

文章编号 1004-924X(2010)12-2688-07

光学相干层析术无损检测血糖的测量效果评价

许全盛,冯 曙,叶大田

(清华大学 深圳研究生院 生物医学工程研究中心, 广州 深圳 518055)

摘要:为改进现有光学相干层析术(OCT)无损检测血糖评价方法的不足,提出将 OCT 信号斜率相对变化量和相对标准误差相结合来评价测量结果,并同时得到血糖的理论测量精度。首先,分析了 OCT 系统共焦函数对测量结果的影响及 OCT 信号斜率相对误差的计算方法,然后,通过对 3 只新西兰白兔进行活体实验来评价 OCT 无损检测血糖的测量结果。在测量血糖引起的 OCT 信号斜率相对变化量的同时,对 OCT 信号斜率相对误差也进行了计算,从而获得血糖的理论测量精度。新西兰白兔活体实验表明,线性度较好的拟合区间下 OCT 信号斜率相对变化量和相对误差分别为 (3.7%)/mmol 和 0.068, (3.4%)/mmol 和 0.026, (0.93%)/mmol 和 0.019, 血糖理论测量精度分别为 ± 3.7 mmol, ± 1.5 mmol 和 ± 4.1 mmol。OCT 信号斜率的相对变化量和相对标准误差相结合的评价方法能更有效地提高血糖理论测量精度,而且拟合区间越大,血糖的测量精度越高。

关键词:光学相干层析术;无损检测;血糖;测量精度;评价方法

中图分类号:R814.42;TP391 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20101812.2688

Evaluation of non-invasive detection of blood glucose using OCT

XU Quan-sheng, FENG Shu, YE Da-tian

(Biomedical Engineering Research Center, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China)

Abstract: To improve the evaluation method of non-invasive detection of blood glucose by Optical Coherence Tomography(OCT), a method combining the relative variance of OCT signal slope with the relative standard error was presented to evaluate the measurement effect and to obtain the theoretical precision of blood glucose detection. Firstly, the effect of the OCT confocal function on the blood glucose detection and the computing method of the relative error of OCT signal slope were given. Then, the relative variance and standard error of the OCT signal slope via a vivo experiment on 3 New Zealand rabbits were carried out to evaluate the non-invasive detection of blood glucose. Obtained results indicate that the relative variance and standard error of OCT signal slope are (3.7 %)/mmol & 0.068, (3.4 %)/mmol & 0.026, (0.93 %)/mmol & 0.019, respectively, and the theoretical measuring precision of blood glucose detection are ± 3.7 mmol, ± 1.5 mmol and ± 4.1 mmol, respectively. It concludes that the the evaluation method of combining the relative variance and standard error of OCT signal slope can greatly improve the theoretical measuring precision of blood glucose detection, and the larger the fitting interval is, the higher the measuring precision is.

Key words: Optical Coherence Tomography(OCT); non-invasive detection; blood glucose; measurement precision; evaluation method

收稿日期:2009-12-01;修订日期:2010-03-12.

基金项目:广东省科技计划资助项目(No. 2008B030303055)

1 引言

血糖无损检测一直是国内外研究人员关注的研究课题,该方法的实现可极大地减轻糖尿病患者采血的痛苦。光学相干层析成像(Optical Coherence Tomography, OCT)作为一种非侵入式、高分辨率的成像技术,由于其能反应血糖浓度引起的组织散射系数的变化,所以在血糖的无损检测方面应用潜力很大^[1-4]。OCT 无损检测血糖的优势在于其相干检测方法能提取皮肤特定层的信号,最大限度地排除其他层的无关信号的干扰。OCT 无损检测血糖方法自 2001 年被提出以来,在国内外研究工作者的共同努力下,取得了可喜的研究成果,但仍未达到血糖测量的精度要求,距离实际应用还有很多工作要做,其中包括对该测量方法测量结果的评价等。现有 OCT 无损检测血糖的研究中多用血糖引起的 OCT 信号斜率 S_{OCT} 的相对变化量 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ ($\Delta S_{\text{OCT}}/S_{\text{OCT}}$) 来评价测量结果。如 Kinnunen 等人^[5]的组织模拟溶液和离体老鼠皮肤研究结果表明,血糖引起的 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 在 2% Intralipid 溶液中为 (0.07%)/mmol, 在 5% Intralipid 溶液中为 (0.029%)/mmol, 在离体老鼠皮肤中为 (0.67%~1.73%)/mmol。Larin 等人^[6-8]的活体研究结果表明,血糖引起的 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 在新西兰白兔耳朵皮肤中为 (3.3%)/mmol, 在尤卡坦微型猪背部皮肤中为 (2.3%)/mmol, 在人体小臂皮肤中为 (3.4%)/mmol。研究发现 S_{OCT} 可能会由于共焦函数的影响变得很小甚至负值,共焦函数不同会导致 S_{OCT} 不同,而散射系数引起的 ΔS_{OCT} 相同,因此 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 不同^[9]。这就导致不同的 OCT 系统或同一 OCT 系统焦点位置不同时在相同的实验中得到的 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 不同。因此仅用 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 评价测量结果是不严密的。

本文首先分析了 OCT 系统共焦函数对测量结果的影响及 OCT 信号斜率误差的计算方法,指出了现有 OCT 无损检测血糖测量结果评价方法的不足,然后通过新西兰白兔活体实验来评价 OCT 无损检测血糖的测量结果。在测量血糖引起的 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 的同时,对 OCT 信号斜率相对标准

误差 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 也进行了计算,从而获得了血糖的理论测量精度。

2 共焦函数对测量结果的影响

2.1 共焦函数

OCT 系统的共焦函数可以通过简化聚焦形态为高斯分布的后向散射光的公式得到^[10]:

$$F_c(z) = 1/[1 + (\frac{nz}{\lambda})^2 \Omega^2], \Omega = \pi \theta^2 / n^2, \quad (1)$$

其中假设 $nz \ll f$, n 为样品的折射率, z 为与焦点的距离, f 为物镜的焦距; Ω 表示探测光束在样品中的立体角, $\theta = D/f$, D 为焦点的直径。

图 1 是对不同镜面位置的 OCT 信号的测量结果,其中焦平面的位置在 1 800 μm 处。可以看出在焦平面处 OCT 信号强度最大,离焦平面越远, OCT 信号强度越小,图中的实线即为共焦函数的表现形式。

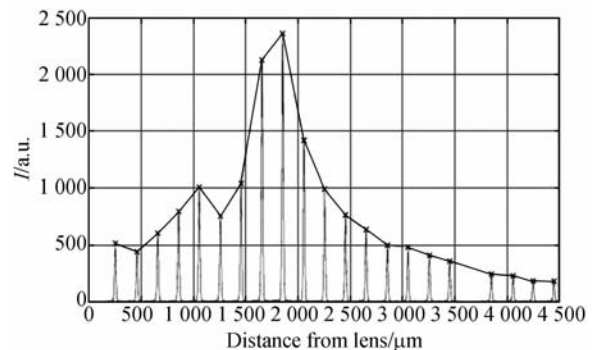


图 1 镜面在不同位置的 OCT 信号

Fig. 1 OCT signals in different mirror positions

2.2 共焦函数对 OCT 信号斜率的影响

本文使用 3% Intralipid 溶液作为样品,实验中将聚焦物镜的焦点位置调节在距载玻片下表面的不同位置来测量样品的 OCT 信号。共测量 18 次,每次测量扫描 10 000 点叠加后取平均,在 100~1 100 μm 的拟合区间,得到 S_{OCT} 随焦点位置的变化如图 2 所示。可见随着焦点位置从样品表面移到样品内部, S_{OCT} 逐渐减小。当焦点位置约 1 100 μm 时, S_{OCT} 达到最小值。

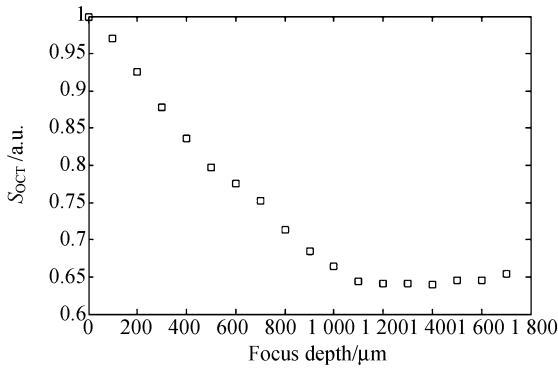


图 2 3% Intralipid 溶液对应不同焦点在拟合区间 100~1 100 μm 的 OCT 信号斜率

Fig. 2 S_{OCT} of 3% Intralipid at different focuses for fitting interval 100~1 100 μm

2.3 共焦函数对 OCT 信号斜率变化量的影响

没有共焦函数的影响时, OCT 信号的函数形式为 $F_{\text{OCT}}(z)$, z 为探测深度; 而在共焦函数的作用下, OCT 信号将变为 $F_{\text{OCT}}(z) \cdot F_c(z)$ 。由于在计算 OCT 信号斜率时都是对信号取对数, OCT 信号的表达形式变为 $\log(F_{\text{OCT}}(z)) + \log(F_c(z))$, 当散射系数变化时, 前一项将发生改变, 而后一项由共焦函数本身决定, 不会发生变化。也就是说, $F_c(z)$ 不同时, 由散射系数引起的 ΔS_{OCT} 不变。

从以上讨论可以看出, 共焦函数不同会导致在相同实验中得到的 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 不一样。OCT 信号本身的表示没有统一的标准, 所以也无法用 ΔS_{OCT} 评价测量结果。在 S_{OCT} 很小的情况下, 微小的 ΔS_{OCT} 就能引起一个比较大的 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$, 但此时 OCT 信号斜率相对误差 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 也很大。因此, 仅用 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 评价测量结果是不严密的, 应该再加上 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 。

3 OCT 信号斜率相对误差的计算方法

Kinnunen 等人^[11] 通过计算 OCT 信号幅值 A 的相对标准误差 $SEM_r(A)$, 由式(2)和(3)获得信号斜率 S_{OCT} 的相对标准误差 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$:

$$SEM_r(S_{\text{OCT}}) = SEM_r(A) \times \frac{A}{\Delta A} \times K, \quad (2)$$

$$K = \frac{M^{1/2} \times (M-1)}{[M \sum_{m=1}^M m^2 - (\sum_{m=1}^M m)^2]^{1/2}}, \quad (3)$$

其中 ΔA 表示拟合区间中 OCT 信号幅值的变化, M 表示拟合区间中不相干的点数, 与 OCT 系统的纵向分辨率有关。对于相同长度的拟合区间, 分辨率越高, M 越大, K 越小, 也就是说, 对于相同长度的拟合区间, OCT 系统的纵向分辨率越高, $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 越小。但在拟合区间中, A 和 $SEM_r(A)$ 都是随深度变化的, 因此用式(2)计算出来的 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 并不是很准确。本文采用了更为直接和准确的方法, 通过计算每个参与叠加平均的 OCT 信号斜率 S_{OCT} , 由式(4)和(5)计算 S_{OCT} 相对误差 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$:

$$SEM_r(S_{\text{OCT}}) = \sigma_r / N^{1/2}, \quad (4)$$

$$\sigma_r = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (S_{\text{OCT}_n} - \bar{S}_{\text{OCT}})^2}{N} / \Delta S_{\text{OCT}}}, \quad (5)$$

其中 σ_r 表示 OCT 信号斜率 S_{OCT} 的相对标准差, N 是叠加平均的次数。通过叠加平均可以有效消除公式(2)中因为 A 和 $SEM_r(A)$ 随深度变化而带来的 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 的计算误差。

4 实验结果与讨论

4.1 实验步骤

实验使用广州中医药大学饲养的 3 只新西兰白兔, 每只 2~3 岁, 2.5 kg 左右, 用京都血糖仪(型号:GT-1640)测量实际血糖值。实验步骤如下:

(1) 用 2~3 ml 2% 的戊巴比妥钠溶液麻醉后, 对右耳采用 OCT 测量的部位去毛, 因为兔毛对探测光的散射会削弱探测进入皮肤的光的强度。

(2) 把麻醉后的新西兰白兔放在实验台上, 然后把右耳在放有海绵的升降台上, 向上移动升降台, 使得右耳被测部位紧贴载玻片, 从而避免共焦函数引起的 OCT 信号斜率变化, 并保证扫描皮肤在同一位置, 避免不同位置皮肤结构的差异引起的 OCT 信号斜率变化。

(3) OCT 系统开始扫描, 同时开始计时。在第 2 min 第一次测量血糖值。

(4) 第 4 min 左右, 向新西兰白兔的左耳静脉推注 2 ml 50% 葡萄糖溶液。

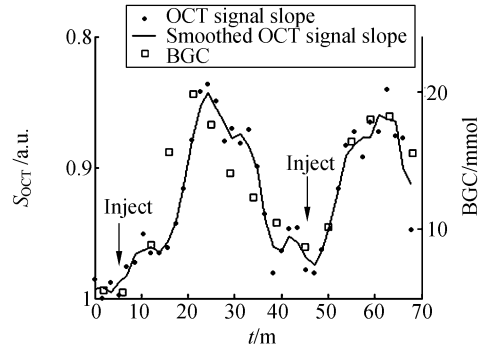
(5) 每隔 4~5 min, 在左耳采血。

实验中, OCT 扫描频率为 80 Hz, 水平方向扫描范围为 10 mm×10 mm。每次测量共扫描线数为 80×100(时间 100 s), 这样每个扫描线水平方向的间隔为 100 μm, 大于 OCT 系统的水平分辨率(30 μm), 可保证每条扫描线都是不相干的。新西兰白兔 1, 2 的 OCT 测量次数均为 20 次, 实验用时 33 min。新西兰白兔 3 的 OCT 测量次数为 40 次, 实验用时 67 min, 其中在 46 min 时, 在左耳静脉又推注了 1.5 ml 50% 葡萄糖溶液。

4.2 实验结果

对于计算 S_{OCT} 时拟合区间的选择, 首先应该保证在真皮层范围内, 这样才能反应组织液中血糖浓度的变化, 其次应该采用尽量长的拟合区间以减小 S_{OCT} 的误差。

对编号分别为 1, 2, 3 的 3 只新西兰白兔, 分别取 100~200 μm, 115~330 μm 和 160~260 μm 的拟合区间, 得到 S_{OCT} 随时间的变化, 如图 3 (a), (b), (c) 所示, 实线是取相邻的 3 个点平滑的结果。其中新西兰白兔 1 和 2 在第 4 min 静脉推



(c)新西兰白兔 3

(a)For New Zealand rabbit 3

图 3 新西兰白兔 1, 2, 3 的 OCT 信号斜率和血糖浓度随时间的变化

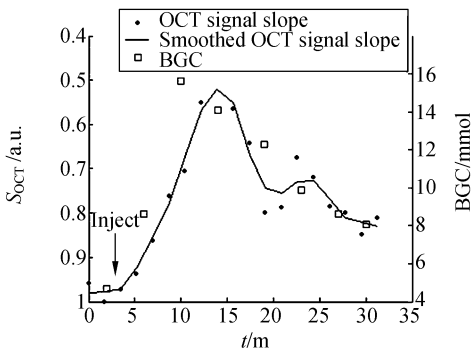
Fig. 3 Variations of OCT signal slopes and blood glucose concentrations of New Zealand rabbits 1, 2, 3 as a function of time, respectively.

注葡萄糖后, 随着血糖浓度(BGC)的上升, S_{OCT} 减小并分别在约 14, 12 min 达到最小值, 然后逐渐增大。用血糖仪测量的实际血糖值和 S_{OCT} 变化趋势基本吻合, 在静脉推注葡萄糖前血糖浓度分别为 4.7 和 5.1 mmol, 在约 11 和 10 min 分别上升到峰值 15.6 和 18.6 mmol, 然后逐渐下降。血糖浓度的变化略快于 S_{OCT} , 是因为血糖的变化超前于组织液, 在稳定状态下, 组织液葡萄糖浓度和血糖浓度是相等或严格相对应的。将测得的不同时刻和 S_{OCT} 实际血糖值做直线拟合, 得到相关系数分别为 0.75 和 0.9, $\Delta_r S_{OCT}$ 为 (3.7%)/mmol 和 (3.4%)/mmol, 如图 4 (a), (b) 所示。

对新西兰白兔 3, 在第 6 min 静脉推注葡萄糖后, 随着血糖浓度的上升, S_{OCT} 减小, 在约 22 min 达到最小值。在第 46 min, 第二次注射葡萄糖后, OCT 信号斜率再次减小。用血糖仪测量的实际血糖值和 S_{OCT} 变化趋势也基本吻合。静脉推注葡萄糖前, 血糖浓度为 5.5 mmol, 在约第 20 min 上升到峰值 18.6 mmol, 然后逐渐下降到 8.7 mmol, 再次推注葡萄糖后, 血糖浓度又呈上升趋势。

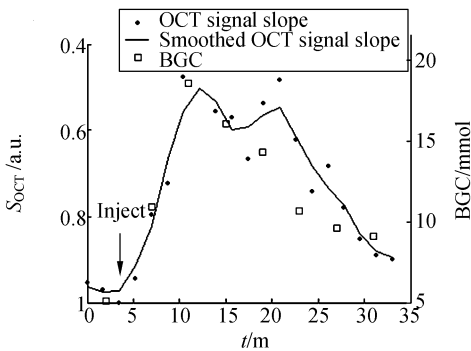
新西兰白兔 3 的实验中, 改变了 OCT 系统样品臂焦点的位置, 由于共焦函数的作用, S_{OCT} 发生了比较大的变化, 因此 $\Delta_r S_{OCT}$ 和前两次实验有比较大的差异。

将测得的不同时刻的 S_{OCT} 和实际血糖值做



(a)新西兰白兔 1

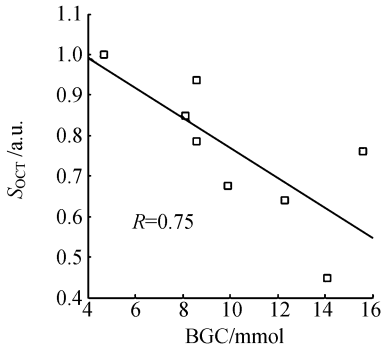
(a)For New Zealand rabbit 1



(b)新西兰白兔 2

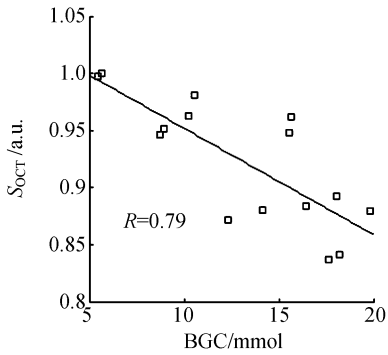
(a)For New Zealand rabbit 2

直线拟合,得到的相关系数为 0.79, $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 为 (0.93%)/mmol,如图 4 (c) 所示。



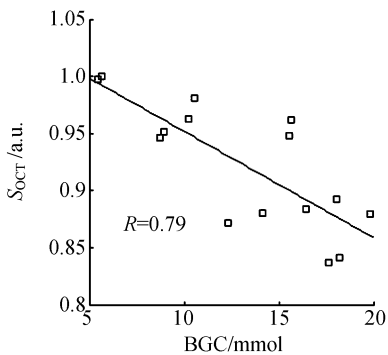
(a)新西兰白兔 1

(a)For New Zealand rabbit 1



(b)新西兰白兔 2

(a)For New Zealand rabbit 2



(c)新西兰白兔 3

(a)For New Zealand rabbit 3

图 4 新西兰白兔 1,2,3 的 OCT 信号斜率和实际血糖值的关系

Fig. 4 Relationship between OCT signal slopes and actual blood glucose concentrations of New Zealand rabbits 1, 2, 3, respectively.

4.3 对测量结果的评价

计算出每个扫描线的 S_{OCT} ,得到 8 000 次叠加平均后的 S_{OCT} 统计特征如表 1 所示。

表 1 不同新西兰白兔 OCT 信号斜率的统计特征

Tab.1 Statistical characteristics of OCT signal slopes of different New Zealand rabbits

新西兰白兔编号	1	2	3
S_{OCT}	0.001 2	0.001 4	0.004 5
$\Delta z(\mu\text{m})$	100~200	115~330	160~260
σ_r	6.1	2.3	1.7
$SEM_r(S_{\text{OCT}})$	0.068	0.026	0.019
$\Delta_r S_{\text{OCT}}(\%/mmol)$	3.7	3.4	0.93

在新西兰白兔实验中, $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 和 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 分别为(3.7%)/mmol和 0.068,3.4%/mmol和 0.026,(0.93%)/mmol和 0.019。

对于新西兰白兔 1 和 3,拟合区间的长度均为 100 μm ,由于焦点位置不同, S_{OCT} (0.001 2 和 0.004 5)有比较大的差异,使得 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ (0.068 和 0.019)以及 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ (3.7%)/mmol 和 (0.93%)/mmol)差异较大,白兔 3 的实际测量精度大于白兔 1,但它们的 ΔS_{OCT} 相当,因此血糖理论测量精度比较接近(± 3.7 mmol 和 ± 4.1 mmol)。

对于新西兰白兔 1 和 2,拟合区间的长度分别为 100 μm 和 215 μm ,由于 S_{OCT} (0.001 2 和 0.001 4)比较接近,所以 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ ((3.7%)/mmol 和 (3.4%)/mmol)也比较接近而难以分辨。但拟合区间为 215 μm 时的 $SEM_r S_{\text{OCT}}$ (0.026)小于拟合区间 100 μm 时(0.068),因此新西兰白兔 2 中血糖的理论测量精度较高(± 1.5 mmol)。

从以上分析可以看出,拟合区间越大,血糖的测量精度越高,这与前面的 Intralipid 溶液实验研究结果是一致的^[12-13]。

5 结论

本文分析了 OCT 系统共焦函数的影响,针对现有 OCT 无损检测血糖的研究结果对测量结

果评价方法的不足,提出了将 OCT 信号斜率的相对变化量 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 和相对标准误差 $SEM_r S_{\text{OCT}}$ 相结合来评价测量结果,并同时得到了 OCT 无损检测血糖方法理论上能达到的精度。新西兰白兔活体实验结果表明,取线性度较好的拟合区间, $\Delta_r S_{\text{OCT}}$ 和 $SEM_r S_{\text{OCT}}$ 分别为 $(3.7\%)/\text{mmol}$ 和 $0.068, (3.4\%)/\text{mmol}$ 和 $0.026, (0.93\%)/\text{mmol}$ 和 0.019 , 血糖的理论测量精度分别为 $\pm 3.7 \text{ mmol}$, $\pm 1.5 \text{ mmol}$ 和 $\pm 4.1 \text{ mmol}$ 。说明 $\Delta_r S_{\text{OCT}}$

与 $SEM_r(S_{\text{OCT}})$ 相结合的评价方法能更有效地提高血糖理论测量精度,且拟合区间越大,血糖的测量精度越高。

本文通过活体实验得到了新西兰白兔中血糖的理论测量精度,但 OCT 无损检测血糖方法要应用到实际中还会受到一些因素的影响,因此,诸如活体测量时的抖动及压力温度的变化到底会对测量结果造成多大的影响,如何有效地改进现用方法的不足是将来工作需要解决的问题。

参考文献:

- [1] FENG S, YUAN K, YE D. Precision of glucose measurement in intralipid suspensions with optical coherence tomography [J]. *SPIE*, 2008;510-513.
- [2] 郑羽,李刚,张泰石,等. 采用特殊镀膜分束器的 OCT 系统性能分析[J]. *光学精密工程*, 2006,14(6):1082-1087.
- ZHENG Y, LI G, ZHANG T, *et al.*. Performance analysis of an optical coherence tomography system with special coating beam splitter [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2006,14(6):1082-1087. (in Chinese)
- [3] 李刚,张泰石,郑羽,等. 频域 OCT 的光学相移器的标定[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(1):114-121.
- LI G, ZHANG T, ZHENG Y, *et al.*. Calibration of phase shifter in spectral domain OCT system [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(1): 114-121. (in Chinese)
- [4] 郑羽,李刚,刘晶晶,等. 在 CSOCT 系统中抑制线性相移误差的校正算法[J]. *光学精密工程*, 2007, 15(5):753-759.
- ZHENG Y, LI G, LIU J J, *et al.*. Correction algorithm of restriction of linear phase-shift in complex spectral OCT system [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2007,15(5):753-759. (in Chinese)
- [5] KINNUNEN M, MYLLYL R, JOKELA T, *et al.*. In vitro studies toward noninvasive glucose monitoring with optical coherence tomography [J]. *Applied Optics*, 2006,45(10):2251.
- [6] LARIN K, MOTAMED M, ASHITKOV T, *et al.*. Specificity of noninvasive blood glucose sensing using optical coherence tomography technique: a pilot study[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2003,48(10):1371.
- [7] LARIN K, ELEDIRI M, MOTAMED M, *et al.*. Noninvasive blood glucose monitoring with optical coherence tomography: a pilot study in human subjects [J]. *Diabetes Care*, 2002,25(12):2263.
- [8] LARIN K, ASHITKOV T, LARINA I, *et al.*. Optical coherence tomography and noninvasive blood glucose monitoring: a review [J]. *SPIE*, 2004,5474:285.
- [9] FENG S, YUAN K, YE D. Effect of multiple scattering on measured signal losses using optical coherence tomography studied by monte carlo simulation [J]. *International Journal of Innovative Computing, Information and Control*, 2010, 6(3):4249-4262. (in press)
- [10] KHOLODNYKH A, PETROVA I, LARIN K. Optimization of low coherence interferometry for quantitative analysis of tissue optical properties [J]. *SPIE*, 2002,4624:36.
- [11] KHOLODNYKH A, PETROVA I, MOTAMED M, *et al.*. Bifocal technique for accurate measurement of total attenuation coefficient in scattering media with OCT [C]. *Proceeding of the Second Joint EMBSBMES Conference Houston, TX, USA*, 2002:2251.
- [12] FENG S, YUAN K, YE D. Efficient fitting range for scatter measurement with optical coherence tomography [J]. *SPIE*, 2009,7280(0M):1-7.
- [13] FENG S, YUAN K, YE D. Efficient fitting range

for glucose measurement with optical coherence tomography [J]. *Journal of Innovative Optical*

Health Sciences, 2009, 2(1):107-115.

作者简介:



许全盛(1973—),男,江西临川人,博士研究生,讲师,1997年于北京化工学院获得工学学士学位,2000年于北京体育大学获得教育学硕士学位,主要从事医学信号与图像处理,人体运动信息检测与处理方面的研究。E-mail: xqc07@mails. tsinghua. edu. cn



冯 曙(1981—),男,江苏盐城人,博士,2002年、2009年于清华大学分别获得学士、博士学位,现为清华大学深圳研究生院博士后,主要从事生物医学信号检测,医学图像处理、机器视觉方面的研究。E-mail: fenshu98@mails. tsinghua. edu. cn

通讯作者:



叶大田(1945—),女,广东人,硕士,教授,博士生导师,1970年于清华大学获得学士学位,1990年于英国曼彻斯特大学获得硕士学位,现为清华大学深圳研究生院生物医学研究中心主任,主要从事生理信号检测、处理和模式识别,听觉与语言康复工程,数字医疗系统集成等方面的研究。E-mail: yedt6386@sz. tsinghua. edu. cn

●下期预告

新型机器人肩关节的静力学分析与结构参数设计

崔冰艳^{1,2},金振林¹

(1. 燕山大学 机械工程学院,河北 秦皇岛 066004; 2. 河北农业大学 海洋学院,河北 秦皇岛 066003)

为了增大机器人肩关节的工作空间和承载能力,改善机器人肩关节的通用性与适应性。本文提出一种基于 3-RRR 正交球面并联机构的新型机器人肩关节,对机器人肩关节进行静力学分析和结构参数设计。首先,应用虚功原理建立机器人肩关节的静力学传递方程,该方法简化了机器人肩关节的静力学计算过程。其次,利用矩阵理论中的范数知识,将力雅克比矩阵引入到静力学性能评价指标中,定义了机器人肩关节的静力学性能评价指标和全域力矩性能评价指标,并绘制了机器人肩关节的静力学性能评价指标在工作空间内的性能图谱。同时,建立了基于机器人肩关节全域力矩性能评价指标的目标优化函数,分析了机器人肩关节的目标优化函数与全域力矩性能评价指标的关系,并利用全域搜索法,得到了机器人肩关节的优化结构参数范围: $l_{11}=49.8\sim 60\text{ mm}$, $l_{12}=90\sim 112\text{ mm}$ 。分析结果表明,机器人肩关节在初始位置附近具有良好的静力学传递性,静力学传递性能随着转角的增大而降低;并且根据优化的结构参数设计出该新型机器人肩关节。