

(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2008-529645
(P2008-529645A)

(43) 公表日 平成20年8月7日(2008.8.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/026 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 4 0 D	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 1 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-554718 (P2007-554718)
 (86) (22) 出願日 平成18年2月9日 (2006.2.9)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年7月27日 (2007.7.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/050425
 (87) 国際公開番号 W02006/085278
 (87) 国際公開日 平成18年8月17日 (2006.8.17)
 (31) 優先権主張番号 05300108.7
 (32) 優先日 平成17年2月10日 (2005.2.10)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

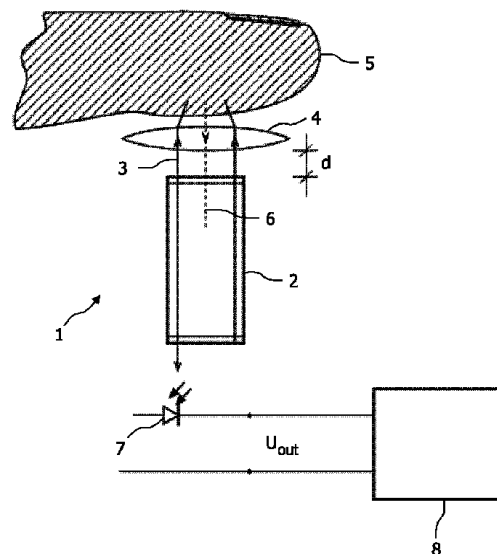
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流センサ

(57) 【要約】

本発明は、生体組織内の血流を測定する方法、及び前記方法を実行するための装置に関する。該装置は、レーザ及び光センサを有する。レーザは、組織により散乱させられた光ビームの一部がレーザに再入射し、自己混合効果を得るように、組織を照射する(10)よう構成される。光センサにより電気信号として記録される(11)結果の光は、組織内の血球の動きに依存するスペックルパターンを含む。該信号に対してフーリエ変換が適用され(12)、結果の周波数ドメインのスペクトルに対して指数関数フィッティングが適用される(13)。これにより、血球の量及びこれら細胞の平均速度に対応するパラメータが得られる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織内の血流を測定する方法であって、

レーザを利用して前記組織をレーザビームにより照射し、前記組織によって散乱させられた前記レーザビームの一部を前記レーザに再入射させるステップと、

光センサを利用して前記レーザから発せられた光を測定し、元の前記レーザビームと前記散乱させられたレーザビームとの間の干渉によって変化する信号を得るステップと、

前記信号に対してフーリエ変換を適用し、前記信号のスペクトルを提供するステップと

、
前記スペクトルに対して指数関数フィッティングを適用し、前記組織内の平均血球速度及び前記組織内の血液量に対応するパラメータを得るステップと、
を有する方法。

10

【請求項 2】

生成された前記スペクトルのそれぞれについて、5乃至15msの期間の間に測定された光センサ信号が利用される、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

幾つかの連続する期間からパラメータのセットが収集される、請求項2に記載の方法。

【請求項 4】

前記パラメータのセットに基づいて脈拍が決定される、請求項3に記載の方法。

【請求項 5】

前記組織内の平均血球速度に対応する前記パラメータと、前記組織内の血液量に対応する前記パラメータとを乗算することにより、灌流パラメータが決定される、請求項1に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記指数関数フィッティングは、0.2kHz乃至10kHzの間隔で適用される、請求項1に記載の方法。

【請求項 7】

生体組織内の血流を測定するための装置であって、

レーザビームにより前記組織を照射するレーザであって、前記組織によって散乱させられた前記レーザビームの一部を前記レーザに再入射させるように構成されたレーザと、

前記レーザから発せられた光を測定し、元の前記レーザビームと前記散乱させられたレーザビームとの間の干渉によって変化する信号を得る光センサと、

前記信号に対してフーリエ変換を適用して前記信号のスペクトルを提供し、前記スペクトルに対して指数関数フィッティングを適用して前記組織内の平均血球速度及び前記組織内の血液量に対応するパラメータを得るように構成された処理手段と、

を有する装置。

30

【請求項 8】

前記レーザは、レンズを通して前記組織を照射するように構成された、請求項7に記載の装置。

【請求項 9】

前記レンズの焦点距離は2mm以下である、請求項8に記載の装置。

40

【請求項 10】

前記レーザと前記レンズとの間のギャップは2mmよりも小さい、請求項8に記載の装置。

【請求項 11】

前記レンズはユーザの指によって触れられ得るように接触可能である、請求項8に記載の装置。

【請求項 12】

起動されたときに制御コマンドを選択的に生成するためのボタンを更に有し、前記制御コマンドは、前記処理手段により得られた前記パラメータと予め設定された内部規則とに

50

基づいて送信される、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 1 3】

前記予め設定された内部規則は、人間の心拍を表すパラメータが予め設定された範囲内にある場合に前記制御コマンドを生成するという規則を含む、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 1 4】

前記予め設定された内部規則は、前記処理手段が、生きた人物が前記ボタンを押下したことを表すパラメータを得ることが可能である場合に前記制御コマンドを生成するという規則を含む、請求項 7 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、生体組織内の血流を測定する方法、及び前記方法を実行するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

斯かる装置及び対応する方法は、例えば欧州特許出願公開EP282210A1において開示されている。該装置は、レーザ及び線形光センサを利用する。該光センサは、ユーザの皮膚により反射されたレーザからの光を記録し、該信号に基づいてユーザの脈拍が決定され得る。

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

斯かる装置の欠点は、信号が主に皮膚の動きに依存し、それ故実際の血流を測定しないという点である。このことは、脈拍以外の血流特性を決定することが困難であることを意味する。

【0004】

それ故本発明の目的は、信頼性の高い方法で、実際の血流パラメータを供給することが可能な血流検知方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

30

更に詳細には、第 1 の態様によれば、本発明は、生体組織内の血流を測定する方法であって、レーザを利用して前記組織をレーザビームにより照射し、前記組織によって散乱させられた前記レーザビームの一部を前記レーザに再入射させるステップと、光センサを利用して前記レーザから発せられた光を測定し、元の前記レーザビームと前記散乱させられたレーザビームとの間の干渉によって変化する信号を得るステップと、前記信号に対してフーリエ変換を適用し、前記信号のスペクトルを提供するステップと、前記スペクトルに対して指数関数フィッティングを適用し、前記組織内の平均血球 (blood cell) 速度及び前記組織内の血液量に対応するパラメータを得るステップと、を有する方法を提供する。

【0006】

40

フーリエ解析と共に自己混合効果を利用し、更に指数モデルを利用して、組織内の実際の血球の動きのデータを供給することが可能な斯かるセンサを利用することは、実際の血流パラメータの信頼性の高い決定を可能とする。これらのパラメータは、ユーザの脈拍を決定するためのみならず、組織内の灌流 (perfusion) の尺度を決定するためにも利用され得る。

【0007】

好適な実施例においては、各生成されたスペクトルについて 5 乃至 15 ms の期間の間、光センサ信号が測定される。このことは、更に信頼性の高いパラメータを提供する。なぜなら、組織内の血球の量、及びこれら細胞の平均速度は、斯かる期間の間は一定であるとみなせるからである。

【0008】

50

好ましくは、パラメータのセットが、幾つかの斯かる期間から収集される。斯かるパラメータのセットから、例えばユーザの脈拍が決定されても良い。

【0009】

前記組織内の平均血球速度に対応する前記パラメータと、前記組織内の血液量に対応する前記パラメータとを乗算することにより、灌流パラメータを決定することも可能である。

【0010】

好適な実施例においては、前記指数関数フィッティングは、0.2 kHz乃至10 kHzの間隔で適用される。

【0011】

第2の態様によれば、本発明は、生体組織内の血流を測定するための装置に関する。本装置は、レーザービームにより前記組織を照射するレーザであって、前記組織によって散乱させられた前記レーザビームの一部を前記レーザに再入射させるように構成されたレーザを有する。本装置は更に、前記レーザから発せられた光を測定し、元の前記レーザビームと前記散乱させられたレーザビームとの間の干渉によって変化する信号を得る光センサと、前記信号に対してフーリエ変換を適用して前記信号のスペクトルを提供し、前記スペクトルに対して指数関数フィッティングを適用して前記組織内の平均血球速度及び前記組織内の血液量に対応するパラメータを得るように構成された処理手段と、を有する。

【0012】

該装置は、以上に定義された方法に対応する利点を提供する。

【0013】

好ましくは、前記レーザは、レンズを通して前記組織を照射するように構成され、該レンズは好ましくは2 mmより短い焦点距離を持つ。該レンズは、より多くの光がレーザに再入射するように散乱光を集める。このことはより正確な信号を提供する。

【0014】

前記レーザと前記レンズとの間のギャップは、好ましくは2 mmよりも小さい。

【0015】

好適な実施例においては、前記レンズはユーザの指によって触れられ得るように接触可能である。このことは指を静止状態に保ち、指の動きにより生じるドップラーシフトがあまり起こらないようにする。記録される信号はかくして、更に専ら血球の動きに依存するようになる。

【0016】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施例を参照しながら説明され明らかとなるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

図1は、本発明の実施例による装置即ち血流センサ1を、模式的に断面図で示す。センサ1は、レーザダイオードの形をとるレーザ2を有する。レーザ2は1 mWのパワーを持って良く、810 nmの波長を持つレーザビーム3を生成する。

【0018】

前記レーザから近い距離dにおいて、好ましくは凸レンズ4が配置される。レーザビーム3は該レンズを通過し、本例においてはユーザの指5である生体組織(勿論センサ1の形成部分とみなされるべきではない)を照射する。該レーザビームは、一部は指5の中の血管を流れる赤血球によって、該指の組織により散乱させられる。該散乱させられた光の一部は反射ビーム6として伝播し、レンズ4により集光され、前記レーザに再入射し、該レーザにおいて発射光ビーム3と干渉する。このことは、発射光が、レーザビーム3を散乱させた物体のドップラー速度に依存するスペックルパターンを有するであろうことを意味する。発射レーザ光の一部は光センサ7に供給され、例えばレンズ4から見てレーザ2の反対側における光出力に対応する電気信号を得ても良い。光センサ7からの電気信号 U_{ut} は次いで、後に説明するように、信号処理ユニット8により処理され、前記信号が

10

20

30

40

50

ら適切な血流パラメータを決定する。信号処理ユニット 8 は、ソフトウェア及び/又はハードウェアとして実現されても良い。高いパワーのレーザが利用される場合には、十分な光が前記レーザに再入射し得るため、前記レンズは省略されても良い。

【0019】

血流センサ 1 は例えば、自己混合干渉計である。該センサは非常に小型にされることができ、それ故小型化に適している。該センサは、携帯電話のような携帯型の消費者向け製品に組み込まれることができる。

【0020】

血流検知のためのものではないが上述のセンサに類似した一般的な自己混合センサは、国際特許出願公開WO02/37410A1に開示されている。該センサは、入力装置として利用される。

10

【0021】

本発明の実施例においては、レーザ 2 とレンズ 4 との間の距離 d は小さく、好ましくは 2 mm 以下に保たれる。このことは、レーザ 3 に再入射する反射ビーム 6 における、より多くの光を提供する。好ましくは、同じ理由から、レンズ 4 の焦点距離は短く、好ましくは 2 mm よりも短く、ことによると 1 mm まで短く保たれる。

【0022】

有利にも、例えば指のような組織が、測定の間前記レンズと接触したままとされ得るように、前記レンズはユーザに対して接触可能である。このことは、より好ましい出力信号を提供する。なぜなら、指がセンサ 1 に対して移動し、それにより血流に関連しないドップラシフトを導くようなことがなくなるからである。例えば血流センサが携帯電話に組み込まれる場合、前記レンズは携帯電話の筐体に配置されても良い。代替として、レンズ 4 の上端に配置された透明な面（図示されていない）に指が接触されるようにしても良い。

20

【0023】

図 2 は、本発明の実施例による方法におけるステップを示すフロー図である。本方法は、図 2 乃至 4 を参照しながら以下に説明される。

【0024】

図 1 の構成を利用して、電気信号が生成される。かくして最初のステップにおいては、レーザを利用して、組織がレーザビームにより照射され（10）、目標の組織により散乱させられたレーザビームの一部がレーザに再入射することを可能とされる。レーザから発せられた光は、光センサにより測定される（11）。元のレーザビームと散乱させられたレーザビームとの間の干渉により変化する信号が、かくして得られる。

30

【0025】

反射させられた光がレーザに再入射し自己混合効果を引き起こすように、大量の赤血球がレーザビームを反射させることも想定され得る。これらの血球は、組織内であらゆる方向に移動しているため、結果の全体的なドップラシフト信号は、単一の正弦関数とはならない。その代わりに、各血球が、レーザビームの方向における当該血球の速度に依存するドップラシフトを伴う信号を生成する。高い平均血球速度は高い周波数を持つレーザ光の変動に帰着し、低い速度は低い周波数に帰着する。

40

【0026】

出射するビームと再入射するビームとの間のドップラシフトは、スペckル（変動）パターンの原因であり、大量の正弦関数の合計である。光ダイオードが該スペckルパターンを記録する。

【0027】

図 3 は、図 1 における装置の光ダイオードから得られる電気信号の例を示す。該信号は、ランダム的に出現する。しかしながら上述したように、該信号のスペckトルは、組織内の血球の速度を示すものである。

【0028】

それ故、該電気信号のスペckトルを得るため、前記信号にフーリエ変換が適用される。

50

【 0 0 2 9 】

図 4 は、図 3 における信号のような信号の周波数ドメインにおけるスペクトル 2 0 を示す。血流を大幅に低減させるためにユーザの指の周囲で加圧帯を膨張させた場合に得られる対応する信号 2 1 が、同様に図 4 に示されている。これら 2 つの曲線の間差は、図 3 の信号におけるスペクトルエネルギーの大部分が、ユーザの指における移動する血球に起因することを示す。

【 0 0 3 0 】

斯かる信号のスペクトルは、指数関数となることが予期される (R. Bonner 及び R. Nossal による「Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue」(Applied Optics、Vol. 20、2097 頁 (1981 年)) を参照されたい) 。このとき前記スペクトルは、

10

【 数 1 】

$$S(t, \omega) = A(t) \cdot e^{\left(-\frac{a\sqrt{12\xi}}{\sqrt{V^2(t)}} \omega \right)}$$

ここで S はスペクトルエネルギーであり、A は振幅 (反射に寄与する血球の数の尺度) であり、a は血球の平均半径 (例えば 0 . 2 7 μm) であり、 ξ は血球の非対称性 (光がどのように血球により散乱させられるかを示す尺度であり、0 (光が全ての方向に均一に散乱させられる場合) から 1 (光が鏡におけるように反射させられる場合) までの値をとり、例えば 0 . 1 である) であり、V は血球の平均速度である。本発明者は、斯かるモデルが、自己混合レーザセンサにより得られる信号に対しても適切であることを見出した。

20

短い時間の間、振幅 A 及び平均速度 V は一定であるという仮定を為すことができる。該仮定は、例えば 1 0 m s の測定時間の場合に当てはまる。なぜなら、変動即ち脈拍のサイクルは、休息している人間の場合 1 秒と仮定され得るからである。従って、1 m s の時間スロットの間に記録される信号のスペクトルについて、振幅 A 及び速度 V は、決定されたスペクトルに対して以下の関数の指数関数フィッティングを実行することにより決定され得る：

【 数 2 】

$$S = A \cdot e^{-\frac{k}{|V|}}$$

30

【 0 0 3 1 】

かくして第 4 のステップにおいて、得られたスペクトルに対して指数関数フィッティングが適用され (1 3) 、組織内の平均血球速度 (V) 及び組織内の血流の量 (A) に対応するパラメータに帰着する。指数関数フィッティングを適用するとは、上述したような指数関数が、得られたスペクトルに対応するように調節されることを意味する。該処理はそれ自体良く知られており、LABVIEW (登録商標) のような数学的ツールボックスにおいて利用可能である。本処理により、平均血球速度 (V) 及び振幅 (A) 即ち組織内の血流の量の尺度が得られる。指数関数フィッティングは、例えば 0 . 2 乃至 1 0 k H z の間隔で適用されても良く、これは 8 1 0 n m のレーザについては 0 . 1 5 m m / s 乃至 8 m m / s の速度に対応する。また、フーリエ変換を適用する前に、該周波数範囲において光センサ信号をバンドパスフィルタリングすることも可能である。

40

【 0 0 3 2 】

これらの値は、他の時間スロットについて得られた対応する値と共に利用すると、特に有用である。時間スロットの長さは、血球の量及びこれら細胞の平均速度を一定とみなすに十分に短いべきである。5 乃至 1 5 m s の時間スロットが適切であると考えられるが、幾つかの用途については 5 0 m s の時間スロットも想定され得る。スペクトルを決定するための測定時間として 1 0 m s が選択された場合、1 秒につき振幅の 1 0 0 個の連続する

50

値が得られる。これらの値は、ディスプレイを用いてグラフとしてユーザに表示されることが出来るパラメータのセットを構成し、これにより図5に示すように脈拍に対応する変動が明らかに可視となる。

【0033】

それ自体良く知られているように、図5におけるピーク間の距離を測定することにより、脈拍が該データから決定されることが出来る。平均速度の値は、同様に変動する。それ故、速度値もまたユーザの脈拍を決定するために利用され得る。

【0034】

振幅Aと平均速度Vとの積を算出することにより、灌流 $P (= A * V)$ の尺度が得られる。該パラメータは、ユーザの健康状態を決定するための重要なパラメータである血圧の一次導関数に依存するため、特に興味深いものである。

10

【0035】

要約すると、本発明は生体組織内の血流を測定する方法、及び前記方法を実行するための装置に関する。前記装置は、レーザ及び光センサを有する。前記レーザは、組織により散乱させられた光ビームの一部がレーザに再入射し、自己混合効果を得るように、組織を照射するよう構成される。光センサにより電気信号として記録される結果の光は、組織内の血球の動きに依存するスペckルパターンを含む。該信号に対してフーリエ変換が適用され、結果の周波数ドメインのスペクトルに対して指数関数フィッティングが適用される。これにより、血球の量及びこれら細胞の平均速度に対応するパラメータが得られる。

20

【0036】

本発明の方法及びシステムの一用途は、提案された自己混合干渉計センサを、押下する人物の年齢に応じて反応するプログラム可能なプッシュボタンに実装することである。心拍数は年齢と共に変化し、大人よりも子供が高い心拍数を持つことが良く知られている。認可された人物及び認可されていない人物の心拍範囲を含むテーブルが、センサに結合されたメモリに保存されても良い。かくして、ユーザが該ボタンを押下したときに、該ユーザの心拍が以上に示したように測定され、該測定された心拍が認可された範囲及び認可されていない範囲と比較される。次いで、該ボタンの押下に関連する要求が、予め設定された規則に従って、容認されるか又は拒絶されることが出来る。

【0037】

同様にして、プッシュボタンが、人間による起動にのみ反応するようにプログラムされても良い。かくして、例えばボタンが誤って不注意に押下された(例えば衣服によって)場合や、又はボタンが十分な継続時間の間押下されなかった場合に、該ボタンの押下に際して心拍が検出されない場合には、該ボタンはいずれの命令をも起動しないこととなる。

30

【0038】

本発明は、以上に説明された実施例に限定されるものではない。本発明は、添付される請求項の範囲内で、種々の方法で変更され得る。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明の実施例による装置を示す。

【図2】本発明の実施例による方法におけるステップを示すフロー図である。

40

【図3】図1における装置の光ダイオードから得られる電気信号を示す。

【図4】図3における信号のような信号の周波数ドメインにおけるスペクトルを示す。

【図5】パラメータのセットから得られた振幅信号を示す。

【 図 1 】

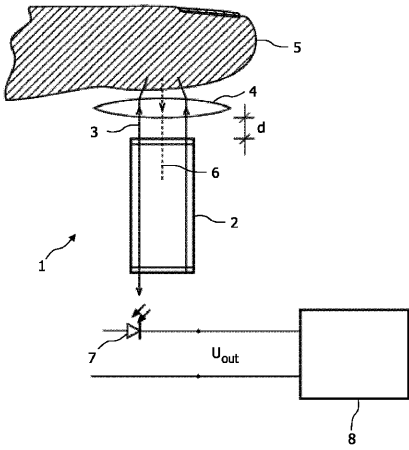
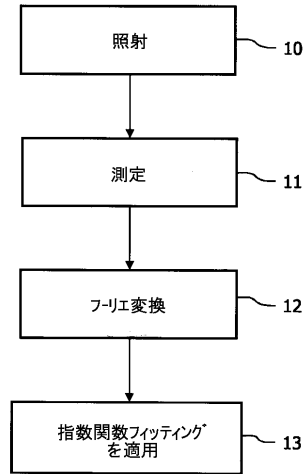
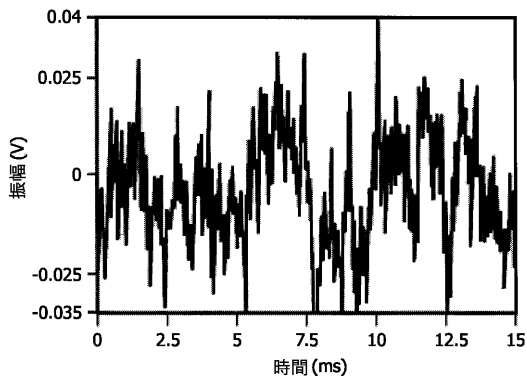


FIG. 1

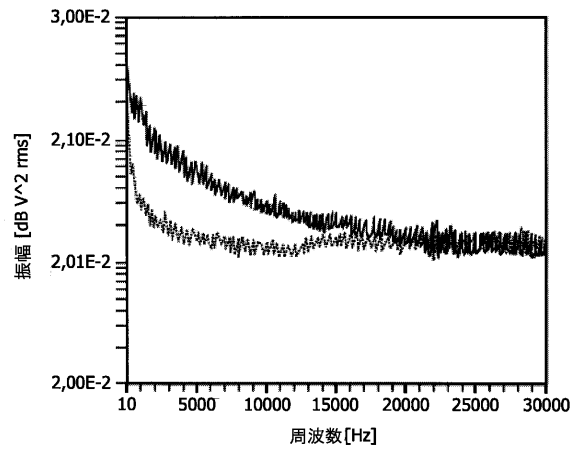
【 図 2 】



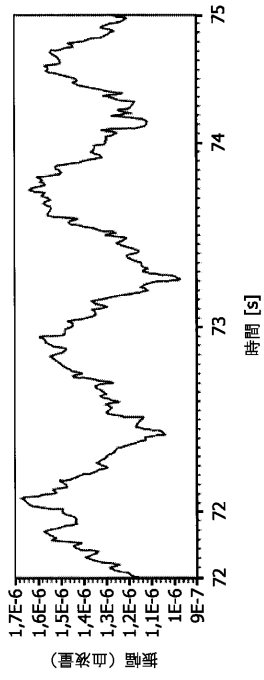
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International application No PCT/IB2006/050425
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/026 G06F17/00		
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) A61B G06F		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	OZDEMIR S K ET AL: "Noninvasive blood flow measurement using speckle signals from a self-mixing laser diode: in vitro and in vivo experiments" OPTICAL ENGINEERING SPIE USA, vol. 39, no. 9, September 2000 (2000-09), pages 2574-2580, XP002391510 ISSN: 0091-3286 the whole document	1-14
A	MEIGAS K ET AL: "Self-mixing in a diode laser as a method for cardiovascular diagnostics" JOURNAL OF BIOMEDICAL OPTICS SPIE USA, vol. 8, no. 1, January 2003 (2003-01), pages 152-160, XP002391511 ISSN: 1083-3668 the whole document	1-14
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input 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 document 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 25 July 2006		Date of mailing of the international search report 07/09/2006
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Gentil, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/050425

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>MEIGAS K ET AL: "Simple coherence method for blood flow detection" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING SPIE-INT. SOC. OPT. ENG USA, vol. 3915, 2000, pages 112-120, XP002391512 ISSN: 0277-786X the whole document</p>	1-14
A	<p>BONNER R ET AL: "Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue" APPLIED OPTICS USA, vol. 20, no. 12, 15 June 1981 (1981-06-15), pages 2097-2107, XP002391513 ISSN: 0003-6935 the whole document</p>	1-14

フロントページの続き

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

(72)発明者 ブレスラ クリスティアン
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 アッケルマンス アントニウス
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 ヘインクス カルステン
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 ダムストラ マレイン
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ
エス ピー アイ ディー

(72)発明者 タケ ダニエラ
フランス国 エフ - 7 5 0 0 8 パリ 1 5 6 ブルヴァール オースマン ソシエテ シビレ
エス ピー アイ ディー

Fターム(参考) 4C017 AA10 AA11 AB03 AC28 BC11 FF05