i^{(r)} / C_i$$

y_i は対象物*i*の病気のモデルの予測値であり、 $C_i^{(r)}$ はマトリックス*i*の等化ランダムネットワークの平均クラスタリング係数であり、 C_i はマトリックス*i*の平均クラスタリング係数である。この病気の予測モデルは、図3に示すChildabcパラメータ(リスク層化用)に対し大きな相関を有する。

【0030】

本発明の第2実施例は、第1実施例と同一の方法によりグラフモデルを計算する。しかし第2実施例においては、病気の予測モデルはより複雑である。病気の予測モデルの

50

入力パラメータはベクトルで置換されている、このベクトルは、全てのネットワーク・ノードの正規化されたクラスタリング係数の正規化された分布を含む。この計算モデルは、主成分分解によりデータに従って修正され (trained)、この場合 3 個の第 1 成分が維持され、回帰木のランダムフォレスト (random forest of the regression tree) がデータを H V P G の測定値に合わせる。図 4 は、アウトオブバックデータ (out-of-bag data) から測定された H V P G 用の病気のモデルの予測値 (臓器硬化の患者のリスクを評価するのに現在のところ最良の標準である) を示す。同様にこのアプリケーションの他の分野は、治療効果 (腫瘍の治療)、予後、健康な組織と異常な組織 (腫瘍) の差をモニタするものである。

【 0 0 3 1 】

10

以上の説明は、本発明の一実施例に関するもので、この技術分野の当業者であれば、本発明の種々の変形例を考え得るが、それらはいずれも本発明の技術的範囲に包含される。特許請求の範囲の構成要素の後に記載した括弧内の番号は、図面の部品番号に対応し、発明の容易なる理解の為に付したものであり、発明を限定的に解釈するために用いてはならない。また、同一番号でも明細書と特許請求の範囲の部品名は必ずしも同一ではない。これは上記した理由による。用語「又は」に関して、例えば「A 又は B」は、「A のみ」、「B のみ」ならず、「A と B の両方」を選択することも含む。特に記載のない限り、装置又は手段の数は、単数が複数かを問わない。

【 図 1 】

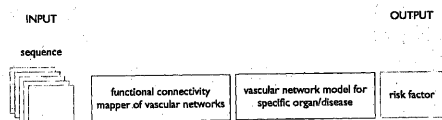


Figure 1

【 図 4 】

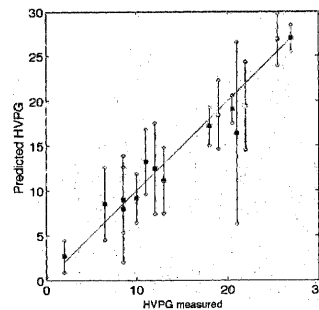


Figure 4

【 図 2 】

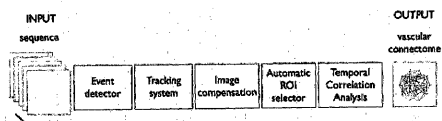


Figure 2

【 図 3 】

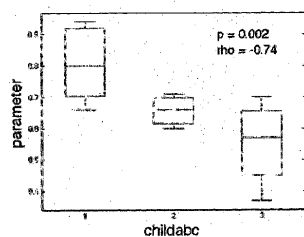


Figure 3

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2014/000392

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06T7/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC, IBM-TDB		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	AYLWARD S R ET AL: "Spatial Graphs for Intra-cranial Vascular Network Characterization, Generation, and Discrimination", January 2005 (2005-01), MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION - MIC CAI 2005 LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE;;LNCS, SPRINGER, BERLIN, DE, PAGE(S) 59 - 66, XP019021692, ISBN: 978-3-540-29327-9 the whole document	1-15
A	US 2010/296709 A1 (OSTROVSKY-BERMAN YARON [IL] ET AL) 25 November 2010 (2010-11-25) abstract; figures 1-11 paragraph [0010] - paragraph [0065] paragraph [0080] - paragraph [0191] ----- -/--	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 April 2014		Date of mailing of the international search report 22/05/2014
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Herter, Jochen

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2014/000392

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	ESNEAULT S ET AL: "Graph Cut Liver Segmentation for Interstitial Ultrasound Therapy", 2007 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY : [EMBC '07] ; LYON, FRANCE, 22 - 26 AUGUST 2007 ; [IN CONJUNCTION WITH THE BIENNIAL CONFERENCE OF THE SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE GÉNIE BIOLOGIQUE ET MÉDICAL (SFGB, 22 August 2007 (2007-08-22), pages 5247-5250, XP031337404, ISBN: 978-1-4244-0787-3 the whole document	1-15
A	WO 2007/050437 A2 (GEN HOSPITAL CORP [US]; LUBOZ VINCENT [FR]; WU XUNLEI [US]; KRISSIAN K) 3 May 2007 (2007-05-03) abstract; figures 1-3 page 2, line 25 - page 4, line 29 page 6, line 7 - page 24, line 25	1-15
A	US 2011/293150 A1 (CAPOLUNGHY RENAUD [FR] ET AL) 1 December 2011 (2011-12-01) the whole document	1-15
A	SIÖSTEEN A K ET AL: "Intra-operative uses of contrast-enhanced ultrasound", EUROPEAN RADIOLOGY SUPPLEMENTS, SPRINGER, BERLIN, DE, vol. 14, no. 8, October 2004 (2004-10), pages P87-P95, XP019359901, ISSN: 1613-3757, DOI: 10.1007/S10406-004-0081-6 the whole document	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/000392

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010296709	A1	25-11-2010	NONE

WO 2007050437	A2	03-05-2007	EP 1938271 A2 02-07-2008
			US 2008273777 A1 06-11-2008
			WO 2007050437 A2 03-05-2007

US 2011293150	A1	01-12-2011	NONE

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(71)出願人 515265891

ユニヴェルジタート デ バルセロナ

スペイン イ - 0 8 0 0 7 バルセロナ, 5 8 5, グラン ヴィア デ レ コーツ カタレンス

(71)出願人 515265905

セントロ デ インヴェスティガシオン バイオメディカ エン レッド デ エンフェルメンダ
デス ヘパティカス イー ダイジェスティバス(シバレード)

スペイン イ - 0 8 0 3 6 バルセロナ, 1 8 0, バイオックス ディティエー, シーノルセガ

(74)代理人 100081053

弁理士 三俣 弘文

(72)発明者 アマト ロルダン, イワン

スペイン イ - 0 8 0 2 4 バルセロナ, 5 8 エルアール, シーノセクレタリ コロマ

(72)発明者 ボッシュ ゲノーヴァー, ジェームス

スペイン イ - 0 8 0 3 4 バルセロナ, 5 2 アーテ . 1, シーノフランセスク カーボネル

(72)発明者 ベルジゴッティ, アンナリサ

スペイン イ - 0 8 0 3 4 バルセロナ, 5 2 アーテ . 1, シーノフランセスク カーボネル

(72)発明者 ジラベルト ソレ, マリア ローザ

スペイン イ - 0 8 2 0 2 サパデル, 8 8, 4ティー エルアール, シーノトレス クレウス

Fターム(参考) 4C601 DE06 EE09 EE10 JC11 JC12 JC13 JC16 JC23 KK09

5L099 AA00

专利名称(译)	使用医学图像执行血管网络评估的方法及其使用计算机的使用		
公开(公告)号	JP2016515418A	公开(公告)日	2016-05-30
申请号	JP2016504767	申请日	2014-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	专家成像SL 范进汤汁聂每Arale CERCA生物药物Efushi伯爵蜂 医院板栗聂拉眼Vin的难道巴塞罗那 海胆韦利济启动巴塞罗那 炫酷德已经Sutiga锡安生物药物恩红日下跌恩死亡MENDA®FPatika套房死杰斯发球总线草叶		
申请(专利权)人(译)	专家成像, SL Fandashio Kuriniku PAR-A-拉Reseruka生物药物 (Efushi伯爵蜜蜂) 医院Kuriniku眼拉Vin的难道巴塞罗那 ウニヴェルジタート德巴塞罗那 炫酷德酒店会议Sutiga锡安生物药物恩红日下跌恩死亡MENDA®Hepaticasu死杰斯三通总线 (Shibaredo)		
[标]发明人	アマトロルダンイワン ボッシュゲノーヴァージェームス ヘルジゴッティアンナリサ ジラベルトソレマリアローザ		
发明人	アマト ロルダン,イワン ボッシュ ゲノーヴァー,ジェームス ヘルジゴッティ,アンナリサ ジラベルト ソレ,マリア ローザ		
IPC分类号	A61B8/06 G06Q50/22		
CPC分类号	G06T7/0016 G06T2207/10096 G06T2207/10121 G06T2207/10132 G06T2207/30101 A61B8/0891 A61B8/481 G06T11/206 G06T2207/10016 G06T2207/20104 G06T2207/30024 G06T2207/30056		
FI分类号	A61B8/06 G06Q50/22		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC13 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/KK09 5L099/AA00		
优先权	2013001621 2013-03-28 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
 要解决的问题：提供一种评估患处血管网络的方法。根据本发明的一种用于从医学图像计算机辅助评估血管网络的方法，包括：(A) 计算机装置从增强人体的一部分或内部器官的对比度的信号（超声信号，相干断层扫描，荧光图像，磁共振）中获得一系列二维或更多个图像的图像信息。在(B) 从一系列图像的信息中检测事件，(C) 在人体或组织的一部分中选择特定区域，(D) 表示一系列图像的图像信息的局部血管网络的第一图（通过空间上分开的位置的一系列图像信息的图像信息的多个信号的时间关系来评估第一图的边缘）(E) 使用该图获得对血管网络的评估。[选型图]图1

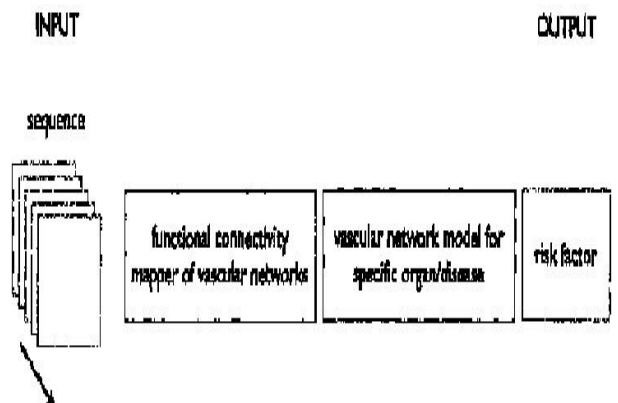


Figure 1

