

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-103094

(P2013-103094A)

(43) 公開日 平成25年5月30日(2013.5.30)

(51) Int.Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

F1

A61B 5/14 322

テーマコード (参考)

4C038

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2011-250998 (P2011-250998)  
(22) 出願日 平成23年11月16日 (2011.11.16)

(71) 出願人 000002185  
ソニー株式会社  
東京都港区港南1丁目7番1号  
(74) 代理人 100095957  
弁理士 亀谷 美明  
(74) 代理人 100096389  
弁理士 金本 哲男  
(74) 代理人 100101557  
弁理士 萩原 康司  
(74) 代理人 100128587  
弁理士 松本 一騎  
(72) 発明者 佐藤 英雄  
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株  
式会社内  
Fターム(参考) 4C038 KK10 KL05 KL07 KM01 KX01  
KY04

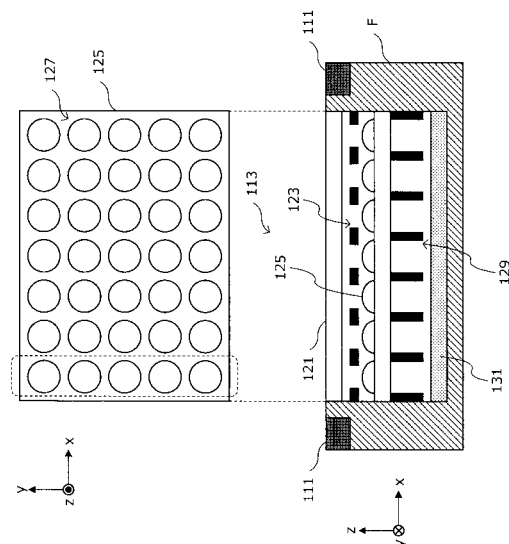
(54) 【発明の名称】 測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体

## (57) 【要約】

【課題】 光学モデルの変動をもたらしうる生体内成分を正確に測定することが可能な、測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体を提案すること。

【解決手段】 本開示に係る測定装置は、生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、を備える。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、  
を備える、測定装置。

**【請求項 2】**

前記解析部は、前記生体の皮下組織をモデル化し、前記検出結果を着目する前記生体内成分による吸収の線形和として解析することで、前記生体内成分の成分量を算出する、請求項 1 に記載の測定装置。

**【請求項 3】**

前記検出部は、複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、前記生体を透過した測定光を検出する、請求項 2 に記載の測定装置。

**【請求項 4】**

前記光源は、互いに異なる波長を有する複数種類の前記測定光を時分割で前記生体に射出する、請求項 1 に記載の測定装置。

**【請求項 5】**

前記解析部は、前記生体内成分として、メラニン、血中成分又は水分の少なくとも何れかの成分量を算出する、請求項 1 に記載の測定装置。

**【請求項 6】**

前記解析部は、血液量、脂肪厚又は真皮層厚の少なくとも何れかを更に算出する、請求項 5 に記載の測定装置。

**【請求項 7】**

前記測定装置は、前記生体に含まれる物質を計測する生体物質計測装置を更に備え、  
前記生体物質計測装置又は前記解析部は、前記生体物質計測装置における計測結果を、前記生体内成分の成分量を利用して補正する、請求項 1 に記載の測定装置。

**【請求項 8】**

前記生体物質計測装置又は前記解析部は、前記生体物質計測装置における計測処理毎に補正処理を実施する、請求項 7 に記載の測定装置。

**【請求項 9】**

前記生体物質計測装置は、前記測定装置と一体に形成されている、請求項 7 に記載の測定装置。

**【請求項 10】**

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出することと、

前記生体を透過した前記測定光を、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設された検出ユニットで検出することと、

検出された検出結果を利用し、前記測定光の光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析することと、  
を含む、測定方法。

**【請求項 11】**

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器を制御可能なコンピュータに、

前記光源及び前記検出部を制御する制御機能と、

10

20

30

40

50

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析機能と、  
を実現させるためのプログラム。

【請求項 1 2】

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器を制御可能なコンピュータに、

前記光源及び前記検出部を制御する制御機能と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析機能と、  
を実現させるためのプログラムが記録された記録媒体。

10

【請求項 1 3】

生体に含まれる計測対象物質を計測する生体物質計測装置と、

前記生体内に存在する前記計測対象物質とは異なる生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、  
を備える、測定装置。

20

【請求項 1 4】

生体に含まれる計測対象物質を計測する生体物質計測装置と、

前記生体内に存在する前記計測対象物質とは異なる生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、  
を備え、

30

前記生体物質計測装置又は前記解析部は、前記生体物質計測装置における計測結果を、前記生体内成分の成分量を利用して補正する、測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

生体の皮下に存在する体内物質を、紫外光～ミリ波等の各種電磁波や超音波等を用いて非侵襲で計測する技術に関する研究が進んでいる。例えば、以下の特許文献1には、近赤外光を用いて血糖値を非侵襲に測定する方法及び装置について、開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2006-122579号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記特許文献1等に記載されているような、非侵襲の光学測定を用いた

50

体内計測技術では、各個人の有する体質差等による影響が、計測精度を著しく阻害してしまう。例えば、ラマン分光や近赤外分光等の分光法や、紫外線励起による蛍光分析等を用いて、体内のグルコースやアルブミン、AGEs (Advanced Glycation End products: 糖化最終産物) 等の計測を目的とする装置では、計測者本人の経時変化、肥満、日焼け等や、人種の差、体質の差等は、光学計測を行う際の誤差要因となってしまう。また、グルコース、AGEs等の光計測は一般的に多変量解析であり、光学モデルの変動に対応できない。

【0005】

そのため、計測者本人に由来する誤差要因に関する変動分量を、着目する生体物質の計測に先立って特定することができれば、光学モデルの変動を推定することが可能となり、ひいては体内計測技術の信頼性を向上させることが可能となる。

10

【0006】

そこで、本開示では、上記事情に鑑みて、光学モデルの変動をもたらしうる生体内成分を正確に測定することが可能な、測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示によれば、生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の分量を解析する解析部と、を備える測定装置が提供される。

20

【0008】

また、本開示によれば、生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出することと、前記生体を透過した前記測定光を、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設された検出ユニットで検出することと、検出された検出結果を利用し、前記測定光の光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の分量を解析することと、を含む測定方法が提供される。

30

【0009】

また、本開示によれば、生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器を制御可能なコンピュータに、前記光源及び前記検出部を制御する制御機能と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の分量を解析する解析機能と、を実現させるためのプログラムが提供される。

【0010】

また、本開示によれば、生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器を制御可能なコンピュータに、前記光源及び前記検出部を制御する制御機能と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の分量を解析する解析機能と、を実現させるためのプログラムが記録された記録媒体が提供される。

40

【0011】

また、本開示によれば、生体に含まれる計測対象物質を計測する生体物質計測装置と、前記生体内に存在する前記計測対象物質とは異なる生体内成分を測定するために用いられ

50

、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、を備える測定装置が提供される。

【 0 0 1 2 】

また、本開示によれば、生体に含まれる計測対象物質を計測する生体物質計測装置と、前記生体内に存在する前記計測対象物質とは異なる生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、を備え、前記生体物質計測装置又は前記解析部は、前記生体物質計測装置における計測結果を、前記生体内成分の成分量を利用して補正する測定装置が提供される。

10

【 0 0 1 3 】

本開示によれば、光源は、生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を生体に向かって射出し、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設された検出部は、光源から射出され生体を透過した測定光を検出し、解析部は、検出部により検出された検出結果を利用し、光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて、生体内成分の成分量を解析する。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

以上説明したように本開示によれば、光学モデルの変動をもたらしうる生体内成分を正確に測定することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 図 1 】 人体の皮膚構造モデルの例について示した説明図である。

【 図 2 】 本開示の第 1 の実施形態に係る測定装置の構成について示したブロック図である。

30

【 図 3 】 同実施形態に係る測定装置が備える測定部の一例を示した説明図である。

【 図 4 】 同実施形態に係る測定装置について説明するための説明図である。

【 図 5 】 拡張ランベルト・ベールの法則について説明するための説明図である。

【 図 6 A 】 生体内成分の光吸収スペクトルの例を示したグラフ図である。

【 図 6 B 】 生体内成分の光吸収スペクトルの例を示したグラフ図である。

【 図 6 C 】 生体内成分の光吸収スペクトルの例を示したグラフ図である。

【 図 7 】 同実施形態に係る測定装置で用いられる減衰カーブの一例を示したグラフ図である。

【 図 8 】 同実施形態に係る測定装置の変形例について示したブロック図である。

【 図 9 】 同変形例に係る測定装置の一例を示した説明図である。

40

【 図 1 0 】 本開示の実施形態に係る測定装置のハードウェア構成の一例を示したブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【 0 0 1 7 】

なお、説明は、以下の順序で行うものとする。

( 1 ) 人体の皮膚構造モデルについて

50

( 2 ) 第 1 の実施形態

( 2 - 1 ) 測定装置の構成について

( 2 - 2 ) 変形例

( 3 ) 本開示の実施形態に係る測定装置のハードウェア構成について

( 4 ) まとめ

【 0 0 1 8 】

( 人体の皮膚構造モデルについて )

本開示の実施形態に係る測定装置、測定方法及びプログラムについて説明するに先立ち、人体の皮膚構造をモデル化した皮膚構造モデルについて、図 1 を参照しながら簡単に説明する。図 1 は、人体の皮膚構造モデルの例を示した説明図である。

10

【 0 0 1 9 】

近年、人体内に存在するグルコース、アルブミン、A G E s ( 糖化最終産物 )、コレステロール、酸化・還元ヘモグロビン等の血中・体液成分や、メラニン、脂肪等を非侵襲の光学測定により計測する技術が開発されている。このような体内計測技術は、ラマン分光や近赤外分光等の分光法を用いたり、屈折率の変化を計測したり、紫外光～ミリ波等の各種電磁波を用いたり、超音波を用いたりすることで実施され、測定されたデータの解析には、多変量解析の使用が主流となっている。

【 0 0 2 0 】

測定されたデータを解析するにあたっては、人体の皮膚構造をどのようにモデル化することが重要となってくる。このような人体の皮膚構造モデルの例としては、図 1 に示したような 3 層モデルや 9 層モデルが存在する。

20

【 0 0 2 1 】

図 1 に示した 3 層モデルは、皮膚の角質層より下部に位置する皮下組織を、表皮層、真皮層、皮下脂肪の 3 つの層にモデル化したものである。この 3 層モデルにおいて、角質層は、個人差はあるものの体表から内部方向に 0 . 0 1 ~ 0 . 0 2 mm 程度に相当し、表皮層は、体表から 0 . 0 4 ~ 0 . 1 5 mm 程度に相当し、真皮層は、体表から 1 ~ 4 mm 程度に相当し、皮下脂肪は、体表から数 mm ~ 数 cm 程度に相当する。

【 0 0 2 2 】

また、図 1 に示した 9 層モデルは、人体の皮膚構造をより詳細に区分したものであり、角質層から皮下組織まで、人体の皮膚構造が 9 層から構成されるとしてモデル化したものである。

30

【 0 0 2 3 】

このような皮膚構造において、メラニンという体内成分は、主に表皮層に存在しており、場合によっては基底層に存在することがある。また、3 層モデルにおける真皮層には、毛細血管が存在しており、この毛細血管の内部には、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンや、各種の血中成分が存在している。また、3 層モデルにおける皮下脂肪や、9 層モデルにおける皮下組織には、主に脂肪細胞が存在している。従って、上記のような成分を非侵襲の光学測定により計測する場合には、どのような皮膚構造モデルを考慮するかが重要になるのである。

【 0 0 2 4 】

ところが、人体の皮膚構造や、皮膚構造に含まれる各種体内成分は、被測定者本人の経年変化、肥満、日焼け、人種の差、性別、体質等により変動するものであり、個人差も大きいものである。また、毛細血管等の位置については、お湯を浴びることによっても微妙に変化することが知られている。このため、皮膚構造モデルに基づく体内成分の非侵襲計測では、図 1 に示したような皮膚構造モデルの変動の影響を強く受けるものであると言える。

40

【 0 0 2 5 】

しかしながら、現在提案されている生体物質の非侵襲計測方法は、上記のような皮膚構造モデルの変動を考慮しておらず、計測結果には、上記のような変動に由来する誤差が重畳していると考えられる。そのため、本発明者は、以上のような事情を鑑みて、被測定者

50

個人の有する体質差等に起因する計測結果への影響を補正することが可能な技術について鋭意検討を行った。その結果、本発明者は、以下で説明するような本開示の実施形態に係る測定装置及び測定方法に想到した。

#### 【0026】

(第1の実施形態)

<測定装置の構成について>

続いて、図2～図7を参照しながら、本開示の第1の実施形態に係る測定装置及び測定方法について、詳細に説明する。図2は、本実施形態に係る測定装置10の構成について示したブロック図である。図3は、本実施形態に係る測定装置10が備える測定部の一例を示した説明図である。図4は、本実施形態に係る測定装置10について説明するための説明図である。図5は、拡張ランベルト・ベールの法則について説明するための説明図である。図6A～図6Cは、生体内成分の光吸収スペクトルの例を示したグラフ図である。図7は、本実施形態に係る測定装置10で用いられる減衰カーブの一例を示したグラフ図である。

10

#### 【0027】

まず、図2を参照しながら、本実施形態に係る測定装置10の全体構成について、詳細に説明する。

本実施形態に係る測定装置10は、測定対象物である生体Bを所定の波長を有する光を用いて測定し、得られた測定結果に基づいて生体Bに含まれる生体内成分の分量を算出する装置である。この測定装置10は、分量の測定結果から、生体Bの内部において上記生体内成分によって照射光が減衰する様子を示した減衰カーブを生成することが可能である。

20

#### 【0028】

この測定装置10は、図2に示したように、生体Bを測定する測定部101と、制御部103と、解析部105と、記憶部107と、を主に備える。

#### 【0029】

[測定部101について]

以下では、まず、図3及び図4を参照しながら、本実施形態に係る測定部101の構成について、具体的に説明する。

本実施形態に係る測定部101は、図3に示したように、光源111と、検出部113と、から構成される。

30

#### 【0030】

光源について

光源111は、生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、生体Bに向かって射出する。この光源111は、測定光の射出面が生体Bと対向するように、所定のフレームFに配設される。光源111は、本実施形態に係る測定装置10で着目する生体内成分を測定するために適した波長の光を射出するものであり、1又は複数の光を射出することができる。

#### 【0031】

光源111が射出する測定光の波長は、着目する生体内成分に応じて適宜設定することができる。光源111が940nm、950nmのような波長の光を射出することで、皮下組織に存在する脂肪に関する知見を得ることができる。また、光源111が568nm、580nm、660nm、890nmのような波長の光を射出することで、酸化・還元ヘモグロビン等に関する血中成分やメラニン色素に関する知見を得ることができる。また、光源111が1400nm～2200nmの波長の光を射出することで、グルコースに関する知見を得ることができる。このような複数の波長の光は、例えば、光源111から時分割で射出される。

40

#### 【0032】

なお、前述の各種波長は、あくまでも一例であって、本実施形態に係る測定装置10の光源111が射出する光が、上記の例に限定されるわけではない。

50

## 【0033】

このような光源111としては、例えば、発光ダイオード（Light Emitting Diode：LED）や小型のレーザ等を利用可能であり、このような発光デバイスが、光源111として1又は複数個設けられる。

## 【0034】

また、光源111は、後述する制御部103により、上記測定光の射出タイミングや射出される測定光の強度等が制御される。

## 【0035】

なお、光源111の配設されるフレームFの形状は特に限定されるわけではないが、光源111と、後述する検出部113との間に図3に示したような壁部を設けることで、このような壁部を、光源111から射出される光が検出部113に入射することを防止する遮光壁として用いることが可能となる。

## 【0036】

検出部について

本実施形態に係る測定装置10が備える検出部113は、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、光源111から射出され生体Bを透過した測定光を、複数のセンサで検出するものである。換言すれば、本実施形態に係る検出部113は、いわゆるマルチタップセンサにより構成されている。図3では、このような検出部113の一例として、マイクロレンズアレイ（Micro Lens Array：MLA）を利用したセンサを示している。

## 【0037】

本実施形態に係る測定装置10が備える検出部113は、図3に示したように、例えば、光源111から射出された測定光が属する波長帯域の光を透過可能な透明基板121と、第1遮光体123と、マイクロレンズアレイ125と、第2遮光体129と、センサ131と、を主に備える。

## 【0038】

透明基板121は、測定対象物である生体Bの一部が配設される部分である。この透明基板121は、測定処理で利用される波長の光を透過可能な基板を用いて形成される。光源111から射出され、生体Bの内部を透過してきた測定光は、透明基板121を透過すると、第1遮光体123によって指向性が制御される。

## 【0039】

第1遮光体123は、透明基板121を透過した測定光の指向性を制御する指向性制御板として機能するものであり、後述するマイクロレンズアレイ125において互いに隣り合うマイクロレンズ127の境界部に設けられている。このような第1遮光体123を設けることにより、各マイクロレンズ127に入射する測定光の指向性を制御することが可能となり、より高精度な測定を行うことが可能となる。第1遮光体123を通過した測定光は、マイクロレンズアレイ125へと導光される。

## 【0040】

マイクロレンズアレイ125は、図3上段に示したように、受光レンズである複数のマイクロレンズ127から構成されており、各マイクロレンズ127は、所定の基板上にx方向及びy方向に沿って格子状に配列されている。各マイクロレンズ127は、マイクロレンズ127に入射した測定光を、後述するセンサ131へと導光する。マイクロレンズアレイ125は、像面湾曲が少なく深さ方向のひずみがないレンズアレイであるため、このようなマイクロレンズアレイ125を用いることで、良好な測定データを得ることができる。なお、マイクロレンズアレイ125を構成する各マイクロレンズ127の被写界深度は、本実施形態に係る測定装置10で着目する皮膚構造を包括するように（例えば、体表から10mmの深さの範囲までがフォーカスされるように）設定される。

## 【0041】

なお、本実施形態に係るマイクロレンズアレイ125に配設されるマイクロレンズ127の個数は、図3上段に示した例に限定されるわけではない。本実施形態に係るマイクロ

10

20

30

40

50



レンズアレイ 125 に配設されるマイクロレンズ 127 の個数は、撮像したい生体の大きさや、センサ 131 の大きさに応じて、自由に設定することが可能である。

【0042】

マイクロレンズアレイ 125 に入射した測定光は、マイクロレンズ 127 により集光されて、後述するセンサ 131 へと結像されることとなる。

【0043】

ここで、マイクロレンズアレイ 125 におけるセンサ 131 側に位置する面では、互いに隣り合うマイクロレンズ 127 の境界部に、第 2 遮光体 129 が設けられる。この第 2 遮光体 129 により、マイクロレンズアレイ 125 を透過した測定光の指向性を制御することが可能となり、各マイクロレンズ 127 に入射した光を、隣接するマイクロレンズ 127 に入射した光と分離することができる。これにより、本実施形態に係る測定装置 10 10

【0044】

センサ 131 は、図 3 上段に示した x y 平面の各位置における測定光の強度を検出する。このセンサ 131 は、光検出器 (Photo Detector: PD) 等により受光した測定光の強度を電気信号に変換して、後述する解析部 105 へと出力する。このセンサ 131 としては、フォトダイオードや、CCD (Charge Coupled Devices) 型画像センサ、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型画像センサ、有機 EL を受光素子としたセンサ、TFT (Thin Film Transistor) 型画像センサや等の 2 次元エリアセンサを利用することができる。また単純化したモデルとしては、このセンサに x 軸方向のラインセンサ等の 1 次元センサを実装することも可能である。 20

【0045】

このセンサ 131 は、後述する制御部 103 により走査タイミング等が制御され、例えば図 3 上段における任意の位置の検出強度を解析部 105 に出力することができる。

【0046】

以上、図 3 を参照しながら、本実施形態に係る測定部 101 の構成について、詳細に説明した。

【0047】

測定部により測定されるデータについて 30

次に、図 4 を参照しながら、本実施形態に係る測定部 101 により測定されるデータ (測定データ) について、詳細に説明する。

【0048】

人体は、光を極めて良く散乱させる媒質であるため、光源 111 から射出され生体 B に入射した測定光は、生体 B の内部を拡散しながら進行して、ある位置に設けられた検出部により検出されることとなる。この際、図 4 に模式的に示したように、光源 111 からの位置が離れた位置に存在する検出部ほど、より深い位置まで散乱して体表へと戻ってきた測定光を検出することができる。すなわち、図 4 において、x 軸方向の位置が光源 111 から離れた位置に存在するセンサ (例えば図 4 において右側に位置するセンサ) ほど、より深くまで浸透した測定光を検出することができる。 40

【0049】

測定光は、この光が進んだ距離 (光学的距離) の長さに応じて、その光路上に存在する各種の生体内成分により特定の波長のエネルギーが吸収され、その強度が減衰していく。そのため、例えば図 4 に示した模式図において、左から 2 番目に位置するマイクロレンズアレイにより集光され、センサにより検出された測定光は、図 4 に示した皮膚層に存在する各種の生体内成分によってエネルギーが吸収されて、その強度が減衰していくこととなる。従って、この位置に対応するセンサによって検出された測定光は、図 4 に示した皮膚層に関する知見を含む測定データであると言える。同様に、図 4 に示した模式図において、右から 3 番目に位置するマイクロレンズアレイにより集光され、センサにより検出された測定光は、図 4 に示した皮膚層及び脂肪層に存在する各種の生体内成分によってエネルギー 50

ギーが吸収されて、その強度が減衰していくこととなる。従って、この位置に対応するセンサによって検出された測定光は、図4に示した皮膚層及び脂肪層に関する知見を含む測定データであると言える。また、図4に示した模式図において、一番右に位置するマイクロレンズアレイにより集光され、センサにより検出された測定光は、図4に示した皮膚層、脂肪層及び筋肉層に存在する各種の生体内成分によってエネルギーが吸収されて、その強度が減衰していくこととなる。従って、この位置に対応するセンサによって検出された測定光は、図4に示した皮膚層、脂肪層及び筋肉層に関する知見を含む測定データであると言える。

#### 【0050】

本実施形態に係る測定装置10では、このような光の特徴に基づき、図4に示した異なるx座標に位置するセンサからの出力(測定データ)を利用して、各センサ位置における光の散乱や減衰の特性をモデル化する。

#### 【0051】

##### [制御部103について]

再び図2に戻って、本実施形態に係る測定装置10が備える制御部103について説明する。

制御部103は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等により実現される。制御部103は、測定部101に設けられた光源111やセンサ131等の駆動制御を行うことにより、測定部101における生体Bの測定処理全般を統括する。より詳細には、制御部103は、所定の同期信号等に基づいて、センサ131の走査タイミングや、情報を取得するセンサ131の選択等といったセンサの駆動制御を行う。また、制御部103は、光源111に対しても、測定光の射出タイミングや強度に関する駆動制御を行う。

#### 【0052】

制御部103が以上のような駆動制御を行うことで、測定部101の光源111は、時分割で異なる波長の測定光を射出することが可能となるとともに、センサ131上の任意の位置の測定データを時分割で取得することが可能となる。

#### 【0053】

制御部103により駆動制御された測定部101によって測定された測定データは、後述する解析部105へと出力されて、測定データの解析処理が実施される。

#### 【0054】

ここで、制御部103は、測定部101の制御を行うにあたり、後述する記憶部107に記録されている各種のプログラムやパラメータやデータベース等を参照することが可能である。

#### 【0055】

##### [解析部105について]

本実施形態に係る測定装置10が備える解析部105は、例えば、CPU、ROM、RAM等により実現される。解析部105は、測定部101により検出された、測定光の検出結果を表した測定データを利用し、光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて、生体内成分の成分量を解析する。

#### 【0056】

より詳細には、解析部105は、生体の皮下組織をモデル化した上で、「測定部101により測定された測定データが、着目する生体内成分による吸収の線形和として表される」として取り扱うことで、実測された測定データに対する重回帰分析を実施する。解析部105は、このような重回帰分析を実施することで、着目する生体内成分の成分量を算出することができる。

#### 【0057】

以下、本実施形態に係る解析部105が実施する解析処理について、図5～図7を参照しながら、具体的に説明する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 8 】

解析部 1 0 5 は、測定された実際のデータと、着目する生体内成分に起因する光吸収量とを関係づけるために、拡張ランベルト・ベールの法則を利用する。本実施形態に係る測定装置 1 0 は、生体という光を拡散させる物体（光の散乱体）に着目し、生体内の光の伝播を考慮するものであるため、散乱・拡散の効果を考慮することができない通常のランベルト・ベールの法則を利用することはできない。そのため、本実施形態に係る解析部 1 0 5 は、以下で説明するような拡張ランベルト・ベールの法則を利用して、得られた測定データの解析を実施する。以下、拡張ランベルト・ベールの法則について、図 5 を参照しながら簡単に説明する。

## 【 0 0 5 9 】

10

以下の式 1 0 1 は、生体のような光の散乱体の内部を光が伝播する場合に、散乱体の内部に存在する物質によって吸収される光の割合を定式化したものであり、拡張ランベルト・ベールの法則と呼ばれる。

## 【 0 0 6 0 】

## 【 数 1 】

$$A(\lambda) = -\log \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \sum_i A_i(\lambda) + G(\lambda) = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) C_i l_i(\lambda) + G(\lambda) \quad \cdots (式 1 0 1)$$

## 【 0 0 6 1 】

20

ここで、上記式 1 0 1 において、

：着目する光の波長

$A(\quad)$ ：波長  $\quad$  における吸光度

$I_0(\quad)$ ：散乱体に入射した波長  $\quad$  の光の強度

$I(\quad)$ ：散乱体を透過した波長  $\quad$  の光の検出強度

$G(\quad)$ ：波長  $\quad$  の光の散乱による減衰量

$\varepsilon_i(\quad)$ ：物質  $i$  の波長  $\quad$  の光に関する吸光係数であり、物質に固有の値である。

$C_i$ ：物質  $i$  の濃度

$l_i$ ：波長  $\quad$  の光が物質  $i$  を伝播する際の平均光路長

である。

30

## 【 0 0 6 2 】

ここで、上記拡張ランベルト・ベールの法則を、図 5 に示したような層構造を有する散乱体に適用することを考える。以下では、層を特定するための添え字を改めて  $i$  と記載することとし、層  $i$  に含まれる物質の数を添え字  $j$  で表すこととする。すると、図 5 に示したような層構造を有する散乱体における拡張ランベルト・ベールの法則は、下記式 1 0 2 及び式 1 0 3 のように表すことができる。

## 【 0 0 6 3 】

## 【 数 2 】

$$A(\lambda) = -\log \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \sum_i A_i(\lambda) + G(\lambda) = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) C_i l_i(\lambda) + G(\lambda) \quad \cdots (式 1 0 2)$$

40

$$A_i(\lambda) = \sum_j \varepsilon_{ij}(\lambda) C_{ij} l_i(\lambda) \quad \cdots (式 1 0 3)$$

## 【 0 0 6 4 】

ここで、上記式 1 0 2 及び式 1 0 3 において、

：着目する光の波長

$A(\quad)$ ：波長  $\quad$  における吸光度

$I_0(\quad)$ ：散乱体に入射した波長  $\quad$  の光の強度

$I(\quad)$ ：散乱体を透過した波長  $\quad$  の光の検出強度

50

$G$  ( ) : 波長 の光の散乱による減衰量

$i$  ( ) : 層  $i$  の波長 の光に関する吸光係数

$C_i$  : 層  $i$  に含まれる物質の濃度

$l_i$  : 波長 の光が層  $i$  を伝播する際の平均光路長

$i j$  ( ) : 層  $i$  に含まれる物質  $j$  の波長 の光に関する吸光係数

$C_{i j}$  : 層  $i$  に含まれる物質  $j$  の濃度

である。

#### 【0065】

ここで、着目する生体内成分の吸光係数は、例えば図 6 A ~ 図 6 C のように、予め着目する生体内成分の吸収スペクトルを測定したり、公知のデータベースからデータを取得したりすることで、特定することができる。ここで、図 6 A に示したスペクトルは、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、メラニン、水に関する吸光係数 の波長依存性を示したスペクトルであり、図 6 B は、グルコースに関する吸光係数 の波長依存性を示したスペクトルであり、図 6 C は、脂肪に関する吸光係数 の波長依存性を示したスペクトルである。従って、着目する生体内成分の吸光係数は、これらのデータを利用することによって、既知量として取り扱うことができる。

10

#### 【0066】

また、上記式 102 における最左辺は、本実施形態に係る測定部 101 により測定された、各波長に関する実際の測定データとなる。本実施形態に係る測定部 101 では、図 3 に示したマイクロレンズアレイを用いたセンサのように、いわゆるマルチタップセンサを利用して、同一の波長 に関して、例えば図 4 に示したように、 $x$  方向位置の異なる複数の測定データを取得することができる。

20

#### 【0067】

従って、解析部 105 は、上記式 102 及び式 103 に基づいて、着目する生体内成分の濃度  $C_{i j}$  や平均光路長  $l_i$  をフィッティングパラメータとし、センサ位置の異なる複数の実測データに基づいて、波長毎に重回帰分析を行うことができる。これにより、解析部 105 は、それぞれのセンサ位置に関して、波長毎に皮膚構造モデルの各層に関する推定を行い、着目する生体内成分の成分量を算出したり、層の厚みを算出したりすることができる。

#### 【0068】

解析部 105 は、以上のような重回帰分析により、メラニンや、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン等のような血中成分や、水分量等を算出することができる。また、解析部 105 は、上記成分量に加えて、脂肪層の厚みや、真皮層の厚み等を算出することができる。なお、解析部 105 が解析可能な生体内成分は、上記例に限定されるわけではなく、生体内成分による光の吸収を測定可能なものであれば、任意の生体内物質に関して解析を行うことが可能である。

30

#### 【0069】

このように、本実施形態に係る解析部 105 は、上述のような解析処理を図 4 に示したような各  $x$  座標位置のセンサから取得した実測データを利用して波長毎に行うことで、センサ位置毎の皮膚構造をモデル化することができる。また、解析部 105 は、センサ位置毎の生体内成分による光の吸収の度合いをプロットすることで、図 7 に示したような、光強度の減衰カーブを得ることができる。この減衰カーブは、測定光の波長毎に生成することが可能であり、測定光の波長としては、着目する生体内成分の吸収に特徴的な波長が選択される。従って、ある波長の光に関する減衰カーブは、ある生体内成分による吸収の度合いを示した減衰カーブとなる。

40

#### 【0070】

例えば、測定光として、波長 660 nm の光、及び、波長 890 nm の光の 2 種類を利用し、これらの光を時分割で生体 B に照射し、時分割で強度を検出することにより、解析部 105 は、生体内に含まれるメラニン量を算出することができる。解析部 105 は、これら 2 つの波長の減衰カーブを生成することで、波長 660 nm の光におけるメラニンに

50

起因する光の減衰を推定したり、波長 890 nm の光におけるメラニンに起因する光の減衰を推定したりすることができる。また、波長 660 nm の光を測定光として用いることで、真皮層の厚みを算出することも可能となる。更に、測定光として、波長 940 nm の光を用いることで、脂肪に関する減衰カーブを得ることができる。解析部 105 は、この減衰カーブを利用して、脂肪層の厚みを算出することも可能となる。

#### 【0071】

また、解析部 105 は、パルスオキシメータと同様の原理により、動脈血中に存在する生体内成分による影響と、静脈血中に存在する生体内成分による影響とを分離して、動脈血中に存在する成分の時間的な変動を分離することができる。これにより、時間的な変動の少ない成分に関する解析をより正確に行うことが可能となる。

10

#### 【0072】

ここで、測定部 101 として図 3 に例示したような各種のマルチタップセンサを利用する場合、図 3 上段からも明らかなように、ある x 座標を有するセンサとしては、y 軸方向に沿って存在する複数のセンサ群が該当することとなる。そこで、解析部 105 は、同一の x 座標を有するセンサ群から得られた測定データを積分して、一つのデータとして利用してもよいし、y 軸方向のある一つのセンサから得られた測定データをそのまま利用してもよい。

#### 【0073】

解析部 105 は、以上のようにして算出した成分量や生成した減衰カーブを、各波長の光の検出強度の補正に利用することが可能である。かかる成分量や減衰カーブを光の検出強度の補正に利用することで、生体内成分による光吸収の影響を補償することが可能となる。なお、この補正処理については、以下で改めて詳細に説明する。

20

#### 【0074】

また、解析部 105 は、例えば、測定対象範囲に存在する特異点のデータを補正したり削除したりすることができる。生体 B には、例えば表面の体毛やアザ、ホクロ、又は、体内の動脈及び静脈の血管など、測定結果に影響を及ぼす要素が存在している部分がある。このような部分では、例えば図 3 上段に示した y 軸方向のセンサ間での測定結果が、不連続に推移すると考えられる。そのため、解析部 105 は、このような測定データの不連続性に着目して、上記のような部分を特異点として検出することができる。その結果、目視による計測位置の選定や複数回の測定による平均値の取得をしなくても、より正確な測定結果を得ることができる。また、解析部 105 は、こうして測定される測定量の平坦度によって、現在の測定部位が適切であるかどうかを測定者に音声や表示などによって通知してもよい。

30

#### 【0075】

なお、上記説明では、解析部 105 が拡張ランベルト・ベールの法則に基づく重回帰分析により生体内成分の成分量等を算出する場合について説明したが、解析部 105 が解析処理に用いる演算方法は上記例に限定されるわけではなく、例えば、モンテカルロ法を用いたシミュレーション等といった公知の解析方法を利用することも可能である。

#### 【0076】

以上、図 5 ~ 図 7 を参照しながら、本実施形態に係る解析部 105 について、詳細に説明した。

40

#### 【0077】

[ 記憶部 107 について ]

再び図 2 に戻って、本実施形態に係る測定装置 10 が備える記憶部 107 について説明する。

記憶部 107 は、本実施形態に係る測定装置 10 に設けられた RAM やストレージ装置等により実現される。記憶部 107 には、解析部 105 における解析処理に用いられる光吸収スペクトルのデータや、各種のデータベースやルックアップテーブル等が格納されている。また、記憶部 107 には、本実施形態に係る測定部 101 により測定された測定データや、本実施形態に係る制御部 103 や解析部 105 が実施する処理に用いられる各種

50

のプログラムやパラメータやデータ等が記録されていてもよい。また、記憶部 107 には、これらのデータ以外にも、測定装置 10 が、何らかの処理を行う際に保存する必要が生じた様々なパラメータや処理の途中経過等を適宜記憶することが可能である。この記憶部 107 は、測定部 101、制御部 103、解析部 105 等の各処理部が、自由にアクセスし、データを書き込んだり読み出したりすることができる。

#### 【0078】

以上、図 2～図 7 を参照しながら、本実施形態に係る測定装置 10 の構成について、詳細に説明した。

#### 【0079】

以上説明したような本実施形態に係る測定装置 10 では、光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて、生体内成分の成分量を解析するため、光学モデル（皮膚構造モデル）の変動をもたらしうる生体内成分を正確に測定することが可能となる。

#### 【0080】

なお、本実施形態に係る制御部 103 及び解析部 105 は、本実施形態に係る測定装置 10 の一部であってもよいし、測定装置 10 に接続されているコンピュータ等の外部機器に実現されていてもよい。また、測定部 101 によって生成される測定データがリムーバブル記憶媒体等に格納され、この記憶媒体が測定装置 10 から取り外されて、解析部 105 を有する他の装置に接続されることで、測定データが解析されてもよい。

#### 【0081】

また、本実施形態に係る測定装置 10 を利用して、真皮層の厚み及び脂肪層の厚みに関する解析結果のみを得るのであれば、本実施形態に係る測定部 101 として、超音波診断装置に用いられる公知の技術を適用することが可能である。

#### 【0082】

以上、本実施形態に係る測定装置 10 の機能の一例を示した。測定部 101 以外の上記の各構成要素は、汎用的な部材や回路を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。また、各構成要素の機能を、CPU 等が全て行ってもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用する構成を変更することが可能である。

#### 【0083】

なお、上述のような本実施形態に係る制御部及び解析部の各機能を実現するためのコンピュータプログラムや、上述のような本実施形態に係る制御部及び解析部を制御するためのコンピュータプログラムを作製し、パーソナルコンピュータ等を実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモリなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。

#### 【0084】

< 変形例 >

#### [ 第 1 変形例 ]

以上説明した本実施形態に係る測定装置 10 を用いることで、光学モデル（皮膚構造モデル）の変動をもたらしうる生体内成分を正確に測定することが可能となる。このような測定装置 10 により得られる生体内成分の成分量や減衰カーブを利用して、測定装置 10 とは異なる生体物質計測装置により計測された計測データを補正することができる。以下では、図 8 及び図 9 を参照しながら、本実施形態に係る測定装置 10 の変形例について、詳細に説明する。

#### 【0085】

本変形例に係る測定装置 30 では、図 8 に示したように、先だって説明した測定装置 10 を、補正データを測定するための補正データ測定装置 10 として利用し、別途設けられた生体物質計測装置 20 により計測された計測データを、補正データ測定装置 10 により算出された生体内成分の成分量や減衰カーブ等を利用して補正する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 6 】

ここで、本変形例に係る補正データ測定装置 1 0 は、先だって説明した測定装置 1 0 と同様の構成を有し、同様の効果を奏するものであるため、以下では詳細な説明は省略する。

## 【 0 0 8 7 】

生体物質計測装置 2 0 は、補正データ測定装置 1 0 により測定される生体内成分とは異なる生体物質の存在量等を、各種の光学的な手法により計測する装置である。かかる生体物質計測装置 2 0 により、グルコース、アルブミン、コレステロール、A G E s ( 糖化最終産物 ) 等といった、被測定者が健康管理等の観点で注目する体液成分や血中成分が計測される。このような生体物質計測装置 2 0 における生体物質の計測手法については、公知の計測技術を適宜利用することが可能である。例えば、生体物質計測装置 2 0 は、ラマン分光法、近赤外分光法、紫外線励起蛍光分光法等といった各種の分光学的手法を用いて生体物質を計測してもよいし、ミリ波等の電磁波を生体に照射して、生体から戻ってくる電磁波の量を解析したり、屈折率変化を計測したりすることで生体物質を計測してもよい。

## 【 0 0 8 8 】

生体物質計測装置 2 0 は、例えば図 9 に示したように、光源 2 0 1 から所定波長の光を生体 B に向けて射出し、生体 B を透過した透過光を、センサ 2 0 3 により検出することで、着目する生体物質の存在量を計測する。

## 【 0 0 8 9 】

補正データ測定装置 1 0 による生体内成分の測定と、生体物質計測装置 2 0 による生体物質の計測とは異なる時間で実施されることが好ましく、光源 2 0 1 からの測定光は、光源 1 0 1 からの測定光とは異なる時間で生体 B に向けて照射されることが好ましい。

## 【 0 0 9 0 】

本変形例に係る測定装置 3 0 では、補正データ測定装置 1 0 により測定された各種生体内成分の成分量や、生体内における散乱・拡散特性 ( すなわち減衰カーブ ) 等を利用して、生体物質計測装置 2 0 で計測された計測データの補正 ( キャリブレーション ) を行う。この計測データの補正処理は、補正データ測定装置 1 0 が備える解析部 1 0 5 により実施されてもよいし、生体物質計測装置 2 0 が備える制御部や解析部 ( 図示せず。 ) により実施されてもよい。

## 【 0 0 9 1 】

より詳細には、解析部 1 0 5 又は生体物質計測装置 2 0 は、補正データ測定装置 1 0 により解析された皮膚構造モデル ( 生体内物質の成分量や、層構造の厚みや、減衰カーブ等 ) を利用して、生体物質計測装置 2 0 の光源 2 0 1 からの光が、皮膚構造によって吸収・散乱されることで受けた影響 ( 例えば、検出される光の強度の減衰 ) を補正する。これにより、生体物質計測装置 2 0 で実施される多変量解析のモデル変動を補正することが可能となり、生体物質計測装置 2 0 で実施される多変量解析の精度劣化を改善し、生体物質を正確に計測することが可能となる。

## 【 0 0 9 2 】

このような補正処理 ( キャリブレーション処理 ) は、生体物質計測装置 2 0 で計測が行われる毎に実施されることが好ましい。補正データ測定装置 1 0 により個人差や経時的変化を直接測定することにより、採血などといった侵襲的な手段による生体物質計測装置 2 0 のキャリブレーションが不要となり、使用者の利便性を向上させることができる。

## 【 0 0 9 3 】

なお、図 8 及び図 9 に示した例では、補正データ測定装置 1 0 と生体物質計測装置 2 0 とが、別々に実装されている場合について図示しているが、補正データ測定装置 1 0 と生体物質計測装置 2 0 とは、同一の筐体内に一体に形成されていてもよい。

## 【 0 0 9 4 】

## [ 第 2 変形例 ]

また、本実施形態に係る測定装置 1 0 が、第 1 変形例における生体物質計測装置 2 0 の機能を兼ね備えていてもよい。すなわち、本実施形態に係る測定装置 1 0 の有するマルチ

10

20

30

40

50

タップセンサは、先だって説明したような方法により生体内成分に関する測定処理及び解析処理を実施するとともに、生体内成分とは異なる生体物質の計測処理を実施してもよい。

#### 【0095】

例えば、皮膚に存在するAGEs（糖化最終産物）を紫外線で励起して、AGEsから放射される蛍光を検出することにより、AGEsの定量化を行う場合を考える。この場合に求められるセンサ131の感度は、CCDやCMOS等のシリコンセンサでも十分であるため、蛍光を検出する測定法であっても、本実施形態に係る測定装置10を、生体物質計測装置20として利用することも可能である。この場合、測定装置10に設けられる光源111として、励起光である紫外線を射出可能な紫外線光源と、生体内成分を測定するための光源（例えば、メラニン定量用の568nm、660nm、890nmの光源と、脂肪や水分定量用の940nm、950nm、970nmの光源）を利用する。その上で、制御部103がこれら光源を時間分割で発光させることにより、各成分に関する測定を、互いに干渉しないように実施することができる。

10

#### 【0096】

また、RGBカメラのように、紫外線に特化した画素（例えば、B画素の透過特性を紫外線帯域まで拡張したもの）と、生体内成分の測定用画素と、を2次元配列で配置することにより、紫外線光源と生体内成分測定用の光源とを同時発光させて、それぞれの測定を実施することも可能である。

20

#### 【0097】

また、生体物質としてのグルコースをグルコースの光散乱係数に着目して測定する場合、グルコースの光散乱係数は可視光帯域～1000nmの波長の光を用いることで測定することが可能となる。従って、生体内成分を測定するための測定光と、グルコースを測定するための測定光と、を時分割で発光させることで、1つのセンサ131で生体内成分とグルコースとの測定を行うことが可能となる。

#### 【0098】

なお、上記のいずれの場合においても、生体内成分の測定結果を用いて、生体内成分とは異なる生体物質の計測結果の補正を行うことが可能である。

#### 【0099】

また、更に別の変形例として、センサ131として2次元センサを用い、プリズムを利用した分光器を形成することにより、2次元センサの一方の次元で波長帯域を測定し、もう一方の次元で測定位置に伴う変化を測定することも可能となる。従って、皮膚上での1元方向の情報を、体脂肪や真皮層の深さ測定に利用することで、本実施形態に係る機能を実現することも可能となる。

30

#### 【0100】

以上、本実施形態に係る測定装置及び測定方法の変形例について説明した。

#### 【0101】

（ハードウェア構成について）

次に、図10を参照しながら、本開示の実施形態に係る測定装置10のハードウェア構成について、詳細に説明する。図10は、本開示の実施形態に係る測定装置10のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。

40

#### 【0102】

測定装置10は、主に、CPU901と、ROM903と、RAM905と、を備える。また、測定装置10は、更に、ホストバス907、ブリッジ909、外部バス911、インターフェース913、センサ914、入力装置915、出力装置917、ストレージ装置919、ドライブ921、接続ポート923および通信装置925を備える。

#### 【0103】

CPU901は、演算処理装置および制御装置として機能し、ROM903、RAM905、ストレージ装置919、またはリムーバブル記録媒体927に記録された各種プログラムに従って、測定装置10内の動作全般またはその一部を制御する。ROM903は

50



、CPU 901が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM 905は、CPU 901が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらはCPUバス等の内部バスにより構成されるホストバス907により相互に接続されている。

【0104】

ホストバス907は、ブリッジ909を介して、PCI (Peripheral Component Interconnect / Interface) バスなどの外部バス911に接続されている。

【0105】

センサ914は、例えば、ユーザに固有の生体情報、または、かかる生体情報を取得するために用いられる各種情報を検出する検出手段である。このセンサ914として、例えば、CCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の各種の撮像素子を挙げることができる。また、センサ914は、生体部位を撮像するために用いられるレンズ等の光学系や光源等を更に有していてもよい。また、センサ914は、音声等を取得するためのマイクロフォン等であってもよい。なお、センサ914は、上述のもの以外にも、温度計、照度計、湿度計、速度計、加速度計などの様々な測定機器を備えていてもよい。

10

【0106】

入力装置915は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチおよびレバーなどユーザが操作する操作手段である。また、入力装置915は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段（いわゆる、リモコン）であってもよいし、測定装置10の操作に対応した携帯電話やPDA等の外部接続機器929であってもよい。さらに、入力装置915は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、CPU 901に出力する入力制御回路などから構成されている。測定装置10のユーザは、この入力装置915を操作することにより、測定装置10に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

20

【0107】

出力装置917は、取得した情報をユーザに対して視覚的または聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、CRTディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、ELディスプレイ装置およびランプなどの表示装置や、スピーカおよびヘッドホンなどの音声出力装置や、プリンタ装置、携帯電話、ファクシミリなどがある。出力装置917は、例えば、測定装置10が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、測定装置10が行った各種処理により得られた結果を、テキストまたはイメージで表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。

30

【0108】

ストレージ装置919は、測定装置10の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置919は、例えば、HDD (Hard Disk Drive) 等の磁気記憶部デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス、または光磁気記憶デバイス等により構成される。このストレージ装置919は、CPU 901が実行するプログラムや各種データ、および外部から取得した各種データなどを格納する。

40

【0109】

ドライブ921は、記録媒体用リーダライタであり、測定装置10に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ921は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体927に記録されている情報を読み出して、RAM 905に出力する。また、ドライブ921は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体927

50

に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、DVD メディア、HD-DVD メディア、Blu-ray メディア等である。また、リムーバブル記録媒体 927 は、コンパクトフラッシュ（登録商標）（Compact Flash：CF）、フラッシュメモリ、または、SD メモリカード（Secure Digital memory card）等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、非接触型 IC チップを搭載した IC カード（Integrated Circuit card）または電子機器等であってもよい。

#### 【0110】

接続ポート 923 は、機器を測定装置 10 に直接接続するためのポートである。接続ポート 923 の一例として、USB（Universal Serial Bus）ポート、IEEE 1394 ポート、SCSI（Small Computer System Interface）ポート等がある。接続ポート 923 の別の例として、RS-232C ポート、光オーディオ端子、HDMI（High-Definition Multimedia Interface）ポート等がある。この接続ポート 923 に外部接続機器 929 を接続することで、測定装置 10 は、外部接続機器 929 から直接各種データを取得したり、外部接続機器 929 に各種データを提供したりする。

10

#### 【0111】

通信装置 925 は、例えば、通信網 931 に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置 925 は、例えば、有線または無線 LAN（Local Area Network）、Bluetooth（登録商標）、または USB（Wireless USB）用の通信カード等である。また、通信装置 925 は、光通信のルータ、ADSL（Asymmetric Digital Subscriber Line）用のルータ、または、各種通信のモデム等であってもよい。この通信装置 925 は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えば TCP/IP 等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置 925 に接続される通信網 931 は、有線または無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内 LAN、赤外線通信、ラジオ波通信または衛星通信等であってもよい。

20

#### 【0112】

以上、本開示の実施形態に係る測定装置 10 の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。

30

#### 【0113】

また、本開示の実施形態に係る生体物質計測装置 20 のハードウェア構成は、本開示の実施形態に係る測定装置 10 のハードウェア構成と同様の構成を有しており、同様の効果を奏するものであるため、以下では詳細な説明は省略する。

#### 【0114】

（まとめ）

40

以上説明したように、本開示の実施形態に係る測定装置及び測定方法によれば、生体内を光が透過する際に阻害要因となる生体内成分等を正確に測定することが可能となる。これにより、被測定者及び測定部位に由来する光伝搬の散乱、減衰の特性（例えば、メラニン、血液量、脂肪厚、真皮層厚等による光学的な変化）をモデル化することができる。

#### 【0115】

また、得られた測定結果を、他の非侵襲光学計測に利用することで、光学モデル（例えば、皮膚構造モデル）の変動を推定することが可能となり、他の非侵襲光学測定において目的とする物質からセンサに到達する光量を適切に補正することができる。その結果、他の非侵襲光学測定において実施される多変量解析の精度劣化を改善できるとともに、採血等の他の手段による測定装置のキャリブレーションが不要となる。

50

## 【 0 1 1 6 】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

## 【 0 1 1 7 】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

## ( 1 )

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、  
を備える、測定装置。

## ( 2 )

前記解析部は、前記生体の皮下組織をモデル化し、前記検出結果を着目する前記生体内成分による吸収の線形和として解析することで、前記生体内成分の成分量を算出する、( 1 )に記載の測定装置。

## ( 3 )

前記検出部は、複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、前記生体を透過した測定光を検出する、( 1 )又は( 2 )に記載の測定装置。

## ( 4 )

前記光源は、互いに異なる波長を有する複数種類の前記測定光を時分割で前記生体に射出する、( 1 ) ~ ( 3 )の何れか 1 つに記載の測定装置。

## ( 5 )

前記解析部は、前記生体内成分として、メラニン、血中成分又は水分の少なくとも何れかの成分量を算出する、( 1 ) ~ ( 4 )の何れか 1 つに記載の測定装置。

## ( 6 )

前記解析部は、血液量、脂肪厚又は真皮層厚の少なくとも何れかを更に算出する、( 5 )に記載の測定装置。

## ( 7 )

前記測定装置は、前記生体に含まれる物質を計測する生体物質計測装置を更に備え、

前記生体物質計測装置又は前記解析部は、前記生体物質計測装置における計測結果を、前記生体内成分の成分量を利用して補正する、( 1 ) ~ ( 6 )の何れか 1 つに記載の測定装置。

## ( 8 )

前記生体物質計測装置又は前記解析部は、前記生体物質計測装置における計測処理毎に補正処理を実施する、( 7 )に記載の測定装置。

## ( 9 )

前記生体物質計測装置は、前記測定装置と一体に形成されている、( 7 )又は( 8 )に記載の測定装置。

## ( 1 0 )

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出することと、

前記生体を透過した前記測定光を、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設された検出ユニットで検出することと、

検出された検出結果を利用し、前記測定光の光源からの光学的距離に応じて減衰した光

10

20

30

40

50

量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析することと、  
を含む、測定方法。

( 1 1 )

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器を制御可能なコンピュータに、

前記光源及び前記検出部を制御する制御機能と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析機能と、  
を実現させるためのプログラム。

10

( 1 2 )

生体内に存在する生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器を制御可能なコンピュータに、

前記光源及び前記検出部を制御する制御機能と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析機能と、  
を実現させるためのプログラムが記録された記録媒体。

20

( 1 3 )

生体に含まれる計測対象物質を計測する生体物質計測装置と、

前記生体内に存在する前記計測対象物質とは異なる生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、  
を備える、測定装置。

30

( 1 4 )

生体に含まれる計測対象物質を計測する生体物質計測装置と、

前記生体内に存在する前記計測対象物質とは異なる生体内成分を測定するために用いられ、所定の波長帯域に属する測定光を、前記生体に向かって射出する光源と、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、前記光源からの光学的距離に応じて減衰した光量に基づいて前記生体内成分の成分量を解析する解析部と、  
を備え、

前記生体物質計測装置又は前記解析部は、前記生体物質計測装置における計測結果を、前記生体内成分の成分量を利用して補正する、測定装置。

40

【符号の説明】

【 0 1 1 8 】

1 0 測定装置 ( 補正データ測定装置 )

2 0 生体物質計測装置

1 0 1 測定部

1 0 3 制御部

1 0 5 解析部

1 0 7 記憶部

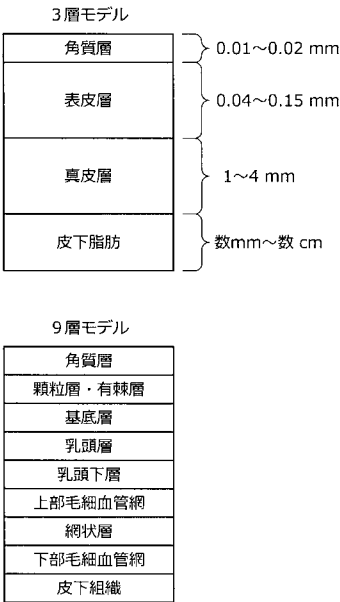
1 1 1 光源

1 2 1 透明基板

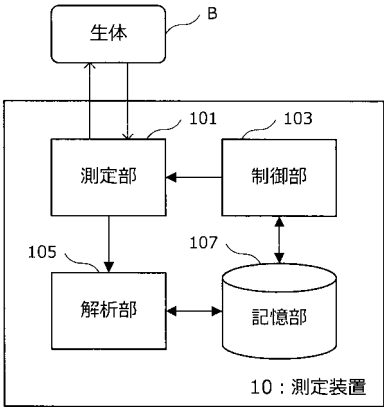
50

- 1 2 3 第 1 遮 光 体
- 1 2 5 マイクロレンズアレイ
- 1 2 7 マイクロレンズ
- 1 2 9 第 2 遮 光 体
- 1 3 1 センサ
- 2 0 1 光 源
- 2 0 3 センサ

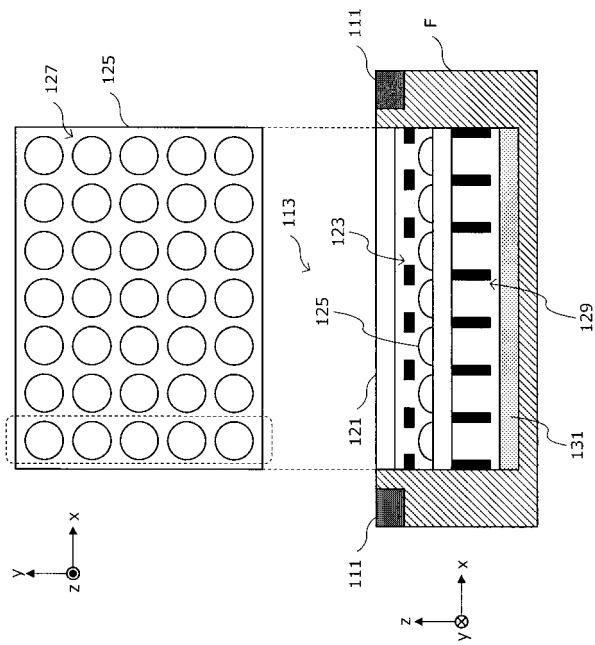
【 図 1 】



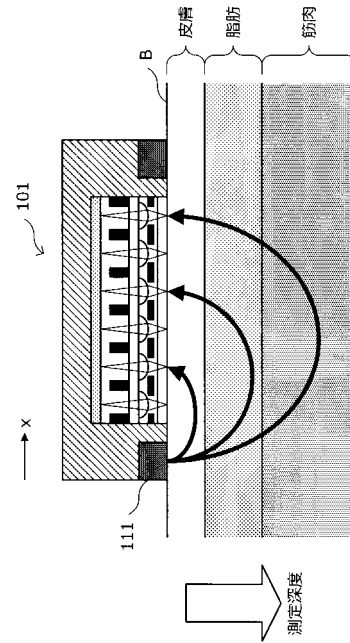
【 図 2 】



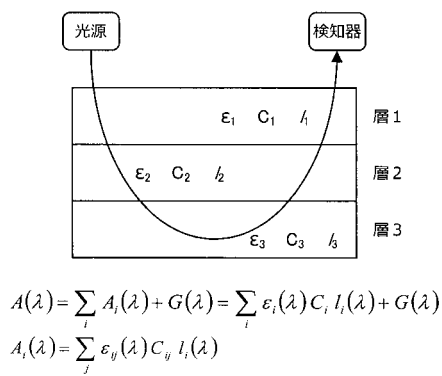
【図 3】



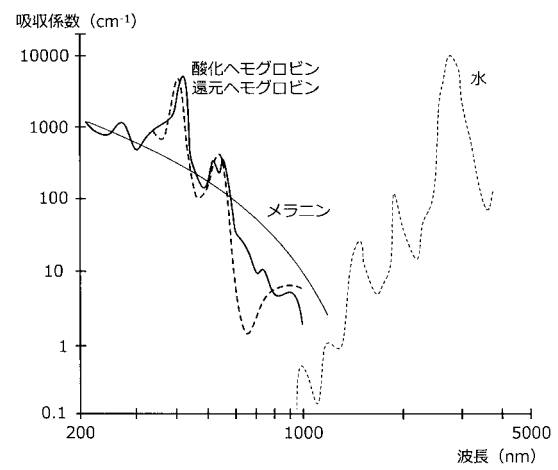
【図 4】



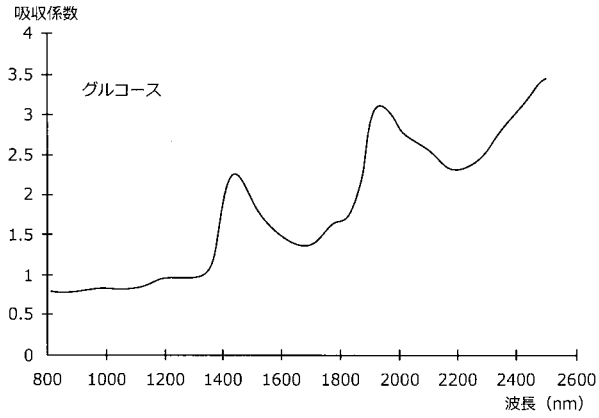
【図 5】



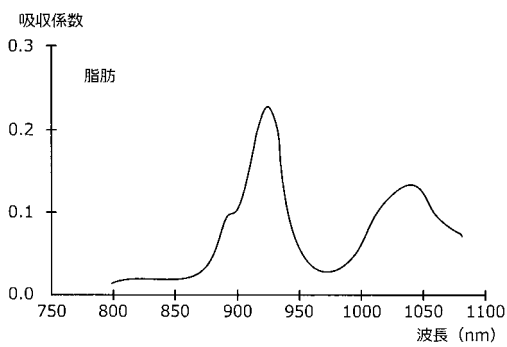
【図 6 A】



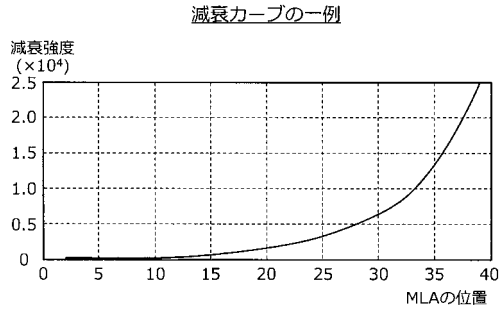
【図 6 B】



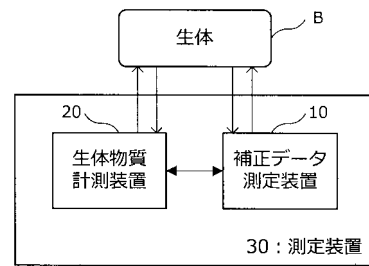
【図 6 C】



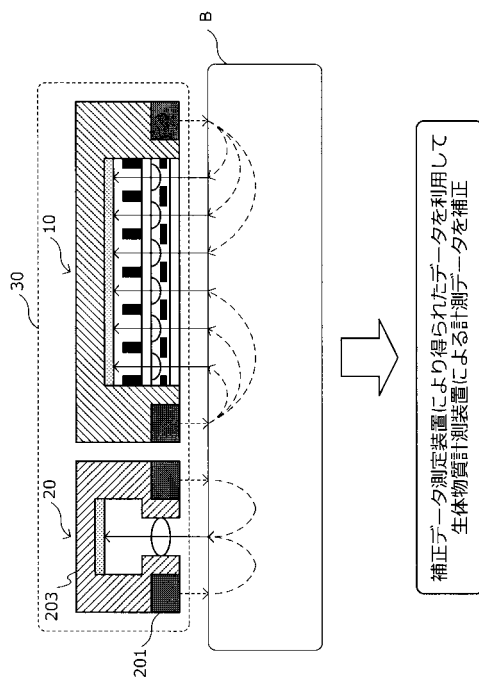
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【図 10】

