

# 利用近红外光谱术监测呼吸商拐点新途径探讨

徐国栋 叶雁杰 王爱华 徐菊生 王治华

(武汉体育学院健康科学学院,湖北 武汉 430079)

**摘要** 研究在递增强度运动过程中人体骨骼肌内氧合血红蛋白(HbO<sub>2</sub>)含量相对变化的拐点与呼吸商拐点,比较两者在时间上出现的先后次序及规律,分析它们不同步的生理机制。选取赛艇专项运动员 12 名为被试者,在赛艇测功仪(CONCEPT II)上做等级性递增强度运动,起始功率为 50 W,此后每 3 min 增加 50 W 直至力竭。运动中利用近红外三波长便携式肌氧监测仪监测被试者股四头肌中 HbO<sub>2</sub> 含量相对变化,并通过 MAX-II 心肺功能仪同步记录其摄氧量,包括氧摄入量(VO<sub>2</sub>)和二氧化碳呼出量(VCO<sub>2</sub>)。呼吸商拐点相对于 HbO<sub>2</sub> 相对变化拐点有一个延迟效应。结论:近红外光谱肌氧监测系统可以比呼吸系统更及时的反应运动员在运动中的无氧工作状态。这为利用肌氧监测系统测定 HbO<sub>2</sub> 变化来推测呼吸商拐点提供了有力的佐证,这将有提供新的摄氧量测定方法。

**关键词** 近红外光谱;呼吸商拐点;递增负荷;氧合血红蛋白

**中图分类号** R318.5 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS200929s1.0300

## A Probe into New Methods of Non-Invasive Monitoring Inflection Point of Respiratory Quotient by Near-Infrared Spectroscopy

Xu Guodong Ye Yanjie Wang Aihua Xu Jusheng Wang Zhihua

(Institute of Health Sciences, Wuhan Institute of Physical Education, Wuhan, Hubei 430079, China)

**Abstract** The relative change between inflection points of respiratory quotient (RQ) and HbO<sub>2</sub> in skeletal muscle during the process of increased intensity sports is investigated. The occurrence priority and interval regularity of the two based on time is compared, and the physiological mechanism of synchronisms is analyzed. 12 rowing athlete candidates are chosen to test to do increased intensity sports on dynamometer (CONCEPT II). The output power of initial load is 50 W, and then increased by 50 W every 3 min until exhaustive. The relative changes of HbO<sub>2</sub> in Quadriceps by near-infrared spectroscopy (NIRS) during sports are monitored. Simultaneously the oxygen uptake of candidates in sports is determined and recorded, including the intake of oxygen (VO<sub>2</sub>) and exhaled volume of carbon dioxide (VCO<sub>2</sub>) by the Cardiopulmonary Function Instrument MAX-II. The inflection point of RQ is relatively changing to  $\Delta\text{HbO}_2$ . That means there is a time delay in RQ. The delay in VO<sub>2</sub> and VCO<sub>2</sub> relative to HbO<sub>2</sub>, which is affirmed in the single-factor variance analysis test, is do exist. During increased intensity sports, the respiratory quotient changes regularly accompanied with the inflection point, and content of muscle oxygen ( $\Delta\text{HbO}_2$ ) in quadriceps changes regularly with unconventional inflection point which might denote that of respiratory quotient. Inflection point of respiratory quotient has a regular delay time relative to that of  $\Delta\text{HbO}_2$ . The phenomenon provides powerful evidence for us to speculate inflection point of respiratory quotient by measuring  $\Delta\text{HbO}_2$  in Muscle-Oxygen Monitoring System. It may provide new methods to measure oxygen uptake.

**Key words** near-infrared spectroscopy; inflection points of respiratory quotient; incremental training; HbO<sub>2</sub>

### 1 引 言

呼吸商拐点<sup>[1]</sup>、乳酸阈拐点和通气域拐点在有氧耐力性运动训练过程中有着重要的指导意义,它们代表运动员从有氧状态进入无氧状态的时刻,为制订有氧耐力性训练的运动负荷,运动时间提供了

科学依据,可是现阶段尚无便携实时,无损监测运动员上述指标的仪器设备,这使教练员无法根据运动员的实时机体状态随时调整训练方案。

近年来,利用近红外光谱技术监测组织氧含量成为国外光子生物学领域研究的热点问题。自从

Frans Jobsis 在 1977 年提出用近红外光谱技术 (NIRS) 测定活组织中氧供给与氧利用的可行性之后, 科研工作者对其在运动中测试肌氧水平的可靠性与有效性进行了广泛研究, 并得到了证实<sup>[17~20]</sup>。同时将 NIRS 应用于运动训练的研究也得以广泛开展。

本文旨在探讨利用近红外光谱肌氧监测系统监测运动员在运动训练中的肌氧变化, 以期找到便携小巧, 无损的呼吸商拐点实时监测方法。

## 2 对象与方法

### 2.1 对象

武汉体育学院赛艇专业运动员 12 名, 皆为男性, 年龄  $18 \pm 2$  周岁, 身高  $186 \pm 5$  cm, 体重  $80 \pm 8$  kg。经常规体检所有被试者皆身体健康。

### 1.2 实验仪器

近红外三波长便携式肌氧监测仪(华中科技大学研发)<sup>[2,3]</sup>; MAX-II 心肺功能仪(美国); CONCEPT-II 赛艇测功仪(德国); P-Lar 心率表(芬兰)。

### 2.3 数据采集

被试者在赛艇测功仪(CONCEPT II)上做等级性递增强度运动, 起始功率为 50 W, 此后每 3 min 增加 50 W 直至力竭。为了减少误差, 本实验安排运动员在不同的日期内的相同时间段进行测试, 测试前检查运动员各项生理指标, 要求其健康状态良好, 运动机能正常。在运动中利用近红外三波长便携式肌氧监测仪监测被试者右侧股四头肌外侧头(探头绑定在被试者右腿股四头肌外侧头表面, 膝关节缝上约 10 cm 处)中  $\text{HbO}_2$  含量相对变化, 并通过 MAX-II 心肺功能仪同步记录其摄氧量, 包括氧摄入量( $\text{VO}_2$ )和二氧化碳呼出量( $\text{VCO}_2$ )等。测试现场如图 1 所示。

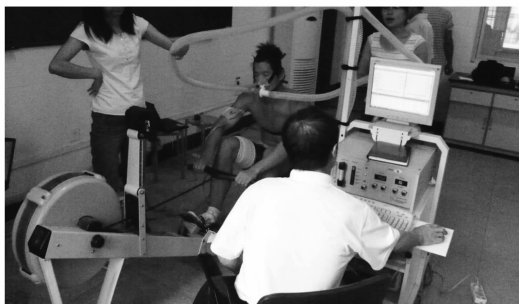


图 1 测试现场

Fig. 1 Photo taken from Lab

### 2.4 误差分析

本实验方案中主要误差来源有下列几点:

1) 多仪器同时起止的时间误差, 每一组仪器需要一人负责开启或关闭, 我们采取人工倒计时方式实现多仪器同时开启与关闭, 在此过程中由于不同步造成的误差难以避免, 但是此误差前后不会大于一秒, 这是由个人的反应时与动作速度决定的, 这不足一秒的误差在一条长达 2000 s 的时间轴上可以忽略不计;

2) 被试者个体性差异, 这是一个无法避免的问题, 但是本次实验旨在探讨递增负荷训练中的肌氧含量变化特征, 属于多组单样本自身内部比较, 并不涉及多样本横向比较, 所以由于个体性差异不影响本实验结果的精度。

3) 数据密度, 肌氧含量数据频率为 2.93 Hz, 而呼吸系数数据频率为 0.067(1/15) Hz, 两者数据密度严重不一致, 但是本次实验旨在探讨肌氧含量变化趋势特征, 并不追究数值大小, 不追求定量分析, 所以数据密度问题对本实验影响不大。

### 2.5 数据处理

本实验对结果进行数据图水平比对分析, 所以数据处理以绘制共轴曲线图为主。

#### 2.5.1 绘制共轴曲线图的意义

传统数据图在应对多因素横向比较时存在瓶颈, 坐标轴与坐标密度不统一, 曲线距离远, 长度比例不一致, 无法建立统一参考线, 这使得传统数据图不适合用于多因素比较分析。所以我们绘制共轴曲线图来突破上述瓶颈, 以便实现准确直观的多因素横向对比。所谓共轴曲线图是指将多条拥有相同自变量(自变量长度, 数值绝对一致)的曲线通过精确对接实现多数据图融合。共轴曲线图实现了多变量的坐标轴与坐标密度一致, 可以建立统一的参考线, 曲线距离近, 利于多因素比较。

#### 2.5.2 共轴曲线图绘制方案

数据图绘制采用 Matlab, Photoshop, Excel 三款软件, Matlab 用于数据成图; Photoshop 用于多数据图合成, 点标记, 建立考线; Excel 用于数据准备, 储存和批量计算。

#### 2.5.3 共轴曲线图绘制原则

共轴曲线图绘制过程中涉及到坐标轴对接和曲线移动, 为了保证数据图在融和过程中绝对不失客观真实性, 我们遵循下面两个绘图原则: 1) 保证共用坐标轴的起止点位置与起止点数值绝对一致。此原则确保数据图在融合时不失客观真实性; 2) 在曲线移动过程中保证曲线与坐标轴相对静止。此原则确保数据曲线在被移动时不失客观真实性。

### 2.5.4 呼吸商曲线的变通处理

呼吸商等于  $VCO_2$  与  $VO_2$  之比,即  $VCO_2/VO_2$ , 由于本次实验我们只关心呼吸商拐点所在,并不关心其变化趋势,而利用  $VCO_2/VO_2$  绘制曲线变化幅度偏小,并与  $VCO_2$ 、 $VO_2$  曲线一样呈上升趋势,将导致过多曲线伴行、交错,不利观察,所以我们本次实验利用  $VO_2-VCO_2$  绘制曲线,这样会使曲线在接近零轴时变化幅度更大,并与  $VCO_2$ 、 $VO_2$  曲线变化趋势相反,避免过多曲线伴行、交错,更利于观察,

观察过程中与传统  $VCO_2/VO_2$  曲线类似, $VO_2-VCO_2$  曲线与零轴交点即代表呼吸商拐点,这样处理是在不影响实验结果客观准确性的前提条件下做出的变通。

## 3 结果分析

这里选取一张较为典型的数据图解释说明,如图 2 所示。

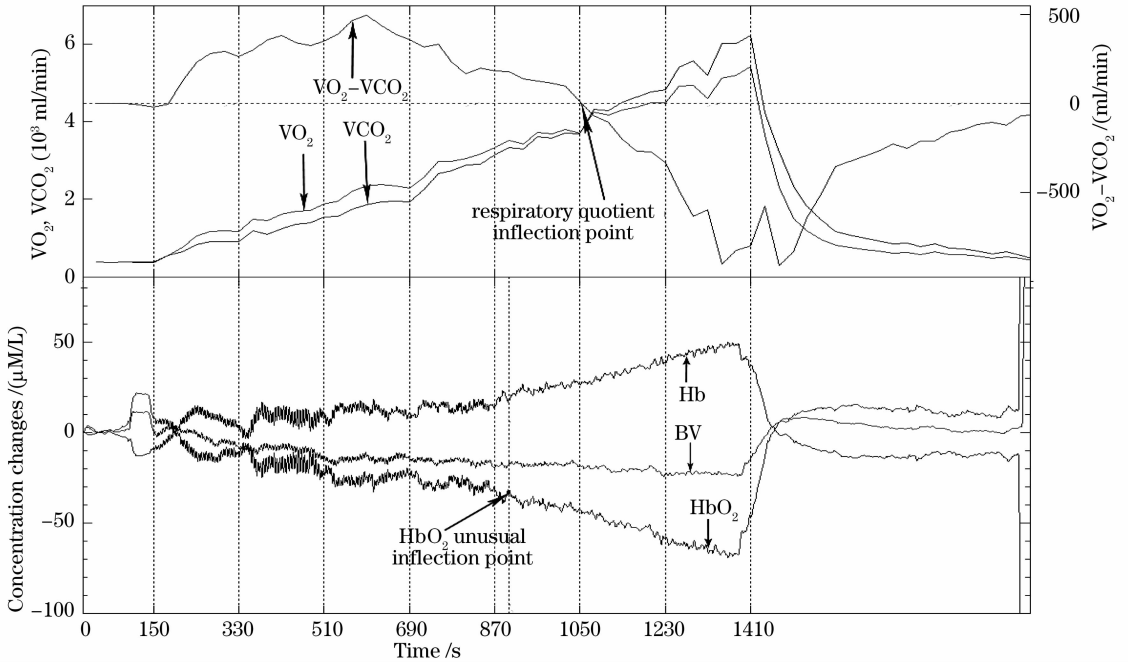


图 2 Hb, BV, HbO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub>, VO<sub>2</sub> 和 VO<sub>2</sub>-VCO<sub>2</sub> 基于时间轴上的分布图

Fig. 2 Distributions of Hb, BV, HbO<sub>2</sub>, VCO<sub>2</sub>, VO<sub>2</sub> and VO<sub>2</sub>-VCO<sub>2</sub> based on time

如图 2 所示,此图横轴为时间轴,其上坐标“150,330”等都是实验过程中运动负荷改变的具体时刻,建立了参考线以便观察,0~150 为静息时段;150~1410 为递增负荷运动时段,总共 7 级;1410 之后为休息时段。此图上部分为呼吸系统数据,其中  $VO_2-VCO_2$  曲线与零轴的交点即为呼吸系统数据所反映的传统呼吸商拐点所在;余下两条曲线分别为  $VCO_2$  和  $VO_2$  曲线,由图 2 可以看到此曲线随着运动负荷的提高而上升,期间伴有平台出现。下部分为肌氧数据曲线,从中可看到  $HbO_2$  曲线也是随着运动负荷的提高而相对变化,也伴有平台出现<sup>[8]</sup>,但是我们注意到,自某一点开始  $HbO_2$  曲线不再随着运动负荷提高而出现平台,这一点我们暂时将其称为  $HbO_2$  非常规拐点。

如图 2 所示,在  $HbO_2$  非常规拐点之前, $HbO_2$  曲线和呼吸系统曲线一样,随着运动负荷提升而降

低,并伴有平台出现,即成台阶式下降,而在  $HbO_2$  非常规拐点之后, $HbO_2$  曲线虽然仍随着运动负荷的提高而下降,但是不在伴有平台出现,呈现出线性下降趋势。由此我们判断此运动员在  $HbO_2$  非常规拐点之时刻进入无氧状态,即是  $HbO_2$  非常规拐点可以代表传统的呼吸商拐点。

此外, $HbO_2$  非常规拐点相对于呼吸商拐点较为提前,即二者之间存在时间上的先后顺序。

## 4 分析讨论

### 4.1 近红外光谱肌氧监测系统与呼吸系参数

从实验结果可以看出:近红外光谱肌氧监测系统可以准确地测得运动员在运动过程中局部肌肉中的肌氧变化( $HbO_2$  Hb BV),其变化趋势与呼吸系统数据的变化趋势相符。在运动时,人体所摄入的氧主要供给肌肉运动所需,通过监测运动中局部肌

肉的上述肌氧参数推测机体呼吸系指标是可行的。即通过近红外光谱肌氧监测系统所提供的局部血液系数数据推测呼吸系数数据是可行的。

#### 4.2 近红外光谱肌氧监测系统与呼吸商拐点

呼吸商拐点作为评定运动员从有氧状态进入无氧状态的重要依据对运动训练有着重要的参考价值与指导意义,但是呼吸数据的采集设备相对较大,操作相对复杂,不利于实时监测,而近红外光谱肌氧监测系统体积小,便于携带,操作简便,可以实现实时监测,这在运动过程中实时了解运动员机体机能状态提供了可能。从实验结果可以看出,近红外光谱肌氧监测系统数据图上有一个  $\text{HbO}_2$  非常规拐点存在,这个拐点可以代表呼吸商拐点。

#### 4.3 $\text{HbO}_2$ 非常规拐点<sup>[5]</sup>

实验表明:在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之前, $\text{HbO}_2$  曲线随着运动负荷的增加呈台阶型下降趋势,这是由于波尔效应造成的,运动时组织产生的  $\text{CO}_2$  和乳酸都会使  $\text{HbO}_2$  离解曲线右移,这种偏移对于向工作肌积极提供氧具有重要意义<sup>[5-7,15,16]</sup>,这与呼吸系统的表现相符合。此阶段中,运动强度增大时刻, $\text{HbO}_2$  曲线下降,表明股四头肌消耗  $\text{O}_2$  的速率增加;在运动强度保持不变时间段内, $\text{HbO}_2$  也保持恒定,表明在运动强度保持不变时间段内,股四头肌所消耗  $\text{O}_2$  的速率也保持恒定。以上是  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之前的情况。

在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之后,情况发生了变化, $\text{HbO}_2$  曲线不再随着运动符合增加呈台阶型下降,而是线性下降,也就是无论是运动强度增加时刻还是运动负荷保持不变时段,局部股四头肌血液中的  $\text{HbO}_2$  含量都在下降,但是在机体  $\text{O}_2$  供给充足的情况下,运动强度保持不变的时间段内股四头肌所消耗的  $\text{O}_2$  水平应是持续不变的<sup>[6,7]</sup>,因为运动强度直接决定了局部肌肉对  $\text{O}_2$  的消耗速度,但是从数据图看来,血液中的  $\text{HbO}_2$  含量仍然在持续下降。以上是  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之后的情况,与前者讨论的  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之前情况有差异,此差异揭示了一个问题:

在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之前,机体处于有氧运动状态, $\text{O}_2$  供给充足,所以在运动强度保持不变的时间段内, $\text{HbO}_2$  供给充足,足够维持股四头肌对  $\text{O}_2$  的消耗,故而此阶段的运动强度保持时间段内, $\text{HbO}_2$  曲线呈水平无变化趋势。在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之后,机体进入无氧运动状态, $\text{O}_2$  供给不足,此时所合成的  $\text{HbO}_2$  不能满足运动需要,有氧水解受限,

无氧酵解增加,由于此时所合成的  $\text{HbO}_2$  不能满足运动需要,血液中的  $\text{HbO}_2$  水平无法继续维持,而是合成多少就被机体利用多少,所以导致了在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之后  $\text{HbO}_2$  曲线呈线性下降趋势。以上就是  $\text{HbO}_2$  非常规拐点可以代表呼吸商拐点可能的理论机制,具体机制何在还需进一步验证研究。

#### 4.4 前置效应(延迟效应)

从实验结果中,可以观察到  $\text{HbO}_2$  非常规拐点位于呼吸商拐点之前,即近红外光谱肌氧监测系统所反映的呼吸商拐点有一个前置效应,但是与此同时,在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之前的运动强度提升时刻中, $\text{HbO}_2$  又几乎与呼吸系数数据曲线同步变化,此前置效应又不存在了,同样在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之后运动终止时刻上, $\text{HbO}_2$  与呼吸系数数据曲线也几乎同步变化。对于这种现象我们拟给出以下解释。

##### 4.4.1 数据采集

呼吸系统数据采集的是经肺呼出  $\text{CO}_2$  与摄入的  $\text{O}_2$ ,近红外肌氧监测系统数据采集于股四头肌外侧头局部毛细血管。

##### 4.4.2 近红外肌氧监测系统数据决定因素

近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值的大小受到两个因素共同决定,即 1)肺部  $\text{HbO}_2$  合成与 2)股四头肌外侧头的  $\text{HbO}_2$  消耗。肺部  $\text{HbO}_2$  合成越多,近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值就越大,反之越小;与此同时股四头肌外侧头的  $\text{HbO}_2$  消耗越多,近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值就越小,反之越大。显然,因素 2)对近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值的决定性及时的,而因素 1)对近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值的决定性滞后的,因为肺部合成的  $\text{HbO}_2$  要经过一系列血管到达左心再到达股四头肌局部毛细血管之后才会对近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值产生影响。由此为我们解释实验中遇到的现象提供了理论基础。

##### 3.4.3 前置效应分析

在  $\text{HbO}_2$  非常规拐点之前的运动强度提升时刻中,决定  $\text{HbO}_2$  的因素有:1)由于运动强度增加,摄氧量及时增加,机体合成的  $\text{HbO}_2$  也相应增加,反映在近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值的变化是增大;2)由于运动强度增加,股四头肌局部消耗的  $\text{HbO}_2$  及时增加,反映在近红外肌氧监测系统数据  $\text{HbO}_2$  数值的变化是降低。由于因素 2)可以及时影响  $\text{HbO}_2$  数值,所以此刻  $\text{HbO}_2$  数值与呼吸系统数据同步变化,反映为降低;一段时间之后因素 1)的影响才抵达股四头肌,由于因素 2)的作用比因素 1)

强烈,所以呼吸数据  $O_2$  上升的同时  $HbO_2$  数值总体呈下降水平。

在  $HbO_2$  非常规拐点之后运动终止时,决定  $HbO_2$  的因素有:1)由于运动强度变为零,摄氧量及时降低,机体合成的  $HbO_2$  也相应降低,反映在近红外肌氧监测系统数据  $HbO_2$  数值的变化是降低;2)由于运动强度增加,股四头肌局部消耗的  $HbO_2$  及时降低,反映在近红外肌氧监测系统数据  $HbO_2$  数值的变化是升高。由于因素2)可以及时影响  $HbO_2$  数值,所以此刻  $HbO_2$  数值与呼吸系统数据同步变化,反映为上升;一段时间之后因素1)的影响才抵达股四头肌,由于因素2)的作用比因素1)强烈,所以在呼吸数据  $O_2$  降低的同时  $HbO_2$  数值总体呈上升水平。

在  $HbO_2$  非常规拐点处,机体已经进入无氧状态,表现为机体总  $HbO_2$  消耗大于总  $HbO_2$  合成,此现象在近红外光谱肌氧监测系统上可以及时得到表现,即此时刻之后合成的  $HbO_2$  不能满足机体需要,从而  $HbO_2$  曲线呈线性下降,而对于呼吸系统数据的  $O_2$  仍呈上升趋势,这是机体为了适应运动强度的增加而作出的反应,但是在  $HbO_2$  非常规拐点处机体所代谢的过多的  $CO_2$  尚未表达到呼吸系统数据上,因为  $CO_2$  要表达到呼吸系统数据上存在一个运输过程,在本实验中即是从股四头肌毛细血管运输至右心,再运输至肺泡,这个过程需要消耗时间,这就是  $HbO_2$  非常规拐点相对呼吸商拐点的前置性所在。

#### 4.4.4 小结

据上述分析可知,在  $HbO_2$  非常规拐点处,机体已经处于无氧工作状态,此时的  $CO_2$  产生已经大于  $O_2$  的摄入,但是由于  $CO_2$  的变化要经过一个局部毛细血管向肺泡运输的过程,所以在呼吸系统上不能及时的反应机体所处的无氧工作状态,只有等  $CO_2$  完成了从局部到肺泡的运输过程后呼吸系统数据才会反映出机体的无氧工作状态,才能呈现出呼吸商大于1的现象。这就产生了呼吸系统数据的延迟效应,或者是近红外光谱肌氧监测系统的前置效应。我们给出的只是此现象的可能性解释,具体机制何在尚待进一步研究。

## 5 结 论

近红外光谱肌氧监测系统可以比呼吸系统更加准确及时的反应运动员在运动中的无氧工作状态,加之其小巧便携,操作简便的优点,使得利用近红外光谱肌氧监测系统辅助现有呼吸系统实时评测运动员机能状况成为了可能。

## 参 考 文 献

- 1 J. P. Flatt. Body composition, respiratory quotient, and weight maintenance[J]. *The American J. Clinical Nutrition*, 1995, **62**: 1107~1117
- 2 Millkan F A. The oximeter, an instrument for measuring continuously the oxygen saturation of arterial blood in man[J]. *Rev. Scientific Instrument*, 1942, **13**: 434~444
- 3 Mendelson Y, Ochs B D. Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography [J]. *IEEE Trans Biom. Eng.*, 1988, **35**: 798~805
- 4 Toshikazu Shiga, Katsuyuki Yamamoto. Study of an algorithm based on model experiments and diffusion theory for a portable tissue oximeter[J]. *J. Biomedical*, 1997, **Optics2**(2): 154~161
- 5 Ferreira L F, Hueber D M, Barstow T J. Effects of assuming constant optical scattering on measurements of muscle oxygenation by near-infrared spectroscopy during exercise[J]. *J. Appl. Physiol.*, 2006, **102**: 358~367
- 6 Ide K, Horn A, Secher N H. Cerebral metabolic response to submaximal exercise[J]. *Jap. Physiol.*, 1999, **87**: 1604~1680
- 7 Ferreira L F, Harper A J, Townsend D K *et al.*. Kinetics of estimated human muscle capillary blood flow during recovery from exercise[J]. *Exp. Physiol.*, 2005, **90**: 715~726
- 8 Guodong Xu, Qingming Luo, Xinfu Ge *et al.*. Relationship between blood oxygenation and lactate in human skeletal muscle revealed by near-infrared spectroscopy[C]. *SPIE*, 2001, **4536**: 177~181
- 9 B. Chance, M. Maris, J. Sorge *et al.*. A phase modulation system for dual wavelength difference spectroscopy of hemoglobin deoxygenation in tissue[C]. *SPIE*, 1990, **1204**: 481~491
- 10 B. Chance. Comparison of time-resolved measurement of deoxyhemoglobin in brain[J]. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 1988, **85**: 4971~4975
- 11 B. Chance, Z. Zhuang, C. Unah *et al.*. Cognition-activated low-frequency modulation of light absorption in human brain[J]. *Proc. National Academy of Science in USA*, 1993, **90**: 3770~3774
- 12 B. Chance, S. Nioka, J. Kent. Time resolved spectroscopy of hemoglobin and myoglobin in resting and ischemic muscles[J]. *Anal. Biochem.*, 1988, **174**: 698~707
- 13 Mancini Donna M, Lizann Bolinger, B. Chance *et al.*. Validation of near-infrared spectroscopy in humans[J]. *J. Appl. Physiol.*, 1994, **77**(6): 2740~2747
- 14 Binzoni T. W. Colier, E. Hiltbrand *et al.*. Muscle  $O_2$  consumption by NIRS: a theoretical model [J]. *J. Appl. Physiol.*, 1999, **87**(2): 683~688
- 15 MacDonald M J, Tarnopolsky M A, Dreen H J *et al.*. Comparison of femoral blood gases and muscle near-infrared spectroscopy at exercise onset in humans [J]. *J. Appl. Physiol.*, 1999, **86**: 687~693
- 16 Zhou Chaoyan, You Linghua, Xu Guodong. Changes of muscle oxygen content during incremental exercises [J]. *J. Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 2008, **12** (37): 766~775
- 周超彦, 尤玲华, 徐国栋. 递增强度运动时肌氧变化[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, **12**(37): 7263~7267
- 17 B. Chance, Dait M., Zbang C *et al.*. Recovery from exercise-induced desaturation in the quadriceps muscle of elite competitive rowers[J]. *Am. J. Physiol.*, 1992, **262**: 766~775
- 18 Costes F, Barthelemy J C, Feasson L *et al.*. Comparison of muscle near-infrared spectroscopy and femoral blood gases during steady-state exercise in humans[J]. *J. Appl. Physiol.*, 1996, **80**: 1345~1350
- 19 Bae S Y, Yasukochi S M, Kan K *et al.*. Changes in oxygen content and blood volume in working skeletal muscle up to maximal exercise by near infrared spectroscopy[J]. *Therapeutic Res.*, 1996, **17**: 129~136
- 20 Belardinelli R, Barstow *et al.*. Changes in skeletal muscle oxygenation during incremental exercise measured with near infrared spectroscopy[J]. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1995, **70**: 487~492