



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101169401 B

(45) 授权公告日 2012.01.04

(21) 申请号 200610142896.2

GB 1374576 A, 1974.11.20, 全文.

(22) 申请日 2006.10.27

CN 1441251 A, 2003.09.10, 全文.

(73) 专利权人 香港理工大学

李毅. 纺织品热湿舒适性能测试方法

地址 中国香港九龙红磡

研究.《纺织学报》.1984, 第5卷(第12期), 709-713.

(72) 发明人 李毅 胡军岩 王树晓 杨国荣

审查员 张羽毳

毛永范

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限

公司 72003

代理人 王玉双

(51) Int. Cl.

G01N 33/36 (2006.01)

G01N 21/00 (2006.01)

G01N 25/20 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 6-174717 A, 1994.06.24, 全文.

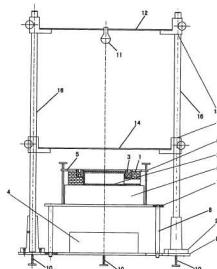
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 25 页

(54) 发明名称

织物动态热湿传递特性的测量设备

(57) 摘要

本发明提供一种织物动态热湿传递特性的测量设备，包括：仿生学皮肤模型构件、至少一组第二传感器以及数据采集及控制装置。仿生学皮肤模型构件包括：保温器；容置在保温器内且顶部敞开的排汗容器；上盖，其设置有多个通孔、且置于在排汗容器的敞开的上部并由保温器支撑；仿生皮肤层，其放置在该上盖的上表面上、可与待测织物样本相接触的、由液体可以透过的并且可以在其上表面进行扩散的材料构成；设置在仿生皮肤层内的至少一组第一传感器；以及设置在排汗容器的周围的加热装置。所述第二传感器设置在待测织物样本与环境接触的表面和/或待测织物样本与仿生皮肤层之间。数据采集及控制装置与所述第一传感器、所述第二传感器及加热装置相连。



1. 一种织物动态热湿传递特性的测量设备，包括：

仿生学皮肤模型构件，其包括：

保温器；

排汗容器，其容置在该保温器内，且其顶部敞开；

上盖，其设置在该排汗容器的敞开的上部，并由该保温器支撑，该上盖设置有多个通孔；

仿生皮肤层，其放置在该上盖的上表面上，该仿生皮肤层与放置其上的待测织物样本相接触，该仿生皮肤层由液体可以透过并且可以在其上表面进行扩散的材料构成；

至少一组第一传感器，其设置在该仿生皮肤层内，以感测仿生皮肤层的温度；以及

加热装置，其设置在该排汗容器的周围，以控制该仿生皮肤层的温度；

至少一组第二传感器，其设置在该待测织物样本与环境接触的表面和 / 或该待测织物样本与仿生皮肤层之间；以及

数据采集及控制装置，其与所述的至少一组第一传感器、至少一组第二传感器及加热装置相连，以获得织物动态热湿传递特性；

所述至少一组第二传感器各包括至少一个温度传感器、至少一个湿度传感器以及至少一个热流传感器。

2. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，该上盖为一平板。

3. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，该上盖为在其外周附近处设有上凹槽的平板，该上凹槽从该上盖的上表面向下凹入。

4. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，该上盖为在其外周边附处设有上凹槽和下凹槽的平板，该上凹槽从该上盖的上表面向下凹入，该下凹槽从该上盖的下表面上向上凹入。

5. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，还包括供液装置，所述供液装置与排汗容器相连。

6. 如权利要求 5 所述的测量设备，其特征在于，还包括泵，其设置在该供液装置与排汗容器之间，并与数据采集及控制装置相连，以模拟人体心脏的工作。

7. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，该仿生皮肤层为可透过液体的至少一层合成液态水管理织物层。

8. 如权利要求 7 所述的测量设备，其特征在于，所述的至少一层合成液态水管理织物层为两层及以上层；所述第一组传感器设置在所述两层及以上层的合成液态水管理织物层中接近待测织物样本的第一层和第二层之间。

9. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，所述至少一组第一传感器为温度传感器。

10. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，该测量设备还包括电子天平，在该电子天平上放置有该仿生学皮肤模型构件，该电子天平与数据采集和控制装置相连。

11. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，该测量设备还包括测量板，该测量板设置在仿生学皮肤模型构件上，该待测织物样本置于该测量板上，该测量工作板中央部分设有贯通孔，以使所述待测织物样本覆盖在该贯通孔上并与该仿生皮肤层相接触。

12. 如权利要求 1 所述的测量设备，其特征在于，该测量设备还包括支撑该仿生学皮肤

模型构件的工作台支撑部，该工作台支撑部包括支撑台和多个螺栓，所述螺栓设置于该支撑台的下方并与其螺纹连接，所述螺栓在竖直方向上可螺纹运动来精确调整该支撑台的水平。

13. 如权利要求 12 所述的测量设备，其特征在于，该测量设备还包括底部支撑结构，其包括底部支撑台以及设置于该底部支撑台的下方并与其螺纹连接的多个水平调整螺钉，该底部支撑台通过所述多个螺栓与该工作台支撑部连接。

14. 如权利要求 13 所述的测量设备，其特征在于，该测量设备还包括红外线控制装置，其包括红外线发射装置、红外线发射装置悬挂板、红外线发射装置悬挂板支撑台、红外线传感器板、红外线传感器板支撑台以及多个固定柱，该红外线发射装置悬挂在该红外线发射装置悬挂板上以照射该待测织物样本，该红外线发射装置悬挂板由该红外线发射装置悬挂板支撑台来支撑，该红外线传感器板由红外线传感器板支撑台来支撑，所述红外线发射装置悬挂板支撑台和所述红外线传感器板支撑台以滑动的方式固定在所述固定柱上，所述固定柱固定地连接于该底部支撑台。

织物动态热湿传递特性的测量设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种织物动态热湿传递特性的测量设备，尤其涉及一种用于测量在不可感觉的排汗到液体排汗的范围内所进行的动态或静态排汗时的织物动态热湿传递特性的测量设备。

背景技术

[0002] 服装动态热湿传递特性在现代市场上正扮演着越来越重要的角色，并显著影响着服装制造企业的竞争力。同时，服装热湿舒适性感觉及着装后的整体舒适性感觉则是十分复杂的主观感觉，这种感觉与织物、气候、生理以及心里等因素之间的相互作用有关。先有研究已经表明，人体着装总体舒适感觉与面料的热湿舒适性，触觉舒适性及压力舒适性密切相关。其中热湿舒适感觉对服装整体舒适性影响巨大，大约解释了 40% 的服装整体舒适感觉。经过检索发现缺乏一种装置 / 方法用客观方法评估服装在人体多种不同运动强度下热湿在面料中传递特性，尤其是在动态排汗条件下描述纺织物的动态热湿传递特性。

[0003] 根据生理学的研究结果，皮肤是具有多层组织结构的人体器官，也即所述的多层组织结构，具有许多与保持人体温度以及采集感觉信息相关的专门细胞。排汗对于体温调节是相当重要的，其包括两种类型：一种是无法感觉到的排汗（非显性出汗），另一种是能感觉到的排汗（显性出汗）。非显性出汗是不受人体生理调节机制的控制，而显性出汗则是用于调节体温，其出汗量受体温的变化所控制。

[0004] 在神经生理学方面，皮肤中存在着三个主要类型的感受器 (sensoryreceptor)：温度感受器 (thermoreceptor)、机械性刺激感受器 (mechanoreceptor) 以及损伤感受器 (nociceptor)，它们分别负责温度、压力，触觉和痛觉的感受器。这导致人体具有可以从皮肤获得的三个主要的感觉尺度 (sensorydimension)。

[0005] 服装热湿舒适的感受可能涉及来自五种感觉（即看、听、闻、品及触）的多种感受通道，但是主要与皮肤的感觉系统有关。在心理学方面，更广泛的研究已经展开并提供了一系列方法来定量测量心理感觉 (psychologyperception) 的强度。

[0006] 目前，在服装动态热湿传递特性客观测量的领域已有较多的研究。一些诸如排汗 / 温度人体模型、排汗筒体以及排汗 / 热板等之类的装置已应用于服装动态热湿传递特性的测量。但是这些装置没有一个可用于在不可感觉的排汗到液体排汗的范围内所进行的动态排汗下的传热和传湿性能的测量。

[0007] 美国专利 5,749,259 记载了用于模拟人体皮肤的温度条件反应的装置以用于预测织物动态热湿传递特性的相关方法。其控制原理是恒能流输入和恒定出汗量，用于检测面料在一个给定的运动状态下，达到稳态后面料的热湿传递特征。但是根据生理学原理，人是一恒温动物，需要维持其体温在 37°C 左右。如果在运动中随着人体的新陈代谢量的增强，核心温度与表皮温度的差异就加大，散热的需求也提高。达到一定程度后人体就需要通过出汗来带走体内的热量。所以真实的人体出汗量是随时在变化的。故该专利的方法不能用于测量动态的瞬间人体温度调节，尤其不能确定从非显性出汗到显性出汗之间的织物热湿

传递性能。

发明内容

[0008] 因此，本发明所要解决的技术问题是提供一种织物动态热湿传递特性的测量设备，尤其涉及一种用于测量在非显性排汗到显性排汗的范围内所进行的动态或静态排汗时的织物热湿传递特性的测量设备。

[0009] 根据本发明的方案，提供一种织物热湿传递特性的测量设备，其包括仿生学皮肤模型构件、至少一组第二传感器以及数据采集及控制装置。其中该仿生学皮肤模型构件包括：保温器；排汗容器，其容置在该保温器内，且其顶部敞开；上盖，其设置在该排汗容器的敞开的上部，并由该保温器支撑，该上盖设置有多个通孔；仿生皮肤层，其放置在该上盖的上表面上，该仿生皮肤层与放置其上的待测织物样本相接触，该仿生皮肤层由液体可以透过并且可以在其上表面进行扩散的材料构成；至少一组第一传感器，其设置在该仿生皮肤层内，以感测仿生皮肤层的温度与湿度；以及加热装置，其设置在该排汗容器的周围，以控制该仿生皮肤层的温度。所述至少一组第二传感器设置在该待测织物样本与环境接触的表面和/或该待测织物样本与仿生皮肤层之间。所述数据采集及控制装置与所述的至少一组第一传感器、至少一组第二传感器及加热装置相连，以获得织物动态热湿传递特性。

[0010] 根据本发明的一个优选实施方案，该上盖可为一平板。

[0011] 根据本发明的另一优选实施方案，该上盖可为在其外周附近处设有上凹槽的平板，该上凹槽从该上盖的上表面向下凹入。该上凹槽的设置目的在于当出大汗时，无法被面料或皮肤保持的液态水可以流入其中。

[0012] 根据本发明的再一优选实施方案，该上盖可为在其外周边附处设有上凹槽和下凹槽的平板，该上凹槽从该上盖的上表面向下凹入，该下凹槽从该上盖的下表面向上凹入。该下凹槽可以用于放置独立的加热装置与温度检测传感器，使该上盖的温度与仿生皮肤表面的温度一致，从而使得仿生皮肤表面的热流只能在垂直方向上传递，而不能在水平方向上传递。

[0013] 根据本发明的上述优选实施方案，所述多个通孔沿着将该上盖的圆周等分的半径以相同径向跨度均匀布置，或者所述多个通孔沿着将该上盖的纵向和横向等分的均匀间距布置，或者所述多个通孔沿着将该上盖的纵向以一间距等分且将该上盖的横向以另一间距等分地布置。根据本发明的又一优选实施方案，该设备还可包括供液装置，所述供液装置与排汗容器相连。根据本发明的又一优选实施方案，该设备还可包括泵，其设置在该供液装置与排汗容器之间，并与数据采集及控制装置相连，以模拟人体心脏的工作。

[0014] 根据本发明的另外的优选实施方案，该测量设备还包括电子天平，在该电子天平上放置有该仿生学皮肤模型构件，该电子天平与数据采集和控制装置相连。

[0015] 根据本发明的进一步的优选实施方案，该测量设备还包括测量板，该测量板设置在仿生学皮肤模型构件上，该待测织物样本置于该测量板上，该测量工作板中央部分设有贯通孔，以使所述待测织物样本覆盖在该贯通孔上并与该仿生皮肤层相接触。

[0016] 根据本发明的再进一步的优选实施方案，该测量设备还包括支撑该仿生学皮肤模型构件的工作台支撑部，该工作台支撑部包括支撑台和多个螺栓，所述螺栓设置于该支撑台的下方并与其螺纹连接，所述螺栓在竖直方向上可螺纹运动来精确调整该支撑台的水

平。

[0017] 根据本发明的又进一步的优选实施方案，该测量设备还包括底部支撑结构，其包括底部支撑台以及设置于该底部支撑台的下方并与其螺纹连接的多个水平调整螺钉，该底部支撑台通过所述多个螺栓与该工作台支撑部连接。

[0018] 根据本发明的又进一步的优选实施方案，该测量设备还包括红外线控制装置，其包括红外线发射装置、红外线发射装置悬挂板、红外线发射装置悬挂板支撑台、红外线传感器板、红外线传感器板支撑台以及多个固定柱，该红外线发射装置悬挂在该红外线发射装置悬挂板上以照射该待测织物样本，该红外线发射装置悬挂板由该红外线发射装置悬挂板支撑台来支撑，该红外线传感器板由红外线传感器板支撑台来支撑，所述红外线发射装置悬挂板支撑台和所述红外线传感器板支撑台以滑动的方式固定在所述固定柱上，所述固定柱固定地连接于该底部支撑台。

[0019] 根据本发明的上述所有的优选实施方案，该仿生皮肤层为可透过液体的至少一层为液态水管理织物层。

[0020] 根据本发明的上述所有的优选实施方案，所述的至少一层液态水管理织物层为两层及以上层；所述第一组传感器设置于所述两层及以上层的液态水管理织物层中接近待测织物样本的第一层和第二层之间。

[0021] 根据本发明的上述所有的优选实施方案，所述至少一组第一传感器为温度传感器。

[0022] 根据本发明的上述所有的优选实施方案，所述至少一组第二传感器各包括至少一个温度传感器、至少一个湿度传感器以及至少一个热流传感器。

[0023] 根据本发明的测量设备，可测量从非显性排汗到显性排汗过程中的织物传热和传湿性能，同时也能在服装充分湿润并停止排汗后，测量面料在干燥过程中热湿传递的特性。同时也确定一系列测量织物的热湿传递特性。

附图说明

[0024] 图 1 是根据本发明的测量设备的结构示意图；

[0025] 图 2 是仿生学皮肤模型构件的结构示意图；

[0026] 图 3 是示出了仿生学皮肤模型构件的上盖的详细结构的俯视图和剖面图；

[0027] 图 4 是示出根据本发明一实施例的测量设备所采用的测量板的示意图；

[0028] 图 5 是示出了仿生皮肤层上表面的测量结果；

[0029] 图 6 是示出了紧贴仿生皮肤层的织物样本的底表面的测量结果；

[0030] 图 7 是与环境接触的织物上表面的测量结果；

[0031] 图 8 是采用纳米材料处理的纯棉斜纹织物的典型测量结果；

[0032] 图 9 至图 13 分别为第一阶段中的指标 PSI_{ss}^{1} 、 $TCINT_{ss}^{1}$ 、 $RHINT_{fsb}^{1}$ 、 $TCRM_{fsb}^{1}$ 和 $TCRM_{fsu}^{1}$ 的变化情况；

[0033] 图 14 示出了在第二阶段中的指标 THR_{fsb}^{12} 的变化情况；

[0034] 图 15 和图 16 示出了在第三阶段中的指标 THR_{fab}^{23} 和 HA_{fsu}^{23} 的变化情况；

[0035] 图 17 至图 20 分别示出了在第四阶段中的指标 PSI_{ss}^{34} 、 $TCRM_{fsb}^{34}$ 、 $TCINT_{fsb}^{34}$ 和 $TCINT_{fsu}^{34}$ 的变化情况；

[0036] 图 21 至图 23 分别示出了在第五阶段中的指标 THR_{fab}^{45} 、 HA_{fsb}^{45} 以及 HA_{fsu}^{45} 的变化情况 ; 以及

[0037] 图 24 和图 25 分别示出了在第六阶段中的指标 HA_{fsb}^{56} 和 THR_{fab}^{56} 的变化情况。

[0038] 其中, 附图标记说明如下 :

[0039]	1 保温器	2 排汗容器
[0040]	3 上盖	31 通孔
[0041]	32 上凹槽	33 下凹槽
[0042]	4 贮液器	5 测量板
[0043]	51 贯通孔	6 电子天平
[0044]	7 支撑台	8 螺栓
[0045]	9 底部支撑台	10 水平调整螺钉
[0046]	11 红外线发射装置	12 红外线发射装置悬挂板
[0047]	13 红外线发射装置悬挂板支撑台	14 红外线传感器板
[0048]	15 红外线传感器板支撑台	16 固定柱

具体实施方式

[0049] 下面结合附图来详细说明本发明的实施例。

[0050] 第一部分 : 测量设备的构造

[0051] 图 1 是仅示出了根据本发明某一实施例的测量设备的结构示意图 ; 图 2 是仿生学皮肤模型构件的结构示意图 ; 图 3 是示出了仿生学皮肤模型构件的上盖的详细结构的俯视图和剖面图 ;

[0052] 根据本发明第一实施例的测量织物动态热湿传递特性的测量设备, 其包括仿生学皮肤模型构件、至少一组第二传感器 (图未示出)、以及数据采集及控制装置 (图未示出)。

[0053] 其中如图 2 和图 3 所示, 该仿生学皮肤模型构件包括 : 保温器 1 ; 排汗容器 2, 被置于保温器 1 内, 且其顶部敞开 ; 上盖 3, 其设置在该排汗容器 2 的敞开的上部, 并由该保温器 1 支撑, 该上盖设置有多个通孔 31 ; 仿生皮肤层 (图未示出), 其放置在该上盖 3 的上表面上, 该仿生皮肤层与放置其上的待测织物样本 (图未示出) 相接触, 该仿生皮肤层由液体可以透过并能在其上表面快速扩散的材料构成 ; 至少一组第一传感器 (图未示出), 其设置在该仿生皮肤层内, 以感测仿生皮肤层的温度 ; 以及加热装置 (图未示出), 其设置在该排汗容器 2 的周围, 以控制该仿生皮肤层的温度。在该仿生学皮肤模型构件中, 该保温 1 与所述加热装置一起控制该排汗容器 2 内的液体的温度, 进而使该仿生皮肤层的上表面温度保持在一定温度下。

[0054] 所述至少一组第二传感器设置在该待测织物样本与环境接触的表面和 / 或该待测织物样本与仿生皮肤层之间。

[0055] 所述数据采集及控制装置与所述的至少一组第一传感器、至少一组第二传感器及加热装置相连, 以获得织物动态热湿传递特性指标。

[0056] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的各个部件, 均可以如下有各种变形。

[0057] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的电气控制装置和数据采集装置而言, 它们可以彼此独立或者成为一体。

[0058] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的上盖 3 而言，该上盖可以为一平板；或者该上盖为在其外周附近处设有上凹槽的平板，该上凹槽从该上盖的上表面面向下凹入；或者该上盖为在其外周边附近处设有上凹槽和下凹槽的平板，该上凹槽从该上盖的上表面面向下凹入，该下凹槽从该上盖的下表面上向凹入，上盖 3 在此处的形状可如图 2 或图 3 所示。上述这些上凹槽用于将在高排汗率的情况下皮肤不能保持的液体排汗储存。此外，该上盖可以通过螺纹与该排汗容器紧密联接。

[0059] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中存在于上盖 3 中的多个通孔 31 而言，所述多个通孔从该上盖 3 的中心以将 360 度圆将平板中央部分等分地并以相同径向跨度呈放射状均匀布置；或者所述多个通孔沿着将该上盖的纵向和横向等分的均匀间距布置；或者所述多个通孔沿着将该上盖的纵向以一间距等分且将该上盖的横向以另一间距等分地布置。

[0060] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的保温器 1 和排汗容器 2 而言，由于该排汗容器 2 要置于该保温器 1 内，以贮存液体。故为了实现该排汗容器 2 的液体贮存功能以及排汗，该保温器和该排汗容器可以设置为多种形式而言，该保温器可以形成为从其上表面一直贯通到其底表面以使该保温器的内腔呈 T 形、Y 形或竖立的一字形之一的形状，此时需单独设置排汗容器，该排汗容器由一个将该保温器的内腔底部封闭的板和该保温容器的内腔壁来形成；或者该排汗容器呈凹字形，其底部将该保温器的内腔下端封闭而其侧部与该保温器的内腔壁接触；或者该排汗容器也呈与诸如 T 字形或 Y 字形保温器的内腔相匹配的 T 字形或 Y 字形，该排汗容器的底部将该保温器的内腔下端封闭，而该排汗容器的侧部与该保温器的内腔壁接触。该保温器还可以形成为从其上表面一直贯通到其底表面附近以使该保温器呈凹字形，该凹字形保温器的内腔及内腔底部即可构成该排汗容器。

[0061] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的加热装置而言，其可以紧贴该排汗容器下表面设置；或者在排汗容器和保温器为单独两个部件的时候，该加热装置也可以处于该排汗容器和该保温器之间的间隙中；或者如上所述在该上盖为带有上凹槽和下凹槽时，该加热装置可以设置在所述下凹槽中。

[0062] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的仿生皮肤层，其可以由至少一层液体可以透过的材料构成。此外，该仿生皮肤层可由可透过液体的至少一层液态水管理织物 (Moisture Management Fabric, 缩写为 MMF) 形成，以将水汽或液体从该水分控制织物的最内表面向最外表面传送，并在该最外表面上均匀地扩散。该水分管理纤维具有非常好的液态水单向传送性能以及在上表面上的高扩散速度。这种材料可参见美国专利 6,454,814 和美国专利 6,499,338。此外，具有较好液态水渗透与扩散能力的亲水多孔高分子材料均可以成为仿生皮肤的材料。还有具有这一特征的橡胶，塑料都可以。选用高扩散能力的材料，其目的在于在仿生皮肤的表面形成一个均匀的测量环境，以减少误差。对于根据本发明第一实施例的测量设备中的仿生学皮肤模型构件而言，该保温器 1、该排汗容器 2 和该上盖 3 可为一体。

[0063] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的该待测织物样本而言，其可以是单层或多层。

[0064] 对于根据本发明第一实施例的测量设备中的所述液体而言，其可以为水、或者含有氯化钠、氯化钾、葡萄糖、乳酸、尿素等的液体。此外汗液可以按 AATCC 15 (American

Association of Textile Chemists and Colorists, 缩写为 AATCC) 人工合成汗液要求进行配制。

[0065] 在根据本发明第一实施例的测量设备中将液体供给排汗容器中的方式而言,可以在排汗容器的底部设有至少一个液体入口;也可以排汗容器的侧部设有至少一个液体入口,在保温器与所述液体入口相对应的部位设有供液通孔,所述供液通孔通过供液管将外部的液体供入到排汗容器中。

[0066] 在根据本发明第一实施例的测量设备中,对于设置在该仿生皮肤层内设置所述至少一组传感器而言,所述传感器为温度传感器。在该仿生皮肤层由两层及以上层液体可以透过的材料构成时,所述第一组传感器设置在所述两层及以上层液体可以透过的材料中接近待测织物样本的第一层和第二层之间。所述至少一组第二传感器各包括至少一个温度传感器、至少一个湿度传感器以及至少一个热流传感器。如上所述,所述至少一组第二传感器可以设置该待测织物样本与环境接触的表面和/或该待测织物样本与仿生皮肤层之间,如此通过所述至少一组第二传感器就可以之间或间接地反应该仿生皮肤层上表面、待测织物样本分别与仿生皮肤层和环境相对的表面上的温度和湿度变化以及仿生皮肤层和织物之间的热流量变化,此时所述温度传感器和所述湿度传感器为耦合的。此外,对于待测织物样本与该仿生皮肤层没有接触的情形,为了更精确地反应该仿生皮肤层上表面、待测织物样本分别与仿生皮肤层和环境相对的表面上的温度和湿度变化以及仿生皮肤层和织物之间的热流量变化,可以在该待测织物样本与环境接触的表面、该待测织物样本与仿生皮肤层相对的表面以及该仿生皮肤层上分别设置所述至少一组第二传感器。

[0067] 在根据本发明第二实施例的检测装置中,除了上述第一实施例中的所有结构及特性之外,该测量设备还包括供液装置,该供液装置与排汗容器相连,以将液体供给到排汗容器,同时该供液装置可以以模拟人体心脏供给液体的方式来以不同的供液速率供给液体。该供液装置可以为图 1 所示的贮液器 4。此时在贮液器 4 中设置有检测其内液体温度的温度检测器,其可以是温度传感器也可是热电偶或热电阻。

[0068] 在根据本发明第三实施例的检测装置中,除了上述第二实施例中的所有结构及特性之外,该测量设备还包括泵,其设置在该供液装置与排汗容器之间,并与数据采集及控制装置相连,以模拟人体心脏的工作。该泵的控制可根据人体排汗率的统计数据将其流速控制一定范围内。例如当仿生皮肤层的半径为 7 厘米,此时该泵的排汗率最高限为每小时 25 克,如此相当于具有 1.8 平方米皮肤的人体每小时排汗为 3980 克,这对于模拟人体排汗已经足够。

[0069] 在根据本发明第四实施例的检测装置中,除了上述第一实施例中的所有结构及特性之外,该测量设备还包括测量板 5(如图 4 所示),该测量板设置在仿生学皮肤模型构件上,该待测织物样本置于该测量板上,该测量工作板中央部分设有贯通孔 51(如图 4 所示),以使所述待测织物样本覆盖在该贯通孔上并与该仿生皮肤层相接触。

[0070] 在根据本发明第五实施例的检测装置中,除了上述第一实施例中的所有结构及特性之外,该测量设备还包括电子天平(如图 1 所示),在该电子天平上放置有该仿生学皮肤模型构件,该电子天平与数据采集和控制装置相连,以测量与排汗过程中质量变化相关的指标。

[0071] 在根据本发明第六实施例的检测装置中,除了上述第一实施例中的所有结构及特

性之外,如图 1 所示,该测量设备还包括支撑该仿生学皮肤模型构件的工作台支撑部,该工作台支撑部包括支撑台 7 和多个螺栓 8,所述螺栓 8 设置于该支撑台 7 的下方并与其螺纹连接,所述螺栓 7 在竖直方向上可螺纹运动来精确调整该支撑台 7 的水平。

[0072] 在根据本发明第七实施例的检测装置中,除了上述第六实施例中的所有结构及特性之外,如图 1 所示,该测量设备还包括底部支撑结构,其包括底部支撑台 9 以及设置于该底部支撑台 9 的下方并与其螺纹连接的多个水平调整螺钉 10,该底部支撑台 9 通过所述多个螺栓 8 与该工作台支撑部的支撑台 7 相连接,所述水平调整螺钉 10 在竖直方向上可螺纹运动来精确调整该底部支撑台 9 的水平,该支撑台 7 的下表面、所述多个螺栓 8 和该底部支撑台 9 的上表面构成一容置空间,该容置空间内可以容置有上述实施例中的贮液器 4 和/或泵。

[0073] 在根据本发明第八实施例的检测装置中,可以在上述第六实施例中的所有结构及特性的基础上,附加红外线控制装置来就可以模拟人在户外时处于阳光下的排汗情况。如图 1 所示,该测量设备还包括红外线控制装置,该红外线装置包括红外线发射装置 11、红外线发射装置悬挂板 12、红外线发射装置悬挂板支撑台 13、红外线传感器板 14、红外线传感器板支撑台 15 以及多个固定柱 16。该红外线发射装置 11 悬挂在该红外线发射装置悬挂板 12 上以照射该待测织物样本;该红外线发射装置悬挂板 12 由该红外线发射装置悬挂板支撑台 13 来支撑;该红外线传感器板 14 由红外线传感器板支撑台 15 来支撑;所述红外线发射装置悬挂板支撑台 13 和所述红外线传感器板支撑台 15 以滑动的方式固定在所述固定柱 16 上,以调整照射到待测织物样本表面上的红外线强度;所述固定柱 15 固定地连接于第七实施例中的底部支撑台 7;该红外线传感器板 14 感测从该红外线发射装置 11 投射到其上的红外线强度。

[0074] 在根据本发明第八实施例的检测装置中,所述红外线传感器板支撑台 15 和所述红外线发射装置悬挂板支撑台 13 可以设有螺纹孔,所述螺纹孔螺纹配合螺栓或螺钉之类的紧固件,以使所述红外线传感器板支撑台 15 和所述红外线发射装置悬挂板支撑台 13 可沿所述固定支柱 16 上下移动并定位在所述固定支柱 16 适当位置。

[0075] 在根据本发明第八实施例的检测装置中,所述红外线发射装置为人工控制。所述发射装置可以采用本领域公知的技术实施。

[0076] 第二部分 :检测操作过程

[0077] 依据上述测量装置,对织物的动态热湿传递特性指标进行测量的过程如下:

[0078] 步骤 a :提供待测织物样本;

[0079] 步骤 b :调试本测量设备,以使该测量设备的仿生学皮肤模型构件处于初始恒温状态;

[0080] 步骤 c :,并检查在该仿生学皮肤模型构件中所安装的传感器以及该待测织物样本上所安装的传感器是否能良好工作;

[0081] 步骤 d :打开数据采集及控制装置,开始测量并同时记录各种动态热湿传递特性指标;

[0082] 步骤 e :将待测织物样本放置在本测量设备的仿生学皮肤模型构件上;

[0083] 以及

[0084] 步骤 f :数据处理以及结果分析。

[0085] 其中在制备样本的步骤 a 中,包括:步骤 a1:将织物样本切成一定尺寸的待测织物样本,且每批待测织物样本不能少于一定数量,在该实施例中,待测织物样本的尺寸为 200 毫米×200 毫米并每批待测织物样本至少为 5 个;步骤 a2:利用各种熨烫设备去除待测织物样本表面上的任何褶皱;步骤 a3:在测量之前将待测织物样本置于平面上并使该待测织物样本在测量织物的标准环境温度下调制预定时间以达到要求,在本实施例中,所述标准环境参数基本包括:温度为 $21 \pm 1^{\circ}\text{C}$ 以及相对湿度在 $65\% \pm 2\%$,所述调制预定时间为至少 24 小时。

[0086] 其中在调试本测量设备的步骤 b 包括:步骤 b1:将环境参数控制在预定值,在本实施例中,温度为 $21 \pm 1^{\circ}\text{C}$ 、相对湿度为 $65\% \text{ RH} \pm 2\%$ 、风速小于 0.03m/s ;步骤 b2:将本测量设备通过例如电子加热环或电子加热垫的加热装置将排汗容器 2 内的液体温度、仿生皮肤层表面温度达到预定温度,在本实施例中为所述温度为 33°C ;步骤 b3:通过泵将贮液器 4 中的液体经由相应的管道以及仿生学皮肤模型构件的液体入口抽吸到仿生学皮肤模型构件的排汗容器 2 中,直到由电子天平 6 所测得的仿生学皮肤模型构件的总质量达到 970 克为止;以及步骤 b4:对设置在本测量设备中的传感器进行调试,调试过程可以采用公知的方式进行,为了更精确地反应该仿生皮肤层上表面、待测织物样本分别与仿生皮肤层和环境相对的表面上的温度和湿度变化以及仿生皮肤层和织物之间的热流量变化,可以在该待测织物样本与环境接触的表面、该待测织物样本与仿生皮肤层相对的表面以及该仿生皮肤层上分别设置所述至少一组第二传感器,所述至少一组第二传感器各包括至少一个温度传感器、至少一个湿度传感器以及至少一个热流传感器。

[0087] 其中步骤 d 包括:步骤 d1,将安装有所述传感器的待测织物样本固定在测量板上,并使待测织物样本底面向该仿生皮肤层放置并与该仿生皮肤层紧密接触;步骤 d2,连续测量非显性排汗阶段一定时间,在本实施例中为 1 个小时;步骤 d3,通过该泵,以预设速率将贮液器 4 中的液体经由输液管和仿生学皮肤模型构件中的液体入口注入到排汗容器 2 中,并持续预定时间以模拟液体排汗,在本实施例中该预设速率为 23.45 克 / 小时 ,该预定时间为两小时;步骤 d4,停止泵送,并继续检测所有传感器的输出一定时间,在本实施例中该时间为 3 个小时;以及步骤 d5,与步骤 d2 至步骤 d4 同步,通过传感器采集各项指标,并由数据采集系统记载所有传感器的输出、同时计算服装的各种动态热湿传递特性指标。

[0088] 其中,在步骤 d5 中,数据采集率可按照数据处理的精度以及指标变化的情况进行调整,例如每秒每个数据通道为两个点或多个点。

[0089] 根据本发明测量设备的另外一种方案,基于此装置,附加红外线供给装置和控制装置就可以模拟人在户外时处于阳光下的排汗情况。

[0090] 在户外情况下,在上述步骤 b 和步骤 c 之间需要设置步骤 g,该步骤 g 包括:通过沿固定支柱来调整并固定红外线传感器板支撑台的位置,以将红外线传感器板置于仿生学皮肤模型构件上方的合适位置;以及通过沿固定支柱来调整并固定红外发射装置悬挂板支撑台的位置,以将红外线发射装置置于红外线传感器板上方的合适位置。

[0091] 在测量户外情况下的服装动态热湿传递特性时,可利用红外线传感器来测量最外层的红外线性能。此时,在所述的步骤 c 中还包括需要检查红外线传感器板上的红外线传感器是否能良好工作。

[0092] 第三部分:测量实例及测量结果分析

[0093] 测量实例 1

[0094] 典型的测量曲线分别总结在图 5 至图 7 中。图 5 是示出了仿生皮肤层上表面的测量结果；图 6 是示出了紧贴仿生皮肤层的织物底表面的测量结果；图 7 是与环境接触的织物上表面的测量结果。整个测量过程分为六个段，详细说明如下：

[0095] 第一阶段：动态接触过程 ($0 \rightarrow t_1$)：从样本放置在测量盘上到皮肤上的温度到达在非显性排汗时的稳定温度 (t_1)。在该阶段，用于模拟衣服穿着过程。由于通常环境温度相对皮肤温度要低一些，因此皮肤表面的温度首先逐渐降低，随后逐渐升高到稳定状态，同时织物样本的温度增加至稳定状态。

[0096] 第二阶段：非显性排汗稳定状态 ($t_1 \rightarrow t_2$)：此阶段模拟穿好服装后处于休息状态，为显性排汗的稳定阶段。在这个阶段，仿生皮肤层表面的温度和湿度、以及织物样本两个表面上的温度和湿度均无明显变化。主要用于测量织物对气态水传递特性。

[0097] 第三阶段：动态排汗过程 ($t_2 \rightarrow t_3$)：此阶段模拟开始进行运动，由于人体内温度的逐渐升高，人体生理反应已开始要求通过汗液在皮肤表面的挥发带走热量以调节体温。在该阶段，仿生皮肤层开始液体排汗但是在此阶段仿生皮肤层表面依然干燥。

[0098] 第四阶段：动态湿润阶段 ($t_3 \rightarrow t_4$)：此阶段模拟有汗液开始在皮肤表面开始积聚。在该阶段，仿生皮肤层将要湿润至完全湿润；

[0099] 第五阶段：稳态湿润阶段 ($t_4 \rightarrow t_5$)：此阶段模拟长时间大运动量后，汗液已将皮肤完全润湿。在该阶段，仿生皮肤层表面完全湿润达到稳态。

[0100] 第六阶段：干燥阶段 ($t_5 \rightarrow t_{\infty}$)：此阶段模拟停止运动后，仍然穿着该服装。在该阶段，仿生皮肤层停止排汗且织物样本逐渐变干。

[0101] 在上述六个阶段中，需要定制各种不同的指标。描述织物传热和传湿性能的各种指标包括：涉及待测织物样本的各向指标；涉及仿生皮肤层的各向指标；以及涉及仿生皮肤层和待测织物样本组成的系统的各种指标。其中，涉及待测织物样本的指标包括热阻、水汽损失率、水汽阻力、平均温度、最大温度变化率、温度变化强度、相对湿度、平均相对湿度、平均湿度变化值、相对湿度最大变化率、相对湿度变化强度以及绝对湿度等；涉及仿生皮肤层的指标包括感觉强度、平均温度、最大温度变化率、温度变化强度、相对湿度、平均相对湿度、平均湿度变化值、相对湿度最大变化率、相对湿度变化强度、绝对湿度以及仿生皮肤层开始湿润到完全湿润的时间等；涉及仿生皮肤层和待测织物样本组成的系统包括干燥率。

[0102] 首先定义基本指标，基本指标包括：仿生皮肤层表面热流量 Hf_s （单位： W/m^2 ）、温度 T_i （单位： $^\circ C$ ）、绝对湿度 HA_i 和相对湿度 RH_i （单位：%），其中， $i = ss$ （仿生皮肤层表面）、 fsb （紧贴仿生皮肤层的待测织物样本底表面）、 fsu （与环境接触的待测织物样本上表面）以及 env （环境）。

[0103] 通过基本指标可以定义从不感蒸发到出汗直到干燥的整个过程中不同阶段的动态热湿传递特性指标。

[0104] 为了简化起见，仿生皮肤层和织物样本的相同名称的指标可以共同定义如下：

[0105] 平均温度 (average temperature, 缩写为 TAG) 定义为：

$$TAG_j^{kn} = \text{mean} \left\{ T_j \right\}_{t_i}^{t_{i+1}} \quad (公式 1)$$

[0107] 其中， t_i, t_{i+1} 表示时刻，上标 $k = i, n = i+1, kn$ 表示变量所处的时间段（即在 t_i

至 t_{i+1} 时间段), 在 $k = 0$ 且 $n = 1$ 时, $kn = 1$; $j = ss, fsb$ 及 fsu 。

[0108] 温度变化率 (change rate of temperature, 缩写为 TCR) 定义为 :

$$[0109] \quad TCR_j^{kn} = \left[\frac{\partial T_j}{\partial t} \right]_{t_i}^{t_{i+1}} \quad (\text{公式 2})$$

[0110] 最大温度变化率 (the maximum change rate of temperature, 缩写为 TCRM) 定义为 :

$$[0111] \quad TCRM_j^{kn} = \max \left\{ \left[\frac{\partial T_j}{\partial t} \right]_{t_i}^{t_{i+1}} \right\} \quad (\text{公式 3})$$

[0112] 温度变化强度 (intensity of the temperature change, 缩写为 TCINT) 定义为 :

$$[0113] \quad TCINT_j^{kn} = \int_{t_i}^{t_{i+1}} \frac{dT_j}{dt} dt \quad (\text{公式 4})$$

[0114] 平均相对湿度 (the average of relative humidity, 缩写为 RHAG) 定义为 :

$$[0115] \quad RHAG_j^{kn} = mean \left\{ RH_j \right\}_{t_i}^{t_{i+1}} \quad (\text{公式 5})$$

[0116] 平均相对湿度变化值 (the difference of the average of relative humidity, 缩写为 RHAGDF) 定义为 :

$$[0117] \quad RHAGDF_j^{kn} = RHAGDF_j^{kn} - RHAGDF_j^{(k-1)(n-1)} \quad (\text{公式 6})$$

[0118] 相对湿度变化率 (the change rate of relative humidity, 缩写为 RHCHR) 定义为 :

$$[0119] \quad RHCHR_j^{kn} = \left[\frac{\partial RH_j}{\partial t} \right]_{t_i}^{t_{i+1}} \quad (\text{公式 7})$$

[0120] 最大相对湿度变化率 (the maximum change rate of relative humidity, 缩写为 RHCHRM) 定义为 :

$$[0121] \quad RHCHRM_j^{kn} = \max \left\{ \left[\frac{\partial RH_j}{\partial t} \right]_{t_{i-1}}^{t_i} \right\} \quad (\text{公式 8})$$

[0122] 相对湿度变化强度 (intensity of relative humidity change, 缩写为 RHINT) 定义为 :

$$[0123] \quad RHINT_j^{kn} = \int_{t_i}^{t_{i+1}} \frac{dRH_j}{dt} dt \quad (\text{公式 9})$$

[0124] 仿生皮肤层所单独具有的另外指标定义如下 :

[0125] 皮肤表面感觉强度 (psychosensory intensity) 可由仿生皮肤层表面处的具有对流和辐射换热边界的传热方程导出, 一维传热方程表示为 :

$$[0126] \quad Q(y, t) = K_s T_{ss}(y, t) + k_d \frac{\partial T_{ss}(y, t)}{\partial t} + C \quad (\text{公式 10})$$

[0127] 其中 K_s 为复合换热系数 $K_s = 0.72$, K_d 为热扩散率 $k_d = 50$, C 为常数 $C = 28.1$, y 为沿垂直于皮肤表面方向上的坐标。

[0128] 皮肤表面感觉强度定义为 :

[0129] $\text{PSI}_{ss}^{kn} = \int_t^{\infty} Q(y, t) dt$ (公式 11)

[0130] 仿生皮肤层开始湿润到完全湿润的时间 (t_{wet}) 定义为仿生皮肤层开始湿润时刻到完全湿润蚀刻的时刻之间的时间间隔 :

[0131] $t_{\text{wet}} = t_4 - t_3$ (公式 12)

[0132] 涉及待测织物样本所单独具有的另外指标如下 :

[0133] 织物样本的水汽平均损失率 (average of water vapor loss rate, 缩写为 WVLRAG) 定义为 :

$$[0134] \text{WVLRAG}_{\text{fab}}^{\text{kn}} = \begin{cases} \frac{W(t_i) - W(t_{i+1})}{t_{i+1} - t_i} & \text{if } i \neq 2 \\ \frac{W(t_2) + 23.45 \times (t_3 - t_2) - W_s(t_3)}{t_3 - t_2} & \text{if } i = 2 \end{cases} \quad (\text{公式 13})$$

[0135] 其中, 下标 fab 表示织物。

[0136] 织物样本的热阻 (thermal resistance of fabric, 缩写为 THR) 定义为 :

$$[0137] \text{THR}_{\text{fab}}^{\text{kn}} = \text{mean} \left\{ \left[\frac{T_{\text{fsb}} - T_{\text{fsu}}}{\text{HF}_{\text{ss}}} \right] \right\}_{t_i}^{t_{i+1}} \quad (\text{公式 14})$$

[0138] 织物样本的水蒸气阻力 (Water vapor resistance of fabric) 定义为 :

$$[0139] \text{WVR}_{\text{fab}}^{\text{kn}} = \frac{\Delta H_{\text{fsb}}^{\text{kn}} - \Delta H_{\text{fsu}}^{\text{kn}}}{\text{WVLRAG}^{\text{kn}} \times 2400} \quad (\text{公式 15})$$

[0140] 涉及整个设备的指标定义如下 :

[0141] 整个设备的干燥率 (drying rate of the system, 缩写为 DRYR) 定义为 :

$$[0142] \text{DRYR}_{\text{sys}} = \frac{W(t_{\infty-1}) - W(t_{\infty})}{0.0049 \times (t_{\infty} - t_{\infty-1}) \times \pi} \quad (\text{公式 16})$$

[0143] 其中, W 表示由电子天平测得的设备的质量, 下标 ∞ 表示设备在干燥结束的时刻, 下标 $\infty - 1$ 表示设备在干燥结束前一时刻。

[0144] 测量实例 2

[0145] 不同织物样本测量结果实例

[0146] 为了确定装置性能, 纳米功能材料处理的液体水管理功能面料将用作样本。基于在表 2 中所发现的织物的基本物理参数, 同时一般的测量结果如图 7 所示。

[0147] 表 2MMF 的基本物理性能

[0148]

织物编号	包含物	结构	98 帕压力下的厚度 (毫米)	重量 (g/m ²)
A	100% 纳米处理 棉粗斜纹布	梭织物	0.796	182

[0149] 图 8 是采用纳米材料处理的纯棉斜纹织物的典型液态水传递特性测量结果。如图 8 所示, 在液态水达到织物的底表面之后, 可迅速而容易地传送到上表面, 并蒸发到环境中,

因此,在织物上表面上的含水量高于在织物底表面上的含水量。织物的单向传输性能约在130,表示液态水可以从底表面传递至上表面,但是难以从上表面传递至底表面。因为此织物具有较好的液态水单向传递特性,因此选用该类织物进行测量试验可以观察到相同的织物,相同的组织结构,由于其液态水传递特性的不一样,在动态出汗的条件下对织物热湿传递特性的影响,同时也可以检定所开发测量方法与仪器的可行性与灵敏性。

[0150] 在该实验中,首先在该装置上测量 MMF 样本正常使用状态,也就是汗液可以方便地从面料与皮肤接触的那一面传递。此类测量结果标记为 MMF。随后改变 MMF 面料的使用方法,将其使用方法反过来,使原先织物外表面朝下面对仿生学皮肤模型构件并在此测量。在这些情况下,汗液就比较困难地被传送到面料的外层,将样本称为 RMMF。测量结果如图 9 至图 25 所示。

[0151] 图 9 至图 13 分别为第一阶段中的指标 PSI_{ss}^{-1} 、 TCINT_{ss}^{-1} 、 RHINT_{fsb}^{-1} 、 TCRM_{fsb}^{-1} 和 TCRM_{fsu}^{-1} 的变化情况。如图 9 所示,在第一阶段中,皮肤表面感觉强度值明显地受到面料使用方法的影响,在 P(统计的显著性水平) 处于小于 0.039 水平的情况下,RMMF 应用比通常的应用具有更高的强度。如图 10 所示,在第一阶段中,在 P 处于小于 0.022 的情况下,皮肤表面相对湿度变化强度。如图 11 所示,在第一阶段中,在 P 小于 0.001 的水平下,RMMF 的织物底表面相对湿度变化强度明显高于 MMF。如图 12 所示,在第一阶段中,在 P 小于 0.001 的水平下,RMMF 的织物底表面的最大温度变化率高于 MMF。如图 13 所示,在第一阶段中,在 P 小于 0.001 的水平下,RMMF 的织物表面的温度变化率高于 MMF。

[0152] 图 14 示出了在第二阶段中的指标 THR_{fab}^{12} 的变化情况。如图 14 所示,在第二阶段中,在 P 小于 0.061 的水平下,MMF 的织物热阻明显高于 RMMF。

[0153] 图 15 和图 16 示出了在第三阶段中的指标 THR_{fab}^{23} 和 HA_{fsu}^{23} 的变化情况。如图 14 所示,在第三阶段中,在 P 小于 0.038 的水平下,MMF 织物的热阻高于 RMMF。如图 15 所示,在第三阶段中,在 P 小于 0.017 的水平下,RMMF 在织物上表面上的绝对湿度高于 MMF。

[0154] 图 17 至图 20 分别示出了在第四阶段中的指标 PSI_{ss}^{34} 、 TCRM_{fsb}^{34} 、 TCINT_{fsb}^{34} 和 TCINT_{fsu}^{34} 的变化情况。如图 17 所示,在第四阶段中,在 P 小于 0.001 的水平下,RMMF 的 PSI_{ss}^{34} 高于 MMF。如图 18 所示,在第四阶段中,在 P 小于 0.001 的水平下,RMMF 的 TCRM_{fsb}^{34} 低于 MMF。如图 19 所示,在第四阶段中,在 P 小于 0.003 的水平下,RMMF 的 TCINT_{fsb}^{34} 低于 MMF。如图 20 所示,在第四阶段中,在 P 小于 0.003 的水平下,RMMF 的 TCINT_{fsu}^{34} 高于 MMF。

[0155] 图 21 至图 23 分别示出了在第五阶段中的指标 THR_{fab}^{45} 、 HA_{fsb}^{45} 以及 HA_{fsu}^{45} 的变化情况。如图 21 所示,在第五阶段中,在 P 小于 0.065 水平下,RMMF 的 THR_{fab}^{45} 小于 MMF。如图 22 所示,在第五阶段中,在 P 小于 0.023 的情况下,RMMF 的 HA_{fsb}^{45} 高于 MMF。如图 23 所示,在第五阶段中,在 P 小于 0.002 的情况下,RMMF 的 HA_{fsu}^{45} 高于 MMF。

[0156] 图 24 和图 25 分别示出了在第六阶段中的指标 HA_{fsb}^{56} 和 THR_{fab}^{56} 的变化情况。如图 24 所示,第六阶段中,在 P 小于 0.005 的情况下,在 RMMF 的 HA_{fsb}^{56} 高于 MMF。如图 24 所示,第六阶段中,在 P 小于 0.066 的情况下,RMMF 的 THR_{fab}^{56} 小于 MMF。

[0157] 工业应用

[0158] 服装动态热湿传递特性正在人们的日常生活中扮演越来越重要的角色,客户要求他们的服装越来越舒适并适于各种社交活动,因此,确定材料的传热和传湿性能,尤其确定在动态排汗率的调节下确定这些性能对于服装制造商而言是至关重要的。该装置可以用于

帮助服装设计师作为选择服装材料的工具以及新功能材料的研发,纺织品制造商的质量控制工具,甚至可以用作在大型商场中所使用的提升装置来帮助客户选择衣服。

[0159] 技术效果

[0160] 在现有技术中,主要针对稳态条件下的织物的传热和传湿性能进行研究。但是,在本发明测量设备中,可测量从非显性排汗到显著排汗直至停止出汗,面料进行干燥整个过程中织物动态的热湿传递特性。

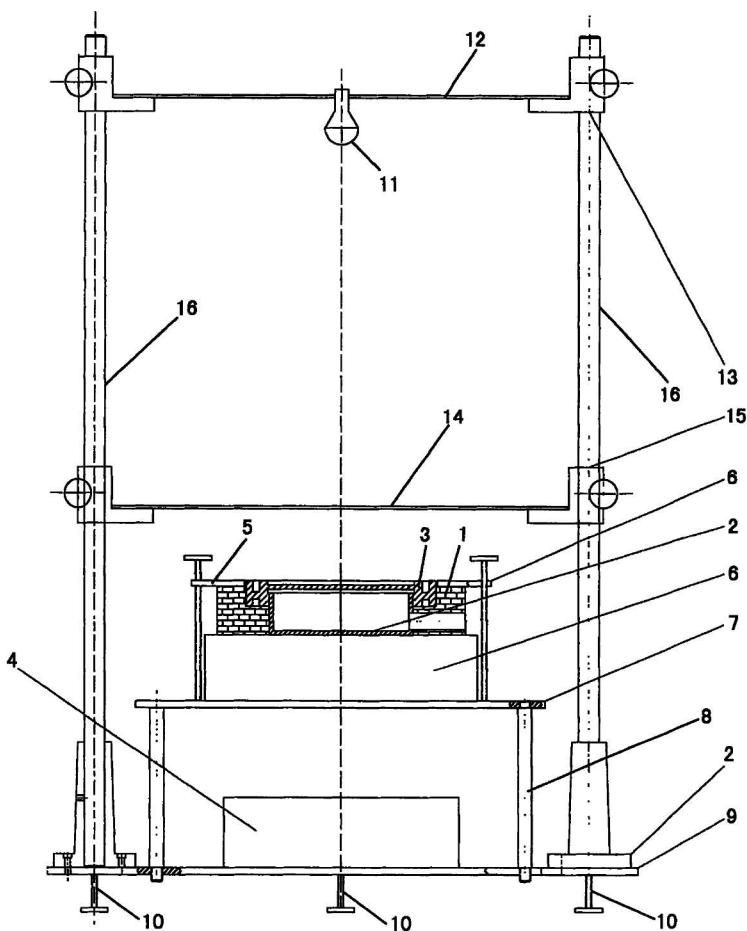


图 1

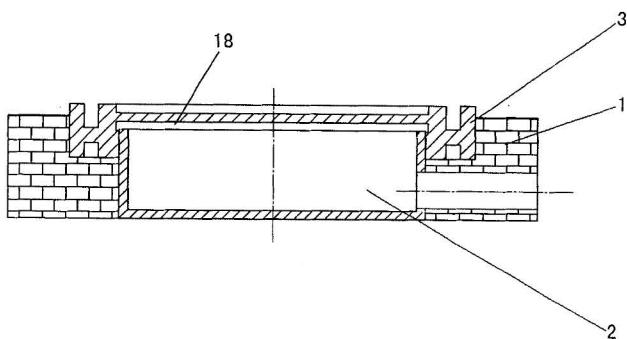


图 2

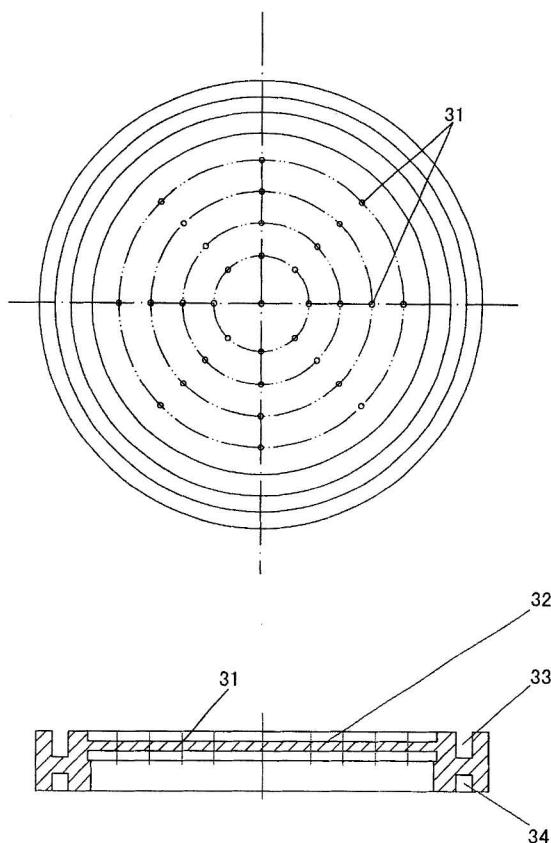


图 3

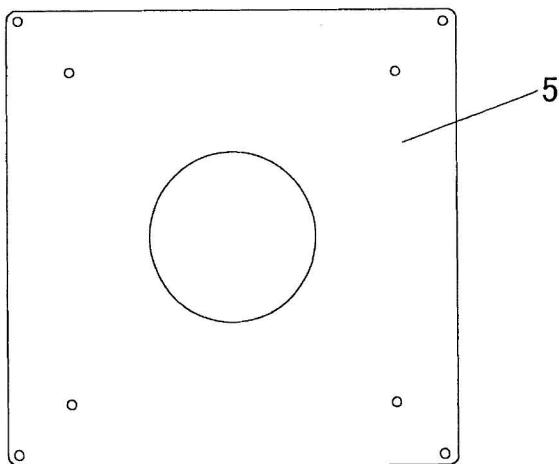


图 4

仿生学皮肤模型件重量变化(9)

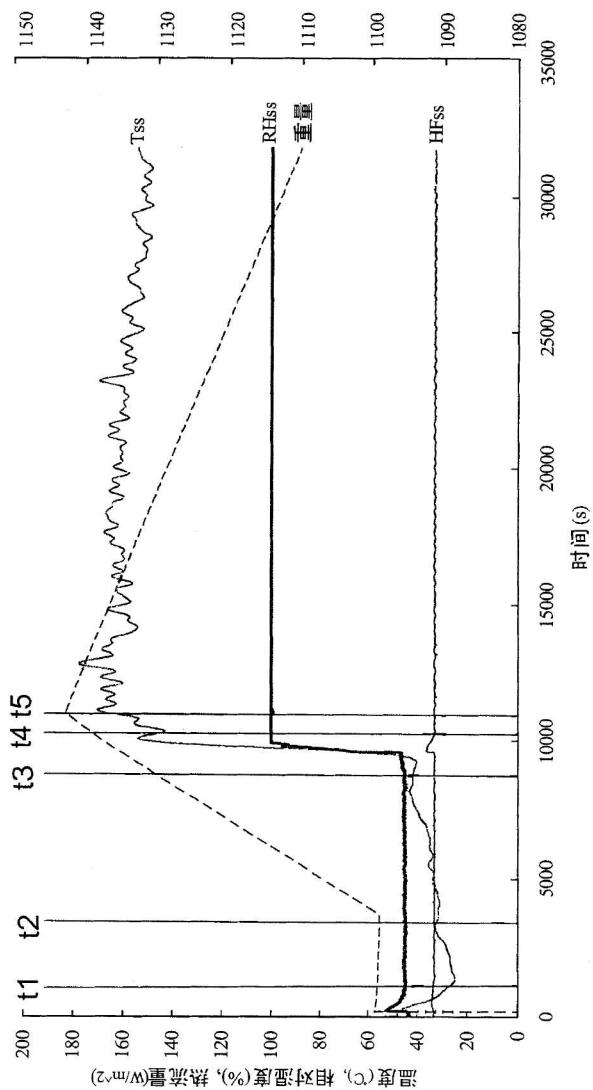
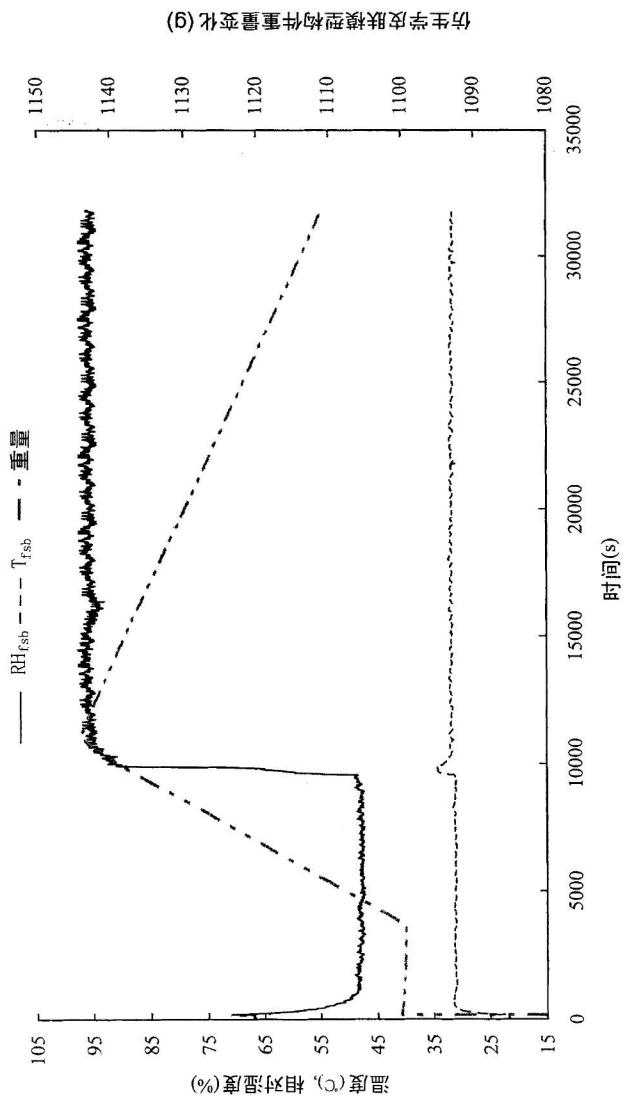
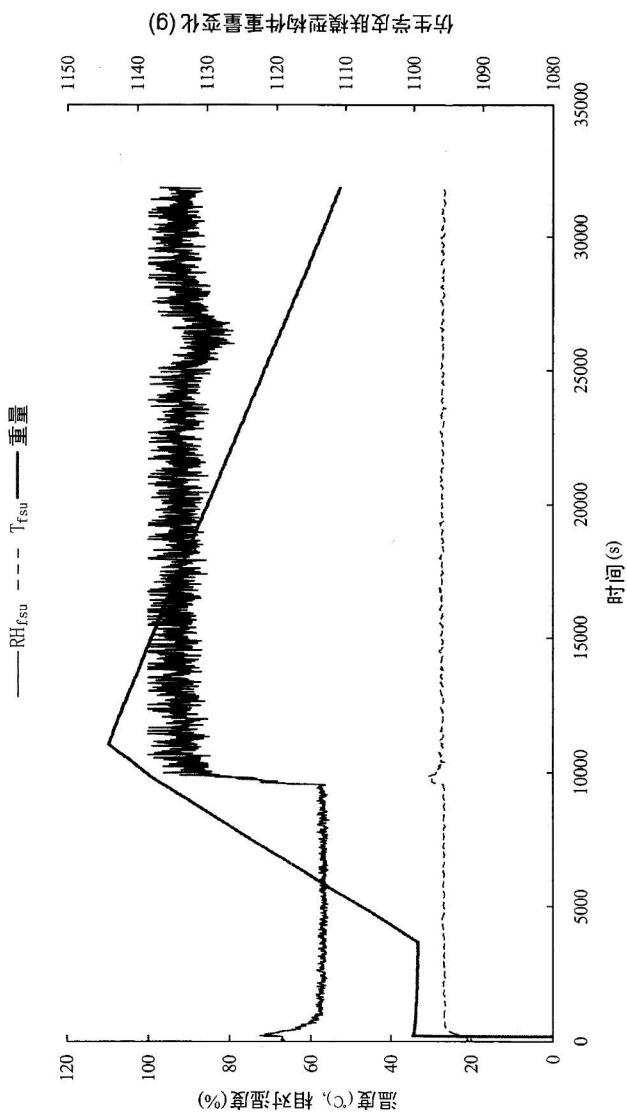


图 5





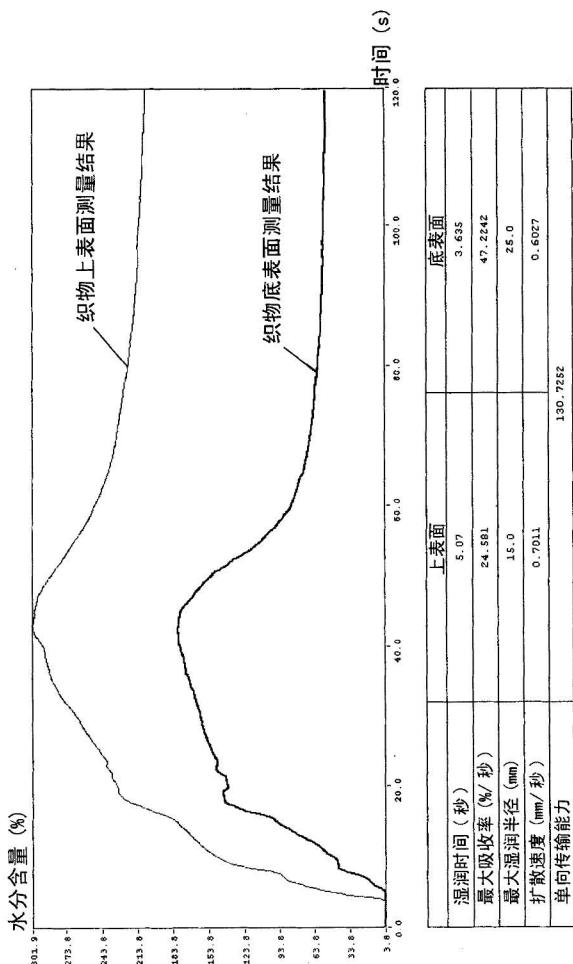
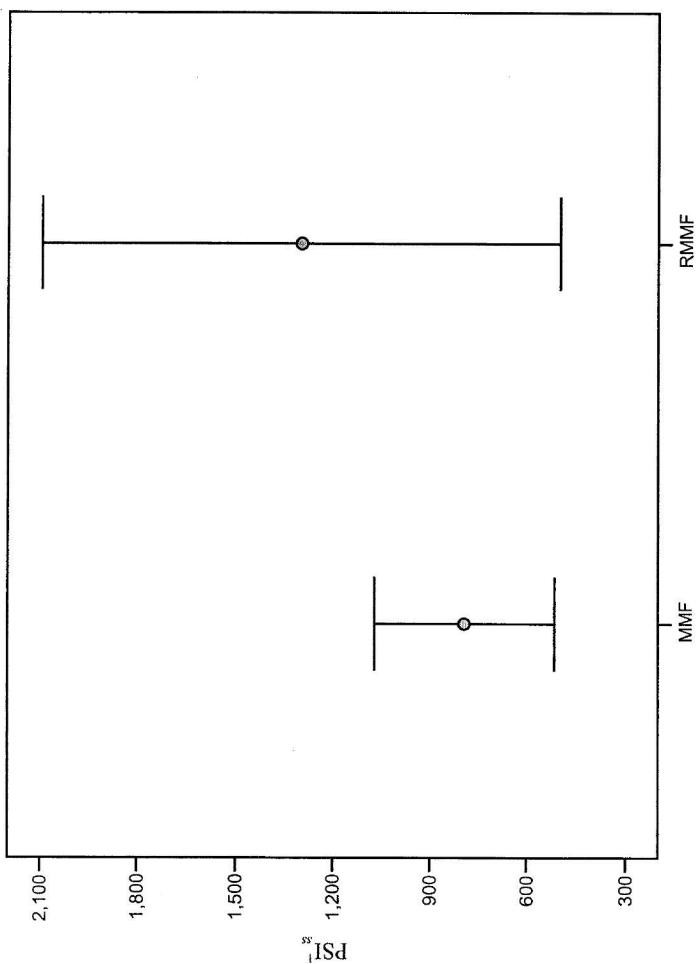


图8



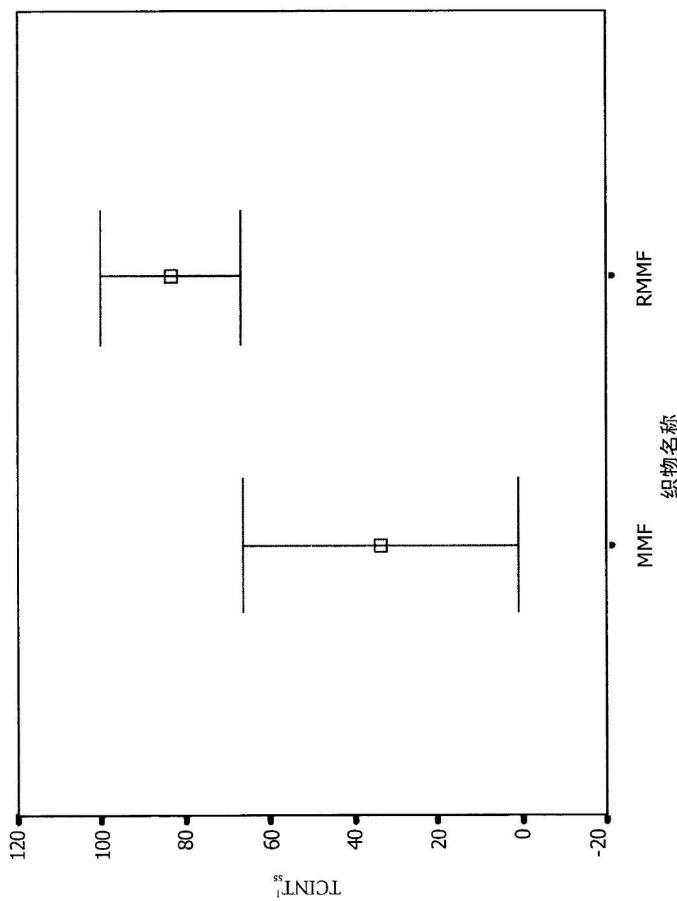


图 10

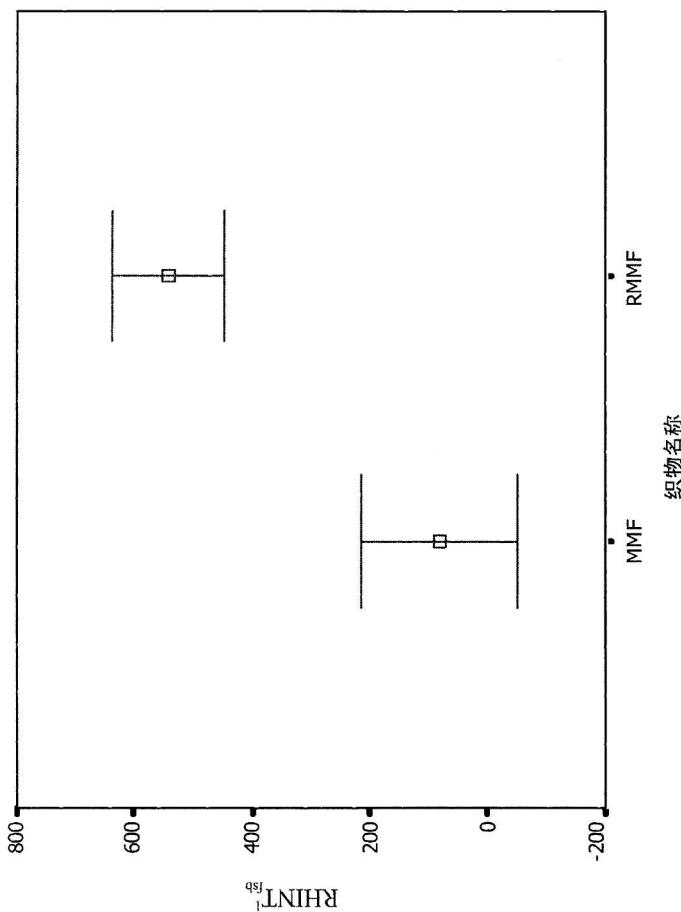


图 11

织物名称

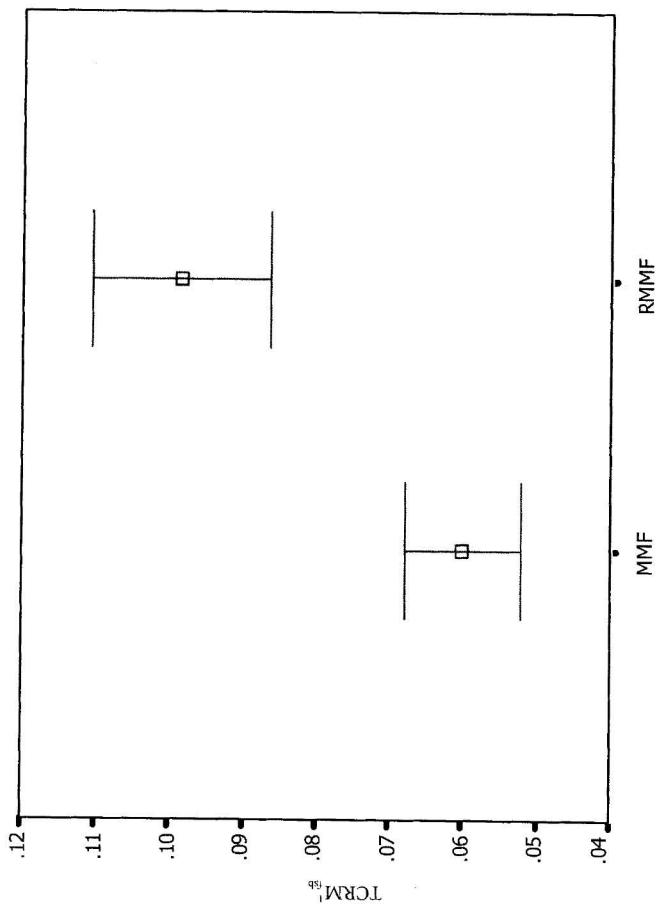


图 12
织物名称

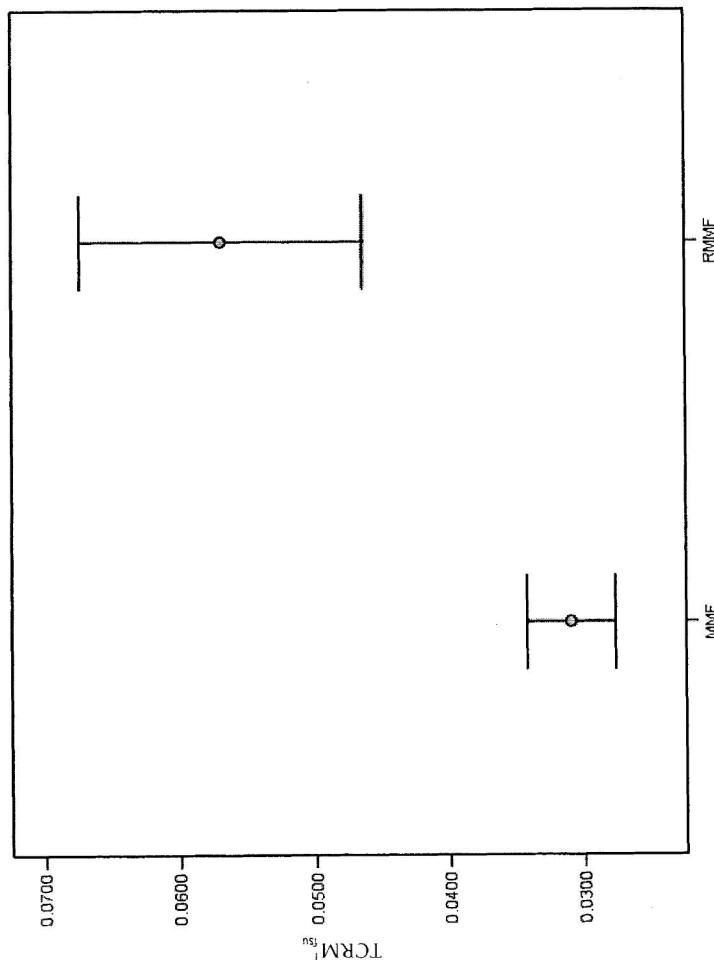


图 13

织物名称

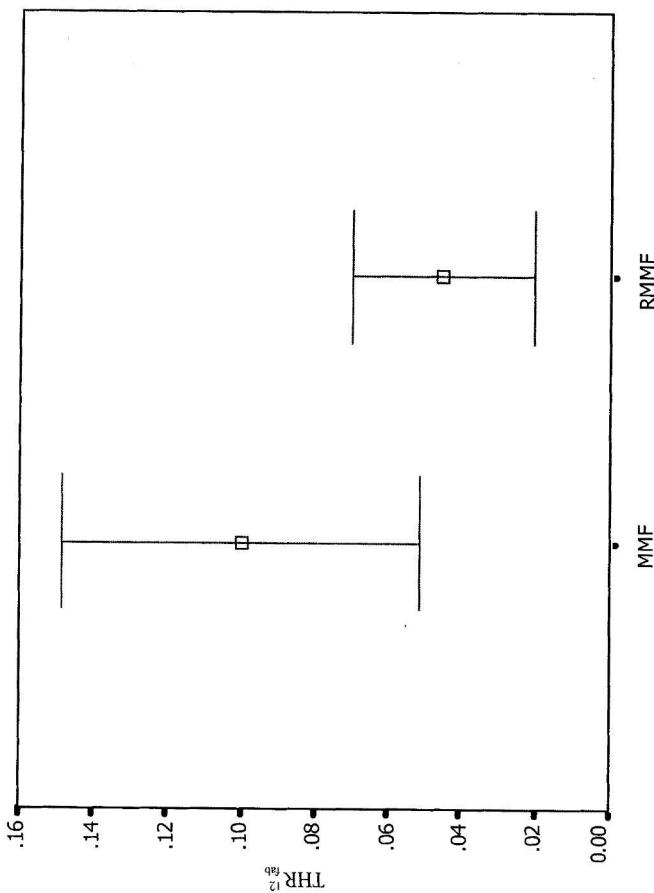


图 14

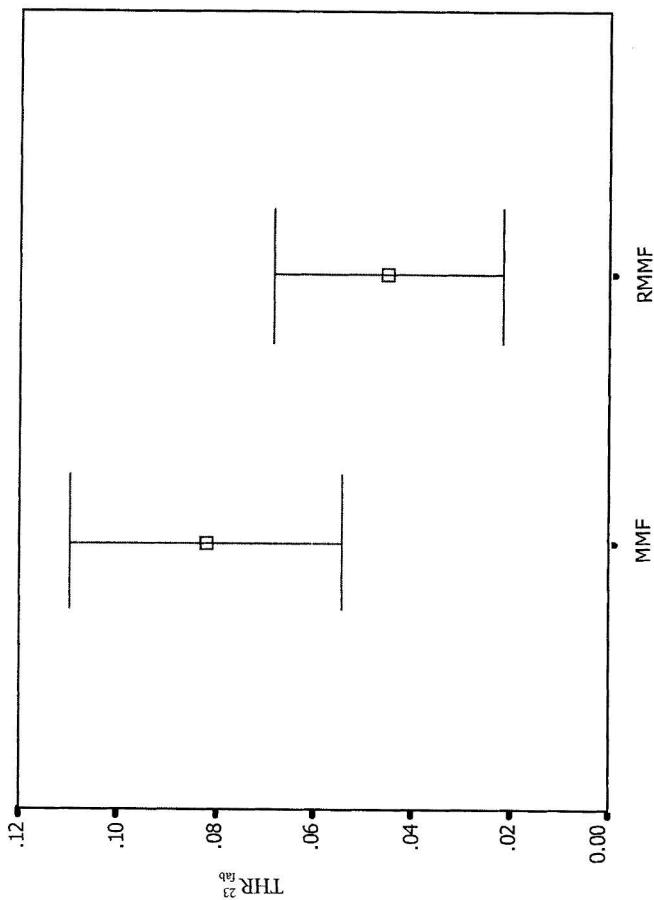


图 15

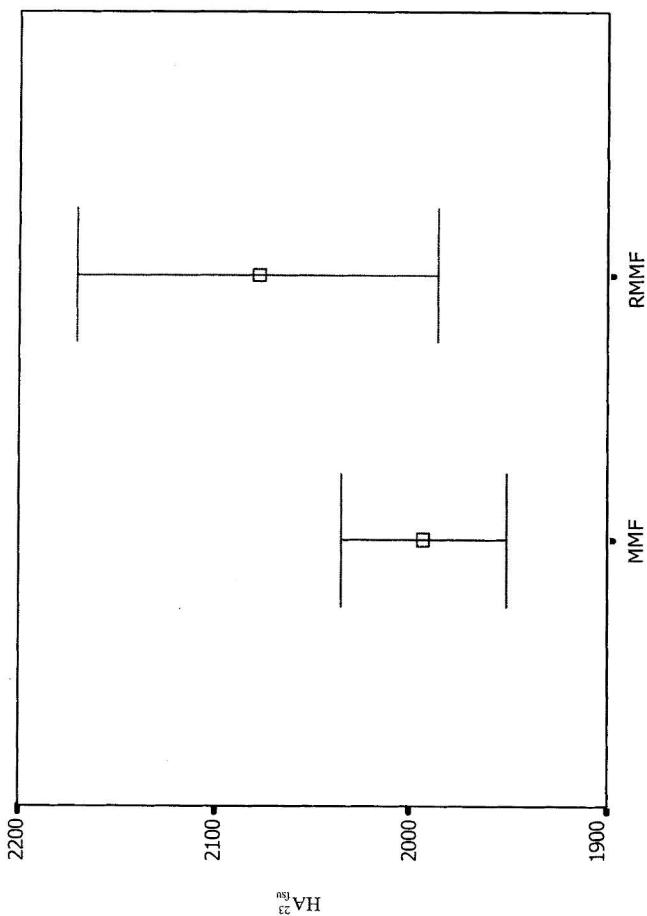


图 16
织物名称

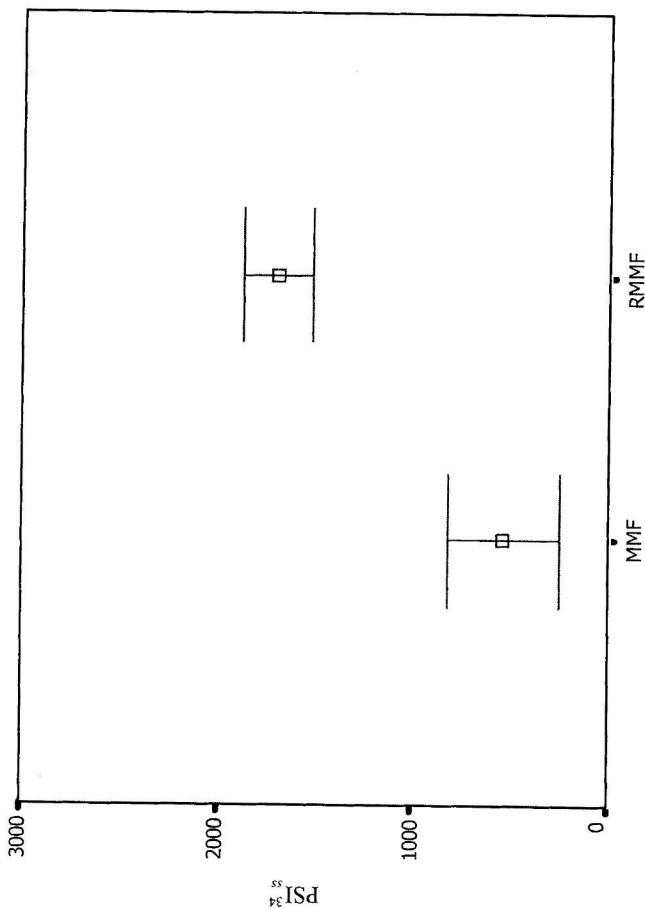
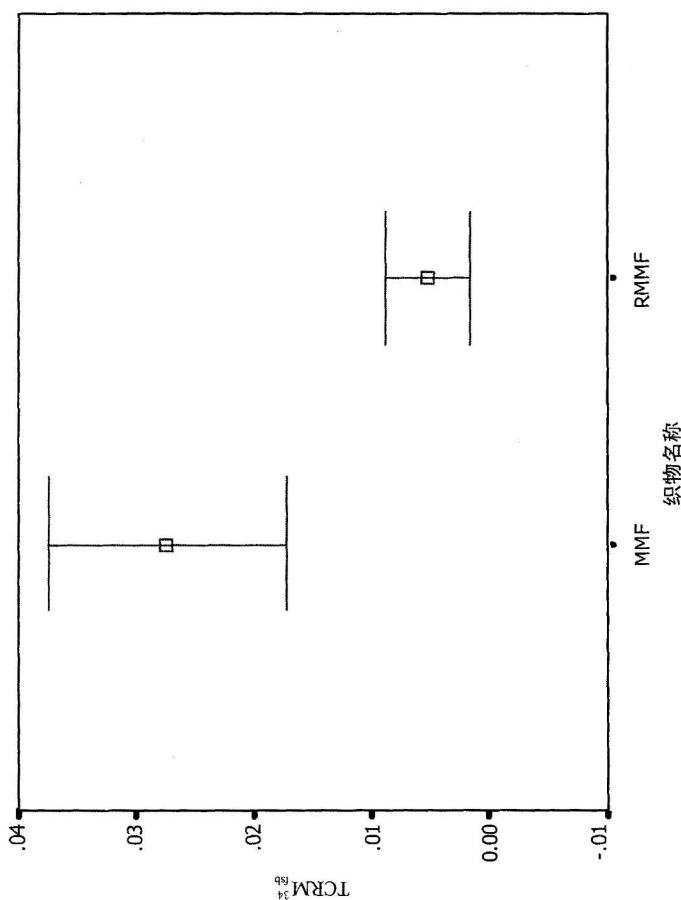


图 17



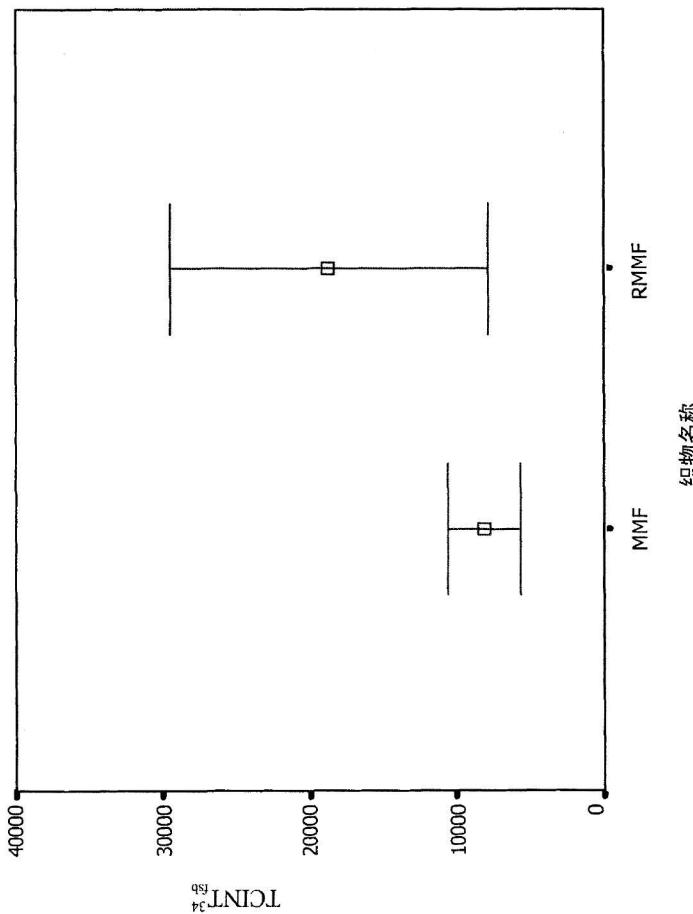
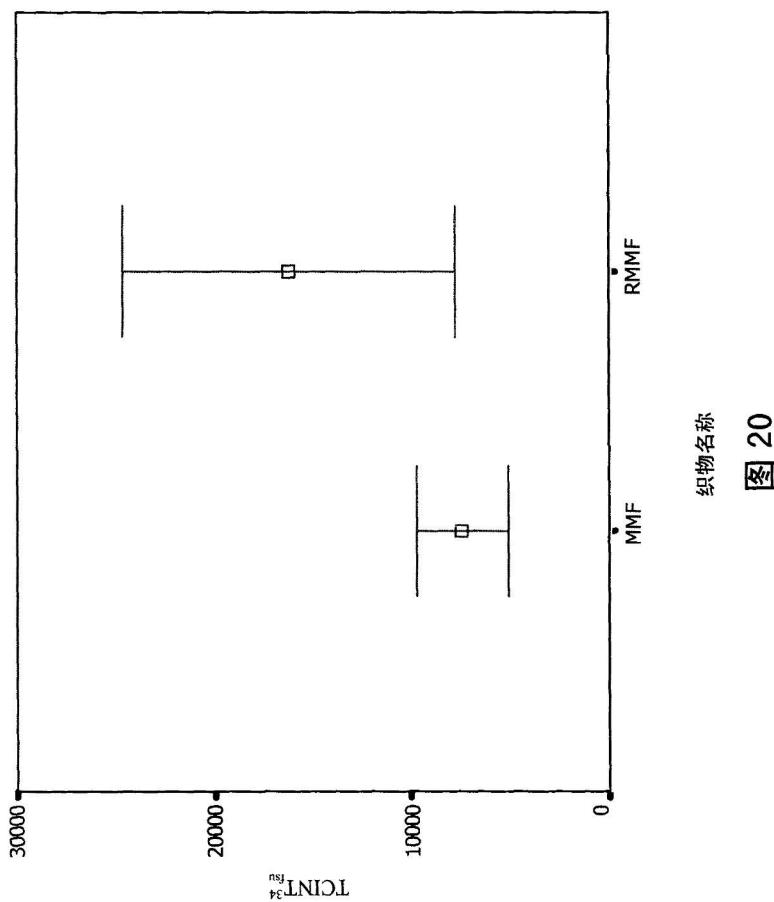


图 19



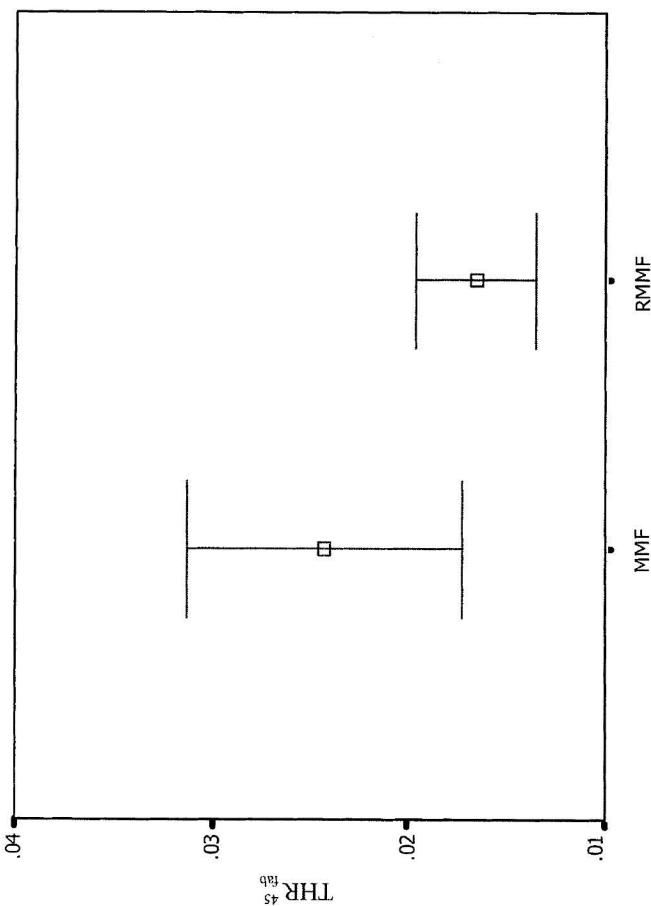


图 21

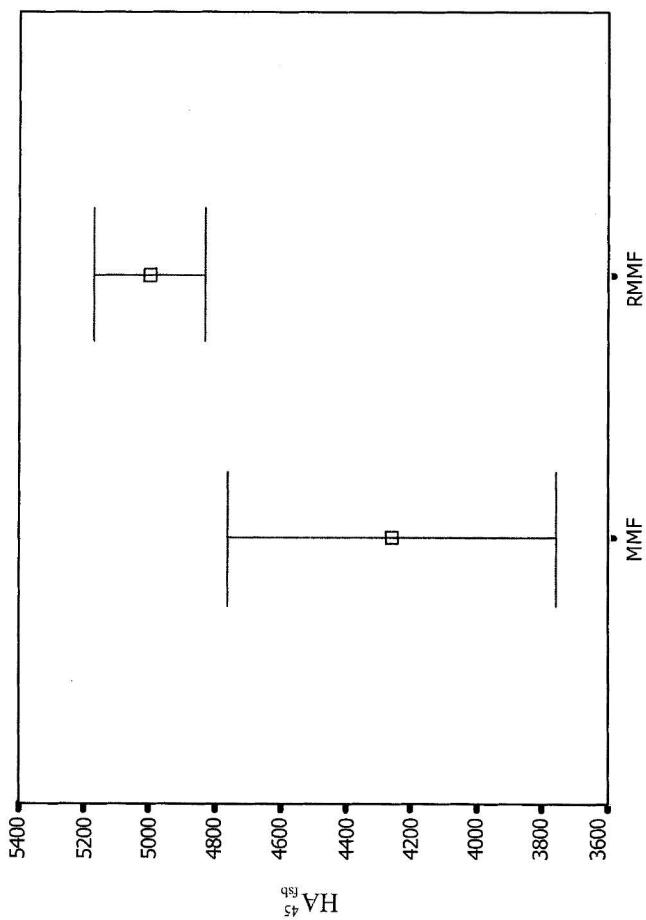


图 22

织物名称

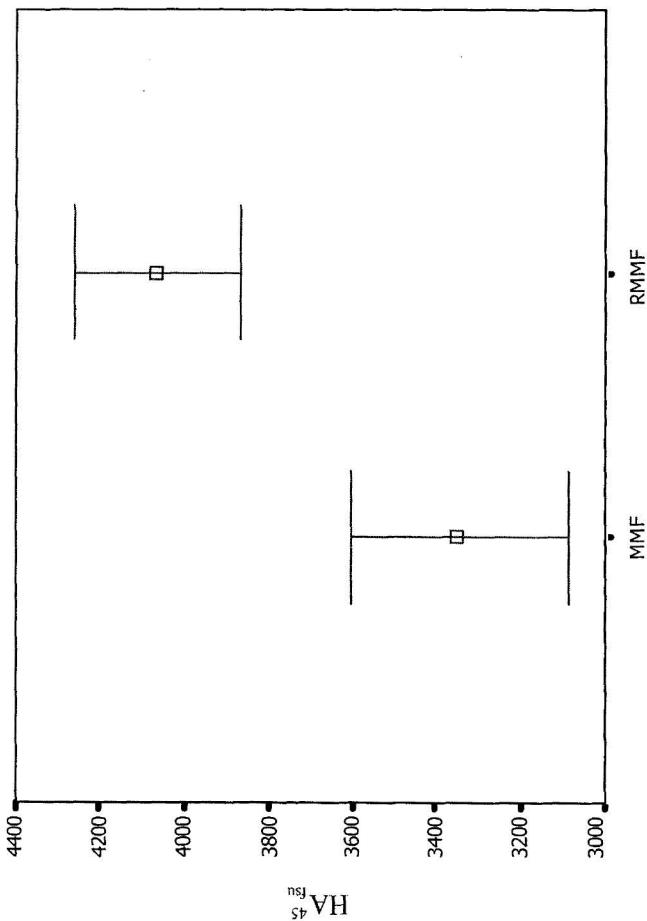


图 23
织物名称

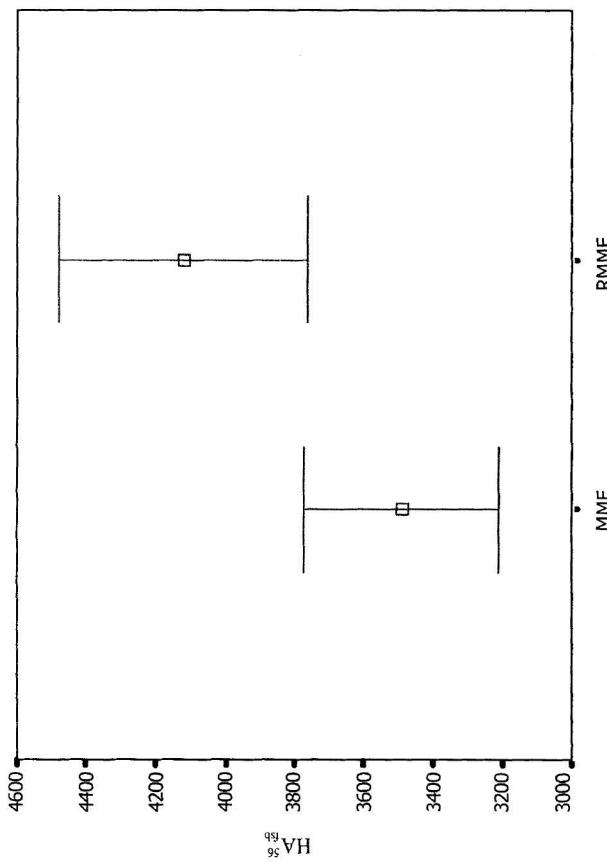


图 24
织物名称

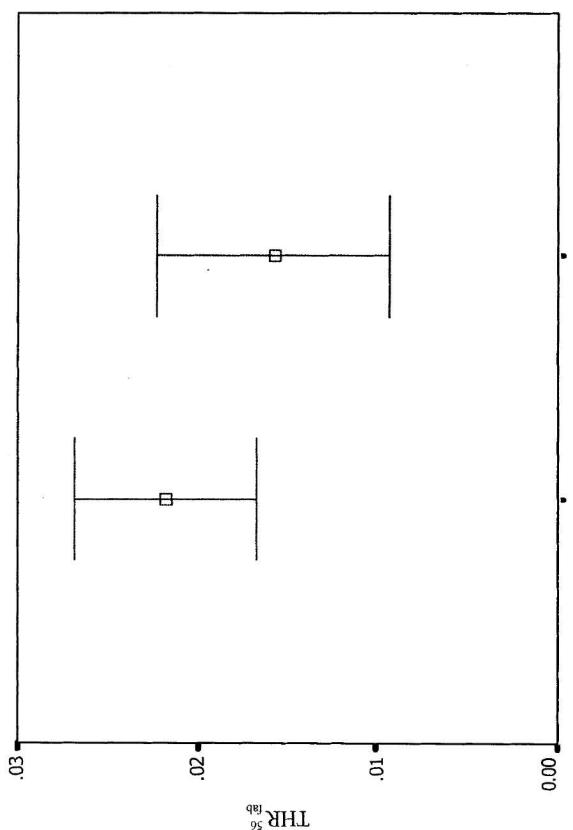


图 25