

(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2015-24065

(P2015-24065A)

(43) 公開日 平成27年2月5日(2015.2.5)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 N	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 M	
	A 6 1 B 5/00 1 O 1 E	

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願2013-156229 (P2013-156229)
 (22) 出願日 平成25年7月29日 (2013.7.29)

(71) 出願人 509085537
 ルーセット・ストラテジー株式会社
 埼玉県飯能市大字岩沢443番地10
 (71) 出願人 399006700
 根本 鉄
 石川県金沢市泉野町6-14-16
 (72) 発明者 福岡 正和
 埼玉県飯能市岩沢443-10
 Fターム(参考) 4C117 XA02 XB01 XB13 XD05 XE06
 XE23

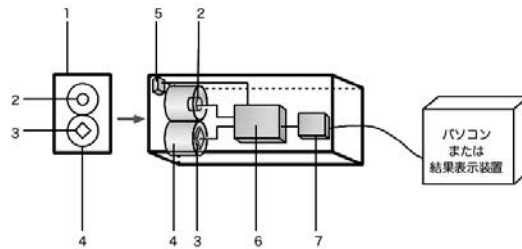
(54) 【発明の名称】 皮膚水分蒸散量測定および皮膚バリア機能評価のための装置

(57) 【要約】

【課題】従来の水分蒸散（不感蒸泄）計が解決できなかった点、即ち、（1）気温や体温が高く発汗の懸念がある状況において、発汗を抑制して不感蒸泄を測定すること、および、（2）外気湿度や体温の影響を補正することで皮膚バリア機能の評価を行なうこと、が課題である。

【解決手段】発汗は体温（皮膚温）を下げるために起こる現象であるから、あらかじめ皮膚を冷却すれば発汗に阻害されることなく不感蒸泄を測定できる。即ち、皮膚に接触する面に冷却板や冷却装置を配置することで、水分蒸散を測定する数十秒の間、皮膚を環境温度より低く保てばよい。このようにして得た不感蒸泄量に加え、皮膚表面温度および環境温度・湿度を測り、皮膚の水分透過に対する抵抗のモデルを構築すると、皮膚という湿度100%の仮想的水源から外部環境へ拡散する水分の速度に比例する量、即ちバリア指標が得られる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

プローブ先端に熱伝導度の高い金属等の冷却板を取付けたり、あるいは必要に応じてサーモジュール等の冷却装置を用いて、測定直前に皮膚を冷却することで一時的に発汗を抑制してから皮膚水分蒸散（不感蒸泄）量を測定する装置。

【請求項 2】

皮膚からの水分蒸散量と同時に、皮膚温度を非接触的に測定し、皮膚内に湿度 100% の仮想的な供給源を考え、ここから皮膚外までの水分拡散に基づいて皮膚透過係数を求め、透過抵抗、即ち単位長さ当たりには要する移動時間（例えば秒/センチメートル等の単位）で表示する装置。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は皮膚からの水分蒸散量を測定し、それを基に皮膚のバリア（保護）機能を評価する装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

人の皮膚からは、高温時に起こる発汗とは別に、常に水蒸気が発散しており（不感蒸泄または不感蒸散）、例えば肌荒れを起こした状態において蒸散量は増える。よって、従来、蒸散量は皮膚バリア（保護）機能、あるいは皮膚の健全度の指標として用いられてきた。

20

【0003】

従来、皮膚からの水分蒸散を計る方法として、（1）皮膚に接触させた両端開放円筒の中に 1 個ないし 2 個の湿度センサを取付け、通過する水蒸気流を測定する方法、（2）皮膚に接触させたカップ内に湿度センサを設置し、カップ開放側を皮膚に接触させ、カップ内水分貯留の速さから求める方法、（3）乾燥空気を皮膚に吹き付け、吹き付ける前後の空気湿度差から求める方法、などがあり、既に市販されている。

【0004】

しかし、これらのどの方法でも、環境温度が高い時や体温の高い状態では発汗が起こるので、不感蒸泄のみの水分蒸散量は測定できず、従って皮膚の健全度も判断できない。

30

【0005】

通常の研究では、不感蒸泄や皮膚バリア能力の測定は、25℃以下の恒温室内で行なうが、しかし、これでは本測定の応用場面、例えば医療現場やスキンケア化粧品販売店頭などにおいて不都合である。

【0006】

不感蒸泄が自然な水分拡散に依存して常に見られるのに対し、発汗は神経の作用により皮下の血管の開閉や筋肉の緊張弛緩によって調節されている。

【0007】

従って、発汗を制止し不感蒸泄のみ測定するには、一時的に神経の作用を利用することが考えられる。

40

【0008】

一方、上記の方法によって水分蒸散量を測定できても、それをもって皮膚バリア機能とすることはできない。なぜなら、水分の蒸散は純粋に自然拡散に依存するので、同じバリア状態でも、外部の湿度が高ければ蒸散量は少なく、体温が高ければ増大するからである。即ち、得られた水分蒸散量を、環境湿度や体温で補正する必要がある。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0009】**

従来の皮膚水分蒸散測定方法では解決できなかった、（1）気温や体温が高く発汗の可能性のある状況下での測定、および、（2）外気湿度や体温の影響を補正することで皮膚

50

バリア機能の評価を行なうこと、が課題である。

【課題を解決するための手段】

【0010】

体温が健常な状態の場合、通常のは発汗は環境温度が約32℃以上に上昇したときに現れ、この時の気化熱によって皮膚温(体温)を下げる働きがある。逆に、皮膚を冷却すると、皮下の血管の収縮や筋肉の収縮(いわゆる鳥肌)によって発汗は起こらない。

【0011】

即ち、水分蒸散を測定する数十秒間の間、皮膚温を低く保てば、発汗が抑制され、不感蒸泄のみを検知できる。

【0012】

それを達成するために、従来のは水分蒸散量測定装置の皮膚接触面に冷却板を設置することが考えられる。

【0013】

上記の課題(2)に対しては、水分蒸散量とは別に環境湿度と皮膚温度を測定し、皮膚という湿度100%の仮想的な水源から外部環境へ拡散する水分の速度に比例する量をバリア指標としたモデルを構築し、推定計算で求める。そのために従来のは水分蒸散計に対し、非接触赤外温度センサを追加搭載する。

【発明の効果】

【0014】

上記の課題を解決することにより、水分蒸散(不感蒸泄)計測において発汗による誤差の懸念を常に払拭でき、さらに単なる水分測定に終わらず、皮膚医療や化粧品コンサルティング場面で実用的な、皮膚の健康度という視点のデータ(バリア機能)を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は測定装置の構成を示したものである。

【図2】図2は上記装置を皮膚面に当てた場合の信号処理の流れを示したものである。

【図3】図3は顔の皮膚における実測例である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図1に示すように、数十秒間の測定中、発汗を抑制するための冷却板を皮膚接触面に取り付ける。装置を皮膚に当てた瞬間の冷感によって発汗を抑制できる。

【0017】

また、皮膚表面温度を測定するための非接触赤外温度センサを取り付ける。

【0018】

温湿度センサ、非接触赤外温度センサからのデータの取り込み、冷却温度制御、水分蒸散量と皮膚バリア指標の計算、さらに外部表示器やパソコンとの通信のために、マイクロコンピュータを搭載する。

【実施例】

【0019】

図1は目的達成のために最低限必要な機能モジュールの構成を示したものである。

【0020】

冷却板1は、単にアルミニウム等の熱伝導性の良好な金属板でも良いし、さらにサーモモジュール等の冷却器2を裏面に付加することで低温を維持しても良い。

【0021】

冷却板1は一時的に皮膚の冷感を刺激し、発汗を抑制することが目的であるから、放熱性が高いことが求められる。

【0022】

冷却板1を積極的に冷却する場合、その温度は生理学で発汗開始とされる32℃以下を目安にする。実用的には、環境温度より2~4℃ほど低ければ十分に冷感を刺激でき、一

10

20

30

40

50

時的に汗腺活動を抑制できる。

【 0 0 2 3 】

水分蒸散量（ W とする）は従来通り、蒸気貯留カップ 4 内の湿度上昇曲線から求める。

【 0 0 2 4 】

皮膚のバリア指標は、皮膚側に湿度 100% の水分貯留を想定し、そこから外気までの水分拡散に対して抵抗となる係数をもって定義する。即ち、皮膚側仮想水分貯留の絶対湿度を H_w 、大気側を H_a とすると、水分移動量、即ち蒸散量 W は両者の差に比例し、両者間の距離 L に反比例するので、 $W = D \times (H_w - H_a) / L$ で表される。 D は水の拡散係数である。また、 H_w は非接触赤外温度センサで得た皮膚温度から計算する。

【 0 0 2 5 】

距離 L は皮膚の厚みと言えるが、実際には測定し難いので、バリア指標を $P = L / D$ で表し、 $P = (H_w - H_a) / W$ で求める。

【 0 0 2 6 】

図 2 は実際の装置における信号の流れを示す。図中の「演算」は装置内のマイコンで行なうか、あるいは外部に接続されたパソコン等の処理装置で行なってもよい。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、図 1、2 に基づいて試作した装置を用いて、顔の皮膚面にて測定したデータ例である。図中の矢印の示す点で装置が皮膚に接触し、測定開始となっている。

【 0 0 2 8 】

なお、非接触赤外温度センサ 2 や水蒸気貯留カップ 4 の存在する測定部位（両者とも直径 8 mm）は冷却できないので、皮膚温度測定値は周辺冷却部位より高い。図 3 のデータが示すように、周辺の影響を受けて次第に低下する程度である。しかし、神経系による汗腺の制御機能は広い面積を同時に統括するので、周辺の冷却によって中心測定部の汗腺活動も抑制される。

【 0 0 2 9 】

図 1 における水蒸気貯留カップ 4 内の湿度は図 3 の 8 で示す曲線状に上昇し、これより水分蒸散量が求まる（10）。

【 0 0 3 0 】

さらに皮膚表面温度からより、上述の考え方にに基づき、バリア指標が求まる（11）。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 3 1 】

スキンケア化粧品の販売においては、まず肌状態を見極めることが、店員、美容部員の重要な技術になっている。本装置はこれを客観的データで支援できる有用な道具である。

【 0 0 3 2 】

医療においては、アトピーの状態把握、皮膚移植後や外傷の治癒経過の把握に役立つ。

【符号の説明】

【 0 0 3 3 】

- 1 冷却板
- 2 非接触赤外温度センサ
- 3 温湿度センサ
- 4 水蒸気貯留カップ
- 5 冷却器
- 6 マイコン
- 7 外部機器インターフェイス
- 8 皮膚実測定における水蒸気貯留カップ内部の湿度上昇曲線
- 9 皮膚実測定における皮膚表面温度変化
- 10 水分蒸散量計算結果
- 11 バリア指標計算結果

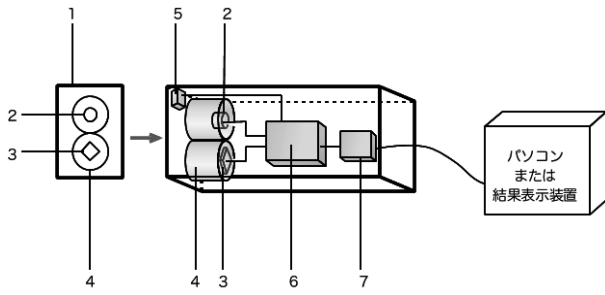
10

20

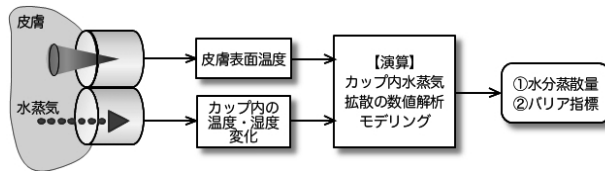
30

40

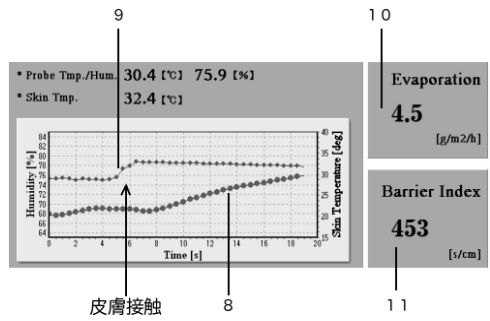
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



专利名称(译)	用于测量皮肤水分蒸腾和皮肤屏障功能评估的装置		
公开(公告)号	JP2015024065A	公开(公告)日	2015-02-05
申请号	JP2013156229	申请日	2013-07-29
[标]申请(专利权)人(译)	卢定战略 根本 鉄		
申请(专利权)人(译)	卢定战略，公司 根本 鉄		
[标]发明人	福岡正和		
发明人	福岡 正和		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/01		
FI分类号	A61B5/00.N A61B5/00.M A61B5/00.101.E A61B5/01.100		
F-TERM分类号	4C117/XA02 4C117/XB01 4C117/XB13 4C117/XD05 4C117/XE06 4C117/XE23		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在无法解决传统的水蒸腾（不灵敏蒸发）计的情况下，即（1）在温度和体温较高且担心出汗的情况下，通过抑制出汗来测量不敏感性。，以及（2）任务是通过校正外部空气湿度和体温的影响来评估皮肤屏障功能。 SOLUTION：由于出汗是为了降低体温（皮肤温度）而发生的现象，因此，如果预先冷却皮肤，则可以测量不敏感度，而不会受到出汗的影响。 即，通过在与皮肤接触的表面上放置冷却板或冷却装置，可以将皮肤在低于环境温度的温度下保持几十秒以测量水的蒸发。通过测量皮肤表面温度和环境温度/湿度，以及以此方式获得的不敏感的蒸发量，并构建抗皮肤水分渗透的模型，从100%皮肤湿度的虚拟水源扩散到外部环境 获得与含水率成比例的量，即阻挡指数。 [选型图]图1

