

利用近红外光谱监测皮肤血氧输运

田丰华¹, 丁海曙^{1*}, 王广志¹, 蔡志刚², 赵福运²

1. 清华大学电机系生物医学工程研究所, 北京 100084

2. 北京大学口腔医学院, 北京 100081

摘要 利用近红外光谱无创监测移植手术后的皮瓣成活状况,是近红外组织氧检测技术的最新应用之一。本文介绍了我们设计的利用光纤传导的近红外皮肤血氧监测系统,该系统可以灵活调整光源~探测器间距以适应皮层检测。利用该系统进行的前臂皮肤阻断试验中,静脉阻断时皮肤内有显著的血液充盈现象,全阻断时氧含量明显下降。实验表明,利用近红外光谱法监测皮瓣血氧输运情况是非常有效的,特别是可以比较好地监测静脉回流情况。

主题词 近红外光谱; 整形外科; 皮瓣; 阻断

中图分类号:R318 **文献标识码:**A **文章编号:**1000-0593(2002)02-0209-04

引言

皮肤是人体重要器官,具有保护内部组织、调节体温等功能。皮肤也是比较容易受到损伤的器官,如机械损伤、烧伤、冻伤等,严重的损伤必须通过外科整形手术来加以修复。临床上将具有血液供应的皮肤及其附着的皮下组织称为皮瓣。皮瓣移植是整形外科中十分常见的手术,通过移植可以达到修复缺损、重建功能、改善外形等效果^[1]。目前皮瓣移植手术的成功率可以达到90%以上,但是仍然有5%~10%的手术可能会失败^[2]。血管吻合处发生栓塞是导致皮瓣移植手术失败的主要因素,这是因为栓塞会阻断皮瓣内的血液循环而引起皮瓣坏死,此时必须及早加以挽救。通常情况下,如果血管栓塞发生后12小时内没有得到补救,皮瓣就会坏死而造成手术失败。

术后血管栓塞的早期发现对提高移植手术的成功率是非常重要的。临床上可以通过观察瓣的颜色和水肿程度,测量瓣的温度等方法来监测皮瓣的成活状况,但是基本上处在主观经验判断的水平,缺乏客观标准。目前比较普遍使用的无创监测手段有光电容积脉搏波描记术^[3]和激光多普勒血流仪^[4,5]两种,但是都有很大局限性,特别是对静脉栓塞的监测比较困难。

近年来,利用近红外光谱(NIRS)监测术后皮瓣血氧输运状况的研究得到了越来越多的重视。作为一种无创检测组织内血氧变化的技术,近红外光谱法有望为皮瓣移植手术提供一种连续、有效而且简便实用的术后监测手段^[6-8]。为此我

们设计了一套近红外皮肤血氧监测系统,并用前臂阻断来模拟皮瓣血管栓塞的情况,对近红外光谱系统用于皮瓣术后监测的有效性进行了检验。

1 基本原理与仪器设计

1.1 近红外组织氧检测原理^[9]

生物组织对光的衰减主要包括吸收和散射两部分,其中散射作用要远大于吸收作用。组织对光的衰减规律可以用强散射条件下修正的朗伯-比尔定律(Lambert-Beer Law)描述

$$OD = \lg \frac{I_0}{I} = \sum \epsilon c L + G$$

其中OD定义为光密度,表征了介质对光的衰减; I_0, I 分别为入射光强和出射光强; ϵ 为组织的摩尔消光系数; c 表示物质浓度; L 表示光子经过介质的路径长度。等式右边第一项为介质吸收衰减,第二项G为散射引起的衰减,可以近似认为是恒定的量。因此光密度的变化主要反映了组织的光吸收变化。

由于人体组织中其他成分的含量相对稳定,因此组织对光的吸收变化主要是由血液中氧合血红蛋白(HbO_2)和还原血红蛋白(Hb)的浓度变化引起的。在近红外光谱区这两种物质的吸收系数差异比较明显。因此在该谱区利用两个波长的光检测组织的光吸收变化,就可以分别解算出血液中氧合血红蛋白的浓度变化 $\Delta[\text{HbO}_2]$ 、还原血红蛋白的浓度变化 $\Delta[\text{Hb}]$ 以及组织内血容积的总体变化

$$\Delta BV = \Delta[\text{HbO}_2] + \Delta[\text{Hb}]$$

收稿日期:2001-01-16,修订日期:2001-07-10

作者简介:国家自然科学基金(No.69778024)及北京大学口腔医学院科研基金资助

作者简介:田丰华,1975年生,清华大学电机工程系博士研究生 * 通讯联系人

具体推导参见文献[9]。

由于生物组织的强散射特性,光子在组织内的传播是一个随机迁移的过程,所经过的是一条曲折的路径。仿真结果表明,光子从光源经过组织到达探测器的宏观路径呈“香蕉”型,其穿透组织的最大深度约为光源到探测器距离 D 的一半。而由于光子的随机迁移特性,其传播至探测器处所行进的平均行程 L 远大于 D ,其最可几路径长度可以近似表示为 $L = DPF \times D$,其中 DPF (Differential Pathlength Factor)称为差分路径因子。各个波长光的差分路径因子可以通过时间分辨或频率分辨光谱仪来实际测定^[10]。

1.2 仪器设计

皮肤主要由表皮、真皮和皮下组织三部分组成,如图 1 所示。表皮的结构非常薄,厚度约 0.05~0.15 mm,没有血管经过。真皮层的厚度约为 1~2 mm 左右,内部分布着丰富的血管。真皮层下面是由较大动脉和静脉组成的血管网,较小的动脉和静脉从这里出发竖直穿过真皮层并在真皮层的中上部形成毛细血管网。真皮层内的血液循环系统是皮肤维持正常功能的基础,也是皮肤血氧检测的主要对象。相对于表皮和真皮的厚度,皮下脂肪层和肌肉组织的厚度是非常大的。因此,皮肤血氧的检测需要采用反射型系统,即光源和探测器放置在同侧皮肤的表面。并且光源到探测器距离只有几个 mm 左右。

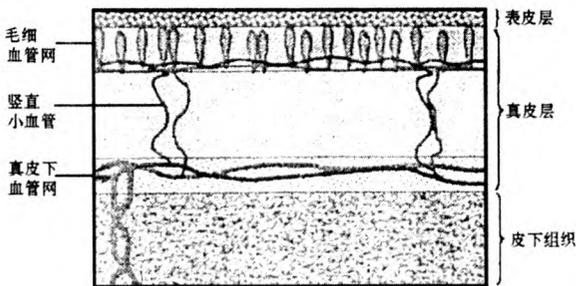


Fig.1 Configuration of skin

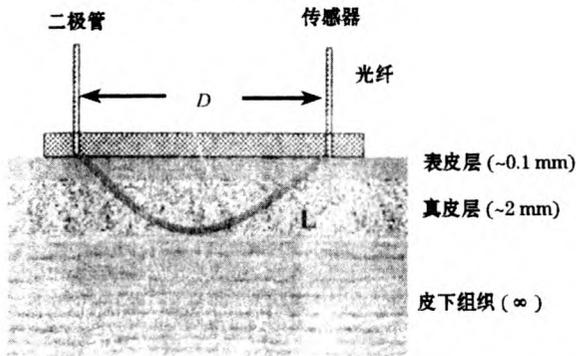


Fig.2 Schematic representation of cutaneous oxygen detection

为了实现皮肤血氧的检测,我们设计了一套利用光纤传导的检测系统,如图 2 所示。发光二极管(波长分别为 700 和 830 nm)和探测器分别通过耦合器与光纤耦合,发光二极管发出的光经过光纤进入皮肤,从皮肤出射的光也由光纤传导至探测器。由于光纤很细($\phi 1$ mm),因而可以比较灵活的调整光源到探测器的距离 D 以获得最佳检测效果,同时光纤也不会对待测组织造成损害。光探测器的输出信号经过放大和

A/D 采样,所得数据送入 PC 机进行解算,即可得到 $[HbO_2]$, $[Hb]$ 和 BV 的变化情况。

由于皮肤结构很薄,光子穿过皮肤所经过的路径很短,迁移时间也很短,因此实际测量光子在皮层传输的差分路径因子 DPF 非常困难,到目前为止还没有相关报道。为了便于同其它的研究结果比较,我们在计算中把两个波长光的差分路径因子均设为 1,这并不影响检测到的血氧变化规律。

2 人体实验与结果分析

2.1 前臂阻断实验

皮瓣内血管栓塞的发生情况可以通过血管阻断加以模拟。为了能够无创监测人体皮肤内的血氧运输情况,我们利用袖带血压计在上臂施加一定的压力,分别实现静脉阻断和全阻断,而测量前臂皮肤内的血氧变化情况。正常人的收缩压大约为 90~120 mm Hg,所以实验过程中静脉阻断的压力维持在 60~80 mm Hg 之间,全阻断的压力约为 240~260 mm Hg。

实验过程分为三个阶段:阻断之前阶段,主要是测定皮肤在正常情况下的血氧含量基准;阻断阶段,一般持续约十分钟;阻断释放后的恢复阶段,主要观察阻断释放后皮肤内血氧的恢复过程。实验中检测部位为前臂屈肌群上面的皮肤,光源到探测器距离设定为 5 mm,其穿透皮肤的厚度大约为 2 mm。

2.2 结果分析

图 3 为全阻断时皮肤血氧的变化情况。在施加全阻断后,由于血流完全停止,皮肤内的血容积基本保持不变。随着皮肤的不断耗氧, $[HbO_2]$ 浓度逐渐下降,而 $[Hb]$ 浓度逐渐上升。此时皮肤因为缺氧而变灰白色。阻断释放后,由于血液循环恢复, $[HbO_2]$ 浓度快速回升并有过冲现象,而 $[Hb]$ 浓度则迅速下降,此时皮肤颜色变为鲜红。

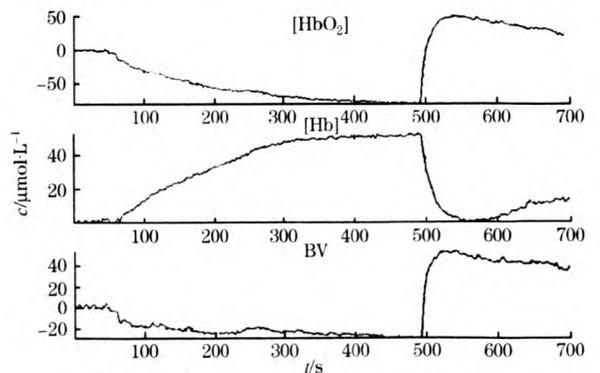


Fig.3 Oxygen and blood changes in skin during total occlusion

图 4 为静脉阻断时皮肤血氧的变化情况。在静脉阻断下,由于静脉回流受阻,皮肤内血液不断充盈,因此 $[Hb]$, $[HbO_2]$ 和血容积都迅速增加,此时皮肤由于充血而变成紫红色。但是几分钟后 $[HbO_2]$ 浓度逐渐下降。这说明由于外周阻力增加,动脉供氧量已经不能满足皮肤耗氧,而且血液充盈的速度也逐渐放慢并将最终停止。阻断释放后, $[Hb]$, $[HbO_2]$ 和血容积都急剧下降至阻断前的水平。

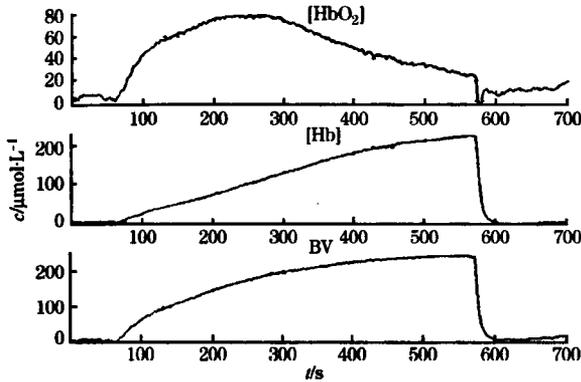


Fig.4 Oxygen and blood changes in skin during venous occlusion

比较图3和图4可以看出,静脉阻断时皮肤血氧的变化要比全阻断的情况大的多,这主要是因为静脉阻断情况下,皮肤内有血液充盈现象,血液充盈过程要比皮肤耗氧强烈和迅速的多。同样的原因也导致静脉阻断开始时 $[HbO_2]$ 会迅速增加,然后才由于皮肤耗氧而缓慢下降。为了验证这一点,我们分别统计了10个志愿者(5名男性和5名女性,平均年龄29.5岁)阻断100秒后 $[Hb]$, $[HbO_2]$ 和BV的平均变化幅度,

结果如表1所示。

Tab.1 The mean changes in 10 volunteers during the first 100 s after occlusions ($\mu\text{mol}\cdot\text{L}^{-1}$)

| | $\Delta[HbO_2]$ | $\Delta[Hb]$ | ΔBV |
|------|-----------------|--------------|-------------|
| 静脉阻断 | 71.3 | 49.2 | 120.5 |
| 全阻断 | -22.9 | 19.4 | -3.5 |

作为一种无创组织氧检测技术,近红外光谱法检测的是区域组织内的局部血氧饱和度($rSaO_2$)和血容积变化,其中既包括动脉血,也包括静脉血和毛细血管内的血液。因此在静脉阻断下,静脉血不断充盈引起了近红外光谱检测参数的显著改变。皮瓣静脉栓塞的情况与静脉阻断很类似,因此静脉栓塞的发生同样会引起近红外光谱检测参数的明显改变,这是近红外光谱法很大的优势所在。由于静脉血流速度比较慢,目前其它无创手段对静脉栓塞的监测效果都不是很好。

以上实验表明,由于皮肤组织内的血管非常丰富,因此利用近红外光谱检测皮肤血氧变化是很有效的,特别是各种血流阻断情况下红外光谱检测参数都有明显变化,而且规律各不相同。由于近红外光谱检测系统本身比较简单、廉价,而且便于连续检测,因此很适合皮瓣术后监测等临床应用。

参 考 文 献

- [1] 王伟主编. 整形外科学, 杭州: 浙江科学技术出版社, 1999.
- [2] T Harashina. *B. J. Plast. Surg.*, 1988, 41:33.
- [3] Yitzhak Mendelson, Burt Dochs. *IEEE Trans. Biol. Engi.*, 1988, 35:798.
- [4] David S Segal, Maureen Callaghan, Arnold J Mandell. *Science*, 1975, 254:56.
- [5] Dennis Watkins, G Allen Holloway. *IEEE Trans. Biol. Engi.*, 1978, 25:28.
- [6] M S Thorniley, S Simpkin, E Balogun, K Khaw, C Shurey, K Burton, and C J Green. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London, Series Biological Science*, 1997, 352:685.
- [7] M S Thorniley, J S Sinclair, N J Barnett, C B Shurey, and C J Green. *B. J. Plast. Surg.*, 1998, 51:218.
- [8] M F Stranc, M G Sowa, B Abdulrauf, and H H Mantsch. *B. J. Plast. Surg.*, 1998, 51:210.
- [9] WANG Feng, DING Hai-shu, LIN Fang(王 峰, 丁海曙, 林 方). *Spectroscopy and Spectral Analysis* (光谱学与光谱分析), 2000, 20(4): 585.
- [10] E Okada, M Firbank, D T Delpy. *Phy. Med. Biol.*, 1995, 40:295.

The Use of Near Infra-red Spectroscopy for Monitoring Perfusion and Oxygen of Skin

TIAN Feng-hua¹, DING Hai-shu¹, WANG Guang-zhi¹, CAI Zhi-gang², and ZHAO Fu-yun²

1. Biomedical Engineering Institute, Tsinghua University, Beijing 100084, China

2. School of Stomatology, Peking University, Beijing 100081, China

Abstract Near infra-red spectroscopy (NIRS) seems to be an ideal non-invasive technique for the postoperatively monitoring of plastic surgery in recent study. In this paper, a system utilizing near infra-red reflectance spectroscopy to access the blood perfusion and oxygen supply in skin was described. The beams of light were transmitted by optical fibers so that the distance between light source and detector could be adjusted easily. The forearm occlusion experiments on human body were performed using this system. In venous occlusion the concentration of both oxygenated hemoglobin and deoxygenated hemoglobin increased significantly because of the venous outflow was impeded. In total occlusion the oxygenated hemoglobin concentration decreased, deoxygenated hemoglobin concentration

increased and the blood volume remained unchanged. The experimental results indicate that NIRS is potential to monitor the circulation of skin flap, especially the venous flow.

Keywords Near infra-red spectroscopy; Plastic surgery; Skin flap; Occlusion

(Received Jan. 16, 2001; accepted July 10, 2001)
