

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Jan Šimon

**Srovnání metody NIRS a dalších metod k určení anaerobního
prahu**

Diplomová práce

Praha 2017

Autor práce: **Jan Šimon**

Vedoucí práce: **MUDr. Kryštof Slabý**

Oponent práce: **MUDr. Jiří Dostál**

Datum obhajoby: **2017**

Bibliografický záznam

ŠIMON, Jan. *Srovnání metody NIRS a dalších metod k určení anaerobního prahu.*

Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2017. 62 s. Vedoucí diplomové práce MUDr. Kryštof Slabý.

Abstrakt

Cílem této práce bylo porovnat určení anaerobního prahu metodou NIRS (z angl. *Near-infrared spectroscopy*) se stanovením anaerobního prahu na základě ventilačních parametrů. Dále bylo cílem sledovat základní fyziologické změny svalové saturace (SmO_2) v průběhu stupňovaného zátěžového vyšetření rampového typu na bicyklovém ergometru. Měření se zúčastnilo 15 probandů, 9 mužů a 6 žen. K ověření spolehlivosti měření byl experiment proveden formou test/re-test s odstupem několika dnů. Hodnota SmO_2 byla měřena u *m. gastrocnemius lateralis* a *m. vastus lateralis*. Dále byly během vyšetření snímány respirační parametry a tepová frekvence. Ze získaných dat vyplývá, že *breakpoint* v dynamice SmO_2 určený metodou NIRS značí dosažení intenzity zátěže nad anaerobním prahem, jelikož se nachází v oblasti bodu respirační kompenzace. V parametru SmO_2 je také možné sledovat rovnovážný stav v průběhu klidové fáze. Parametr SmO_2 po ukončení rampového protokolu převyšuje hodnotu v klidové fázi a k návratu do klidových hodnot dochází zpravidla do 2 minut. Metodou test/re-test byla ověřena spolehlivost měření.

Klíčová slova

anaerobní práh, stresový práh, ventilační práh, NIRS, bicyklová ergometrie, dynamická zátěž

Bibliografic identification

ŠIMON, Jan. *Comparison of NIRS and other methods to determine anaerobic threshold*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, 2017. 62 p. Master thesis. Supervisor MUDr. Kryštof Slabý.

Abstract

The aim of this study was to compare NIRS (Near-infrared spectroscopy) and respiratory parameters measurement in determination of anaerobic threshold. Additionally changes in muscle oxygenation (SmO_2) were described during incremental bicycle exercise. Fifteen subjects, 9 men and 6 women took part in this study. To verify the reliability of the measurement, the experiment was performed in the form of a test/retest with a few day's delay. The value of SmO_2 was measured in *m. gastrocnemius lateralis* and *m. vastus lateralis*. In addition, respiratory parameters and pulse rate were recorded during the examination. The data obtained show that the breakpoint in the SmO_2 dynamics determined by the NIRS method means that the exercise intensity above the anaerobic threshold is reached, because the breakpoint is located in the area of the Respiratory Compensation Point. In the SmO_2 parameter, it is also possible to monitor the equilibrium state during the rest phase. The SmO_2 parameter after the ramp log terminates exceeds the value in the rest phase, and returns to the quiescent value usually within 2 minutes. The test/re-test method has verified the reliability of the measurement.

Keywords

anaerobic threshold, stress threshold, ventilatory threshold, NIRS, bicycle ergometry, dynamic exercise

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením MUDr. Kryštofa Slabého, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze

Jan Šimon

Poděkování

Rád bych zde poděkoval MUDr. Kryštofu Slabému za odborné vedení práce, věcné připomínky a pomoc s realizací experimentu. Nemalý dík patří i všem zúčastněným probandům a pomocníkům z řad rodiny a přátel.

Obsah

ÚVOD	9
1 TEORETICKÁ ČÁST	10
1.1 ZDROJE ENERGIE PRO TĚLESNOU ZÁTĚŽ	10
1.2 ANAEROBNÍ GLYKOLÝZA	10
1.3 OXIDATIVNÍ FOSFORYLACE	11
1.4 INTERAKCE MEZI AEROBNÍM A ANAEROBNÍM ZPŮSOBEM HRAZENÍ ENERGIE	11
1.5 KONCEPT ANAEROBNÍHO PRAHU	12
1.5.1 Anaerobní práh	12
1.5.2 Metody určení anaerobního prahu	14
1.5.3 Klinické využití konceptu anaerobního prahu	20
1.6 NIRS	22
1.6.1 Základní informace	22
1.6.2 Klinické využití	25
1.6.3 Metoda NIRS jako prostředek k určení anaerobního prahu	26
2 PRAKTICKÁ ČÁST	29
2.1 CÍLE PRÁCE	29
2.2 HYPOTÉZY	29
2.3 METODIKA	29
2.3.1 Zkoumaný soubor	29
2.3.2 Technické vybavení	30
2.3.3 Průběh měření	33
2.3.4 Analýza dat a statistické zpracování výsledků	35
2.4 VÝSLEDKY	37
2.4.1 Ověření hypotézy H1	37
2.4.2 Ověření hypotézy H2	38
2.4.3 Ověření hypotézy H3	39
2.4.4 Ověření hypotézy H4	40
2.4.5 Ověření hypotézy H5	42
2.5 DISKUZE	45
ZÁVĚR	50
REFERENČNÍ SEZNAM	51
SEZNAM PŘÍLOH	57
PŘÍLOHY	58

Seznam Zkratek

ADP	adenosindifosfát
AMP	adenosinmonofosfát
ANP	anaerobní práh
ATP	adenosintrifosfát
BpVL	breakpoint musculus vastus lateralis
CrP	kreatinfosfát
deoxyHb+Mb	deoxyhemoglobin + deoxymyoglobin
EqO ₂	ventilační ekvivalent pro kyslík
GL	musculus gastrocnemius lateralis
LA	laktát
LoA	Limits of Agreement
LT	laktátový práh
m.	musculus
MLSS	nejvyšší rovnovážný stav laktátu
NIRS	near-infrared spectroscopy
OBLA	začátek hromadění laktátu
OI	oxidační index
oxyHb+Mb	oxyhemoglobin + oxymyoglobin
pHm	pH svalu
Pi	fosfát
RCP	respirační kompenzační bod
RER	respirační výměnný koeficient
SmO ₂	svalová saturace
SpO ₂	saturace naměřená pomocí pulzního oxymetru
TF	tepová frekvence
tHB	celkový hemoglobin + myoglobin
VCO ₂	výdej oxidu uhličitého
VE	ventilace
VL	musculus vastus lateralis
VO ₂ max	maximální spotřeba kyslíku
VO ₂ peak	vrcholová spotřeba kyslíku u osob u kterých RER nedosáhne 1.10
VO ₂	spotřeba kyslíku

ÚVOD

Určení anaerobního prahu během dynamické zátěže je jedním ze základních a často využívaných parametrů zátěžového vyšetření. Objasněním a definicí konceptu anaerobního prahu se zabývá řada studií. Koncept anaerobního prahu se nejvíce využívá ve sportu, kde slouží k optimalizaci tréninku. Lze ho také využívat pro klinické účely při stanovení ideální bezpečné intenzity zátěže např. u pacientů s arytmií či s nadváhou. Ke stanovení anaerobního prahu se běžně využívá řada vyšetřovacích metod, jejich limitem je ale často nutnost provádět vyšetření v laboratorních podmínkách nebo invazivnost samotných metod. Možnost, jak tyto limity překonat nabízí relativně nový způsob stanovení anaerobního prahu pomocí metody NIRS (z angl. *Near-infrared spectroscopy*).

Teoretická část této práce je zaměřena zejména na základní charakteristiku anaerobního prahu a popis běžně dostupných metod využívaných k jeho určení. Dále je popsáno klinické využití anaerobního prahu a teoretický souhrn metody NIRS.

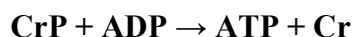
Praktická část práce je vedena formou experimentu. Experiment je zaměřen na popis fyziologických odpovědí v podobě změny dynamiky svalové saturace (SmO_2) v průběhu zátěžového vyšetření, možnost využití metody NIRS k určení anaerobního prahu a stanovení spolehlivosti této metody. Testování bylo zaměřeno na běžnou zdravou populaci.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Zdroje energie pro tělesnou zátěž

Základním zdrojem energie pro svalovou práci je adenosin-trifosfát (ATP), obsahující vysokoenergetické chemické vazby. Štěpením těchto vazeb vzniká adenosin di- či monofosfát (ADP, resp. AMP) a uvolňuje se poměrně velké množství energie, která může být využita pro svalový stah. Malé množství ATP je ve svalových vláknech připraveno k okamžitému využití. Toto množství ATP je schopné pokrýt spotřebu energie po prvních zhruba 10 s tělesné zátěže. Jako krátkodobý rezervoár energie (přibližně 20 s) slouží ve svalu kreatinfosfát (CrP), který slouží jako substrát k re-syntéze ATP (Máček et al., 2001). Tyto zdroje jsou důležité pro krátké intenzivní zátěže jako je např. běh na 50 metrů, skok do výšky či vzpírání (Powers et al., 2009).

Biochemická reakce: **ATP → ADP + P_i + energie pro svalový stah**



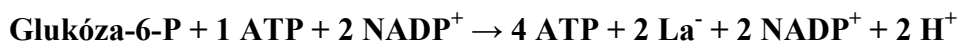
1.2 Anaerobní glykolýza

Při pohybové aktivitě trvající déle než 10 – 20 s se v procesu získávání energie uplatňuje další forma rychlé dodávky energie tzv. anaerobní glykolýza. Jedná se o rozklad glukózy v buňkách za současného uvolnění energie, který je velmi rychlý a proto se uplatňuje při krátké intenzivní zátěži trvající cca 1-2 minuty (Máček et al., 2011). Meziproduktem tohoto procesu je laktát (LA), který je později využíván jako významný zdroj energie v okolních svalových vláknech s vysokou oxidační kapacitou, případně i ve vzdálenějších tkáních jako je např. srdce či respirační

svaly. Při vyplavení do krevního oběhu může být laktát využit i jako významný prekurzor jaterního glykogenu (McArdle, 2010).

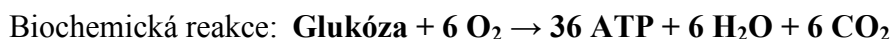
Hrazení energie pomocí anaerobní glykolýzy se ve větší míře uplatňuje též na počátku delší kontinuální zátěže, přesahující již výše zmíněných několik desítek sekund, a při náhlém zvýšení intenzity zátěže, kdy aktuální potřeba energie přesahuje rychlost mobilizace aerobních procesů omezených především funkcí transportního systému (Jančík et al., 2006).

Biochemická reakce:



1.3 Oxidativní fosforylace

Při pohybové aktivitě trvající déle než 2-3 minuty je k hrazení energie využíván tzv. aerobní způsob. Energie k re-syntéze ATP je v tomto případě získávána oxidativní fosforylací substrátu, který je nejčastěji ve formě volných mastných kyselin či krevní glukózy. Tento proces získávání energie probíhá pomaleji, ale množství dodané energie je závislé pouze na zásobě substrátu. Je tedy využíván při zátěži s nižší intenzitou. Výhodou také je, že se jedná o mechanismus velmi ekonomický (Máček et al., 2011).



1.4 Interakce mezi aerobním a anaerobním způsobem hrazení energie

Aerobní a anaerobní způsob hrazení energie od sebe nelze izolovat, jelikož tvoří jeden metabolický celek, jehož složky jsou na sobě závislé od počátku pohybové aktivity. Poměr zastoupení jednotlivých složek se odvíjí od intenzity a délky samotné zátěže. Například při běhu na 100 metrů, který je typický maximální rychlostí běhu, je většina energie získávána z anaerobních zdrojů. Naopak při běhu na 800 metrů či

plavání na 200 metrů se poměr zastoupení získávání energie aerobním a anaerobním způsobem mění na 1:1 (Powers, 2009). Hlavní zdroje využívané k získání energie (substrát) závisí také na charakteru zátěže. Při krátkodobých výkonech do 45 minut převažuje spalování cukrů, naopak při déle trvající zátěži vzrůstá podíl využívané energie z odbourávání tuků (Placheta et al., 2001). Podíl jednotlivých zdrojů energie využívaných k hrazení energie pro svalový stah/práci je velmi individuální a závislý zejména na trénovanosti jedince, genetických predispozicích a nutričním zásahu (Máček et al., 2011).

1.5 Koncept anaerobního prahu

Koncept anaerobního prahu byl poprvé popsán ve studii Wasserman et al. roku 1964. Pro popis anaerobního prahu vycházeli ze základních dat získaných při měření výměny dýchacích plynů. Na základě těchto dat následně definovali práh v oblasti tzv. *breakpointu*, při kterém metabolická acidóza koreluje se zlomem v nárůstu koncentrace laktátu v krvi a se zvýšením respiračního výměnného koeficientu (*respiratory exchange ratio*; RER).

1.5.1 Anaerobní práh

Anaerobní práh (ANP, z angl. *anaerobic threshold*), nazývaný také „stresový práh“, lze chápat jako určitý krátký časový úsek během hraniční intenzity zátěže (např. rychlost běhu nebo výkon na ergometru), při kterém se k doposud převážně aerobnímu způsobu hrazení energie přidává a dále narůstá způsob anaerobní. V důsledku toho jsme schopni danou hraniční intenzitu zátěže tolerovat jen několik desítek sekund a skončit tak s pohybovou aktivitou pro fyziologickou únavu (Máček et al., 2011).

Výše popsaný časový úsek v oblasti anaerobního prahu se vyznačuje řadou fyziologických pochodů. V první fázi dochází ke zvýšení podílu anaerobní úhrady

energie, dále ke kumulativnímu nárůstu hladiny krevního laktátu, snížení množství hydrogenuhličitanů (HCO_3^-) a snížení pH krve (metabolická acidóza). Kompenzací těchto pochodů je hyperventilace, která se projeví na zvýšeném výdeji oxidu uhličitého (VCO_2). Tento parametr je pro nás ukazatelem množství produkovaného CO_2 ve tkáních převážně kosterních svalů v průběhu tělesné zátěže (Placheta et al., 2001).

Dalším parametrem, který se zvyšuje v oblasti anaerobního prahu je RER. Jedná se o označení poměru VCO_2/VO_2 (poměr mezi výdejem oxidu uhličitého a spotřebovaným kyslíkem) při stupňovaném fyzickém zatížení do maxima. V klidu se hodnoty RER u odpočatého nehladovějícího jedince pohybují okolo 0.65 až 0.75. Na začátku zátěže můžeme sledovat u RER i nepatrný pokles k hodnotám 0.60 až 0.70. Při běžné střední zátěži sledujeme zpravidla mírný nárůst RER, který dosahuje až hodnoty 1.00. Tento stav vypovídá o vyrovnání poměru mezi vydaným CO_2 a přijatým O_2 . Při stupňování intenzity zátěže překračuje RER hodnotu 1.00 a stoupá v průměru k hodnotám okolo 1.10 až 1.20. Hodnota RER je kritériem pro dosažení maximální metabolické úrovně a je dostupnou pomůckou k určení ANP (Novotný, 2013).

Placheta et al., (2001) popisují v oblasti ANP změny tzv. ventilačního ekvivalentu kyslíku (VE/VO_2 ; EqO_2). Jedná se o množství proventilovaného vzduchu z něhož si organismus odebere 1 l kyslíku, neboli poměr minutové ventilace k množství přijatého kyslíku. Při zvyšující se intenzitě zátěže tento parametr pozvolna stoupá a v oblasti anaerobního prahu dochází ke strmému nárůstu této hodnoty.

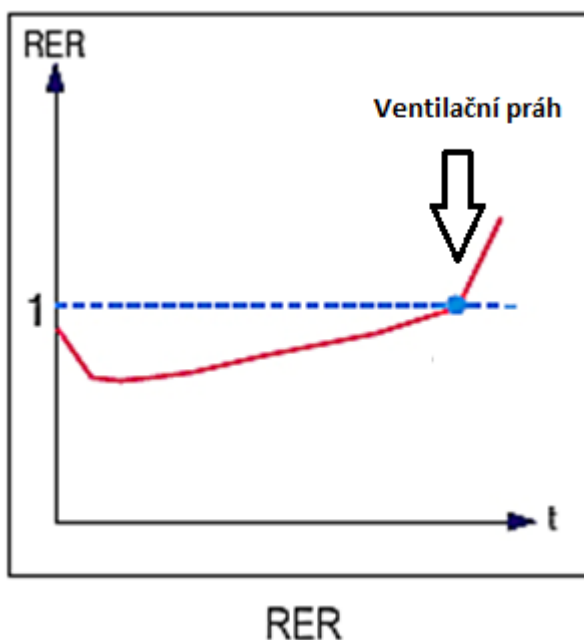
Ve druhé fázi, která nastupuje o něco později s rostoucí intenzitou zátěže, se zvyšuje poměr VE/VCO_2 , čili poměr minutové ventilace k množství vydaného CO_2 . Tento nárůst značí nástup respirační kompenzace metabolické acidózy. Při grafickém vyjádření tuto změnu očekáváme až v intenzitách za anaerobním prahem (Novotný, 2013).

1.5.2 Metody určení anaerobního prahu

1.5.2.1 *Ventilační práh*

Ventilační práh (z angl. *ventilatory threshold*) je metodou volby k určení anaerobního prahu neinvazivní cestou z ventilačně-respiračních parametrů. Metoda vychází ze sledování typických výše zmíněných fyziologických procesů, charakteristických pro oblast anaerobního prahu (Placheta et. al, 2001).

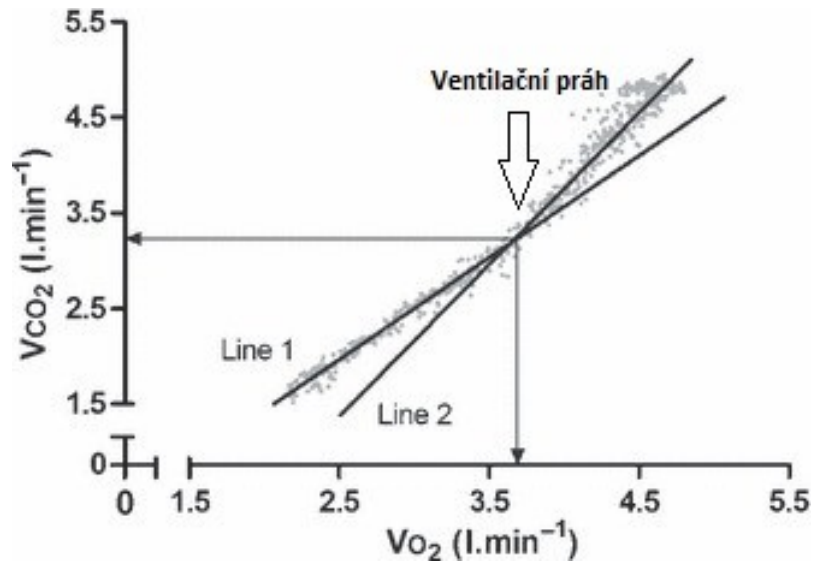
1. **RER** – respirační výměnný poměr je hodnota vyjadřující dynamický vztah mezi množstvím vydaného oxidu uhličitého a spotřebovaného kyslíku. Ventilační práh je pomocí parametru RER určen v okamžiku převýšení výdeje oxidu uhličitého nad příjmem kyslíku => $VCO_2/VO_2 > 1.00$ (Solberg et al., 2005).



Obrázek 1 – Určení ventilačního prahu podle hodnoty RER; zdroj: Hubáčková (2011)

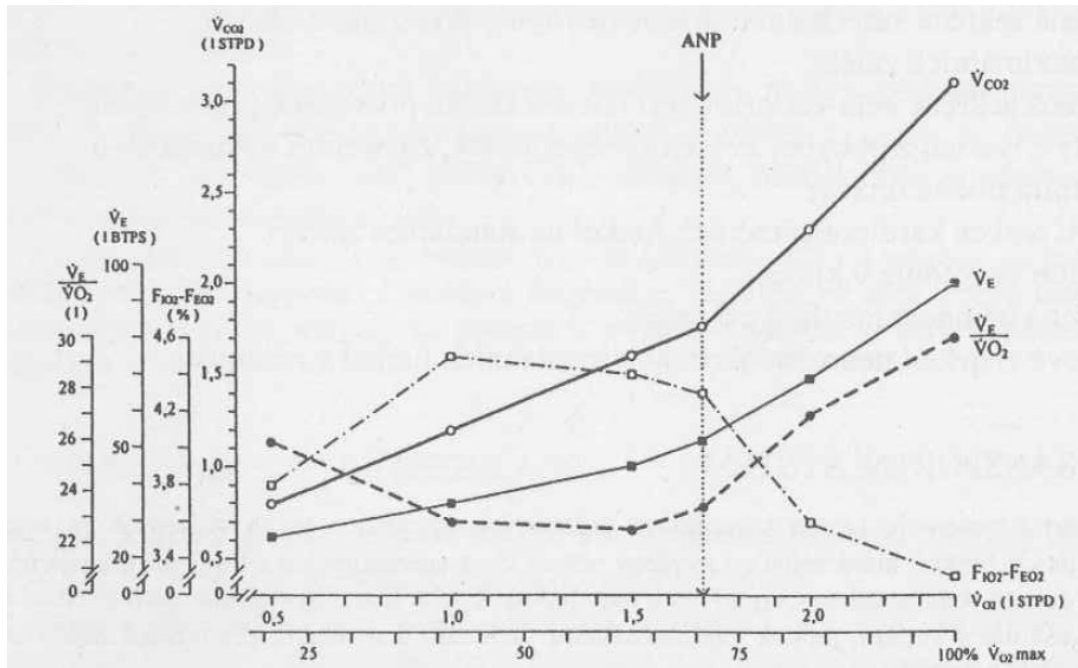
2. **V-slope metoda** – jedná se o grafickou počítačovou metodu, která využívá lineární regrese. Touto metodou je ventilační práh určen pomocí detekce příkrého vzestupu výdeje oxidu uhličitého v závislosti na příjmu kyslíku (Beaver et al., 1986). Tento jev vypovídá o snaze organismu kompenzovat

metabolickou acidózu pufrovacím systémem oxidu uhličitého a kyseliny uhličité. Bezprostředním zdrojem acidózy jsou v tomto případě kumulované kationty vodíku (Novotný et Novotná, 2008). Dnešní přístroje tuto křivku vyhodnocují samy s možností manuální úpravy (Obrázek 2).



Obrázek 2 – Určení ventilačního prahu pomocí metody V-Slope; zdroj: Hopker et al. (2011)

3. **E_{qO_2} (VE/VO_2)** – hodnoty respiračního ekvivalentu pro kyslík odpovídají množství proventilovaného vzduchu plicemi, z něhož si organismus odebere 1 l kyslíku. V průběhu stupňované zátěže tento parametr z počátku mírně klesá, posléze pozvolna stoupá a v oblasti ventilačního prahu prudce roste (Obrázek 3). To je způsobeno přechodem z převážně aerobního způsobu hrazení energie na způsob anaerobní, což má za následek poměrové snížení spotřeby kyslíku ve vztahu k ventilaci (Placheta, 2001).



Obrázek 3 – změny ventilačních parametrů v oblasti anaerobního prahu; zdroj: Placheta (2001)

Otázkou řady autorů zůstává, zda ANP určený pomocí ventilačních parametrů neodpovídá spíše výše zmíněné respirační kompenzaci metabolické acidózy, což je v rozporu s předešlým tvrzením (Hopker et al., 2011). Z tohoto důvodu se v řadě publikací můžeme setkat s popisem **1. ventilačního prahu** jako oblasti, kde dochází ke strmému nárůstu \dot{V}_E/\dot{V}_{O_2} bez nárůstu \dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2} . Tuto fázi lze označit za izokapnickou kompenzaci metabolické acidózy. **2. ventilační práh** se nachází ve fázi, kdy se k nárůstu \dot{V}_E/\dot{V}_{O_2} přidává nárůst \dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2} (Racinais et al., 2014).

1.5.2.2 *Laktátový práh*

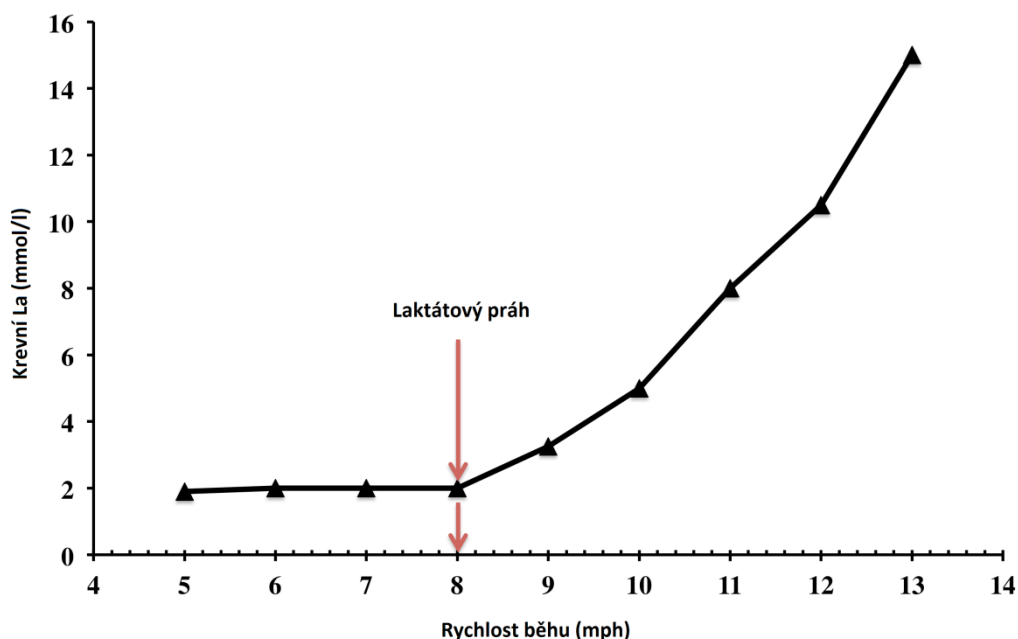
Krevní laktát byl označen jako indikátor glykolytické aktivity již na počátku 20. století ve studiích Boycott et Haldane (1908) a Hill et al. (1924). Laktát je konjugovaná báze kyseliny mléčné, která vzniká jako meziprodukt při anaerobní glykolýze. Plasmatická koncentrace laktátu je závislá na rovnováze mezi jeho tvorbou, distribucí a utilizací. Nárůst koncentrace laktátu je tedy závislý na intenzitě tělesné zátěže (McArdle, 2010).

Laktátový práh je termín často autory spojovaný s anaerobním prahem. Problémem je velmi různorodé chápání tohoto pojmu. Řada autorů dříve označovala laktátový práh jako moment, kdy se hladina laktátu zvýší nad klidovou hodnotu, tj. na hodnotu okolo 1 - 2 mmol/l. Podle jiných autorů je tato změna považována za tzv. „aerobní práh“. Za laktátový práh, který má souvislost s anaerobním prahem, považují až strmý nezvratný nárůst koncentrace laktátu v plazmě okolo hodnot 2 - 4 mmol/l. Dnes jsou tyto prahy označovány autory jako **laktátový práh 1** a **laktátový práh 2** (Novotný, 2013).

V anglické literatuře se dále setkáváme s pojmem **Nejvyšší rovnovážný stav laktátu**, tzv. MLSS (z angl. *Maximal lactate steady state*). Jedná se o nejvyšší intenzitu tělesné zátěže, při které jsme schopni dosáhnout ustálené hladiny laktátu v plazmě. Prakticky se jedná o maximální intenzitu zátěže, během které se po určený časový úsek nezvýší koncentrace laktátu o více než 1 mmol/l (Beneke, 2003). Testování tohoto parametru je velmi časově náročné a pro klinickou praxi se běžně nevyužívá. Uplatnění nachází hlavně v profesionálním sportu.

V konceptu laktátového prahu se dále můžeme setkat s pojmem tzv. **Začátku hromadění laktátu v krvi** neboli OBLA (z angl. *Onset of blood lactate accumulation*). Jedná se o intenzitu zátěže, při které hladina krevního laktátu překročí hodnotu 4 mmol/l. Tato hodnota byla definována jako hranice pro přechod mezi aerobním a anaerobním způsobem získávání energie (Sjodein, 1981). Z dnešního pohledu je tento předpoklad poněkud zavádějící, jelikož nerespektuje interindividuální rozdíly v koncentracích krevního laktátu. Åstrand et al. ve své knize z roku 2004 dodává, že v řadě laboratoří se hodnoty určující hranici pro OBLA pohybují od 2.5 do 4 mmol/l. Určení jednoznačné hranice pro OBLA je tedy velmi obtížné.

Nejčastěji se koncentrace laktátu v plazmě stanovuje z kapky krve získané z ušního lalůčku či z prstu. Moderní přístroje jsou schopny koncentraci laktátu určit do několika sekund a výsledné hodnoty následně zpracovat pomocí vlastních komerčně dodávaných programů. Výsledkem je tzv. **laktátová křivka**, kterou můžeme následně porovnat se změnou jiných fyziologických či tréninkových parametrů (Obrázek 4).



Obrázek 4 – Laktátová křivka ve vztahu k rychlosti běhu, zdroj: www.406running.com + vlastní úprava

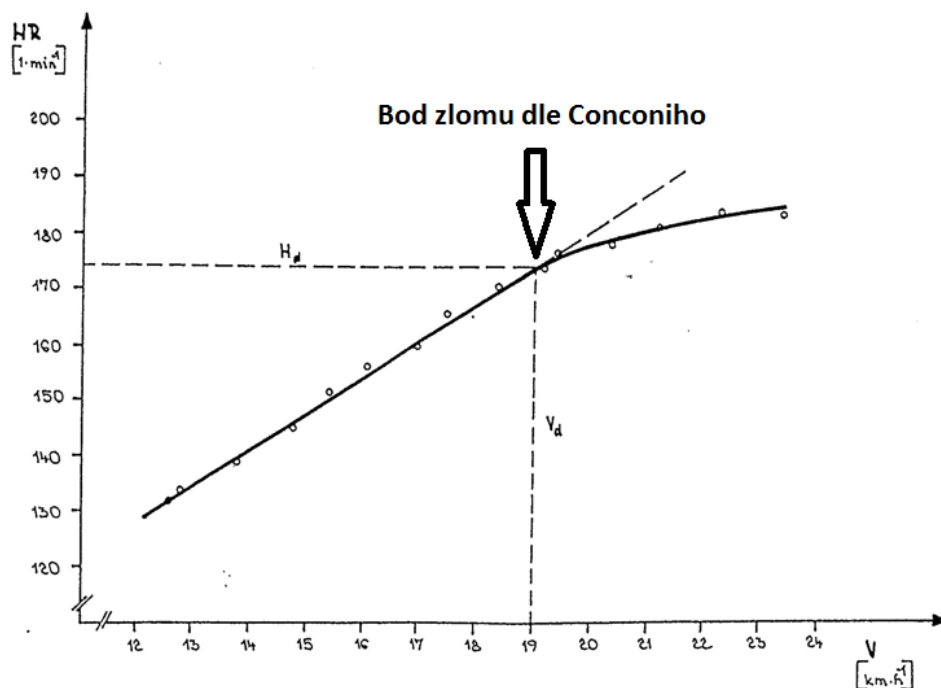
U zdravého netrévaného jedince se dle Powers et al. (2009) nachází laktátový práh okolo 50 - 60 % VO_2 max. U trénovaných jedinců se laktátový práh může nacházet až na hodnotách okolo 65 – 80 % VO_2 max.

V souvislosti s laktátovým prahem je třeba zmínit specifickou skupinu pacientů s tzv. McArdlovou nemocí. Jedná se o pacienty, u kterých je porušena fosforylace svalového glykogenu (glykogenosa V. typu) a tudíž i tvorba svalového laktátu během fyzické zátěže. U těchto pacientů bylo zjištěno, že jejich odpověď respiračního systému ve smyslu zlomu v oblasti anaerobního prahu nebyla změněna. Z toho vyplývá, že

hladina krevního laktátu nemá přímou souvislost se změnou ventilačních parametrů (Hagberg et al., 1982).

1.5.2.3 *Conconiho práh tepové frekvence (Conconiho test)*

Conconiho práh tepové frekvence je neinvazivní test, který navrhl Conconi et al. v roce 1982. Jedná se o pozorování dynamické závislosti nárůstu tepové frekvence na intenzitě tělesné zátěže. Dle jejich předpokladů dochází v oblasti anaerobního prahu k tzv. bodu zlomu čili k porušení lineární závislosti tepové frekvence na intenzitě zátěže (Obrázek 5). Jedná se o velmi dostupnou metodu, kterou lze využít i mimo laboratorní podmínky (Ghosh, 2004). Ze systematického přehledu od autorů Bodner et al. (2000) lze odvodit, že ve většině studií nachází souvislost laktátového prahu s bodem zlomu v Conconiho testu, pokud je bod zlomu nalezen. Dle studie Jones et Doust (1995) se ale bohužel prokázalo, že stanovení samotného bodu zlomu je velmi obtížné. Jejich studie se zúčastnilo 15 vytrvalostních běžců, studie probíhala ve dvou měřeních (test/re-test) v rozmezí 4 až 8 dní. Pouze u 6 běžců bylo možné stanovit bod zlomu u obou měření. U 5 běžců pouze v jednom měření a u 4 běžců nebyl zaznamenán bod zlomu vůbec. Z těchto výsledků lze tedy usoudit, že využití této metody je přinejmenším sporné.



Obrázek 5 – Určení anaerobního prahu pomocí Conconiho bodu zlomu;
zdroj: <http://slideplayer.cz/slide/2285566/> + vlastní úprava

1.5.3 Klinické využití konceptu anaerobního prahu

1.5.3.1 Kardiovaskulární onemocnění

Důležité klinické využití konceptu anaerobního prahu nacházíme u kardiovaskulárních onemocnění. Na základě testování bylo zjištěno, že hodnota anaerobního prahu může být prediktorem rizika náhlého srdečního selhání u chronických kardiovaskulárních onemocnění. Dokonce jeho stanovení může být jednodušší a lze z něj snáze něco odvodit než z tzv. $VO_2 peak$ (nejvyšší naměřená hodnota spotřeby kyslíku v průběhu zátěžového testu). Při zátěžovém vyšetření a následném stanovení $VO_2 peak$ se velmi často můžeme setkat s nedostatečnou motivací pacienta k zátěžovému vyšetření, což má za následek zkreslení výsledků ve smyslu podhodnocení schopností pacienta. Jelikož ke stanovení anaerobního prahu stačí submaximální zátěž, není riziko zkreslení výsledků tak vysoké (Gitt et al., 2002). Autoři

dále dodávají, že u pacientů, u kterých se nachází anaerobní práh v hodnotách spotřebovaného kyslíku menších než $11 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (VO_2), je riziko předčasného úmrtí 10 x vyšší.

Zlatým standardem v léčbě kardiovaskulárních onemocnění je v rámci sekundární prevence léčba pohybovou aktivitou. Často kladenou otázkou je stanovení ideální intenzity tréninkové zátěže. Intenzitu tělesné zátěže volíme podle anaerobního prahu, a následně intenzitu cvičení monitorujeme pomocí tepové frekvence. Tréninková tepová frekvence pro kontinuální zátěž by se měla nacházet vždy pod anaerobním prahem. Kontrola intenzity zátěže je důležitá zvláště u pacientů s rizikem arytmií, u kterých by acidóza znamenala výrazné zhoršení obtíží. Pokud si pacient z nějakého důvodu nemůže měřit během pohybové aktivity tepovou frekvenci, je možné ho naučit regulovat intenzitu tělesné zátěže podle subjektivních pocitů (Máček et al., 2011).

1.5.3.2 *Obezita a prevence civilizačních onemocnění*

V rámci léčby civilizačních onemocnění spojených s nadváhou je anaerobní práh ideálním ukazatelem intenzity tělesné zátěže, při které je jako hlavní zdroj energie pro tvorbu nového ATP využita energie získaná odbouráváním lipidů, zejména volných mastných kyselin v plazmě. Astorino ve svém pokusu z roku 2000 zjistil, že k maximální oxidaci mastných kyselin došlo u jeho probandů v 75 % $\text{VO}_2 \text{ peak}$, což významně korelovalo s anaerobním prahem zjištěným pomocí ventilačních parametrů ($76 \% \pm 7.41 \% \text{VO}_2 \text{ peak}$). Z toho vyplývá, že ke snížení procenta tělesného tuku pohybovou aktivitou je ideální intenzita zátěže těsně pod anaerobním prahem. Tvrzení, která doporučovala pro redukci tělesného tuku pohybové aktivity v nízké intenzitě, byla tímto vyvrácena. Jako ideální se pro pohybové aktivity zaměřené na redukci tělesného tuku jeví střední intenzita zátěže, i pro její lepší subjektivní toleranci oproti intenzitě submaximální.

Autor doplňuje, že je vždy třeba neopomínat interindividuální rozdíly, které jsou závislé hlavně na genetických predispozicích, pohlaví a trénovanosti jedince. Nemalý podíl na rozdílech ve využití substrátů – cukry či tuky, má i nutriční zásah v podobě diety (Astorino, 2000).

1.5.3.3 *Profesionální sport*

Určení anaerobního prahu převážně z laktátové křivky bývá dodnes jednou z nejčastěji využívaných technik ke zlepšení tréninkových metod u vytrvalostních sportů. Anaerobní práh slouží k určení ideální intenzity zátěže pro trénink. Trénink v oblasti anaerobního prahu má významný pozitivní vliv na zvýšení oxidativní kapacity svalu a jeho kapilarizaci. Dále je velmi dobrým ukazatelem efektu tréninku. Po několika týdenním vytrvalostním tréninku můžeme sledovat posun anaerobního prahu k vyšším hodnotám VO_2 max. Posun anaerobního prahu k vyšším hodnotám VO_2 max lze o něco efektivněji dosáhnout při tréninku v intenzitách lehce nad anaerobním prahem než při tréninku v anaerobním prahu (Gosh, 2004).

1.6 NIRS

1.6.1 Základní informace

NIRS (z angl. *Near-infrared spectroscopy*) je metoda, kterou poprvé podrobněji popsal F. Jobsis v roce 1977 na pozorování změn okysličení mozku zvířete v anestezii. V pozdějších letech byla tato metoda dále vyvíjena a využívána např. při určení prokrvení a okysličení svalové tkáně, což je hlavním předmětem této práce.

Jedná se o neinvazivní metodu, která využívá elektromagnetické vlnění o vlnové délce 700 – 1000 nm k monitoringu okysličení tkáně. Tato vlnová délka je odvozena z absorpčního spektra hlavních tkáňových chromoforů, neboli látek odpovědných za

absorpci záření (např. chromoforem v hemoglobinu a myoglobinu je hem). Přístroj ve zjednodušeném modelu prosvítí vyšetřovanou tkáň a následně detekuje světlo, které se vrací zpět. Pomocí rozdílné absorpce různých vlnových délek je přístroj schopen určit prokrvení vyšetřované tkáně a poměr mezi oxyhemoglobinem + oxymyoglobinem (**oxyHb+Mb**) a deoxyhemoglobinem + deoxymyoglobinem (**deoxyHb+Mb**), jelikož mají jiné absorpční spektrum. Tyto poznatky vychází z Beer-Lambertova zákona (Delpy et Cope, 1997).

Světlo o vlnové délce 730 nm, resp. 850 nm je primárně absorbováno chromofory deoxyHb+Mb, resp. oxyHb+Mb. Vlnová délka 805 nm je tzv. isosbestickým bodem absorpčního koeficientu oxyHb+Mb a deoxyHb+Mb, což znamená, že se v tomto bodě obě absorpční spektra částečně překrývají. (Wang et al., 2012b).

Pomocí metody NIRS lze sledovat různé fyziologické aspekty kosterního svalu, včetně kinetiky průtoku krve, okysličení během zátěže, spotřeby kyslíku, mitochondriální oxidativní kapacity či reaktivní hyperemie svalu po zátěži (Southern et al., 2013).

Hlavním vyšetřovaným parametrem je svalová saturace (**SmO₂**), pomocí které kvantifikujeme lokální změny okysličení měřeného svalu. Jedná se o parametr popisující dynamickou rovnováhu mezi dodávkou O₂ a jeho extrakcí. Dalším často se vyskytujícím parametrem je celkový hemoglobin/myoglobin (tHB) který odpovídá rovnici: **tHB = oxyHb+Mb + deoxyHb+Mb** (Ferrari et al., 2011).

Při zjišťování reliability metody NIRS bylo ve studii Austin et al. (2005) prokázáno, že přístroje využívající technologie NIRS jsou spolehlivým nástrojem pro měření svalové saturace během cvičení.

Velkou otázkou související s využíváním technologie NIRS je vyšetření pacientů s nadváhou. Je známo, že průchod blízkého infračerveného světla je množstvím podkožního tuku výrazně ovlivněn (Niwayama et al., 2000). Přesto zatím nebyla definována hraniční hodnota množství podkožního tuku, pro kterou by měření pomocí metody NIRS bylo stále relevantní (Grassi et Quaresima, 2016). Hlavní aspekty, na kterých je hloubka průchodu blízkého infračerveného světla závislá, jsou výkon světelného zdroje a vzdálenost zdrojů světla od sebe (Hamaoko et al., 2011). Je všeobecně známo, že hloubka průniku blízkého infračerveného světla odpovídá zhruba polovině vzdálenosti zdroje světla od detektoru, která se obvykle pohybuje okolo 3 až 5 cm (Grassi et. Quaresima, 2016).

Podrobnější informace o komerčně dodávaných přístrojích pro měření svalové saturace včetně parametrů, které dané přístroje vyhodnocují viz. Tabulka 1.

Přístroj	Společnost, země	Počet kanálů	Měřené parametry	Vzorkovací frekvence (Hz)
Oxymon Mk IIIa	Artinis, Nizozemsko	2	SmO ₂	250
Exercise Monitor	Astem, Japonsko	2	SmO ₂	1
Fore-sight Elite®	CAS, USA	5	SmO ₂	0.5
NIRO-200 NXa	Hamamatsu, Japonsko	3	SmO ₂	20
tNIRS-1a	Hamamatsu, Japonsko	3	SmO ₂ , tHB	0.2
OxiplexTS™ ^a	ISS, USA	2	SmO ₂ , tHB	50
O3™ Regional Oximetry	Masimo, USA	4	SmO ₂ , SpO ₂	1
INVOSTM 5100Ca	Medtronic, USA	2	SmO ₂	0.2
moorVMS-NIRS	Moor, Velká Británie	2	SmO ₂	5
NIMOab	Nirox, Itálie	3	SmO ₂	40
SenSmart™ Model x - 100a	Nonin, USA	4	SmO ₂ , SpO ₂	0.6
BOM-L1 TR SF	Omegawave, Japonsko	3	SmO ₂	1
CareGuide™ 4100	Reflectance, USA	multiple	SmO ₂ , pHm	0.03
Moxy ^e	Moxy Monitor, USA	4	SmO ₂ , tHB	0.5
MyNimo	Nirox, Itálie	3	SmO ₂ , tHB	10
Octamon	Artinis, Nizozemsko	8	oxyHb/deoxyHb	50

Tabulka 1 – přehled komerčně dodávaných přístrojů pro měření svalové saturace; SmO₂ - svalová saturace, tHB – celkový hemoglobin, pHm – pH svalu, SpO₂ – saturace periferní arteriální krve změřena pulzním oxymetrem; zdroj: Grassi et Quaresima (2016)

1.6.2 Klinické využití

Metoda NIRS je díky své dostupnosti a neinvazivnosti poměrně často využívána. Zařízení NIRS byla například využita ke zkoumání efektu bronchodilatancí u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí. Bylo zjištěno, že podání bronchodilatancí má pozitivní vliv na dodávku kyslíku do svalu, což se projeví zvýšením SmO₂ (Bertone et al., 2010). Dále byly přístroje NIRS využity například ke zhodnocení efektu rehabilitační péče u pacientů s chronickým srdečním selháním (Gerovasili et al., 2009), k hodnocení míry postižení u pacientů s onemocněním periferních cév a u pacientů

s diabetes mellitus druhého typu (Pedersen et al., 2009). Využity byly i pro testování efektu suché jehly u pacientů s chronickou bolestí v oblasti šíje (Jimbo et al., 2008) a dalších.

1.6.3 Metoda NIRS jako prostředek k určení anaerobního prahu

Kromě tradičních, již výše popsaných způsobů určení anaerobního prahu pomocí respiračních či metabolických parametrů, lze anaerobní práh určit i relativně novým, neinvazivním způsobem, při kterém sledujeme změnu dynamiky SmO_2 metodou NIRS v průběhu zátěžového vyšetření. V řadě studií bylo potvrzeno, že lze stanovit anaerobní práh v průběhu vyšetření na bicyklovém ergometru při aplikaci přístroje NIRS na *m. vastus lateralis* jak u zdravých dospělých (Grassi et al., 1999; Bhambhani et al., 1997), tak u pacientů s chronickým srdečním selháním (Belardinelli et al., 1995). Pozitivní výsledky přinesla i studie Moala et al. (2005), ve které bylo zjištěno, že anaerobní práh určený pomocí ventilačních parametrů koreluje s anaerobním prahem detekovaným pomocí metody NIRS u zdravých dětí. Zajímavostí je, že anaerobní práh byl v tomto případě zjišťován pomocí dynamiky deoxygenace respiračních svalů.

Pro stanovení anaerobního prahu při běhu na běžecím pásu se osvědčilo umístění přístroje NIRS na střední oblast *m. gastrocnemius*. Opět byla nalezena korelace mezi parametry získanými z přístroje NIRS a ventilačním prahem (Karatzanos et al., 2010).

1.6.3.1 Dynamika parametru SmO_2 v průběhu stupňované zátěže

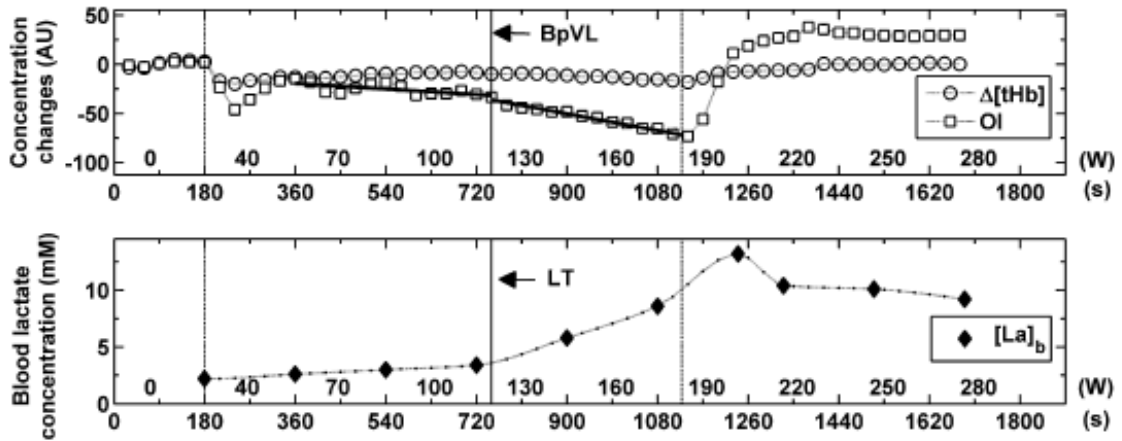
Aerobní kapacita pro vytrvalostní pohybové aktivity závisí na schopnosti dodávat pracujícímu svalu O_2 s cílem uspokojit metabolické nároky. Na počátku zátěže svalová saturace mírně stoupá nad klidovou hodnotu v reakci na zvýšenou potřebu ATP získaného z aerobních zdrojů. Tento jev je přičítán počáteční redistribuci krve. Se

stoupající intenzitou zátěže SmO_2 lineárně či exponenciálně klesá pod klidovou hodnotu. K ustálení hodnoty SmO_2 dochází ve fázi maximální spotřeby kyslíku (VO_2 max). Ve fázi zotavení dochází k velmi rychlému nárůstu hodnoty SmO_2 během 1 - 2 minut, která obvykle přesahuje klidovou hodnotu. Tento nárůst je přičítán náhlému snížení potřeby aerobní produkce ATP. Po této hyperemické reakci následuje postupný pokles SmO_2 ke klidovým hodnotám v řádu několika minut (Bhambhani, 2004).

Dle Grassi et Quaresima (2016) vztah mezi dodávkou O_2 a extrakcí O_2 během zátěžového testování není lineární. V průběhu zátěžového vyšetření rampového typu dle autorů dynamika svalové desaturace v podobě parametru deoxyHb+Mb představuje sigmoidální funkci. Mírný až žádný vzestup deoxyHb+Mb na začátku zátěže (mírná zátěž) odpovídá vyrovnání poměru mezi dodávkou a extrakcí O_2 , jenž je vysvětlován náborem většího množství oxidativních svalových vláken. Lineární část sigmoidální funkce svalové desaturace odpovídá zvyšujícím se nárokům na extrakci O_2 pracujícím svalem v reakci na rostoucí intenzitu zátěže a následující fáze plató značí dosažení maximální extrakce O_2 svalem.

1.6.3.2 *Breakpoint jako indikátor anaerobního prahu*

Pro stanovení anaerobního prahu pomocí metody NIRS využíváme tzv. *breakpointu*, dynamické změny lokální svalové saturace. *Breakpoint* je určen pomocí bilineární regrese, kdy je sledován zlom v rychlosti poklesu SmO_2 ve smyslu zrychlení (Wang et al., 2012b). Bylo zjištěno, že *breakpoint* ve svalové saturaci koreluje s klasickými indikátory pro určení anaerobního prahu (laktátový práh, ventilační práh) (Grassi et al., 1999; Wang et al., 2012b).



Obrázek 6 – grafické porovnání určení anaerobního prahu pomocí metody NIRS a laktátového prahu; BpVL – *breakpoint m. vastus lateralis*, tHb – koncentrace hemoglobinu, OI – index okysličení, LT – laktátový práh, La – koncentrace krevního laktátu; zdroj: Wang et al. (2012b)

Naopak Legrand et al. (2007) a Boone et al. (2010) označují za *breakpoint*, který koreluje s ventilačním prahem, moment, ve kterém dochází ke zpomalení či úplnému zastavení poklesu SmO_2 , což indikuje vyčerpání aerobní kapacity svalu (Obrázek 7).



Obrázek 7 – Vzestup svalové deoxygenace v průběhu zátěžového protokolu rampového typu; deoxyHB – deoxygenovaný hemoglobin a myoglobin; zdroj: Ferreira et al. (2007) + vlastní úprava

2 PRAKTICKÁ ČÁST

2.1 Cíle práce

Cílem této práce bylo porovnat metodu NIRS s dalšími technikami k určení anaerobního prahu a sledovat základní fyziologické fenomény v průběhu stupňovaného zátěžového vyšetření rampového typu na bicyklovém ergometru.

2.2 Hypotézy

Pro experimentální ověření byly stanoveny následujících hypotézy:

- **H1:** V parametru svalové saturace (SmO_2) bude během klidové fáze patrný tzv. rovnovážný stav.
- **H2:** Svalová saturace (SmO_2) dosáhne klidových hodnot do 1-2 minut po ukončení rampového protokolu (během fáze aktivního vyšlapání).
- **H3:** Na konci aktivního vyšlapání bude patrná po-zátěžová hyperemie.
- **H4:** Anaerobní práh určený pomocí ventilačních parametrů souvisí se změnou dynamiky svalové desaturace.
- **H5:** Metoda NIRS je spolehlivou metodou při zkoumání test/re-test.

2.3 Metodika

2.3.1 Zkoumaný soubor

Měření se zúčastnilo 15 probandů, 9 mužů a 6 žen, ve věku od 22 do 28 let. Jednalo se o průměrně zdatné zdravé jedince, provozující běžné rekreační sporty (běh, plavání, florbal, fitness). U žádného z probandů nebylo zjištěno žádné vážné metabolické, kardiovaskulární či respirační onemocnění. Souhrn anamnestických údajů je uveden v Tabulce 1. Den před měřením bylo všem probandům doporučeno vynechat jakoukoliv náročnou pohybovou aktivitu. Dále byli probandi informováni, že by

2 hodiny před zátěžovým vyšetřením neměli požívat větší množství stravy a měli by být dostatečně hydratováni. Měření se všichni probandi zúčastnili dobrovolně a byli seznámeni s bezpečnostními opatřeními.

Jméno	Věk	Pohlaví	Výška (cm)	Hmotnost (kg), test/re-test	BMI, test/re-test	Saturace SpO ₂ (%), test/re-test
B. L.	24	muž	188	95	26.88	97/97
D. L.	24	žena	159	57	22.55	98/98
J. J.	23	žena	164	65	24.17	98/98
K. D.	28	muž	186	84.5	24.42	98/97
K. A.	22	muž	186	87	25.15	96/96
L. K.	28	žena	167	72	25.82	99/98
M. N.	25	žena	164	59	21.94	98/98
N. J.	23	muž	179	79	24.66	96/97
P. J.	24	muž	181	77	23.50	97/97
P. Z.	23	žena	185	75	21.91	99/98
P. V.	24	žena	164	60	22.31	98/98
Š. M.	24	muž	177	74	23.62	98/98
Š. O.	24	muž	185	89.5	26.15	97/98
Ž. R.	23	muž	190	80	22.16	98/98
Ž. J.	23	muž	202	88/92	21.57/22.55	98/97
Průměr	24.13	-	178.47	76.13/76.4	23.79/23.85	97.67/97.53
SD	1.67	-	11.90	11.41/11.73	1.65/1.58	0.87/0.62

Tabulka 2 – přehled probandů

2.3.2 Technické vybavení

2.3.2.1 Bicyklový ergometr

Pro zátěžové vyšetření bylo využito ergometru značky Ergoline GmbH (Ergoselect 100P, Ergoline, Bitz, Germany). Intenzitu zátěže lze na tomto ergometru nastavovat manuálně či automaticky pomocí propojení s počítačem.

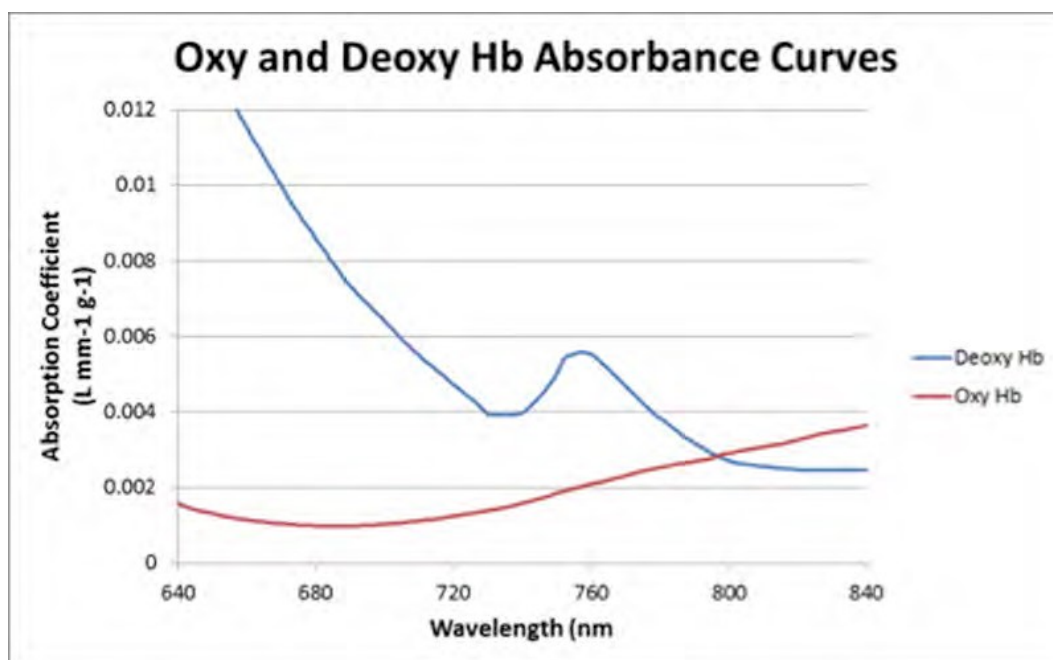
2.3.2.2 Moxxy monitor

Jedná se o přístroj využívající technologie NIRS. Moxxy monitor je periferním bezdrátovým senzorem o rozměrech 61 x 44 x 21 mm. Moxxy monitor využívá oproti

starším generacím přístrojů NIRS čtyři samostatné zdroje světla, které pokrývají vlnovou délku od 630 nm do 850 nm, a dva samostatné detektory. Hlavními dvěma důvody pro využití této vlnové délky jsou dle výrobce:

- 1) V dané vlnové délce je světlo schopné pronikat dostatečně hluboko tkání a zpět.
- 2) OxyHb+Mb a deoxyHb+Mb se v dané vlnové délce pohybují v různém absorpčním spektru (Obrázek 8).

Publikace zabývající se popisem principu metody NIRS tato tvrzení potvrzují (Delpy et Cope, 1997; Ferrari et al., 2004; Jobsis, 1977).



Obrázek 8 – Absorpční křivka oxyHb+Mb a deoxyHb+Mb, zdroj: www.moxymonitor.com

Kalibrace Moxy monitoru je založena na vlastním patentovaném matematickém vzorci průchodu světla tkáněmi. Tento vzorec je dle výrobce schopen zohlednit širokou škálu variant ve tkáních.

Hodnota, kterou Moxy monitor vyhodnocuje je označována jako SmO₂, kterou lze chápat jako poměr koncentrace oxyHb+Mb k celkovému hemoglobinu/myoglobinu (tHB) v oblasti měřeného svalu. Výsledná hodnota je vyjádřena v procentech. Vzorkovací frekvence přístroje je 0.5 Hz.

K propojení a odesílání dat je využívána technologie ANT +, což v reálném čase umožňuje hrubou analýzu a kontrolu správnosti měření.

Moxy monitor byl doposud využit ve 2 publikacích a to Kodejška et al. (2015) a Baláš et al. (2015). Skupina probandů byla v obou případech tvořena horolezci, u kterých byly zkoumány změny saturace v oblasti flexorů prstů a předloktí.

2.3.2.3 Analyzátor vydechaného vzduchu

Pro snímání a sledování respiračních parametrů bylo využito přístroje Cortex MetaLyzer 3B (Leipzig, Germany), který analyzuje výměnu dýchacích plynů metodou dech od dechu. Analyzátor kyslíku a oxidu uhličitého byly kalibrovány směsí kalibračních plynů dle pokynů od výrobce. Objemový snímač byl kalibrován pomocí výrobcem dodávané kalibrační pumpy. K systému je dále dodávána sada měkkých anatomických masek v 5 velikostech.



Obrázek 9 – Cortex MetaLyzer 3B + příslušenství (kalibrační plyn s ventilem, kalibrační pumpa, anatomická maska s čepičkou); zdroj: www.compek.cz

2.3.2.4 *Hrudní snímač tepové frekvence*

Pro snímání tepové frekvence bylo využito hrudního pásu od firmy CooSpo. Tento snímač měří a odesílá údaje o tepové frekvenci v reálném čase. Velkou výhodou je, že snímač podporuje propojení pomocí technologie ANT+, díky čemuž jsme mohli synchronizovat údaje o tepové frekvenci a hodnoty Moxy v jednom programu (PeriPedal).

2.3.3 **Průběh měření**

Měření proběhla v zátěžové laboratoři Fakultní nemocnice Motol na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy. Testování probíhalo ve dvou měřeních s odstupem několika dní formou test/re-test. Při příchodu byl každý proband seznámen s průběhem měření, následně byly získány anamnestické údaje, změřena výška a váha, a nastaven posed ergometru podle individuálních potřeb dle antropometrických parametrů. Následně byl probandům připraven hrudní pás pro měření tepové frekvence. Před upevněním pásu byly elektrody navlhčeny. Hrudní pás byl umístěn na spodní část hrudníku dostatečně pevně, aby nedošlo k jeho uvolnění a zároveň aby neovlivňoval dechové funkce. Posléze byla probandům změřena klidová saturace (SpO_2) pomocí pulzního oxymetru. V dalším kroku byl připraven přístroj Moxy. V prvním měření byly k dispozici dva přístroje. První byl připraven na *m. vastus lateralis* a druhý na *m. gastrocnemius lateralis*. Při druhém měření byl již k dispozici pouze jeden přístroj Moxy, proto jsme pro měření zvolili *m. vastus lateralis*, který je pro určení anaerobního prahu při zátěžovém vyšetření na bicyklovém ergometru doporučován (Grassi et al., 1999). K umístění přístroje byla zvolena pravá dolní končetina, přesněji oblast motorického bodu zvoleného svalu. K fixaci přístroje byl využit kineziotape s nulovým pnutím pro svou

dobrou přilnavost a minimální omezení pohybových funkcí (Obrázek 10). V poslední fázi byla vybrána a nasazena maska pro snímání dechových parametrů.



Obrázek 10 – přípevnění a lokalizace Moxy monitoru; zdroj: archiv autora

Měření začínalo iniciální klidovou fází, která trvala 3 minuty. Během této fáze probandi seděli klidně na ergometru v pozici s pokrčenou pravou dolní končetinou v horní úvrati. Po klidové fázi následovala fáze rozehtání, kdy probandi šlapali 5 minut v intenzitě 1 watt na kilogram tělesné hmotnosti. Probandi byli instruováni, aby si udržovali stálý počet otáček v hodnotách okolo 60-70 za minutu. Po uplynutí 5 minutového rozehtání nastal začátek rampového protokolu. Intenzita zátěže byla automaticky zvyšována rychlostí 0.5 wattu na kilogram za minutu až do únosného maxima. Ke konci protokolu měli probandi možnost si libovolně zvýšit počet otáček. Důvodem pro ukončení protokolu byl pokles v počtu otáček za minutu pod 55 či znamení od probanda, že se dostal na svoje maximum. Po rampovém protokolu následovala fáze aktivního vyšlapání v intenzitě 0.5 wattu na kilogram v délce 3 minut a 3 minuty klidového sedu opět v pozici s pokrčenou pravou dolní končetinou v horní úvrati.



Obrázek 11 – Probandi K. D. a M. N. v průběhu měření; zdroj: archiv autora

2.3.4 Analýza dat a statistické zpracování výsledků

Výsledky svalové saturace (SmO_2) a tepové frekvence (TF) byly zaznamenány pomocí komerčně dodávaného programu PeriPedal verze 2.4.8 a následně převedeny do tabulky Microsoft Excel 2007. Respirační parametry byly zaznamenány a vyhodnoceny pomocí programu MetaSoft Studio (Cortex, Leipzig, Germany) verze 4.9.

Anaerobní práh byl stanoven metodou V-slope z rampové části protokolu počínaje úsekem s nejnižším VE/VO_2 a konče respiračním kompenzačním bodem. Pozice ANP byla ověřena pomocí ventilačních ekvivalentů a RER a při neshodě korigována dle shody dvou ze tří metod.

Pro ověření hypotézy H1 („*V parametru svalové saturace (SmO_2) bude během klidové fáze patrný tzv. rovnovážný stav.*“) jsme zvolili poslední minutu klidové fáze. Za pozitivní výsledek bylo považováno, pokud směrodatná odchylka průměrné svalové saturace nepřesáhla hodnotu 2.5 % (% tHB).

Pro ověření hypotézy H2 („*Svalová saturace (SmO₂) dosáhne klidových hodnot do 1-2 minut po ukončení rampového protokolu...*“) jsme sledovali, za jakou dobu od konce rampového testu dosáhne svalová saturace průměrnou klidovou hodnotu zjištěnou v poslední minutě klidové fáze.

Pro ověření hypotézy H3 („*Na konci aktivního vyšlapání bude patrná pozátěžová hyperemie.*“) jsme sledovali průměrnou svalovou saturaci v posledních 30 s aktivního vyšlapávání a porovnali výsledky s klidovými hodnotami. Pro statistické porovnání výsledků byl využit Studentův párový t-test s hladinou statistické významnosti $p = 0.05$.

Pro ověření hypotézy H4 („*Anaerobní práh určený pomocí ventilačních parametrů souvisí se změnou dynamiky svalové desaturace.*“) jsme porovnali, v jaké intenzitě zátěže se nachází anaerobní práh (**1. ventilační práh**) a respirační kompenzační bod (**2. ventilační práh**) ve srovnání s *breakpointy* v dynamice SmO₂ stanovené metodou NIRS u svalů *m. vastus lateralis* a *m. gastrocnemius lateralis*. Shoda metod pro určení anaerobního prahu, resp. respiračního kompenzačního bodu byla ověřena pomocí rozdílových grafů a vyhodnocení 95 % limitů shody (95 % Limits of Agreement, LoA). K hodnocení hypotézy bylo vybráno 11 probandů, u kterých bylo možné stanovit *breakpoint* v SmO₂ u obou měřených svalů a při obou měřeních.

Pro ověření hypotézy H5 („*Metoda NIRS je spolehlivou metodou při zkoumání test/re-test.*“) jsme sledovali rozdíly průměrné SmO₂ naměřené v rámci test/re-test ve třech situacích (během klidové fáze, na konci rampového protokolu a na konci aktivního vyšlapání). Průměrné hodnoty byly statisticky porovnány Studentovým párovým t-testem s hladinou statistické významnosti $p = 0.05$ a korelace testu a re-testu byla

ověřena Pearsonovým korelačním koeficientem. Další ověření bylo provedeno vizuálně pomocí grafického porovnání trendů v dynamice SmO_2 obou měření.

Popisná statistika byla po ověření normality konstruována jako aritmetický průměr \pm směrodatná odchylka (průměr \pm SD). Korelační koeficient byl porovnán s referenčními hodnotami Landis et Koch (1977) viz Tabulka 3.

Ke statistickému zpracování dat bylo využito programu GraphPad Prism 5 a Microsoft Excel 2007.

Referenční hodnoty	Stupeň korelace
0.00-0.20	žádná až nepatrná
0.21-0.40	mírná
0.41-0.60	střední
0.61-0.80	značná
0.81-1.00	téměř dokonalá až dokonalá

Tabulka 3 – Korelační tabulka dle Landis et Koch (1977)

2.4 Výsledky

2.4.1 Ověření hypotézy H1

Hypotéza H1 ve znění „*V parametru svalové saturace (SmO_2) bude během klidové fáze patrný tzv. rovnovážný stav.*“ byla částečně potvrzena. V prvním měření nepřesáhla u 13 z 15 probandů směrodatná odchylka průměrné svalové saturace námi zvolená 2.5 % (% tHB). V průměru se směrodatná odchylka pohybovala okolo 0.87 %. Ve druhém měření nepřesáhla hodnotu 2.5 % (% tHB) směrodatná odchylka u 14 z 15 probandů. Směrodatná odchylka se průměrně pohybovala okolo 1.25 % (Tabulka 4).

Probandi	1. měření, SmO ₂ (%)		2. měření, SmO ₂ (%)	
	průměr	SD	průměr	SD
B. L.	75.33	0.94	81.87	1.70
D. L.	65.85	0.62	53.64	1.13
J. J.	44.90	0.35	58.34	1.52
K. D.	61.93	3.13	64.46	1.63
K. A.	78.00	0.44	60.66	1.24
L. K.	84.33	0.47	70.97	0.48
M. N.	55.00	0.00	55.89	0.58
N. J.	48.36	2.79	61.46	1.44
P. J.	72.80	0.57	63.10	0.74
P. Z.	56.52	0.95	50.05	2.59
P. V.	76.49	0.50	80.23	0.42
Š. M.	83.16	0.68	83.77	0.42
Š. O.	77.43	0.53	75.74	1.16
Ž. R.	78.66	0.48	72.26	1.52
Ž. J.	71.62	0.55	64.54	2.12
Průměr celkem	68.69	0.87	66.46	1.25
SD	12.15	-	10.18	-

Tabulka 4 – Ověření hypotézy H1, průměrná svalová saturace *m. vastus lateralis* během klidové fáze + směrodatná odchylka (SD)

2.4.2 Ověření hypotézy H2

Hypotéza H2 ve znění „Svalová saturace (SmO_2) dosáhne klidových hodnot do 1-2 minut po ukončení rampového protokolu (během fáze aktivního vyšlapání).“ byla potvrzena. U 14 probandů dosáhla svalová saturace *m. vastus lateralis* po ukončení rampového protokolu klidových hodnot do 2 minut. Průměrný čas resaturace potřebný k dosažení klidových hodnot byl u prvního měření 45.20 s (± 26.54) a u druhého měření 50.33 s (± 41.65). Pouze u probanda Š. M. se dlouho hodnota SmO_2 pohybovala několik procent (3 %) pod hodnotami naměřenými v klidové fázi. Z tohoto důvodu je čas resaturace u tohoto probanda o něco delší.

Probandi	1. měření, čas (s)	2. měření, čas (s)
B. L.	30	55
D. L.	42	32
J. J.	33	30
K. D.	49	46
K. A.	30	27
L. K.	109	39
M. N.	24	23
N. J.	25	36
P. J.	46	38
P. Z.	30	27
P. V.	24	72
Š. M.	101	198
Š. O.	35	59
Ž. R.	73	46
Ž. J.	27	27
Průměr	45.20	50.33
SD	26.54	41.65

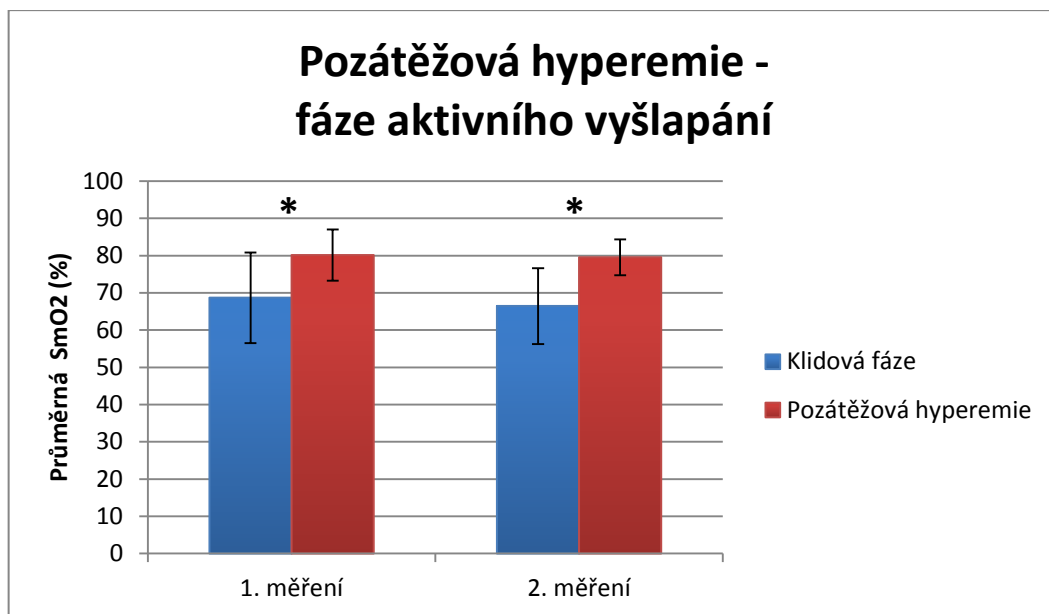
Tabulka 5 – Čas potřebný k dosažení klidových hodnot SmO₂ po ukončení rampového protokolu

2.4.3 Ověření hypotézy H3

Hypotéza H3 ve znění „Na konci aktivního vyšlapání bude patrná po-zátěžová hyperemie.“ byla potvrzena. Byl zaznamenán statisticky významný rozdíl v hodnotě svalové saturace naměřené v průběhu klidové fáze oproti fázi aktivního vyšlapání. Při prvním měření došlo k průměrnému nárůstu SmO₂ během aktivního vyšlapání o 19.51 % (± 18.91 %). Při druhém měření byl průměrný nárůst SmO₂ během aktivního vyšlapání 22.00 % (± 16.92).

1. měření - průměrná SmO ₂ (%)				2. měření - průměrná SmO ₂ (%)			
Klid	Hyperemie	Rozdíl	<i>p value</i>	Klid	Hyperemie	rozdíl	<i>p value</i>
68.69±12.15	80.13±6.89	19.51±18.91	0.0003	66.46±10.18	79.53±4.83	22.00±16.92	0.0001

Tabulka 6 – Průměrné naměřené hodnoty SmO₂ a hladina statistické významnosti rozdílu (*p value*), rozdíl = hyperemie - klidová fáze (±SD)



Obrázek 12 – Grafické vyjádření rozdílu průměrné SmO₂ během fáze aktivního vyšlapání oproti klidové fázi

2.4.4 Ověření hypotézy H4

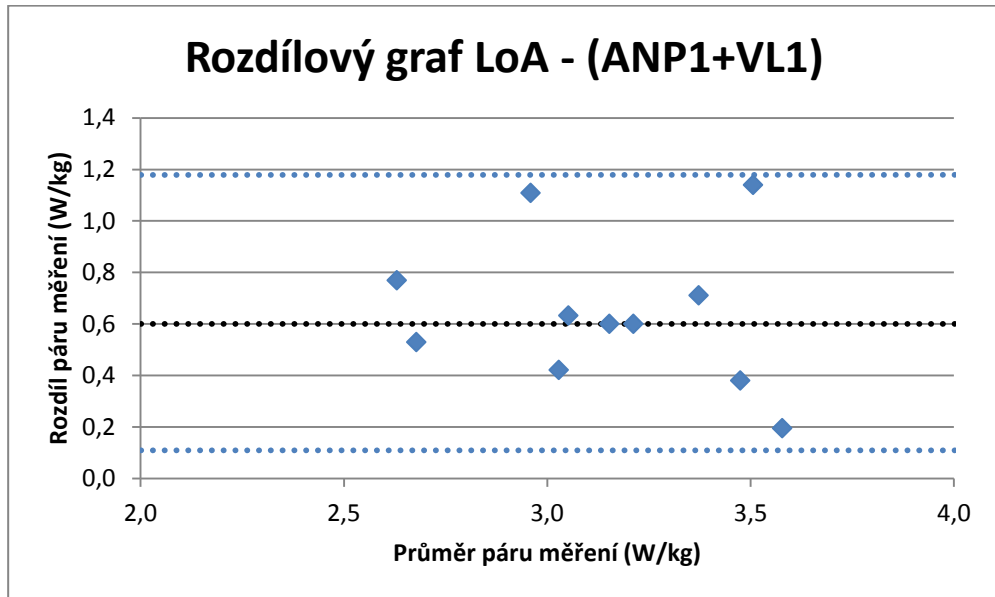
Hypotéza H4 ve znění „*Anaerobní práh určený pomocí ventilačních parametrů souvisí se změnou dynamiky svalové desaturace.*“ byla částečně potvrzena.

Průměrný rozdíl v intenzitě zátěže, ve které byl stanoven **anaerobní práh** pomocí ventilačních parametrů a intenzitě zátěže ve které byl stanoven *breakpoint* v dynamice SmO₂ *m. vastus lateralis* byl při prvním měření 0.6 W.kg⁻¹ (±0.3) a při druhém měření 0.5 W.kg⁻¹ (±0.3).

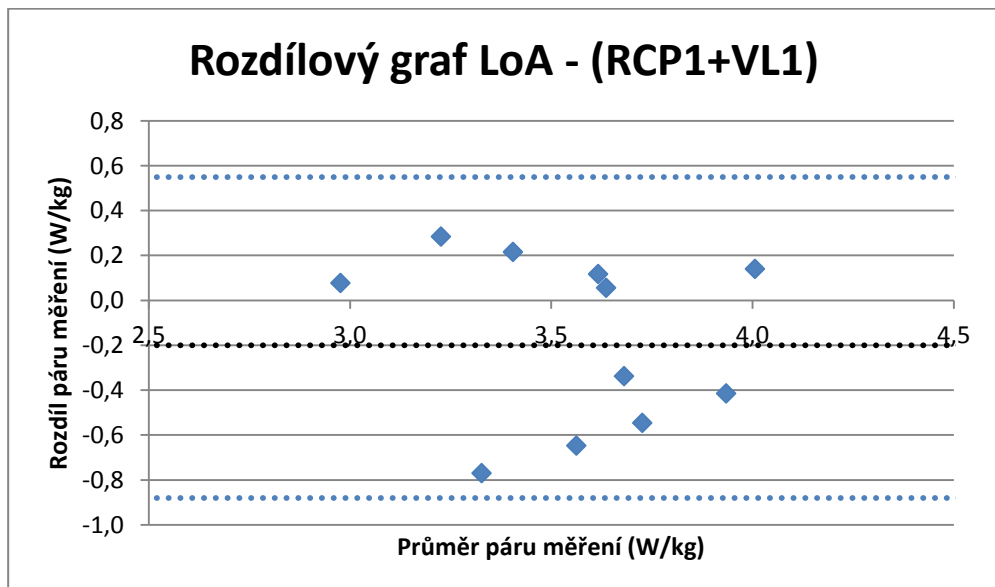
Průměrný rozdíl v intenzitě zátěže, ve které byl stanoven **anaerobní práh** pomocí ventilačních parametrů a intenzitě zátěže ve které byl stanoven *breakpoint* v dynamice SmO₂ *m. gastrocnemius lateralis* byl při prvním měření 0.8 W.kg⁻¹ (±0.4).

Průměrný rozdíl v intenzitě zátěže, ve které byl stanoven **respirační kompenzační bod** pomocí ventilačních parametrů a intenzitě zátěže ve které byl stanoven *breakpoint* v dynamice SmO₂ *m. vastus lateralis* byl při prvním měření -0.2 W.kg⁻¹ (±0.4) a při druhém měření -0.3 W.kg⁻¹ (±0.3).

Průměrný rozdíl v intenzitě zátěže, ve které byl stanoven **respirační kompenzační bod** pomocí ventilačních parametrů a intenzitě zátěže ve které byl stanoven *breakpoint* v dynamice SmO_2 *m. gastrocnemius lateralis* byl při prvním měření $0.0 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ (± 0.4).



Obrázek 13 – rozdílový graf LoA (ANP/VL) při prvním měření s 95 % limitů shody

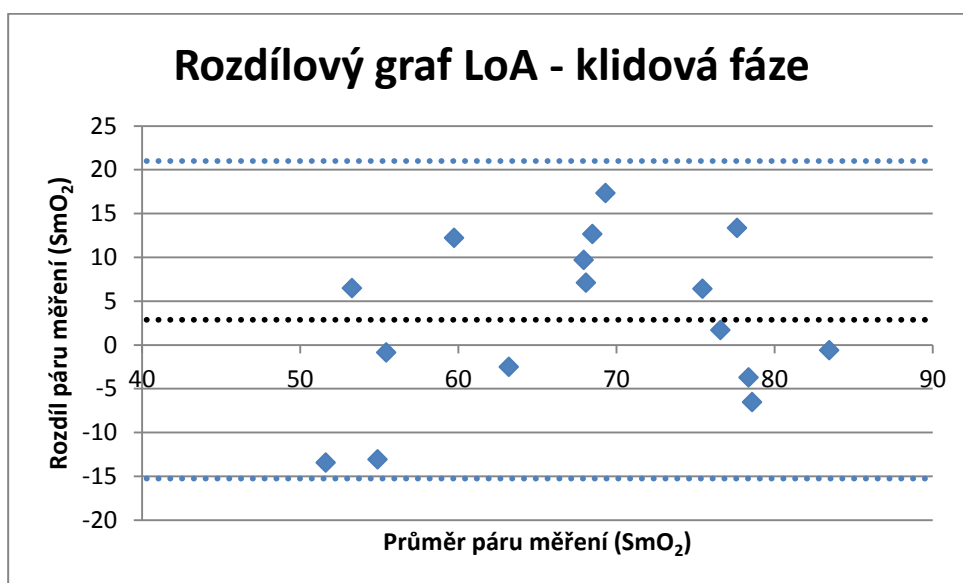


Obrázek 14 – rozdílový graf LoA (RCP/VL) při prvním měření s 95 % limitů shody

2.4.5 Ověření hypotézy H5

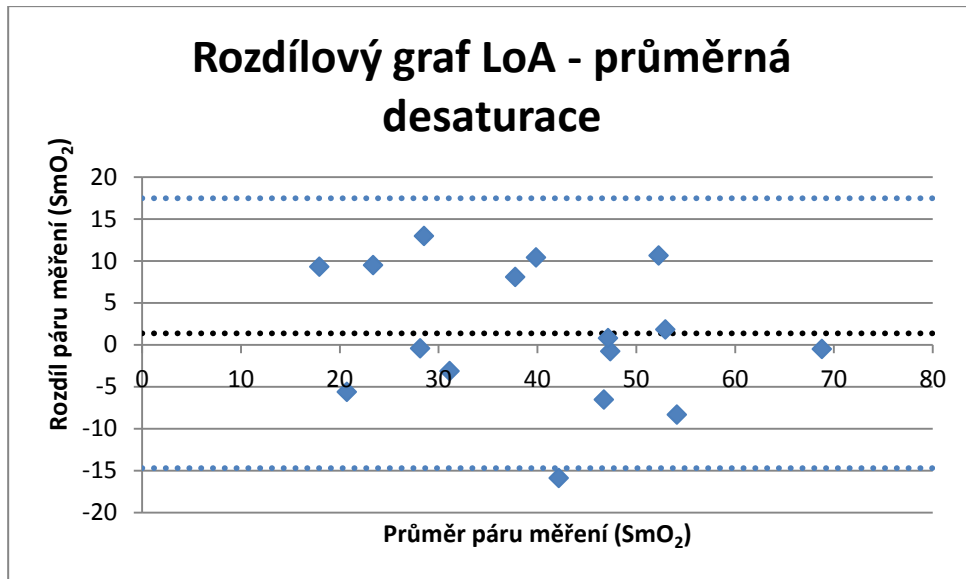
Hypotéza H5 ve znění „Metoda NIRS je spolehlivou metodou při zkoumání test/re-test.“ byla potvrzena.

Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v průměrné hodnotě SmO_2 naměřené během posledních 60 s klidové fáze v rámci testování test/re-test ($p = 0.367$). Průměrná SmO_2 při prvním měření byla 68.69 % (± 12.15) a při druhém měření 66.46 % (± 10.18) s korelačním koeficientem mezi testy $r = 0.692$.



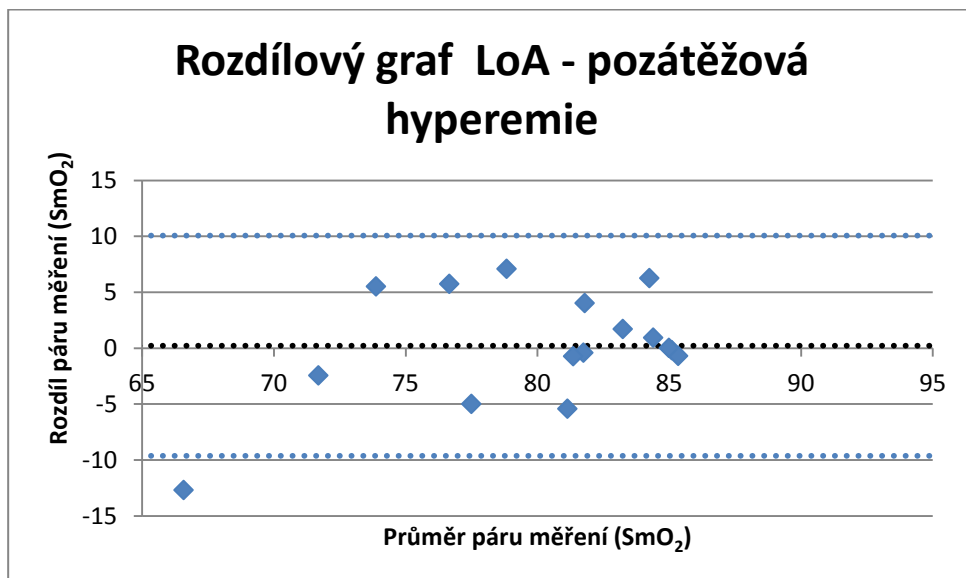
Obrázek 15 – Rozdílový graf (test/re-test) s 95 % limitů shody – klidová fáze

Dále nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v průměrné hodnotě SmO_2 naměřené během posledních 30 s rampového protokolu v rámci testování test/re-test ($p = 0.349$). Průměrná SmO_2 při prvním měření byla 40.02 % (± 13.43) a při druhém měření 38.00 % (± 14.84) s korelačním koeficientem $r = 0.853$.



Obrázek 16 - Rozdílový graf (test/re-test) s 95 % limitů shody – průměrná desaturace na konci ramповého protokolu

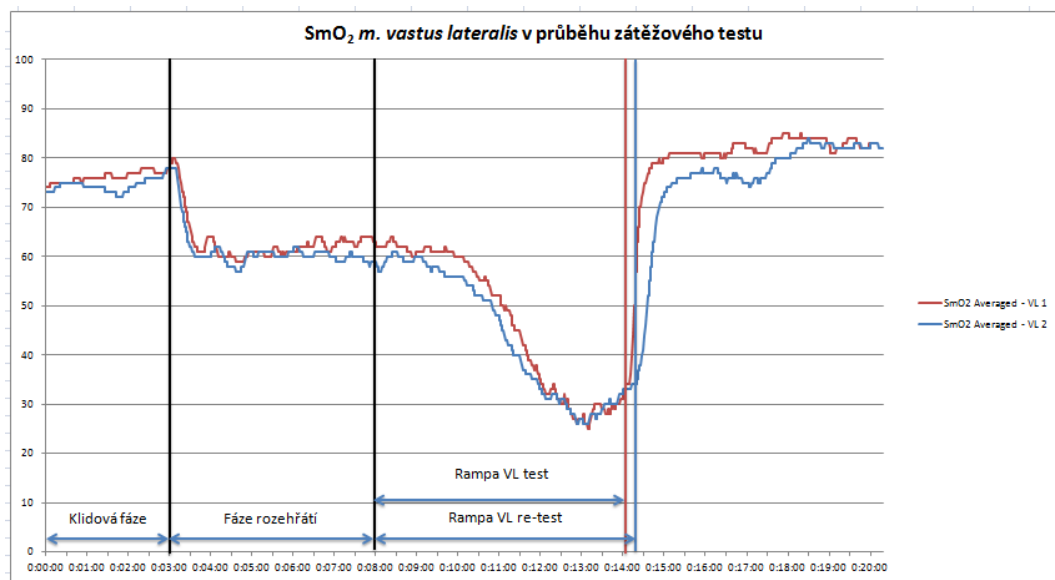
Statisticky významný rozdíl nebyl nalezen ani v průměrné hodnotě SmO₂ naměřené během posledních 30 s aktivního vyšlapání v rámci testování test/re-test ($p = 0.656$). Průměrná SmO₂ při prvním měření byla 80.13 % (± 6.89) a při druhém měření 79.53 % (± 4.83) s korelačním koeficientem $r = 0.703$.



Obrázek 17 - Rozdílový graf (test/re-test) s 95 % limitů shody – průměrná pozátěžová hyperemie

	Průměrná SmO ₂ (%)			
	1. měření	2. měření	<i>p value</i>	<i>r</i>
Posledních 60 s klidové fáze	68.69±12.15	66.46±10.18	0.367	0.692
Posledních 30 s rampového protokolu	40.02±13.43	38.00±14.84	0.349	0.853
Posledních 30 s aktivního vyšlapání	80.13±6.89	79.53±4.83	0.656	0.703

Tabulka 7 – Souhrnná tabulka (ověření hypotézy H5)

Obrázek 18 – grafické porovnání testu a re-testu z pohledu SmO₂ *m. vastus lateralis* v průběhu zátěžového vyšetření (proband Š. O.)

2.5 Diskuze

V praktické části diplomové práce jsme se zaměřili na sledování svalové saturace v průběhu zátěžového vyšetření rampového typu na bicyklovém ergometru. Hlavním cílem bylo vypořádání základní kinetiky SmO_2 v průběhu vyšetření a nalezení souvislosti mezi změnou dynamiky deoxygenace a určením anaerobního prahu pomocí ventilačních parametrů. Měření bylo provedeno formou test/re-test k ověření spolehlivosti dat. Experimentální část diplomové práce navazuje na několik předešlých studií, jejichž specifika byla upravena našim podmínkám (Wang et al., 2012a; Wang et al., 2012b; Grassi et al., 1999; Bhambhani et al., 1997; Racinais et al., 2014; Boone et al.; 2010). Hlavním záměrem naší práce oproti předešlým studiím bylo aplikovat metodu NIRS ve standardním zátěžovém vyšetření rampového typu využívaného v klinické praxi. Důležitým bodem, který považujeme z našeho pohledu za nedostatek většiny studií je, že během rampového protokolu byla neadekvátně zvyšována zátěž ve wattch, která nebyla přepočtena na hmotnost pacienta. Například ve studii Wang et al., (2012b) byla paušálně nastavena iniciální hodnota zátěže pro muže 100 wattů a pro ženy 40 wattů s následným zvyšováním zátěže o 30 wattů za 3 minuty, tedy s podstatně pomalejším vzestupem než je při zátěžovém testování běžné. Odpovídalo tomu i trvání testu 1256 s (± 32). Ve studii Boone et al. (2010) byla zátěž zvyšována o 35 wattů za minutu bez udání iniciální hodnoty zátěže. Při hmotnosti 66.7 kg (± 4.6) by to odpovídalo cca $0.5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, což je na horní hranici pro zdatné zdravé jedince, ale pro pacienty nebo limitované či nezdatné je to příliš rychlý vzestup intenzity zátěže. Tento fakt dle našeho názoru nerespektuje interindividuální rozdíly, což může výrazně ovlivnit výsledky studie z důvodu různých podmínek pro testované probandy. V našem experimentu jsme proto zvolili intenzitu zátěže přepočtenou na hmotnost pacienta ($\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$). Iniciální intenzita zátěže byla stanovena na 1 Watt na

kilogram a rychlost zvyšování zátěže (strmost rampového protokolu) byla stanovena na 0.5 Wattu na kilogram za minutu.

Dalším naším zájmem oproti předešlým studiím bylo popsat základní fenomény v kinetice svalové saturace a podložit je objektivními daty (rovnovážný stav, rychlost resaturace, pozátěžová hyperemie).

Nedostatky naší studie shledáváme hlavně v normalizaci dat SmO_2 . Během designování experimentu jsme nenašli ideální způsob jak normalizovat data tak, aby daný způsob byl aplikovatelný při běžném zátěžovém vyšetření. Předešlé studie (Bhambhani et al., 1999; Grassi et al., 1999), které k normalizaci dat využívaly 10-ti až 15-ti minutové okluze, jsou z našeho pohledu v podmínkách klinické aplikace nepoužitelné z důvodu velké invaze. Nedostatek vidíme i ve stanovení *breakpointu* v dynamice SmO_2 pouze vizuální metodou, která může být zasažena velkou variabilitou z důvodu subjektivního pohledu hodnotitele. Pro další studie by bylo vhodné navrhnout matematický algoritmus, který by byl nezávislý na zkušenostech vyšetřovatele.

Jednalo se o pilotní studii, které se zúčastnilo 15 zdravých probandů (9 mužů, 6 žen), tudíž její výsledky nelze zobecňovat na celou populaci. Pro takové závěry by bylo třeba podrobnějšího výzkumu širší skupiny probandů. V dalších studiích by bylo přínosné postupné testování užších skupin pacientů s různými diagnózami a různého věku.

Z výsledků hodnocení hypotézy H1 vyplývá, že v parametru SmO_2 je možné sledovat rovnovážný stav v průběhu klidové fáze. Při prvním měření jsme pozorovali rovnovážný stav u 13 z 15 probandů a ve druhém měření u 14 z 15 probandů. Nedosažení rovnovážného stavu u dvou probandů, resp. jednoho probanda si vysvětlujeme neklidem způsobeným nervozitou před začátkem měření. Pro další měření bychom proto doporučovali tento parametr sledovat již před posazením probanda na

bicyklový ergometr, nejlépe v pozici lehu na zádech. Naše výsledky odpovídají předpokladu, že se parametr SmO_2 během klidové fáze nemění.

Z výsledků hodnocení hypotézy H2 vyplývá, že parametr SmO_2 dosáhne klidových hodnot do 2 minut po ukončení rampového protokolu. Tyto výsledky se shodují s předešlými studiemi zabývajícími se danou problematikou (Bhambhani et al., 1997; Chance et al., 1992). Tento fenomén lze považovat za indikátor schopnosti resaturace. Při dalším zkoumání by dle našich předpokladů bylo možné tento fakt využít v testování profesionálních sportovců, převážně zatížených intermitentním typem zátěže. Zajímavé by bylo sledovat kumulativní efekt svalové desaturace a hodnotit tak schopnost jedince zvládat např. florbalová či hokejová utkání, která jsou typická střídáním krátké intenzivní zátěže a odpočinku v několika cyklech. V klinické praxi lze tento parametr využít k diagnostice ischemické choroby dolních končetin, kdy se prodlužuje čas potřebný k resaturaci z důvodu omezení přívodu krve do kosterního svalu (Osada et al., 2003).

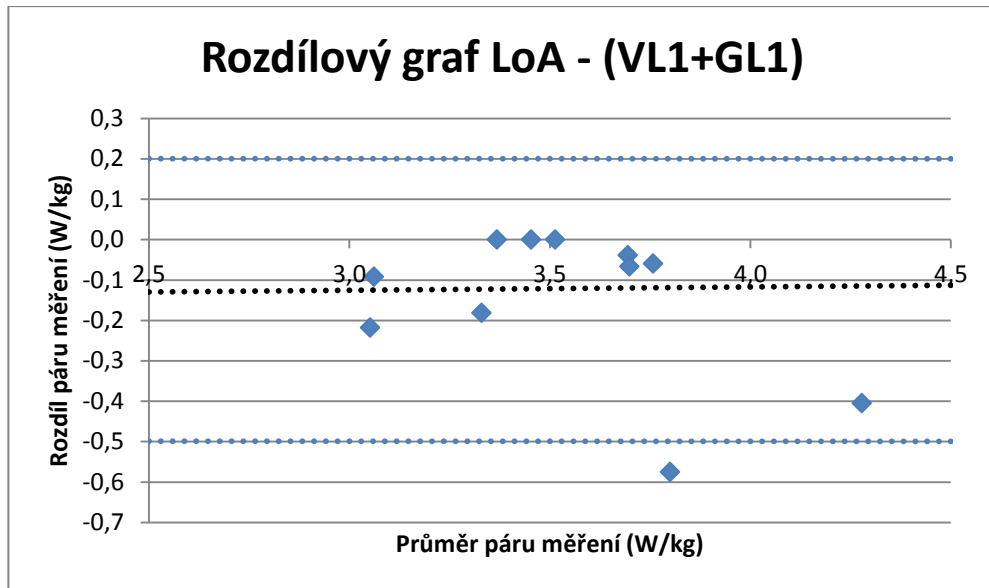
Z výsledků hodnocení hypotézy H3 vyplývá, že parametr SmO_2 dosáhne vyšších hodnot po zátěžovém vyšetření oproti klidové fázi. Tento stav je popsán jako pozátěžová hyperemie, která nastává v reakci na zvýšené metabolické nároky svalu v podobě kyslíkového a energetického deficitu nahromaděného v průběhu intenzivního cvičení (Chance et al., 1992). Zajímavým námětem k dalšímu měření by bylo zkoumání efektu aktivní regenerace v podobě strečinku a vyklusání/vyježdění po sportovním výkonu ve srovnání s vynecháním aktivní regenerace.

Z výsledků hodnocení hypotézy H4 vyplývá, že *breakpoint* v dynamice SmO_2 souvisí s anaerobním prahem zjištěným z respiračních parametrů. Z našich výsledků je patrné, že *breakpoint* v dynamice SmO_2 se nachází až za anaerobním prahem (**1. ventilační práh**), a to v oblasti bodu respirační kompenzace (**2. ventilační práh**).

Z našich výsledků lze tedy usoudit, že *breakpoint* v dynamice SmO_2 může být indikátorem překročení intenzity zátěže nad anaerobním prahem, jelikož se nachází v bodu respirační kompenzace. Naše zjištění jsou v souladu s výsledky Racinais et al. (2014). Výsledky jsou ale v rozporu se studií Wang et al. (2012a), ve které byla popsána souvislost *breakpointu* v dynamice SmO_2 s 1. ventilačním prahem. Při zkoumání našich výsledků bylo dále patrné, že absolutní hodnoty SmO_2 v průběhu zátěžového vyšetření jsou velmi individuální.

Z výsledků hodnocení hypotézy H5 vyplývá, že použití metody NIRS ke stanovení SmO_2 v průběhu zátěžového vyšetření je spolehlivé. Z našich výsledků je patrné, že korelační koeficient testu s re-testem byl v klidové fázi roven $r = 0.692$ (korelace značná) a ve fázi aktivního vyšlapání byl korelační koeficient roven $r = 0.703$ (korelace značná). Pro průměrnou SmO_2 těsně před koncem rampového protokolu při porovnání test/re-test byl korelační koeficient roven $r = 0.853$ (korelace téměř dokonalá až dokonalá). Při vizuálním porovnání testu a re-testu byly trendy v SmO_2 v průběhu zátěžového vyšetření stejné u 14 probandů. U 1 probanda byla podobnost trendu v dynamice SmO_2 pouze částečná a to pravděpodobně z důvodu větší motivace k zátěžovému vyšetření při druhém měření. Porovnání spolehlivosti metody NIRS navazuje na předešlou studii Austin et al. (2005).

Při porovnání intenzity zátěže v oblasti *breakpointu m. vastus lateralis* a *m. gastrocnemius lateralis* jsme pozorovali průměrný rozdíl $-0.1 \text{ W.kg}^{-1} (\pm 0.2)$, což značí pozdější výskyt *breakpointu m. gastrocnemius lateralis*. Tento jev považujeme za důsledek zpoždění cirkulační odpovědi kardiovaskulárního aparátu, jelikož se daný sval nachází distálněji oproti *m. vastus lateralis*.



Obrázek 19 – Rozdílový graf LoA (VL1/GL1) s 95 % limitů shody

ZÁVĚR

Anaerobní práh představuje jeden ze základních parametrů určovaných během zátěžového vyšetření a má široké využití v klinické praxi i ve sportovních odvětvích. V současné době se k jeho určení využívá řada metod, které je ale nezbytné provádět v laboratorních podmínkách a často jsou poměrně invazivní. Stanovení anaerobního prahu pomocí metody NIRS (z angl. *Near-infrared spectroscopy*) by mohlo pomoci tato omezení překonat. Cílem této práce bylo porovnat spolehlivost určení anaerobního prahu metodou NIRS se stanovením anaerobního prahu na základě ventilačních parametrů. Dále bylo cílem sledovat základní fyziologické změny svalové saturace (SmO_2) v průběhu stupňovaného zátěžového vyšetření rampového typu na bicyklovém ergometru.

Měření se zúčastnilo 15 probandů, 9 mužů a 6 žen. K ověření spolehlivosti měření byl experiment proveden formou test/re-test s odstupem několika dnů. Hodnota SmO_2 byla měřena u *m. vastus lateralis* a *m. gastrocnemius lateralis*. Dále byly během vyšetření snímány respirační parametry a tepová frekvence.

Ze získaných dat vyplývá, že *breakpoint* v dynamice SmO_2 určený metodou NIRS značí dosažení intenzity zátěže nad anaerobním prahem, jelikož se nachází v oblasti bodu respirační kompenzace. V parametru SmO_2 je také možné sledovat rovnovážný stav v průběhu klidové fáze. Parametr SmO_2 po ukončení rampového protokolu převyšuje hodnotu v klidové fázi a k návratu do klidových hodnot dochází zpravidla do 2 minut. Metodou test/re-test byla ověřena spolehlivost měření.

REFERENČNÍ SEZNAM

ASTORINO, T. A. Is the ventilatory threshold coincident with maximal fat oxidation during submaximal exercise in women? *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 2000, 40(3), 209-216 [cit. 2017-02-18]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/12202662_Is_the_ventilatory_threshold_coincident_with_maximal_fat_oxidation_during_submaximal_exercise_in_women

ÅSTRAND, P. O. *Textbook of work physiology: physiological bases of exercise*. 4. Champaign, IL: Human Kinetics, c2003. ISBN 0736001409.

AUSTIN, K. G., K. A. DAIGLE, P. PATTERSON, J. COWMAN, S. CHELLAND a E. M. HAYMES. Reliability of Near-Infrared Spectroscopy for Determining Muscle Oxygen Saturation During Exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2005, 76(4), 440-449 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1080/02701367.2005.10599317. ISSN 02701367. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2005.10599317>

BALÁŠ, J., M. MICHAILOV, D. GILES, J. KODEJŠKA, M. PANÁČKOVÁ a S. FRYER. Active recovery of the finger flexors enhances intermittent handgrip performance in rock climbers. *European Journal of Sport Science* [online]. 2016, 16(7), 764-772 [cit. 2017-02-13]. DOI: 10.1080/17461391.2015.1119198. ISSN 17461391. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/17461391.2015.1119198>

BEAVER, W., K. WASSERMAN a B. J. WHIPP. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1986, 60(6), 2020-2027 [cit. 2017-02-14]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/60/6/2020.short>

BENEKE, R. Maximal lactate steady state concentration (MLSS): experimental and modelling approaches. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2003, 88(4), 361-369 [cit. 2017-02-13]. DOI: 10.1007/s00421-002-0713-2. ISSN 14396319. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-002-0713-2>

BERTON, D. C., P. B. BARBOSA, L. S. TAKARA, G. R. CHIAPPA, A. C. B. SIQUEIRA, D. M. BRAVO, L. F. FERREIRA a J. A. NEDER. Bronchodilators accelerate the dynamics of muscle O₂ delivery and utilisation during exercise in COPD. *Thorax* [online]. 2010, 65(7), 588-593 [cit. 2017-02-21]. DOI: 10.1136/thx.2009.120857. ISSN 00406376. Dostupné z: <http://thorax.bmj.com/cgi/doi/10.1136/thx.2009.120857>

BHAMBHANI, Y. N., S. M. BUCKLEY a T. SUSAKI. Detection of ventilatory threshold using near infrared spectroscopy in men and women. *Medicine and science in sports and exercise* [online]. 1997, 29(3), 402-409 [cit. 2017-02-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Detection+of+ventilatory+threshold+using+near+infrared+spectroscopy+in+men+and+women>

- BHAMBHANI, Y., S. BUCKLEY a T. SUSAKI. Muscle oxygenation trends during constant work rate cycle exercise in men and women. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 1999, 90(8), 90-98 [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9927015>
- BODNER, M. E. a E. C. RHODES. A Review of the Concept of the Heart Rate Deflection Point. *Sports Medicine* [online]. 2000, 30(1), 31-46 [cit. 2017-02-14]. DOI: 10.2165/00007256-200030010-00004. ISSN 01121642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200030010-00004>
- BOONE, J., K. KOPPO, T. J. BARSTOW a J. BOUCKAERT. Effect of Exercise Protocol on Deoxy[Hb + Mb]. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2010, 42(5), 935-942 [cit. 2017-04-08]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181c0ecea. ISSN 01959131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-201005000-00013>
- BOYCOT, A. E. a J. S. HALDANE. The effects of low atmospheric pressures on respiration. *The Journal of Physiology* [online]. 1908, 37(5-6), 355-377 [cit. 2017-02-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1533604/>
- CONCONI, F., M. FERRARI, P. G. ZIGLIO, P. DOGHETTI a L. CODECA. Determination of an anaerobic threshold by a non invasive field test in runners. *American Physiological Society* [online]. 1982, 52(4), 869-873 [cit. 2017-02-14]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/52/4/869.article-info>
- DELPY, D. T. a M. COPE. Quantification in tissue near-infrared spectroscopy. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences* [online]. 1997, 352(1354), 649-659 [cit. 2017-02-13]. DOI: 10.1098/rstb.1997.0046. ISSN 09628436. Dostupné z: <http://rstb.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rstb.1997.0046>
- FERRARI, M. L. MOTTOLA a V. QUARESIMA. Principles, Techniques, and Limitations of Near Infrared Spectroscopy. *Canadian Journal of Applied Physiology* [online]. 2004, 29(4), 463-487 [cit. 2017-02-13]. DOI: 10.1139/h04-031. ISSN 10667814. Dostupné z: <http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/h04-031>
- FERRARI, M., M. MUTHALIB a V. QUARESIMA. The use of near-infrared spectroscopy in understanding skeletal muscle physiology: recent developments. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* [online]. 2011, 369(1955), 4577-4590 [cit. 2017-04-19]. DOI: 10.1098/rsta.2011.0230. ISSN 1364503x. Dostupné z: <http://rsta.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsta.2011.0230>
- FERREIRA, L. F., S. KOGA a T. J. BARSTOW. Dynamics of noninvasively estimated microvascular O₂ extraction during ramp exercise. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2007, 103(6), 1999-2004 [cit. 2017-04-08]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01414.2006. ISSN 87507587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.01414.2006>

GEROVASIL, V., S. DRAKOS, M. KRAVARI, et al. Physical Exercise Improves the Peripheral Microcirculation of Patients With Chronic Heart Failure. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention* [online]. 2009, 29(6), 385-391 [cit. 2017-02-21]. DOI: 10.1097/HCR.0b013e3181b4ca4e. ISSN 19327501. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=01273116-200911000-00008>

GHOSH, A. K. REVIEW ARTICLE-Anaerobic Threshold: Its Concept and Role in Endurance Sport. *The Malaysian Journal Of Medical Sciences* [online]. 2004, 11(1), 24-36 [cit. 2017-02-14]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3438148/>

GITT, A. K., K. WASSERMAN, C. KILKOWSKI, et al. Exercise Anaerobic Threshold and Ventilatory Efficiency Identify Heart Failure Patients for High Risk of Early Death. *Circulation* [online]. 2002, 106(24), 3079-3084 [cit. 2017-02-15]. DOI: 10.1161/01.CIR.0000041428.99427.06. ISSN 00097322. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.0000041428.99427.06>

GRASSI, B. a V. QUARESIMA. Near-infrared spectroscopy and skeletal muscle oxidative function in vivo in health and disease: a review from an exercise physiology perspective. *Journal of Biomedical Optics* [online]. 2016, 21(9), 091313- [cit. 2017-04-12]. DOI: 10.1117/1.JBO.21.9.091313. ISSN 10833668. Dostupné z: <http://biomedicaloptics.spiedigitallibrary.org/article.aspx?doi=10.1117/1.JBO.21.9.091313>

GRASSI, B., V. QUARESIMA, C. MARCONI, M. FERRARI a P. CERRETELLI. Blood lactate accumulation and muscle deoxygenation during incremental exercise. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1999, 87(1), 348-355 [cit. 2017-02-22]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/87/1/348>

HAGBERG, J. M., E. F. COYLE, J. E. CARROLL, J. M. MILLER, W. H. MARTIN a H. M. BROOKE. Exercise hyperventilation in patients with McArdle's disease. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1982, 52(4), 991-994 [cit. 2017-02-14]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/52/4/991.short>

HAMAOKA, T., K. K. MCCULLY, M. NIWAYAMA a B. CHANCE. The use of muscle near-infrared spectroscopy in sport, health and medical sciences: recent developments. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* [online]. 2011, 369(1955), 4591-4604 [cit. 2017-04-17]. DOI: 10.1098/rsta.2011.0298. ISSN 1364503x. Dostupné z: <http://rsta.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsta.2011.0298>

HILL, A. V., C. N. H. LONG a H. LUPTON. Muscular Exercise, Lactic Acid, and the Supply and Utilisation of Oxygen. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character* [online]. 1924, 97(681), 84-138 [cit. 2017-02-13]. Dostupné z: <http://www.jstor.org/stable/81066>

HOPKER, J. G., S. A. JOBSON a J. J. PANDIT. Controversies in the physiological basis of the 'anaerobic threshold' and their implications for clinical cardiopulmonary exercise testing. *Anaesthesia* [online]. 2011, 66(2), 111-123 [cit. 2017-02-26]. DOI: 10.1111/j.1365-2044.2010.06604.x. ISSN 00032409. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2044.2010.06604.x>

HUBÁČKOVÁ, O. *Stanovení anaerobního prahu z ventilačních parametrů různými metodami a jejich vzájemná korelace*. Brno, 2011. Diplomová práce. Fakulta sportovních studií MU. Vedoucí práce Mgr. Martina Bernacíková, Ph.D.

CHANCE, B, M. T. DAIT, C ZHANG, T. HAMAOKO a F. HAGERMAN. Recovery from exercise-induced desaturation in the quadriceps muscles of elite competitive rowers. *American Journal of Physiology* [online]. 1992, 262(3), 766-775 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1312785>

JANČÍK, J., E. ZÁVODNÁ a M. NOVOTNÁ. Fyziologie tělesné zátěže - vybrané kapitoly. In: *Fyziologie tělesné zátěže – vybrané kapitoly* [online]. Brno: Fakulta sportovních studií MU, 2006 [cit. 2017-02-13]. Dostupné z: <http://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyziio/texty/index.html>

JIMBO, S., Y. ATSUTA, T. KOBAYASHI a T. MATSUNO. Effects of dry needling at tender points for neck pain (Japanese: katakori). *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 2008, 13(2), 101-106 [cit. 2017-02-21]. DOI: 10.1007/s00776-007-1209-z. ISSN 09492658. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815322934>

JOBSIS, F. F. Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* [online]. 1977, 198(4323), 1264-1267 [cit. 2017-02-13]. Dostupné z: <http://science.sciencemag.org/content/198/4323/1264>

JONES, A. a J. DOUST. Lack of Reliability in Conconi's Heart Rate Deflection Point. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 1995, 16(08), 541-544 [cit. 2017-02-18]. DOI: 10.1055/s-2007-973051. ISSN 01724622. Dostupné z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-2007-973051>

KARATZANOS, E., G. PARADISIS, E. ZACHAROGIANNIS, S. TZIORTZIS a S. NANAS. Assessment of ventilatory threshold using near-infrared spectroscopy on the gastrocnemius muscle during treadmill running. *International Journal of Industrial Ergonomics* [online]. 2010, 40(2), 206-211 [cit. 2017-02-22]. DOI: 10.1016/j.ergon.2009.02.003. ISSN 01698141. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169814109000250>

KODEJŠKA, J., M. L. MICHAILOV a J. BALÁŠ. Forearm muscle oxygenation during sustained isometric contractions in rock climbers. *AUC KINANTHROPOLOGICA* [online]. 2015, 51(2), 48-55 [cit. 2017-02-13]. DOI: 10.14712/23366052.2015.31. ISSN 23366052. Dostupné z: <http://www.karolinum.cz/doi/10.14712/23366052.2015.31>

LANDIS, J. R. a G. K. KOCH. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *International Biometric Society*. 1977, 33(1), 159-174. DOI: 10.2307/2529310.

LEGRAND, R., A. MARLES, F. PRIEUR, S. LAZZARI, N. BLONDEL a P. MUCCI. Related trends in locomotor and respiratory muscle oxygenation during exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2007, 39(1), 91-100 [cit. 2017-04-08]. DOI: 10.1249/01.mss.0000241638.90348.67. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17218889>

MÁČEK, M., J. RADVANSKÝ, B. BRŮMOVÁ, K. DAĐOVÁ, J. FAJSTAVR, P. KOLÁŘ, J. KRAUS, P. KREJČÍ, M. KUČERA, J. MÁČKOVÁ, I. ROTMAN, K. SLABÝ, M. ŠAFÁŘOVÁ, V. ZEMAN *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.

MÁČEK, M., J. RADVANSKÝ, K. SLABÝ a M. PROCHÁZKA. *Základy zátěžové fyziologie - poznámky*. Praha, 2001. Dostupné také z: <http://tv1.lf2.cuni.cz/>

MCARDLE, W. D., F. I. KATCH a V. L. KATCH. *Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance*. 7th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. ISBN 9780781797818.

MOALLA, W., G. DUPONT, S. BERTHOIN a S. AHMAIDI. Respiratory Muscle Deoxygenation and Ventilatory Threshold Assessments Using Near Infrared Spectroscopy in Children. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2005, 26(7), 576-582 [cit. 2017-02-22]. DOI: 10.1055/s-2004-830332. ISSN 01724622. Dostupné z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-2004-830332>

NIWAYAMA, M., L. LIN, J. SHAO, N. KUDO a K. YAMAMOTO. Quantitative measurement of muscle hemoglobin oxygenation using near-infrared spectroscopy with correction for the influence of a subcutaneous fat layer. *Review of Scientific Instruments* [online]. 2000, 71(12), 4571- [cit. 2017-02-22]. DOI: 10.1063/1.1322578. ISSN 00346748. Dostupné z: <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/rsi/71/12/10.1063/1.1322578>

NOVOTNÝ, J. a M. NOVOTNÁ. Fyziologické principy tréninku a testy běžců. *Atletika*. 2008, 60(11), 1-5.

NOVOTNÝ, J.. Zátěžové testy ve sportovní medicíně. In: *Zátěžové testy ve sportovní medicíně* [online]. Brno: Universita sportovních studií MU, 2013 [cit. 2017-02-13]. Dostupné z: <https://publi.cz/books/132/Cover.html>

OSADA, T., T. KATSUMURA, N. MURASE, T. SAKO, H. HIGUCHI, R. KIME, T. HAMAOKA a T. SHIMOMITSU. Post-exercise Hyperemia after Ischemic and Non-ischemic Isometric Handgrip Exercise. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science* [online]. 2003, 22(6), 299-309 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.2114/jpa.22.299. ISSN 13453475. Dostupné z: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/jpa/22.299?from=CrossRef>

PEDERSEN, B.L., N. BÆKGAARD a B. QUISTORFF. Muscle Mitochondrial Function in Patients with Type 2 Diabetes Mellitus and Peripheral Arterial Disease: Implications in Vascular Surgery. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* [online]. 2009, 38(3), 356-364 [cit. 2017-02-21]. DOI: 10.1016/j.ejvs.2009.04.014. ISSN 10785884. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1078588409002317>

PLACHETA, Z. *Zátěžové vyšetření a pohybová léčba ve vnitřním lékařství*. Brno: Masarykova univerzita, 2001. ISBN 8021026146.

POWERS, S. K. a E. T. HOWLEY. *Exercise physiology: theory and application to fitness and performance*. 7th ed. New York, NY: McGraw-Hill Higher Education, 2009. ISBN 0073376477.

SOLBERG, G., B. ROBSTAD, O. H. SKJONBERG a F. BORCHSENIUS. Respiratory Gas Exchange Indices for Estimating the Anaerobic Threshold. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 2005, 4(1), 29-36 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3880081/>

SOUTHERN, W. M., T. E. RYAN, M. A. REYNOLDS a K. MCCULLY. Reproducibility of near-infrared spectroscopy measurements of oxidative function and postexercise recovery kinetics in the medial gastrocnemius muscle. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* [online]. 2014, 39(5), 521-529 [cit. 2017-02-22]. DOI: 10.1139/apnm-2013-0347. ISSN 17155312. Dostupné z: <http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/apnm-2013-0347>

WANGa, B., G. XU, Q. TIAN, J. SUN, B. SUN, L. ZHANG, Q. LUO a H. GONG. Differences between the Vastus Lateralis and Gastrocnemius Lateralis in the Assessment Ability of Breakpoints of Muscle Oxygenation for Aerobic Capacity Indices During an Incremental Cycling Exercise. *Journal of sports science & medicine* [online]. 2012, 11(4), 606-613 [cit. 2017-02-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3763305/>

WANGb, B., Q. TIAN, Z. ZHANG a H. GONG. Comparisons of local and systemic aerobic fitness parameters between finswimmers with different athlete grade levels. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2012, 112(2), 567-578 [cit. 2017-02-25]. DOI: 10.1007/s00421-011-2007-z. ISSN 14396319. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-011-2007-z>

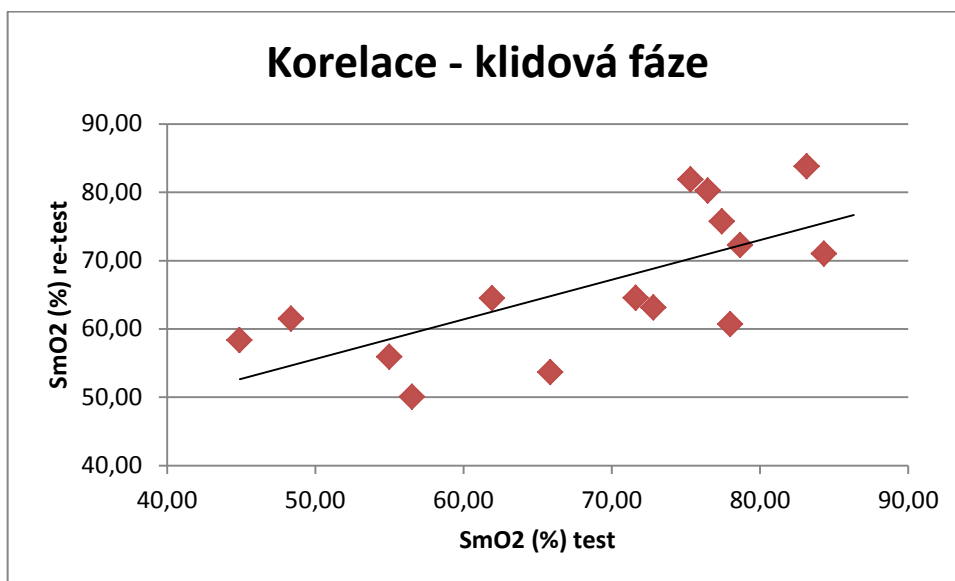
WASSERMAN, K. a M. B. MCLLROY. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *The American journal of cardiology* [online]. 1964, 14(6), 844-852 [cit. 2017-02-13]. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/0002-9149\(64\)90012-8](http://dx.doi.org/10.1016/0002-9149(64)90012-8). Dostupné z: [http://www.ajconline.org/article/0002-9149\(64\)90012-8/abstract](http://www.ajconline.org/article/0002-9149(64)90012-8/abstract)

SEZNAM PŘÍLOH

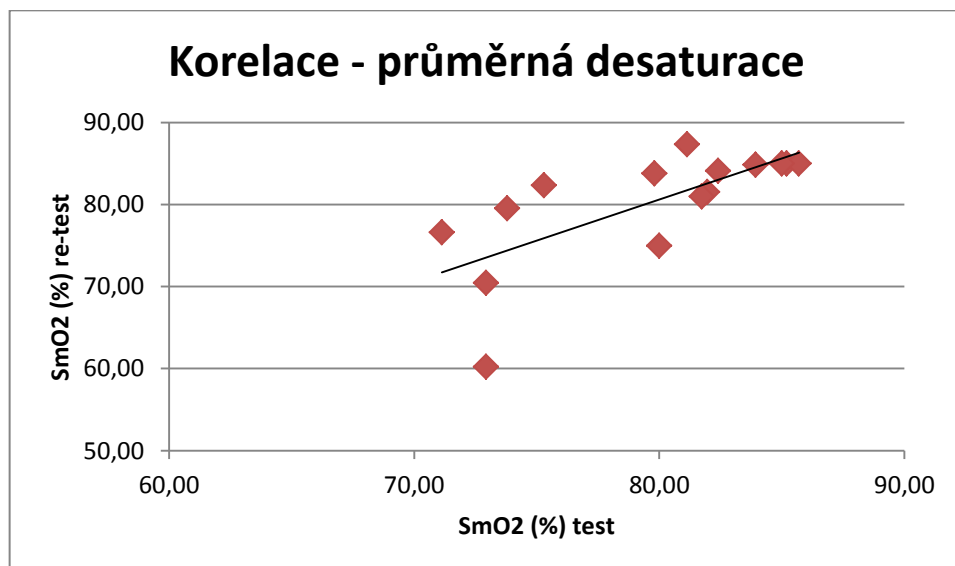
Příloha č. 1: Graf korelace – klidová fáze (Obrázek).....	58
Příloha č. 2: Graf korelace – průměrná desaturace (Obrázek).....	58
Příloha č. 3: Graf korelace – pozátěžová hyperemie (Obrázek).....	59
Příloha č. 4: Ukázka záznamu měření (PeriPedal) (Obrázek)	59
Příloha č. 5: Protokol využívaný při měření (Text).....	60
Příloha č. 6: Maximální naměřené hodnoty v průběhu testu a re-testu (Tabulka)	60
Příloha č. 7: Rozdílový graf LoA (re-test), porovnání ANP a breakpointu VL (Obrázek)	61
Příloha č. 8: Rozdílový graf LoA (test), porovnání ANP a breakpointu GL (Obrázek)	61
Příloha č. 9: Rozdílový graf LoA (re-test), porovnání RCP a breakpointu VL (Obrázek)	62
Příloha č. 10: Rozdílový graf LoA (test), porovnání RCP a breakpointu GL (Obrázek)	62

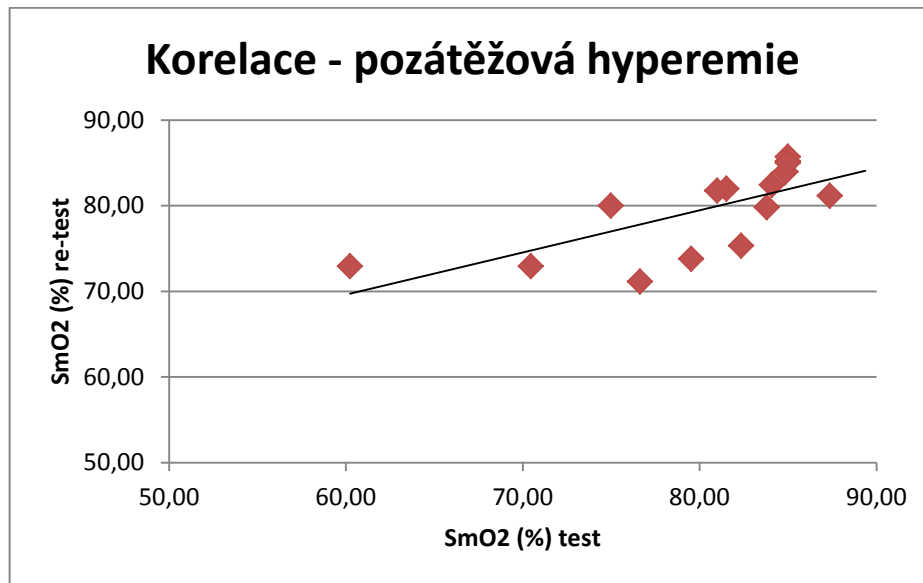
PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Graf korelace – klidová fáze (Graf)



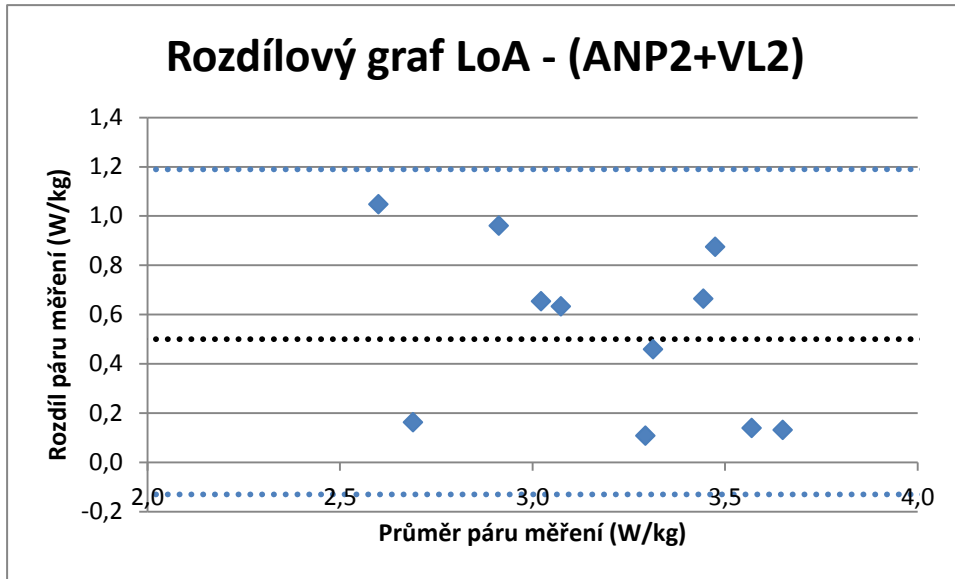
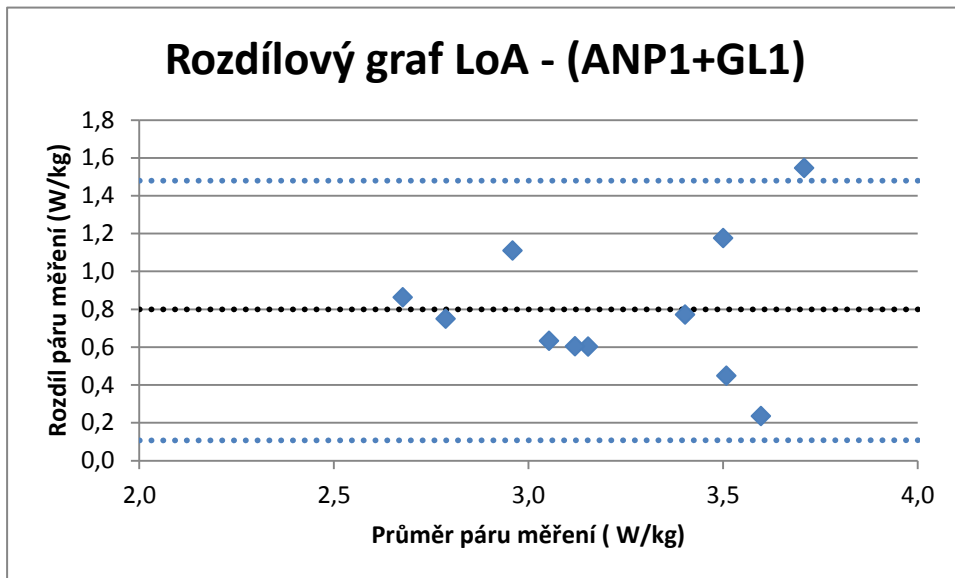
Příloha č. 2: Graf korelace – průměrná desaturace (Graf)

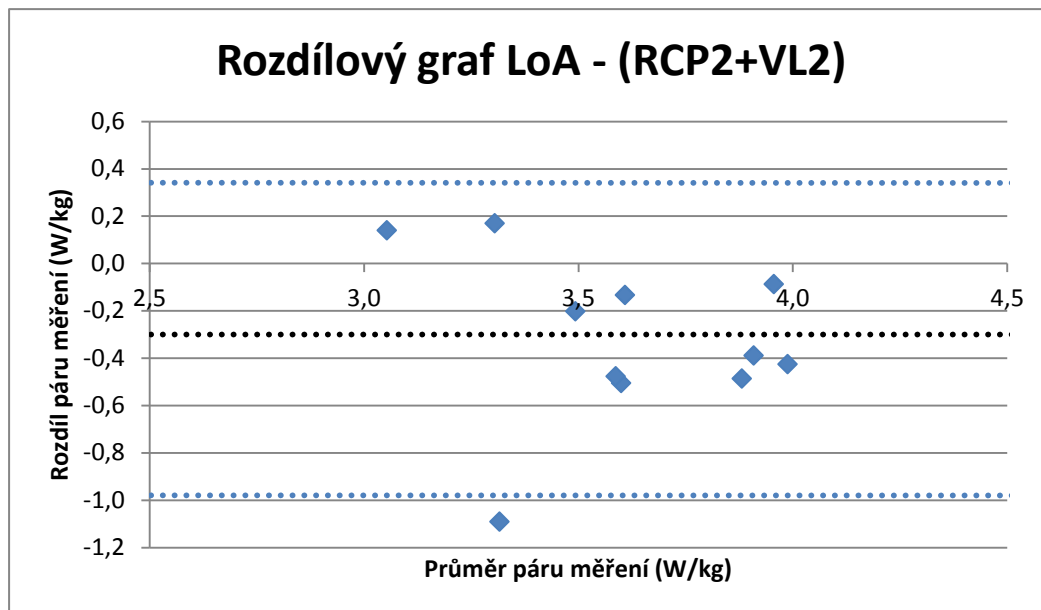


Příloha č. 3: Graf korelace – pozátěžová hyperemie (Obrázek)**Příloha č. 4: Ukázka záznamu měření (PeriPedal) (Obrázek)**

Příloha č. 5: Protokol využívaný při měření (Text)***Jméno:******Datum a čas měření:******Datum narození:******Pohlaví:******Výška:******Hmotnost:******Operace:******Velikost anatomické masky:******Klidová saturace (pulzní oxymetr):******Borgova škála:******Poznámky k měření:*****Příloha č. 6: Maximální naměřené hodnoty v průběhu testu a re-testu (Tabulka)**

Měřený parametr	test	re-test
TF max (tep/min)	187.7±9.7	187.6±8.0
VO ₂ peak (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	46.8±5.8	48.2±5.4
WR (w)	319.1±65.8	324±65.5
VE/VO ₂	38.2±6.6	39.24±4.3
VE/VCO ₂	29.2±7.9	33.7±3.6
RER	1.2±0.1	1.2±0.1
VE (L/min)	131.8±34.4	142.5±31.6
Borgova škála	17.5±1.2	17.8±1.6

**Příloha č. 7: Rozdílový graf LoA (re-test), porovnání ANP a breakpointu VL
(Obrázek)****Příloha č. 8: Rozdílový graf LoA (test), porovnání ANP a breakpointu GL
(Obrázek)**

**Příloha č. 9: Rozdílový graf LoA (re-test), porovnání RCP a breakpointu VL
(Obrázek)****Příloha č. 10: Rozdílový graf LoA (test), porovnání RCP a breakpointu GL
(Obrázek)**