

不同的光透明剂对在体人皮肤组织光学透明的反射光谱研究

赵庆亮¹, 郭周义¹, 魏华江^{1*}, 杨洪钦², 司俊丽³,
谢树森², 巫国勇⁴, 钟会清¹, 李兰权¹, 郭晓¹

1. 华南师范大学激光生命科学研究所, 激光生命科学教育部重点实验室, 广东 广州 510631
2. 福建师范大学医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建 福州 350007
3. 广州中医药大学第二临床医学院, 广东 广州 510405
4. 中山大学第一附属医院心胸外科, 广东 广州 510080

摘 要 研究了经三种不同类型的透明剂处理后的在体人皮组织在波长为 400~1 000 nm 范围内随时间变化反射光谱特性的变化及各组于 580 nm 处分别在 0~60 min 时间段各组反射光谱的改变程度。实验采用 USB-4000 光纤光谱仪分别获取经丙三醇、葡萄糖及丙二醇处理在体人皮肤组织前后的在 0, 10, 20, 30, 40, 50 和 60 min 的平均漫反射光谱。实验结果表明: 分别经三种不同类型透明处理后的皮肤组织的平均反射光强度都呈现出明显的减弱, 但是随着各自作用于皮肤组织时间的增长, 所导致的相对反射率减少量逐渐增大。经 40% 甘油作用于皮肤组织后在 10, 20, 30, 40, 50 和 60 min 处的相对反射率的减少分别为 5%, 7%, 9%, 10%, 11% 和 12%, 经 40% 葡萄糖作用于皮肤组织后在 10, 20, 30, 40, 50 和 60 min 处的相对反射率的减少分别为 9%, 13%, 16%, 19%, 21% 和 22%, 而 40% 丙二醇作用于皮肤组织后在 10, 20, 30, 40, 50 和 60 min 处的相对反射率的减少分别为 14%, 22%, 29%, 32%, 34% 和 35%。可见, 这三种不同类型的透明剂都能够显著增强光在皮肤组织中的穿透能力, 在 0~60 min 的时间内各组得光透明时间进程也有所不同, 在同体积分数下, 光学透明效果差异显著地由高到低依次为 40% 丙二醇, 40% 葡萄糖, 40% 甘油。

关键词 医用光学和生物技术; 光透明剂; 反射光谱; 人皮肤组织; 甘油; 葡萄糖; 丙二醇

中图分类号: R318.5 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3964/j.issn.1000-0593(2011)02-0302-06

引 言

近年来, 随着光学诊断技术的发展和医疗无损伤治疗的需要, 光学成像和激光治疗等光子技术的应用已经发展成为生物和医学研究重要热点之一。然而, 生物组织所具有的混浊特性限制了光在组织中的穿透深度, 使得多种光学诊断技术仅能用于浅表组织的检测^[1-5]。为了提高光子技术在生物组织的成像中的深度, 目前采用的物理方法主要有电穿孔法、超声波和离子电渗^[6-10]等, 另一种化学方法, 通过在研究生物组织上施加光透明剂, 来减弱生物组织的高散射特性。在 1997 年, Tuchin 等^[11]倡导的光折射率匹配技术是一个可以降低散射物理系统混浊的有效方法, 通过在生物组织

中施加高折射率的光透明剂来实现组织固体成分与胞内外间液的折射率匹配, 从而降低生物组织对光散射作用的生物组织光透明技术(tissue optical clearing technique)^[12-17], 此技术为光子医学诊断与治疗的临床应用带来了新契机, 其中对体表皮肤的光透明应用研究更成为重点。目前, 用于研究皮肤组织光学特性的高折射率光透明剂在类型上主要有甘油、葡萄糖、二甲基砒(DMSO)、丙二醇、乙醇和月桂氮卓酮等, 因此类光透明剂具有用量少、毒性低以及对皮肤组织造成的刺激性弱, 在研究生物组织光透明特性中被广泛采用^[18,19]。目前国内外从事生物组织光透明技术研究成果有: 徐向群等^[20]研究了近红外反射光谱研究光透明剂对胃组织光学透明的影响, 实验发现生物组织光透明进程的快慢和效果与光透明剂渗透所导致的组织失水速率和程度成正比; Zhu 等^[21]

收稿日期: 2010-05-10, 修订日期: 2010-08-20

基金项目: 国家自然科学基金项目(60778047), 广东省自然科学基金项目(06025080, 0632270)和医学光电科学与技术教育部重点实验室(福建师范大学)项目(JYG0804, JYG0503)资助

作者简介: 赵庆亮, 1982 年生, 华南师范大学激光生命科学研究所硕士研究生 e-mail: zqlgj99@163.com

* 通讯联系人 e-mail: weihj@scnu.edu.cn

在研究了不同浓度甘油与葡萄糖对鸡胚尿囊膜血管的短期与长期影响后,发现高浓度的试剂均会对血管形态结构和功能产生严重的不可逆损伤,甚至影响到鸡胚尿囊膜血管的发育,但随着浓度的降低,这种影响会减弱;岑建等^[22]研究了渗透剂甘油对小鼠皮肤光学特性影响,发现在甘油作用下,随着时间的延长,小鼠皮肤的约化散射系数发生明显的减小,吸收系数略有增加,并最终导致了有效衰减系数的减小,但当作用时间超过 25 min 后,样品的光学特性参量会趋于恒定;Vargas 等^[23]研究了葡萄糖和甘油溶液能够显著增加皮肤组织的半透明性;Bashkatov 等^[24]采用了葡萄糖和甘露醇两种透明剂对离体人骨膜的光学透明特性进行研究,结果发现在施加两种透明剂后,骨膜组织透明度都明显增强,同时也增加了光在组织中的透射深度。但绝大多数都是针对离体组织或模拟动物组织等进行实验研究,而对在体人类皮肤组织的相对较少。同时在实际的实验研究过程中,即使相同的浓度条件下,对相同的组织,所选择的光透明剂的类型、浓度、剂量的不同以及与目标组织相互作用时间的长短等不同,所产生的光透明效果也有很大的不同,渗透的速度也差异显著^[25-28]。因此,更进一步的研究不同类型的光透明剂对在体生物皮肤组织渗透能力大小、以及透明剂的类型优化选择对生物学和医学上的应用都是十分重要的。这不仅为研究光透明机理提供部分实验数据,而且还能优化在实际医学临床运用中,针对不同的目标组织做出合适而有效的光透明剂选择。

1 材料和方法

1.1 实验材料

甘油;葡萄糖;丙二醇;二次蒸馏水;HZS2H 水浴恒温振荡器;可调谐式移液器;ALC-310 电子天平;微型电脑一台。

1.2 标准饱和溶液的配制

分别精密获取甘油,葡萄糖和丙二醇三种不同化学试剂(购自广州市东征化玻仪器有限公司)。用二次蒸馏水,在室温(28 ± 3) $^{\circ}\text{C}$ 下配置相同浓度的三种不同饱和溶液。量取储备液置 10 mL 量瓶中并置于水浴恒温振荡器上,加流动相蒸馏水稀释至刻度,摇匀,配制体积分数为 40% 甘油,40% 葡萄糖和 40% 丙二醇标准液待用。

1.3 实验对象

自愿参加检测者健康成年人 27 例,其中男 14 例,女 13 例,年龄最小 21 岁,最大 27 岁,平均年龄 23.8 岁。实验在常温下进行,受试者在实验前 15 min 进入实验室休息、适应暗室环境,并且被告知在测试的过程中不允许进食和饮水。实验前先用洗手液洗净手掌并于自然状态下干燥后待实验。光谱检测在暗室进行,室温(25 ± 3) $^{\circ}\text{C}$,相对湿度(55 ± 10)%,室内空气无明显流动,周围环境无强噪声和强电磁源。实验过程,首先分别选取不同受试者手掌中心位置附近的三个不同位置进行准直反射测试,获取未经任何处理的皮肤组织在 400~1 000 nm 波长范围内的反射光谱。然后分别获取每位受试者手掌同样的位置(每个位置分别涂抹不同类

型的光透明剂)的皮肤组织在 0, 10, 20, 30, 40, 50 和 60 min 的反射光谱。在整个实验测量过程中,为了保证实验的准确性,对实验的每个受试者手掌中的三个位置处使用微量移液管进行补给透明剂溶液,并保持每一个位置光透明剂的适量和均匀性,连续补液的时间间隔为 5~10 min。为了尽量减少测试者的晃动,所有测试者手掌均用医用的胶带固定,每位受试者在同样实验环境下测量,并对不同的受试者的所测量的空白对照的反射光谱和每种光透明剂处理后对应的时刻所测量的反射光谱均作平均值处理。最后,测量标准反射体的反射光谱三次并作平均值处理作为计算相对反射率之用,皮肤组织的反射率的计算方法和计算公式见文献^[29]。

1.4 实验装置

采用 USB-4000 光纤光谱仪(Ocean Optics, USA, model: LS-450)来获取皮肤组织的反射光谱,测量的波长范围为:400~1 000 nm,其附件为日本东芝(Toshiba)公司 TCD1304AP3648 像素的线性 CCD 阵列探测器,积分时间为:10 μs ~65 min,光谱分辨率 0.3~10 nm,测量的窗口直径大约为 400 μm ,如图 1 所示,实验测量的数据用电子计算机数字化进行处理。

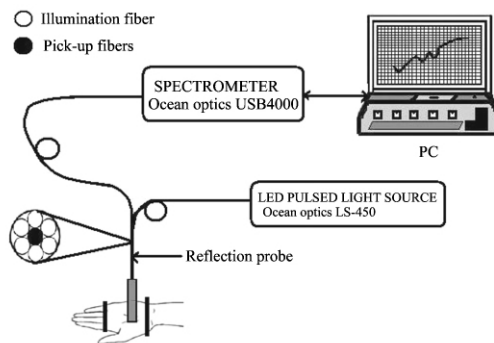


Fig 1 Experimental set up for *in vivo* measurements of reflectance spectra of human palm skin

1.5 统计学处理方法

组织光学参数以均数和标准差($\bar{x} \pm \text{SD}$)表示,采用 Paired-test 检验, $p < 0.05$ 为有显著性差异,利用统计软件 SPSS10 作统计处理。

2 实验结果及讨论

2.1 光透明剂作用于在体人皮肤组织前后的漫反射光谱的变化

在相同的实验监测条件下,分别获取在体人皮肤组织经 40% 甘油,40% 葡萄糖和 40% 丙二醇等三种不同类型的光透明剂处理前后在 400~1 000 nm 光谱范围和在 0, 10, 20, 30, 40, 50 和 60 min 的平均漫反射光谱。图 2—图 4 分别是相对空白对照组(第 1 组),只用 40% 甘油处理组(第 2 组),只经 40% 葡萄糖处理组(第 3 组),经 40% 丙二醇处理后(第 4 组)描述各组组织反射率随着时间变化而变化的平均反射光谱曲线。从图 2, 3 和 4 可见,经三种不同类型透明剂处理

前后的在体皮肤组织第 2 组、第 3 组和第 4 组的反射光谱强度与空白对照组的相比均随时间的增加而呈现逐渐下降的趋势, 皮肤组织对光的散射也逐渐地减小, 从 400~1 000 nm 整个波长范围可见, 施加光透明剂后, 随时间的增加组织样品的光透射率提高而漫反射率降低。该变化与 Choi 等^[30]和 Khan^[31]等对人皮肤组织施加透明剂后的研究结果相一致, 在连续施加光透明剂后组织的反射率越来越小, 光透明特性

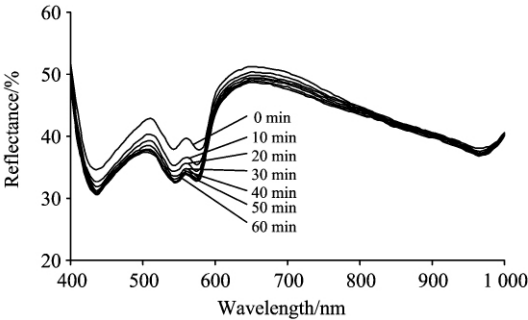


Fig 2 *In vivo* the average reflectance spectra of skin tissue treated with 40% glycerol in the spectral range from 400 to 1 000 nm at 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60 min

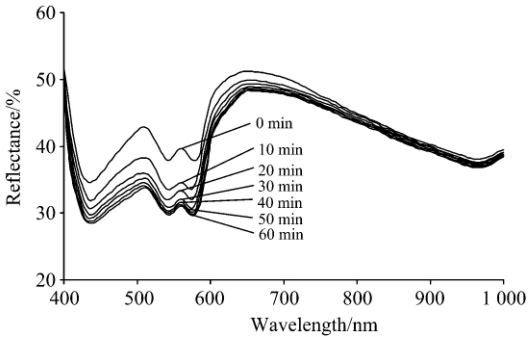


Fig 3 *In vivo* the average reflectance spectra of skin tissue treated with 40% glucose in the spectral range from 400 nm to 1000 nm at 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60 min

变得越来越好。除了光透明效果不同外, 三种溶液对组织的光透明时间进程也有所不同。经三种透明剂处理后的皮肤组织在 0~30 min 内比在 30~60 min 内组织的反射率变化相对明显, 而且在 10~20 和 20~30 min 变化的程度差不多, 在 30~60 min 时间段, 虽然变化较小, 但是其整个过程的反射值还在减少; 在相同时间段和同一波长处的变化速度和透明能力也有显著的差异。

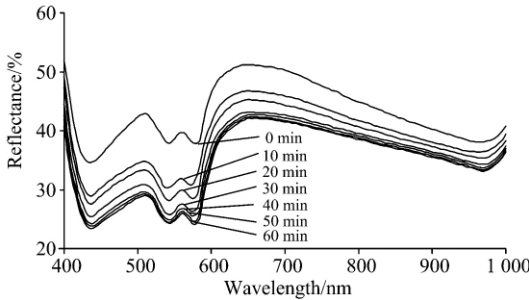


Fig 4 *In vivo* the average reflectance spectra of skin tissue treated with 40% propylene glycol in the spectral range from 400 nm to 1 000 nm at 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60 min

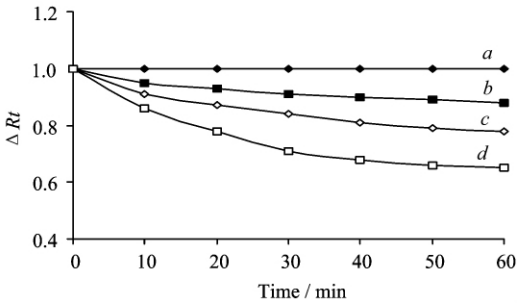


Fig 5 *In vivo* the relative reflectance of human skin tissue treated with non-treatment, a 40% glycerol, b 40% glucose and c 40% d propylene glycol at 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60 min

Table 1 The reflectance (%) of each group at 580 nm at different time points

Wavelength/nm	Groups	0 min	10 min	20 min	30 min	40 min	50 min	60 min
580 nm	1	38.2±1.1	38.2±1.1	38.2±1.1	38.2±1.1	38.2±1.1	38.2±1.1	38.2±1.1
	2	38.2±1.1	36.3±1.0	35.5±1.1	34.8±1.0	34.4±1.0	34.1±1.1	33.8±1.1
	3	38.2±1.1	34.9±1.1	33.2±1.0	31.9±1.0	31.1±1.0	30.5±0.9	30.2±1.0
	4	38.2±1.1	32.6±1.0	29.7±0.9	27.3±0.7	26.2±0.8	25.4±0.8	24.7±0.7

2.2 光透明剂作用于在体人皮肤组织前后在 580 nm 的相对反射率的变化

光透明剂作用于在体人皮肤组织前所测量的漫反射光谱在某一波长 λ 处的漫反射率用 R_0 表示, 而光透明剂作用于皮肤组织后某时刻 t 和在同一波长 λ 处的漫反射率用 R_t 表示, 其相对反射率 ΔR_t 表示为^[32]

$$\Delta R_t = \frac{R_t}{R_0} \tag{1}$$

Tuchin 等^[32]和 Mao^[33]的研究也表明, 光透明剂导致在

体皮肤组织的相对反射率减少和组织的散射系数减少, 而进入组织的透射光强则增大, 组织光透明性增大, 在可见光区, 光透明剂作用于组织后其反射光谱下降最显著的是在 580~750 nm。Galanzha^[34]和 Bashkatov 等^[35-37]的研究也表明光透明剂作用于皮肤组织后其反射光谱下降最显著的也是在 580~750 nm 范围附近。因此, 我们选取 580 nm 处的反射率来研究皮肤组织分别经三种不同类型透明剂处理后在不同时刻其相对反射率的变化情况。同时, 从图 3 可以更加清楚地了解到经 40% 葡萄糖处理后的皮肤组织的反射率下降

明显比第2组变化的快,在0~10和20~30 min内反射率减少的幅度值比较显著,从40 min段才开始呈相对平缓。但施加40%丙二醇组即第4组在0~30 min内减少的幅度值比第3组的还大,在0~10 min反射率变化特别明显,比其他各组在同一时间段成倍数变化。生物组织光透明的进程对应着光透明剂进入目标组织的随时间渗透进程,这一结果进一步显示光透明过程与光透明剂进入目标组织的渗透特性有重要的关系。同时从图2—图4可以看出,经三种不同光透明剂处理前的在体皮肤组织,在500~600 nm光谱间的相对强度要远高于处理后的样品,而且随着时间的增加逐渐减小,这一现象可能是光透明剂与生物组织的相互作用造成的^[24]。同时从表1可看出,各组在相对反射率有很大的差异,即使在同波长处和同一时间段内变化速度也不一样,但是大体的趋势还是差不多,因此从这个表中可以更加详细地看出各组在不同时间反射率的变化。图5表示在体皮肤组织未经处理组和分别经40%甘油处理组、40%葡萄糖处理组和40%丙二醇组在580 nm和在0, 10, 20, 30, 40, 50和60 min的相对反射率的变化。从图5可见,分别经不同类型光透明剂处理后的皮肤组织在580 nm处的相对反射率是随着时间的增加而逐渐减小的,且分别随时间减少的进程是明显不相同的,40%甘油作用于皮肤组织后分别在10, 20, 30, 40 50和60 min处的相对反射率的减少分别为5%, 7%, 9%, 10%, 11%, 12%和40%葡萄糖作用于皮肤组织后分别在10, 20, 30, 40 50和60 min处的相对反射率的减少分别为9%, 13%, 16%, 19%, 21%和22%,而40%丙二醇作用于皮肤组织后分别在10, 20, 30, 40 50和60 min处的相对反射率的减少分别为14%, 22%, 29%, 32%, 34%和35%。由于

渗透特性的不同,三种透明剂对生物组织所起的光透明效果不同。随着光透明剂扩散到组织的细胞外和细胞内空间,折射率为1.33的组织液和胞液(基质),组织中的散射成分可能分别被折射率为1.388 3的40%甘油^[33],折射率为1.337 1的40%葡萄糖^[38],折射率为1.377 0的40%丙二醇^[39]所取代后,组织中基质形成了一个折射率匹配环境。从理论上,散射中心和基质之间折射率的匹配效应将减弱目标组织的散射强度^[40, 41],从而提高光进入生物组织的穿透深度,增加组织透射率,光透明能力越强。

3 结 论

通过对空白对照组、施加40%甘油处理组,施加40%葡萄糖处理组及经过40%丙二醇处理组在波长为400~1 000 nm范围内的不同时间检测组织反射光谱的比较,发现在经过三种不同类型的透明剂处理前后,各组的反射光强度均有明显的下降,特别是在短时间段0~30 min内效果明显好于在30~60 min时间段,并且每一组的相对反射率的变化都是随着时间的增长而逐渐增大,都具有很好的短时的改善作用。在相同的体积分数下,各组对皮肤组织的光透明的速率却不相同,在整个过程中施加不同类型的透明剂,相对甘油和葡萄糖组,丙二醇组呈现的光透明性的改善效果更好,在整个时间段内相对反射率变化最为显著。因此,在实际的光透明剂的医疗诊断过程中要根据不同的生物组织选择合适的透明剂与目标组织的结合,以及采用合适的浓度来改善皮肤组织的光透明性,可为以后光子技术在透明剂的选择上提供有益的参考。

References

- [1] Dunsby C, French P M W. J. Phys. D: Appl. Phys., 2003, 36(14): 207.
- [2] ZHENG Wei, HUANG Zhi-wei, XIE Shu-sen, et al(郑蔚, 黄志伟, 谢树森, 等). Chinese J. Lasers(中国激光), 2001, 28(7): 587.
- [3] ZHU Dan, LUO Qing-ming, ZENG Shao-qun, et al(朱丹, 骆清铭, 曾绍群, 等). Chinese J. Lasers(中国激光), 2002, 29(7): 667.
- [4] Xie Shu-sen, Li Hui, Li Bu-hong. Chin. Opt. Lett., 2003, 1(1): 44.
- [5] Chen Wen-liang, Liu Rong, Cui Hou-xin, et al. Chin. Opt. Lett., 2004, 2(7): 411.
- [6] He Yong-hong, Wang Rui-kang. Biosensors and Bioelectronics, 2004, 20: 460.
- [7] Kanikkannan N, Singh J, Ramarao P, et al. J. Controlled Release, 1995, 59(1): 99.
- [8] WANG Chun-xia, LIU Yu-ling(王春霞, 刘玉玲). Acta Pharmaceutica Sinica(药学报), 2002, 37(12): 999.
- [9] Kassan D G, Lynch A M, Stiller M J. J. Am. Acad. Dermatol., 1996, 34: 657.
- [10] FANG Xiao-yang, YE Qing(方晓阳, 叶青). Chinese Traditional and Herbal Drugs(中草药), 2003, 34(2): 188.
- [11] Tuchin V V, Maksimova I L, Zimnyakov D A, et al. J. Biomed. Opt., 1997, 2(4): 401.
- [12] Wang R K, Xu Xiang-qun, Tuchin V V, et al. J. Biomed. Opt., 2001, 18(7): 948.
- [13] Tuchin V V, Xu Xiang-qun, Wang Rui-kang. Appl. Opt., 2002, 41(11): 258.
- [14] Xu Xiang-qun, Wang Rui-kang, Elder J B. et al. Phys. Med. Biol., 2003, 48(9): 1205.
- [15] Xu Xiang-qun, Wang Rui-kang. Medical Physics, 2003, 30(6): 1246.
- [16] Xu Xiang-qun, Wang Rui-kang, Elder J B. Appl. Phys., 2003, 36(14): 1707.
- [17] Wang Rui-kang, Xu Xiang-qun, He Yong-hong, et al. IEEE, 2003, 9(2): 234.
- [18] Kan M H, Chess S, Choi B, et al. Lasers Surg. Med., 2004, 35: 93.
- [19] SU Yong-hua, QIN Jian-li(苏永华, 秦建黎). China Journal of Traditional Chinese Medicine and Pharmacy(中国医学学报), 1999, 2(14): 21.
- [20] XU Xiang-qun, WU Liu(徐向群, 吴柳). Chinese Journal of Lasers(中国激光), 2005, 5(32): 717.
- [21] Zhu D, Zhang J, Cui H, et al. J Biomed. Opt., 2008, 13(2): 021106.

- [22] CEN Jian, ZHU Dan, LUO Qing-ming, et al(岑建, 朱丹, 骆清铭, 等). Acta Optica Sinica(光学学报), 2004, 24(7): 873.
- [23] Vargas G, Eric K Chan, Jennifer K Barton, et al. Laser Surg. Med., 1999, 24: 133.
- [24] Alexey N Bashkatov, Elina A Genina, Yuri P Sinichkin, et al. J. Biophysical, 2003, 85: 3310.
- [25] Moulton K, Lovell F, Williams E, et al. J. of Animal Science, 2005, 83: 246.
- [26] McClure R A, Bui A, Chang J, et al. Laser Surg. Med., 2008, 20: 6.
- [27] Jiang J Y, Boese M, Turner P, et al. J. Biomedical Optics, 2008, 13(2): 021105.
- [28] ZHONG Hui-qing, GUO Zhou-yi, WEI Hua-jiang, et al(钟会清, 郭周义, 魏华江, 等). Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析), 2009, 29(12): 3190.
- [29] XU Xiang-qun, WU Liu(徐向群, 吴柳). Chinese Journal of Lasers(中国激光), 2006, 23(7): 998.
- [30] Choi B, Tsu L, Chen E, et al. Lasers Surg. Med., 2005, (36): 72.
- [31] Khan M, Choi B, Chess S, et al. Laser Surg. Med., 2004, (34): 83.
- [32] Tuchin V V. J. Phys. D: Appl. Phys., 2005, 38: 2497.
- [33] Mao Zong-zhen, Han Zhen-zhen, Wen Xiang, et al. Proc. SPIE, 2009, 7278(1): 1.
- [34] Galanzha E I, Tuchin V V, Luo Q, et al. Asian J. Phys., 2001, 33: 1024.
- [35] Bashkatov A N, Genina E A, Sinichkin Yu P, et al. Proc. SPIE, 2002, 4623: 144.
- [36] Bashkatov A N, Genina E A, Tuchin V V. Perspectives in Engineering Optics, 2003, 12: 313.
- [37] Bashkatov A N, Genina E A, Korovina I V, et al. Proc. SPIE, 2000, 4224: 300.
- [38] Yeh Yen-Liang, Wang Cheng Chi, Jang Ming-Jyi, et al. IEEE, 2008: 561.
- [49] JinTurin', Edward F Carome, CuboSOvsenik'. IEEE, 2001: 489.
- [40] Graaff R, Aarnoudse J G, Zijp J R, et al. Appl. Opt., 1992, 31(10): 1370.
- [41] Liu Hanli, Beauvoit Bertrand, Kimura Mika, et al. J. Biomedical Optics, 1996, 1(2): 200.

***In Vivo* Reflectance Spectroscopy Study of Different Clearing Agents on Human Skin Optical Clearing**

ZHAO Qing-liang¹, GUO Zhou-yi¹, WEI Hua-jiang^{1*}, YANG Hong-qin², SI Jun-li³, XIE Shu-sen², WU Guo-yong⁴, ZHONG Hui-qing¹, LI Lan-quan¹, GUO Xiao¹

1. Key Laboratory of Laser Life Science, Ministry of Education, Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631, China
2. Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine, Ministry of Education, Fujian Normal University, Fuzhou 350007, China
3. The Second Affiliated Clinical Hospital of Guangzhou University of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou 510405, China
4. Department of Surgery, First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510080, China

Abstract The changes of skin tissue reflectance spectroscopy before and after being treated with the optical clearing agents of three different types of optical clearing within the wavelength rang of 400~1 000 nm, and the degree of changes in reflectance spectroscopy of each group skin during 0~60 min at 580 nm *in vivo* were real-time dynamically researched. The reflectance spectroscopy of skin tissue before and after being dealt by the optical clearing agents of glycerol, glucose and propylene glycol was measured using a USB-4000 fiber spectrophotometer at 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60 min. The results showed that the reflectance spectral intensity was distinctly decreased, but the reflectance was significantly increased gradually with the time prolonged. However, different optical clearing agents have different clearing progress. The relative decrease of reflectance of palm skin tissue before and after being dealt by the optical agents of 40% glycerol, 40% glucose and 40% propylene glycol during 10, 20, 30, 40, 50 and 60 min at the wavelength 580 nm is 5%, 7%, 9%, 10%, 11% and 12%, 9%, 13%, 16%, 19%, 21% and 22%, and 14%, 22%, 29%, 32%, 34% and 35%, respectively. The significant improvement in light transmittance and enhancement of light penetration through tissue was demonstrated for all solutions. The effect and processes of optical clearing of skin tissue is not only closely related to the choosing of the clearing agent type, but also related to the treatment time with the skin tissue. The clearing progress of different type optical clearing agent showed the order of 40% propylene glycol, 40% glucose and 40% glycerol.

Keywords Medical optics and biotechnology; Optical clearing agent; Reflectance spectroscopy; Human skin tissue; Glycerol; Glucose; Propylene glycol

* Corresponding author

(Received May 10, 2010; accepted Aug. 20, 2010)

第四届亚太地区冬季等离子体光谱化学会议在成都召开

仪器信息网讯 2010 年 11 月 27 日, 第四届亚太地区冬季等离子体光谱化学会议(The 4th Asia-Pacific Winter Conference on Plasma Spectrochemistry, 2010 APWC)在四川省成都市望江宾馆举行。此次大会由四川大学、厦门大学和中科院贵阳地化所共同承办, 并得到国家自然科学基金委的鼎力支持, 厦门大学黄本立院士为大会名誉主席, 四川大学侯贤灯教授和厦门大学王秋泉教授为大会主席。来自全球 20 多个国家 200 余位光谱专家齐聚一堂, 进行了深入的沟通与学术交流。

大会开幕式由四川大学侯贤灯教授主持, 四川大学常务副校长李光宪先生、厦门大学黄本立院士分别为此次大会致辞。来自 ICP Information Newsletter, USA 的 Ramon M. Barnes 介绍了冬季等离子体光谱化学会议的历史。

此次大会以大会报告、主题报告、邀请报告、报展、仪器展示等形式, 就等离子体光谱、等离子体质谱、光谱分析仪器、便携式光谱仪器、光谱元素形态分析、光谱环境分析等多个领域的最新研究进展等开展了广泛的学术与技术交流。

Gary M. Hieftje 报告中介绍和评价了几项等离子体光谱化学中替代技术。其中, 着重介绍了被称为飞行距离质谱(distance-of-flight mass spectrometry, DOFMS)和新研发的 1696 通道阵列检测器, 以及它们在金属组学研究中的应用。DOFMS 是在飞行时间质谱(TOFMS)的基础上发展的新分析技术, 通过测量离子的飞行距离来测定 m/z 值。它的分辨率可与四极杆和离子阱相媲美, 而且还保持了 TOFMS 的优点, 并提高了信噪比和动力学应用范围。

随着纳米科学技术的快速发展, 越来越多的纳米材料广泛的应用于日用品、制药、化妆品、生物制品等领域。纳米材料具有许多独特的物理化学特性, 但同时它们对人类的健康等也存在着不可预期的负面影响。柴之芳院士的报告中, 介绍了其实验室近期利用 ICP-MS 和 nuclear hybrid 技术研究纳米毒理学的一些工作成果。

等离子体炬中单个纳米粒子离子化引发的信号可被检测, 而该信号的瞬时频率与纳米粒子的浓度成比例, 该方法可用于 DNA 杂交和蛋白质等分析。张新荣教授的报告重要介绍了基于单粒子模型的 ICP-MS 在生物分子分析中的重要应用。

ES-MS 仪器的发展要较快于 ICP-MS, Molecular MS 也已侵占了许多 ICP-MS 的领域。但是, 从另一个角度来看, ICP-MS 仍有许多独特的地方, 尤其在生物无机物种形成分析中是不可缺少的。Ryszard Lobinski 的报告中介绍了 ES-MS、ICP-MS 在检测生物化学中金属种类时各自的优缺点。

Norbert Jakubowski 的研究工作主要集中在蛋白质中不同元素间的相互作用以及它们在蛋白质中的功能, 因此, 其对以分析仪器作为工具对复杂生物样品中蛋白质进行定性、定量分析非常感兴趣。Norbert Jakubowski 报告中, 以不同的实验研究工作为例来说明 ICP-MS 必将成为蛋白质组学研究中的一个强有力的新型分析工具。

本次大会上还向黄本立院士、倪哲明教授颁发了“原子光谱终身成就奖”, 以表彰他们在原子光谱领域所作的突出贡献。

此次大会除了以上 5 个大会报告外, 还有 26 个主题报告、14 个邀请报告, 17 个参会报告, 以及 62 个海报论文。

本次大会得到了赛默飞世尔科技、岛津国际贸易(上海)有限公司、珀金埃尔默仪器(上海)有限公司、安捷伦科技、Nu Instrument 公司等分析仪器厂商的大力支持, 并且仪器公司的专家分别作学术报告, 和与会专家进行了交流。

等离子体源在原子光谱和质谱离子化方面的应用令人振奋, 对等离子体原子光谱最新进展的研讨与交流的迫切性促成了在 1980 年举办了第一届冬季等离子体光谱化学会议, 2005 年在泰国举办了第一届亚太地区冬季等离子体光谱化学会议。冬季等离子体光谱化学会议是等离子体相关的最重要的学术会议之一, 与会人员主要来自高校、科研院所的科学家、博士后、博士生, 以及相关仪器公司的专家和技术人员。三十多年来, 在历届冬季等离子体光谱化学会议上, 许多国际知名的理论研究、仪器研制、仪器应用等方面的专家汇聚一堂, 交流该领域的最新技术进展, 积极促进了等离子体光谱化学的发展。