

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra fyzioterapie

Změna tepové frekvence při posturální terapii

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

MUDr. Eugen Rašev, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Aneta Čurdová

Praha, prosinec 2018

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

.....

Bc. Aneta Čurdová

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé diplomové práce MUDr. Eugenu Raševovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a poskytnutí technického vybavení potřebného k realizaci této práce. Dále děkuji všem probandům, kteří se zúčastnili měření pro získání potřebných dat. V neposlední řadě děkuji Mgr. Martinu Komarcovi, Ph.D. za pomoc při zpracování statistické části.

Abstrakt

Název: Změna tepové frekvence při posturální terapii

Cíle: Hlavním cílem této práce je zjistit míru závislosti mezi úrovní posturální stabilizace na základě posturálního provokačního testu s pomůckou Propriomed a změnou tepové frekvence monitorovanou v průběhu tohoto vyšetření, resp. terapie.

Metody: Experimentální studie zahrnuje vzorek 18 zdravých probandů ve věku 20-30 let. Pro zhodnocení úrovně posturální stabilizace byla zvolena pomůcka Propriomed, senzory snímající pohyb Propriomedu a výchylky v oblasti ramenního pletence, ruky a pánevního pletence, a dále program Microswing 5.0. Ke snímání tepové frekvence během testování s Propriomedem byl použit sporttester Polar RS800CX. Pomocí něj byla hodnocena také úroveň tělesné zdatnosti, a to na podkladě tzv. Polar fitness testu™ (OwnIndex), který je založen mimo jiné na sledování variability srdeční frekvence v klidu. Vyhodnocení výsledků a zjišťování jejich závislosti bylo provedeno v programu Microsoft Office Excel 2007.

Výsledky: Mezi úrovní posturální stabilizace během konkrétního provokačního testu a rozdílem mezi maximální a minimální tepovou frekvencí dosaženou během tohoto testu nebyla prokázána statisticky významná závislost. Při sledování změn hodnot tepové frekvence během série šesti provokačních testů byly u osob s nižší kvalitou posturální stabilizace prokázány větší rozdíly v hodnotách maximální tepové frekvence na začátku a na konci série. Byla také prokázána statisticky významná pozitivní korelace mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti na podkladě Polar fitness testu™.

Klíčová slova: posturální stabilizace, Propriomed, srdeční frekvence, tepová frekvence, OwnIndex

Abstract

Title: The change in heart rate during postural therapy

Objectives: The main aim of this thesis is to objectivize the relationship between the quality of postural stabilization according to the postural provocation test with Propriomed and changes in heart rate, which are monitored during this test (or therapy).

Methods: The experimental study includes 18 healthy probands at the age of 20-30 years. To evaluate the level of postural stabilization was used the aid Propriomed, sensors to record movements of Propriomed, shoulder girdle, hand and pelvis; and the measuring program Microswing 5.0. To heart rate monitoring during Propriomed testing was used the sporttester Polar RS800CX. This sporttester was used to evaluate the physical fitness according to the Polar Fitness Test™ (OwnIndex), too. Polar Fitness Test™ is based on the heart rate variability monitoring. The evaluation of results and statistic data processing were done in Microsoft Office Excel 2007.

Results: Between the level of postural stabilization in the postural provocation test and the difference between the maximum and minimum heart rate achieved during this test, no statistically significant relationship was demonstrated. When monitoring heart rate changes during the series of six provocation tests, people with lower quality of postural stabilization showed greater differences in peak heart rates at the start and at the end of the series. There was also demonstrated a statistically significant correlation between the level of postural stabilization and the level of aerobic fitness according to the Polar Fitness Test™.

Keywords: postural stabilization, Propriomed, heart rate, pulse, OwnIndex

Obsah

1 ÚVOD	11
2 TEORETICKÁ ČÁST	13
2.1 Vymezení základních neurologických pojmů	13
2.2 Vymezení pojmů postura, posturální stabilita a stabilizace	13
2.2.1 Postura	13
2.2.2 Posturální stabilita, stabilizace	14
2.2.3 Biomechanické faktory	15
2.2.4 Neurofyziologické faktory	16
2.2.5 Dysfunkce posturální stabilizace	20
2.2.6 Diagnostika a terapie posturálních poruch	20
2.2.7 Propriomed	22
2.3 Autonomní nervový systém	25
2.3.1 Sympatikus, parasympatikus a kardiovaskulární systém	26
2.3.2 Funkce ANS v rámci pohybového aparátu	27
2.3.3 Vyšetření ANS	28
2.3.4 Srdeční (tepová) frekvence	29
2.3.5 Variabilita srdeční frekvence	30
2.3.6 Faktory ovlivňující srdeční frekvenci a její variabilitu	32
2.3.7 Historie a současnost měření srdeční frekvence a její variability	33
3 CÍLE, ÚKOLY A HYPOTÉZY	36
3.1 Cíl práce	36
3.2 Úkoly práce	36
3.3 Hypotézy	37
4 METODIKA PRÁCE	38
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	38

4.2 Použité metody	39
4.2.1 Dotazník	39
4.2.2 Polar fitness test™ - test aerobní zdatnosti	39
4.2.3 Provokační test s Propriomedem	40
4.2.4 Měření tepové frekvence	45
4.3 Sběr dat	45
4.4 Analýza dat	46
5 VÝSLEDKY	51
5.1 Dotazník	51
5.2 Hodnocení PS provokačním testem s Propriomedem	53
5.3 Závislost mezi úrovní PS a rozdílem mezi TF max - TF min během provokačního testu	55
5.4 Závislost mezi úrovní PS a rozdílem mezi TF max na konci a před začátkem série provokačních testů	58
5.5 Závislost mezi úrovní PS a úrovní aerobní zdatnosti podle Polar fitness testu™ (OwnIndex)	60
5.6 Závislost mezi úrovní aerobní zdatnosti podle Polar fitness testu™ (OwnIndex) a ustálením hodnot tepové frekvence po skončení série provokačních testů	62
6 DISKUZE	64
7 ZÁVĚR	69
8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	71
9 PŘÍLOHY	78

Seznam použitých symbolů a zkratek

atd. - a tak dále

atp. - a tak podobně

ANS - autonomní nervový systém

AS - area of support

BMI - body mass index, index tělesné hmotnosti

BS - base of support

COG - center of gravity

COM - center of mass

COP - center of pressure

CNS - centrální nervový systém

EKG - elektrokardiografie

HRV - heart rate variability, variabilita srdeční frekvence

min. - minuta

n. - nervus

např. - například

NS - nervový systém

obr. - obrázek

popř. - popřípadě

resp. - respektive

s - sekunda

SA - sinoatriální uzel

SAHRV - spektrální analýza variability srdeční frekvence

SF - srdeční frekvence

sm. odch. - směrodatná odchylka

tzn. - to znamená

tzv. - takzvaný

VSF - variabilita srdeční frekvence

1 ÚVOD

Jako fyzioterapeuti ve své praxi běžně hodnotíme „posturální chování“ našich pacientů. Existuje velké množství vyšetření a testů, které můžeme využít pro objektivizaci poruch motorické funkce, zhodnocení funkční stabilizace atd. Jednou z nich je posturální provokační test s pomůckou Propriomed dr. Raševa, které umožňuje posoudit koordinaci aktivace svalových skupin, kvalitu řízení a potažmo tedy funkci somatosenzorického nervového systému.

Pro optimální fungování organismu je důležité udržování homeostázy vnitřního prostředí. Zde hraje zásadní roli autonomní nervový systém. Jeho funkcí je mimo jiné zajistit logistiku pro kosterní svaly, tedy přísun energie a odsun produktů metabolismu, dále se např. podílí na koordinaci funkce vnitřních orgánů s činností kosterních svalů. Způsobů, jak hodnotit aktivitu autonomního nervového systému, existuje také celá řada. Často sledované jsou hodnoty popisující práci kardiovaskulárního systému, konkrétně srdeční (tepová) frekvence, variabilita srdeční frekvence, krevní tlak, apod. V současné době je sledování srdeční frekvence při tělesné aktivitě, event. variability srdeční frekvence, díky dostupnosti sporttesterů oblíbené nejen u vrcholových, ale také u rekreačních sportovců. Při správném vyhodnocení mohou tyto hodnoty napovědět velmi o aktuálním stavu organismu a např. pomoci optimalizovat zátěž pro větší efektivitu nebo jako prevenci přetížení.

Zdá se, že funkce somatosenzorického a autonomního nervového systému jsou úzce provázané. Všechny mechanismy a souvislosti však nejsou doposud zcela objasněny.

Tato diplomová práce se snaží odpovědět na otázku, zda existuje přímá závislost mezi kvalitou posturální stabilizace a některými parametry, které hodnotí funkci autonomního nervového systému, konkrétně změnou tepové (srdeční) frekvence při konkrétní zátěži a tělesnou zdatností hodnocenou na základě tzv. Polar fitness testu™, který je založen na sledování variability srdeční frekvence. Jedním z hlavních cílů je nastínit, zda jsou změny tepové frekvence při konkrétní

posturální zátěži, tzn. při provokačním testu s Propriomedem, rozdílné u osob s lepší/horší kvalitou posturální stabilizace.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Vymezení základních neurologických pojmů

Periferní nervový systém zahrnuje hlavové a míšní nervy včetně jejich jader, předních a zadních rohů míšních. Zjednodušeně lze říct, že v rámci periferního nervového systému dochází ke vzniku a vedení informací, které jsou zpracovávány oblastí centrálního nervového systému. V rámci periferního nervového systému rozlišujeme na somatický (senzomotorický) a autonomní (vegetativní) NS (Ambler, 2011).

Senzomotorický systém zajišťuje senzitivní a senzoricou aferenci a dále eferentní kontrolu motoriky kosterních svalů. Je odpovědný za opěrnou a cílenou motoriku. Řídí svalovou činnost, která motoriku zajišťuje. K udržení vzpřímené polohy a vykonávání účelné pohybové činnosti je potřeba koordinované aktivace a relaxace svalových skupin, současné stabilizace těžiště, atd. (Ambler, 2011, Véle, 2006).

Autonomní (vegetativní) nervový systém řídí mimo jiné funkci srdce, hladkých cév, plic, trávicího traktu, ledvin, močového měchýře, pohlavních orgánů, žláz apod. (Trojan a kol., 2003). Je zásadní z hlediska udržování homeostázy organismu (Ambler, 2011). ANS je dělen na dvě části, sympatikus a parasympatikus. (Trojan a kol., 2003). V rámci senzomotoriky zajišťuje logistiku, tzn. logistiku držení těla a pohybu (Rašev, 2018). „V rámci komplexního řízení homeostázy organismu je fungování somatického a autonomního nervového systému úzce propojeno.“ (Marčišová, 2007, s. 69)

2.2 Vymezení pojmů postura, posturální stabilita a stabilizace

2.2.1 Postura

Posturou se rozumí klidová poloha těla, která se vyznačuje určitou konfigurací pohyblivých segmentů (Véle, 2006). Postura je východiskem pohybu

(Rašev, 2018). Jak poznamenal již Magnus, „posture follows movement like a shadow“ (Kolář a kol., 2009).

Pokud je cílem pouze stabilizace vertikální polohy, ne konkrétní pohyb, vzniká tzv. neorientovaná postura (Rašev, 2011). S úmyslem vykonat určitý pohyb se klidová poloha mění v pohotovostní, neboli stand by. Těsně před vykonáním konkrétního zamýšleného pohybu přechází stand by v tzv. účelově orientovanou polohu, jiným slovem attitudu (Véle, 2006). Attituda je klinickou reakcí, která navazuje na anticipační aktivitu stabilizačních posturálních programů (Rašev, 2011). Z této polohy pokračuje pohyb až k pohybovému cíli (Véle, 2006). Do nastavení attitudy se výrazně promítá i psychický stav jedince (Rašev, 2011).

2.2.2 Posturální stabilita, stabilizace

„Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu.“ (Vařeka, Vařeková 2009; s. 119). Nejedná se o statický stav, ale spíše o dynamický proces, během kterého pohybový aparát odolává své přirozené labilitě, kterou naopak můžeme vnímat jako předpoklad pro pohyb (Kolář a kol., 2009).

Stabilita je výsledkem spolupráce mezi třemi podsystemy, pasivním, aktivním a kontrolním. Pasivní systém zajišťuje vnitřní stabilitu a zahrnuje meziobratlové klouby a ligamenta v oblasti páteře. Aktivní systém představují svaly okolo páteře, které umožňují stabilitu dynamickou. Kontrolním systémem rozumíme nervový systém, který vyhodnocuje požadavky na stabilitu a na základě toho koordinuje svalovou aktivitu. Kvalitní koordinace mezi těmito systémy umožňuje provedení pohybu v tzv. neutrální zóně. V opačném případě není muskulární kontrola během pohybu dostatečná a vzniká tak nestabilita (Panjabi, 1992).

Posturální stabilizaci popisuje Kolář a kol. (2009) jako „aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil“. V rámci vzpřímeného stoje můžeme stabilizaci chápat jako dynamické udržování této polohy bez nápadných titubací (Véle, 2006). Při pohybu se jedná o „opakované nastavování určitých

oblastí těla do klidu v souvislosti se zamýšleným a probíhajícím pohybem dalších oblastí těla.“ (Rašev, 2011) Tímto nastavováním určitých částí těla (trup) vznikají puncta fixa, vůči kterým se mohou pohybovat puncta mobile (končetiny, hlava). Na základě jejich pohybu dochází k přenášení těžiště. Pro zajištění stability je potřeba, aby byly oblasti trupu a pletenců končetin flexibilně pevné (Lewit, 2003). Stabilizace těla tedy závisí na integraci činnosti svalů, které nastavují puncta fixa a umožňují pohyb puncta mobile na základě posturálních možností jedince. Roli hrají jak geneticky dané řídicí programy, tak i posturální strategie získané individuálním vývojem. Významnou roli zde hraje anticipace. Během anticipační aktivity (feed forward), tzn. nastavování orientované postury, záleží na hmotnosti části těla, popř. břemene, na vzdálenosti od těžiště a na rychlosti změny těžiště. Vyhodnocení těchto faktorů je závislé na předchozí zkušenosti (Rašev, 2018). Na kvalitě posturální stabilizace se značně podílí také psychický stav daného jedince (Rašev, 2011).

2.2.3 Biomechanické faktory

Termínem rovnováha označujeme klidový stav tělesa. Dochází k němu tehdy, když jsou výslednice sil působících na těleso i součet momentů všech působících sil rovny nule. Z biomechanického hlediska je dělena na statickou a dynamickou. Při statické rovnováze má silové pole tvořené všemi silami, které na těleso působí, za důsledek klidový stav, to znamená, že těleso není v pohybu. V případě dynamické rovnováhy je výsledkem rovnoměrný, přímočarý pohyb tělesa (Janura, Janurová, 2007).

Někdy dochází k záměně, resp. sjednocování termínů rovnováha a posturální stabilizace. Tyto pojmy však totožné nejsou. Rovnováha je stabilizací hrubou, bez cílené anticipace. Je tedy předpokladem pro posturální stabilizaci, ne jí samotnou (Rašev, 2011). Zjednodušeně může statickou rovnováhu přiřadit ke stabilizaci stoje a rovnováhu dynamickou ke stabilizaci pohybu (Rašev, 2018).

Primární podmínkou stability ve statické poloze je promítání těžiště do oblasti opěrné báze (Kolář a kol., 2009). Těžiště, označováno také jako COM (Center of Mass) je pomyslným bodem, do kterého se soustředí hmotnost celého

těla v globálním vztažném systému (Bizovská a kol., 2006, Vařeka, Vařeková, 2009). Poloha těžiště se mění dle pohybu jednotlivých částí těla. V klidném stoji leží cca ve střední čáře ve výšce přibližně 4 - 6 cm přední plochou těla obratle S1 - S2. Jeho poloha se mírně liší v závislosti na pohlaví (Dylevský, 2009). COG (Center of Gravity) je bod v oblasti opěrné báze, do kterého se těžiště těla promítá (Bizovská a kol., 2006).

Opěrné báze (Base of Support) je tvořena opěrnou plochou (Area of Support), což je část plochy kontaktu povrchu těla s podložkou (Vařeka, Vařeková, 2009). Opěrná báze zahrnuje opěrné plochy a prostor mezi nimi (Kolář a kol., 2009). Pokud není podmínka průmětu COG do oblasti BS splněna, je pro kompenzaci potřeba silové korekce pomocí aktivního svalového úsilí, k čemuž se pojí příslušná spotřeba energie (Dylevský, 2009).

COP (Center of Pressure) je působištěm vektoru reakční síly podložky. Jedná se o vážený průměr tlaků, které působí na kontaktní plochu (Bizovská a kol., 2006, Winter, 1995). Při vyšetřování kvality posturální kontroly a posuzování jejich biomechanických a neurologických parametrů bývá hodnocen posun COP (Lafond a kol., 2004).

2.2.4 Neurofyziologické faktory

Vzpřímeného držení těla se účastní tři hlavní složky - senzoričká, řídicí a výkonná. Senzoričká je zajištěna propiocepcí, exterocepcí, zrakem a vestibulárním aparátem. Řídicí funkci zastává centrální nervový systém, tedy mícha a mozek. Výkonnou složkou se rozumí pohybový systém, kde hrají významnou roli kosterní svaly (Vařeka, Vařeková, 2009). Pro dosažení pružné, tedy funkční stability osového orgánu je potřeba koordinovaná aktivita svalů, která je řízena programově pomocí CNS (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001).

Kvalita posturální stabilizace je závislá na kvalitě vstupních informací z receptorů, stavu vegetativního, kardiovaskulárního a pulmonárního systému, na kvalitě svalové a vazivové hmoty i na aktuálním stavu co se týče únavy a také emocí (Rašev, 2011).

2.2.4.1 Senzorická složka

Receptory umístěné ve svalu, v jeho šlaše či v okolních kloubních pouzdrech slouží k informování CNS o aktuálním stavu pohybového aparátu. Svalové vřetenko je významným proprioceptorem a jeho aktivace předchází pohybovou aktivaci motoneuronů, zastává tedy přípravnou část pohybu. Je tvořeno svazkem intrafusálních vláken se samostatnou motorickou inervací zajištěnou gama motoneuronem (Véle, 2006). Jak je uvedeno níže, v inervaci svalového vřetenka hraje roli také ANS, resp. sympatikus (Radovanovic a kol., 2015). Společně s Golgiho šlachovým tělískem a kloubními receptory patří svalové vřetenko do systému zajišťující feed back o průběžném stavu jednotlivých pohybových segmentů, což je zásadní pro řízení pohybu. Zároveň slouží také k přednastavení dráždivosti, tzv. feed forward (Véle, 2006). Vzhledem k lokalizaci proprioceptorů má na posturální stabilizaci vliv také kvalita vaziva (Rašev, 2011).

Informace o poloze hlavy v gravitačním poli zprostředkovávají vestibuloreceptory. Pro vypracování anticipační reakce je důležitá optická aference, na základě které je podvědomě, dle předchozí zkušenosti nastavena segmentální stabilizace. Význam má také informace akustická, zapojující se např. v reakci na míček při stolním tenisu na vrcholové úrovni (Rašev, 2011).

2.2.4.2 Řídící složka

Činnost kosterního svalstva je vždy řízena jako jeden funkční celek, do řízení motoriky jsou zahrnuty v podstatě všechny oddíly CNS (Trojan a kol., 2003).

Pátevní mícha řídí svalový tonus, který je podstatou posturálních reflexů a základem hybnosti. Tonus je udržován na základě γ -systému a proprioceptivních spinálních reflexů, což by se neobešlo bez aference zajištěné proprioceptivním a vestibulárním systémem (Rokyta, 2016, Trojan a kol., 2003). Na míšní úrovni se koordinace motoriky řídí principy reciproční inervace, záporné zpětné vazby, konečné společné dráhy a principu převahy vyšších oddílů centrální nervové soustavy (Ambler, 2011).

Řídící centra posturálních reflexů, zajišťujících okamžitou reakci na aktuální situaci, a vzpřimovacích reflexů, umožňujících neustálou kontrolu nad těžištěm a udržení těla ve vzpřímené pozici, se nacházejí v retikulární formaci, statokinetickém čidle, vestibulárním a spinálním mozečku (Mysliveček, 2009, Trojan a kol., 2003).

Mozeček má v rámci řízení motoriky několik funkcí, lišících se dle dané části mozečku. Spinální část má na starost pomalé a cílené pohyby, vestibulární část koriguje svalový tonus, udržování rovnováhy a orientaci postury v prostoru. Korová část zajišťuje příjem aferentních informací z exteroceptorů a proprioceptorů a také se účastní rychlých, cílených pohybů (Mysliveček, 2009, Trojan a kol., 2003).

Při řízení pohybu se dále uplatňují bazální ganglia, která jsou zodpovědná za jeho plynulost. Všechny vjemy, které z periferie přicházejí, jsou integrovány v thalamu. Ten se na základě převodu vzruchů přicházejících z mozečku a směřujících do mozkové kůry podílí stoji a chůzi (Mysliveček, 2009, Trojan a kol., 2003).

Nejvyšším řídicím, integračním a asociačním centrem je mozková kůra. Jejím hlavním úkolem je plánovat, programovat a následně řídit cílené a jemné pohyby. Vychází odtud mimo jiné pyramidová dráha (Mysliveček, 2009, Trojan a kol., 2003).

2.2.4.3 Výkonná složka

Výkonná složka má svojí statickou část zahrnující kosti a ligamenta, a dynamickou část tvořenou kosterním svalstvem (Suchomel, 2006). Kosterní svaly nejen že propojují řídicí a výkonnou složku, ale díky propriocepci hrají významnou roli také v senzoričké oblasti (Vařeka, Vařeková, 2009).

Stabilizaci můžeme rozdělit na vnitřní segmentovou, která je řízena krátkými hlubokými svaly, a vnější, neboli celkovou, řízenou svaly povrchovými (Panjabi, 1992, Véle, 2006).

Intersegmentální svaly, dle jiných autorů také lokální stabilizátory, tvoří nejhlubší vrstvu. Obsahují především vlákna tonická. V ideálním případě by měly být aktivovány ještě před začátkem zamýšleného pohybu a zajistit tak potřebnou anticipaci, tedy nastavení do požadované polohy neboli postury (Rašev, 2011).

Stabilizovaná páteř je podstatou pro účelově řízený pohyb. Pro kvalitní funkci je potřeba některé sektory stabilizovat (*punctum fixum*) a zároveň jiným umožnit pohyb (*punctum mobile*). Toto umožní výše uvedené intersegmentální svaly a některé hluboké svaly překračující více segmentů v koordinaci s m. transversus abdominis (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001). Neméně významnou stabilizační funkci zde plní bránice a svaly pánevního dna (Lewit, 2003, Véle, 2006).

Povrchové vrstvy svalů zad, které překračují více než 6 segmentů, jsou aktivovány při pohybech s většími změnami úhlů v kloubech, nebo větších stabilizačních nárocích, resp. výraznějších a rychlých změnách těžiště. Jsou to také svaly, které spojují ramenní a kyčelní pletence. Jedná se tedy o svaly polysegmentální, svou funkcí globální stabilizátory. Tyto svaly se však nemusí bezpodmínečně aktivovat jako celek. Dle cílů motoriky se mohou aktivovat diferencovaně a podílet se na posturální stabilizaci. Musí však být včas relaxovány (Rašev, 2011).

Vzhledem k tomu, že trupové svaly jsou využívány mimo jiné při mechanice dechu, je držení těla ovlivňováno také dechovými pohyby. Důležitá je jednak funkce dýchacích svalů, dále však i ostatních posturálních svalů (Véle, 2006).

Stanovit normu pro míru svalové aktivity během stoje je náročné, jedná se totiž o značně individuální záležitost. Dochází-li během udržování stoje k výrazné aktivaci svalů, svědčí to o zvýšeném stabilizačním úsilí, které je pro organismu unavující a neekonomické. Protipólem je stoj pasivní, při kterém je naopak svalová aktivita minimální a udržení vertikální polohy je zajištěno tzv. zavěšením do ligament. Ani tato varianta není pro pohybový systém výhodná, dochází k přetěžování ligamentózného aparátu a to se může stát příčinou rozvoje vadného držení těla. V optimálním případě by měla být aktivita svalů během klidného stoje

nízká, zároveň však harmonicky rozložená tak, aby bylo dosaženo vyváženého a pružného stoje (Véle, 2006).

Motorické chování je výsledkem společné spolupráce postury, respirace a stavu mysli. To je i důvodem, proč je pro úspěšnou terapii potřebný aktivní přístup pacienta (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001).

2.2.5 Dysfunkce posturální stabilizace

V klinické praxi se fyzioterapeuti často setkávají s pacienty, kteří trpí bolestmi pohybového aparátu bez přítomnosti adekvátních morfologických nálezů. Příčinou může být funkční porucha centrálního programu stabilizace, kde hraje zásadní spolupráce mezi hlubokými a povrchovými svaly (Kolář, Lewit, 2005).

Intersegmentální stabilita může být narušena poruchou řídicího programu nebo vznikem inhibičních programů na podkladě mikrotraumatizace (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001). Pro kvalitní posturální stabilizaci je důležitá diferenciovaná a synergická aktivita svalových vrstev trupu. Pokud tomu tak není, vzniká posturální porucha, která je předpokladem pro výskyt bolestí (Rašev, 2011).

V dnešní době, kdy dochází k redukci přirozeného pohybu následkem např. sedavých zaměstnání, klesá množství proprioceptivních a vestibulárních informací přiváděných do CNS. Samostatné snížení množství aference nemusí být problémem, pokud tyto informace padnou na „úrodnou půdu“, jinými slovy pokud jsou zpracovány kvalitními řídicími programy. Pokud tomu tak není a kvalita zpracování informací je nižší, vzniká podklad pro rozvoj posturální dysfunkce (Rašev, 2011).

2.2.6 Diagnostika a terapie posturálních poruch

Názory autorů na posturální stabilizaci se různí. Z toho důvodu existuje několik způsobů pro její hodnocení (Rašev, 2011).

Zastřešujícím pojmem pro více druhů vyšetření je posturografie, kde je základním principem snímání sil vyvíjených tlakem chodidel na podložku a snímaných silovou plošinou. Posturografii dělíme na statickou a dynamickou. V rámci statické posturografie je hodnocena posturální stabilita a rovnováha, sledovány jsou většinou parametry jako projekce těžiště (COG) nebo maximální tlak do podložky (COP) (Kolář a kol., 2009, Rašev, 2018). Toto hodnocení se odehrává při zaujetí polohy a bez úmyslu pohybu, proto zde nejsou hodnoceny posturální reakce (Rašev, 2018). Vyšetření lze modifikovat, např. vyřazením zraku, nebo přidáním podložky pro změnu proprioceptivní aference, a tím vyšetření zacílit na jednotlivé senzorní systémy. Dynamická posturografie umožňuje vyšetření za pohybu pacienta po plošině nebo plošiny s pacientem, a zahrnuje např. systémy NeuroCom nebo Balance Master (Kolář a kol., 2009).

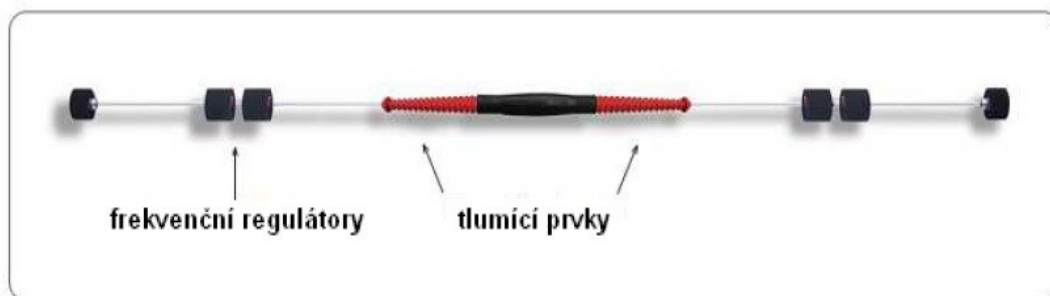
Mezi indicie ukazující na snížení kvality posturální stabilizace patří titubace, zvýšená „hra šlach“ svalů dolních končetin, rozšíření báze stoje, popř. subjektivní pocit nejistoty až závrať. Tyto známky se mohou objevit až po zavření očí, tedy vyřazení zrakové kontroly. Další fáze vyšetření, které zvýrazní dysfunkci stabilizačního systému, jsou stoj o zúžené bázi nebo stoj na jedné dolní končetině (Véle, 2006).

V klinické praxi se však často vyskytují pacienti, u kterých není porucha rovnováhy zřejmá, jejich posturální stabilizace však není kvalitní. Vyznačuje se totiž výraznými kompenzačními možnostmi a snížení její kvality se často projeví až se zvýšenou posturální zátěží, která se rovná např. pohybu končetin. Pokud není toto bráno v potaz, mohou vznikat zavádějící výsledky (Rašev, 2011).

Koncept dr. Raševa se zaměřuje na diagnostiku a na terapii s využitím pomůcek Posturomed a Propriomed. Posturomed je neuro - ortopedický systém určený pro vyšetření a terapeutické ovlivnění posturální stabilizace s cílem snížení intersegmentální a funkční instability nosných kloubů. Využívá se např. u pacientů s chronickými bolestmi zad na funkčním podkladě. Od ostatních v praxi využívaných nestabilních ploch se odlišuje především tlumením výkmitů a dále také možnostmi nastavení různých stupňů instability plošiny (Rašev, Haider, 2010).

2.2.7 Propriomed

Propriomed byl, podobně jako Posturomed, vyvinut na základě spolupráce lékařů, fyzioterapeutů a německé firmy Haider Bioswing GmbH. Jedná se o pružnou ocelovou tyč vybavenou tlumícími prvky a frekvenčními regulátory. Tuto oscilační pomůcku lze také využít jak k diagnostice, tak i v terapii (Putá, Herbsleb, 2005).



Obrázek č. 1: Propriomed 170 s popisem tlumících prvků a frekvenčních regulátorů (Putá, Herbsleb, 2005)

Mezi výhody Propriomedu patří možnost individuálního přizpůsobení typu pomůcky a nastavení parametrů dle výkonnosti pacienta a terapeutických či tréninkových plánů. Propriomed má pět variant, které se od sebe liší svou délkou. Každý z nich nese číselné označení, které odpovídá délce v centimetrech (100, 130, 150, 170 a 190), rozlišeny jsou také barevně. V blízkosti plochy určené pro úchop jsou umístěny tlumící prvky, které mají eliminovat zatížení kloubů. Frekvenční regulátory jsou nastavitelné manuálně a jejich lokalizace určuje frekvenci, která bude potřeba k oscilaci Propriomedu. Platí zde pravidlo, že čím je Propriomed kratší, tím je cvičení s ním náročnější. Výjimkou je Propriomed 100, který má celkově nižší hmotnost a je určen např. pro rehabilitaci ramenního kloubu v raném pooperačním období nebo pro terapii dětí a mladistvých (Putá, Herbsleb, 2005).



Obrázek č. 2: Jednotlivé typy pomůcky Propriomed, označené podle délky v centimetrech a seřazené podle úrovně obtížnosti (Putá, Herbsleb, 2005)

V současné rehabilitační praxi a na poli sportovního tréninku nachází uplatnění různé formy pomůcek založené na kmitání resp. oscilaci. Ty mohou dopomoci ke zkvalitnění svalové koordinace, zvýšení síly, stability a vytrvalosti. Jedná se o zařízení založená na vibraci o nízkých frekvencích a kromě Propriomedu sem můžeme zařadit např. Bodyblade nebo Flexi-bar, které jsou často využívány v oblasti fitness (Moreside et al., 2007; Honová, 2012). Přestože jsou pomůcky typu Flexi-bar finančně dostupnější, výraznou výhodou Propriomedu zůstává přítomnost frekvenčních modulátorů, díky nimž lze regulovat individuálně korigovat obtížnost (Honová, 2012, Putá, Herbsleb, 2005).

2.2.7.1 Propriomed jako diagnostická pomůcka

Propriomed je mimo jiné diagnostickým nástrojem sloužícím k odhalení posturálních dysfunkcí. Používá se tzv. provokační test, který spočívá v rozkmitání tyče a následném udržení oscilace v předem dané amplitudě. V průběhu tohoto testování jsou sledovány klíčové oblasti funkční stabilizace, kterými jsou boky, ramena, ruka držící Propriomed a hlava. Čím jsou pacientovy posturální reakce kvalitnější, tím lépe dochází ke kompenzaci vibrací přenášejících se z Propriomedu. Při dobré stabilizaci je pohyb klíčových oblastí minimální. Pokud je přítomna dysfunkce posturální stabilizace, dochází v těchto oblastech k různě velkým výchylkám (Rašev, 2018). Objektivní posouzení

oscilací Propriomedu a výchylek klíčových oblastí těla umožňuje měřicí systém MicroSwing (Otte, 2014).

Vztah mezi výsledky testování na Posturomedu a s Propriomedem zjišťovala ve své diplomové práci Klaudivinová (2013). Nejprve proběhla tři měření s využitím provokačního testu na Posturomedu. Na základě výsledků rozdělila probandy do dvou skupin - posturálně stabilní a s mírnou dysfunkcí posturální funkce. Všichni probandi dále absolvovali provokační test s Propriomedem 170 v horizontální poloze před tělem, drženým obouruč v úrovni pupku. Autorka zjistila, že výsledky provokačních testů provedených na Posturomedu a s Propriomedem nejsou totožné, navzájem se však mohou doplňovat. Posturomed nachází větší uplatnění při patologii dolních končetin, testování s Propriomedem je lépe využitelné při patologii v oblasti horní části trupu a horních končetin.

2.2.7.2 Propriomed v terapii

Cvičením s Propriomedem lze podpořit synergickou aktivaci hlubokých intersegmentálních svalů a optimalizovat tak svalovou koordinaci. Synergická aktivace svalů je základním předpokladem pro stabilní a zároveň ekonomické držení těla (Anders a kol., 2008). Cílenou terapií s Propriomedem lze přispět k odstranění funkčně způsobených posturálních poruch nebo k ovlivnění funkční segmentální nestability v oblasti ramenních kloubů nebo páteře, která vznikla následkem úrazů nebo operací (Putz, Herbsleb, 2005).

V úvodu terapie je doporučováno zařadit 5-10 minutové zahřátí, např. chůzi nebo jízdu na kole, dále cviky pro rozhýbání páteře a velkých kloubů končetin, např. předklony trupu, kyvadlové a krouživé pohyby horními a dolními končetinami (Putz, Herbsleb, 2005).

Před zahájením samotné terapie je potřeba vybrat vhodný Propriomed a nastavit ideální frekvenci tak, aby byl pacient schopen udržet stálou amplitudu a zároveň stabilizovat výchozí polohu. Pokud by docházelo v klíčových oblastech k výchylkám větším než 1 cm, bylo by výhodnější zátěž snížit a se zlepšením schopností poté znovu navyšovat (Rašev, Haider, 2010).

Pro dobrý efekt terapie je důležité zaujmout co nejideálnější výchozí polohu, která by měla být zachována po celou dobu cvičení. Za vzpřímeného stoje jsou chodidla rozkročena na šířku ramen, v mírné (zhruba 10°) zevní rotaci s váhou rovnoměrně rozloženou na obou chodidlech a šedesáti procenty na patách tak, aby byly svaly nožní klenby aktivní. Kyčelní a kolenní klouby jsou v semiflexi a pánev v neutrálním postavení. Pozice bederní a hrudní páteře by měla odpovídat fyziologickému zakřivení, břišní stěna je relaxovaná. Lopatky přiléhají celou plochou k hrudnímu koši a ramenní klouby jsou tak stabilizovány. Krční páteř je v napřímení a pohled očí směřuje vpřed. Při pohledu z laterální strany jsou occiput, ramenní pletenec a hýždě v jedné ose (Putá, Herbsleb, 2005).

Jsou popsány dvě roviny, ve kterých může kmitání Propriomedu probíhat. Prut může kmitat buď nahoru/dolů, doprava/doleva nebo dopředu/dozadu (Anders et al., 2008). Cvičící s ním může manipulovat buď jednou horní končetinou, nebo oběma najednou (Putá, Herbsleb, 2005).

Cvičební jednotkou se rozumí doba, během které dochází k samotné oscilaci Propriomedu. Optimální doba trvání jedné jednotky je okolo 10 sekund, maximálně však 20 sekund. Delší cvičení je velmi často provázeno nežádoucími změnami ve výchozím nastavení (Rašev, 2018). Po každé terapeutické jednotce musí být zařazena relaxační pauza. Počet opakování se volí individuálně, celkově by však být doba cvičení delší než 20 - 30 minut (Kempf a kol., 2008; Putá, Herbsleb, 2005).

2.3 Autonomní nervový systém

Autonomní (vegetativní) nervový systém (dále ANS) je část nervové soustavy, která patří mezi vývojově starší systémy, nepodléhá volní kontrole a inervuje hladkou svalovinu cév, žláz a orgánů (Myslivoček, 2011). Podobně jako somatický nervový systém, má i ten autonomní centrální a periferní část (Trojan a kol., 2003).

Činnost ANS je koordinována centrálními oblastmi NS. Vegetativní reflexy a interakci autonomní a somatické aference i eference řídí mícha. Kardiovaskulární a dýchací centra má na starost retikulární formace mozku

kmene. Významnou roli zastává také mezimozek, především hypotalamus, který je důležitým článkem při udržování homeostázy (Trojan a kol., 2003). Hypotalamus je také považován za hlavní integrační centrum somatoautonomních funkcí (Mysliveček, 2011). Nejmladší integrační oblastí somatických a autonomních funkcí je mozková kůra. Organismus reaguje ve většině případů komplexně, se zahrnutím jak složky somatické, tedy kosterního svalstva, tak i autonomní, tzn. činnosti vnitřních orgánů (Trojan a kol., 2003).

Jak uvádí Kolář a kol. (2009), ANS se s velkou pravděpodobností podílí na zajišťování rovnováhy mezi vnitřními orgány a myoskeletálním systémem, není zatím zcela objasněno, jakým způsobem se tak děje a jak velký význam to může mít pro řízení pohybu.

2.3.1 Sympatikus, parasympatikus a kardiovaskulární systém

Periferní část autonomního nervstva se didakticky dělí na sympatikus a parasympatikus. Parametrem pro toto dělení je mediátor vyskytující se na zakončeních postgangliových buněk. V části sympatické (adrenergní) je to noradrenalin a v části parasympatické (cholinergní) acetylcholin (Trojan a kol., 2003). Míšní jádra sympatiku jsou uložena v segmentech C8 - L3, z morfologického hlediska je tedy tento oddíl označován také jako thorakolumbální. Jádra parasympatiku se nachází v jádrech mozkového kmene a v míšních segmentech S2 - S4, oddíl parasympatiku je označován kraniosakrální, někdy také vagový (Mysliveček, 2011).

Většinu vnitřních orgánů inervují sympatikus a parasympatikus zároveň. Může se jednat buď o účinek souhlasný, jako např. při sekreci slin, nebo o účinek protichůdný, který je pozorován třeba u srdeční činnosti (Trojan a kol., 2003).

Funkcí sympatiku je např. zvyšování srdeční frekvence a krevního tlaku, rozšiřování koronárních tepen a bronchů, snižování aktivity trávicí soustavy. Jinými slovy je pomocí sympatiku organismus aktivován k obraně nebo útoku (Naňka, Elišková, 2009). Vliv sympatiku obecně převládá při svalové práci, v chladu, při stresu nebo během nemoci (Trojan a kol., 2003). Vliv parasympatiku je často protichůdný - srdeční frekvenci a tlak snižuje, aktivitu trávicího systému

zvyšuje, atp. (Naňka, Elišková, 2009). Tonus parasympatiku dominuje během spánku, při zotavování nebo při trávení (Trojan a kol., 2003).

Regulace srdeční činnosti je složitým procesem. ANS je považován za hlavní regulátor činnosti srdce, dále se uplatňují vlivy baroreceptorů a chemoreceptorů, hormonů, svalová aferentace, atp. (Kittnar, 2011).

Kardiovaskulární systém přispívá k udržení dynamické stability vnitřního prostředí organismu. Přizpůsobováním srdeční frekvence, krevního tlaku a dalšími mechanismy reaguje na změny ve vnitřním i zevním prostředí, kterými jsou mimo jiné i výraznější fyzická či psychická zátěž (Pumpřla a kol., 2014).

O výsledném účinku ANS na efektor často rozhoduje i jeho momentální funkční stav. Při koordinované souhře sympatiku a parasympatiku by měly být zajištěna optimální funkce organismu (Trojan a kol., 2003).

2.3.2 Funkce ANS v rámci pohybového aparátu

Na úrovni kůže a pohybového aparátu je z dvojice sympatikus - parasympatikus aktivní pouze sympatikus. Jeho vlákna procházejí společně se somatickým periferním nervem a zajišťují vazomotoriku, piloerecti a sudomotoriku (Kolář a kol., 2009).

Zásobením kosterního svalstva krví závisí na jeho aktivitě, resp. na zátěži. Nejvyšší nároky při maximální zátěži jsou u netrénovaného jedince (Kittnar a kol., 2011). V rámci vazomotoriky řídí aktivita sympatiku míru prokrvení již během anticipace a dále i během provádění pohybu. Uplatňuje se zde vliv CNS na plánování a vykonávání pohybu a zároveň na logistické autonomní zásobení (Kolář a kol., 2009). Během přípravy svalů na činnost a na bezprostředním začátku aktivity se uplatňuje vazodilatace ovládaná z gyrus praecentralis motorické kůry. Při pohybu je vazodilatace řízena lokálně, metabolickou regulací. Vazokonstrikční mechanismus se podílí na udržování krevního tlaku. Vzhledem k tomu, že průtok krve kosterními svaly silně ovlivňuje mechanická komprese cév procházejících daným svalem, je lépe snášena dynamická práce se střídající se kontrakcí a relaxací, na rozdíl od dlouhotrvající statické práce (Kittnar a kol., 2011).

Jak Marčišová (2007), tak i Kolář a kol. (2009) ve svých publikacích poukazovali na v té době poměrně novou informaci vlivu aktivity sympatiku na intrafusální vlákna, konkrétně na svalová vřeténka. Přímé důkazy však byly tehdy podány zatím pouze u zvířat. Jednoznačně morfologicky prokázat přítomnost sympatické inervace svalových vřetének u člověka se poprvé podařilo ve studii Radovanovicové a kol. (2015). Pokud má tedy ANS vliv na inervaci svalových proprioceptorů, také funkce, které jsou svalovému vřeténku připisovány, budou tímto ovlivněny. Při zvýšeném tonusu sympatiku bude pravděpodobně ovlivněna také kinestezie a motorická kontrola (Kolář a kol., 2009).

Dalším základním předpokladem motoriky je stereognozie, spojující propriocepci a kožní vnímání. Kožní cití jako důležitá modalita aferentních informací může být pravděpodobně také ovlivněna stimulací sympatiku, mechanismy však zatím nejsou přesně známy (Kolář a kol., 2009).

Velmi intenzivně je skrze autonomní NS, konkrétně opět sympatikus, ovlivňována bolest. Ta je vždy doprovázena vegetativními změnami, např. pocením, tachykardií, poklesem TK, zrychleným dýcháním, atp. S tím souvisí také psychické ladění, kdy např. stres, který je s aktivací sympatiku vždy svázán, může podmiňovat vznik a ovlivnit časový průběh bolesti (Kolář a kol., 2009).

Dalším důkazem o úzkém propojení autonomního a somatického nervového systému mohou být patologické jevy jako *défense musculaire* (hypertonus břišní stěny) při peritonitidě a reflexní stah v oblasti šíjových svalů při meningitidě. Jedná se o tzv. viscerosomatické reflexy, které jsou následkem výrazného nociceptivního dráždění (Kolář a kol., 2009).

2.3.3 Vyšetření ANS

Kvalitativní hodnocení aktivity sympatického a parasympatického systému zahrnuje testy k posouzení kardiovaskulární autonomní funkce, sudomotorické autonomní funkce (např. test termoregulačního pocení), dále se sledují změny prokrvení a kožní teploty (např. cold pressor test) (Marčišová, 2007, Zygmunt, Stanczyk, 2009).

Pro hodnocení kardiálních funkcí v klidu se běžně používá měření srdeční frekvence, krevního tlaku, EKG. Důležitou vypovídající hodnotu mají také funkční vyšetření typu ergometrie (Jandová, 2008). Do vyšetření autonomní zátěže jsou standardně zařazeny polohovací testy, Valsalvův manévr, hand-grip test (Jandová, 2008, Jindal a kol., 2016).

Pro objektivizaci změn ANS mohou být použity také odběry krve pro zhodnocení hladin acetylcholinu, noradrenalinu, adrenalinu a dalších hodnot (Jandová, 2008). Funkci autonomních nervových vláken lze s poměrně vysokou přesností hodnotit také pomocí mikroneurografie. Vzhledem k tomu, že se jedná o invazivní a časově náročné vyšetření, je využíváno především na poli výzkumu (Hilz, Dütsch, 2006).

2.3.4 Srdeční (tepová) frekvence

Srdeční frekvence se stala díky snadné přístupnosti a možnosti relativně jednoduchého výkladu výsledků měření oblíbeným a často využívaným parametrem kardiiovaskulární adaptace (Máček, Radvanský 2011).

Čerpací funkce srdce je zajištěna opakující se kontrakcí srdečního svalu. Tuto funkci lze kvantifikovat za pomoci minutového srdečního výdeje. Velikost srdečního výdeje je určena jednak srdeční frekvencí, a jednak tepovým objemem (Kittnar, Mlček, 2009).

Za srdeční frekvenci je zodpovědný SA uzel. Ten je pod stálým tonickým vlivem ANS. Pokud se dojde ke zvýšení tonu sympatiku, tepová frekvence vzroste, při zvýšení tonu parasympatiku TF naopak poklesne (Kittnar, 2011). V klidu je srdeční frekvence nižší, srdce je totiž pod tlumivým vlivem parasympatiku, resp. převládá tonus n. vagus (Rokyta a kol., 2016, Task Force, 1996). Uplatňuje se zde také vliv hormonální (nejvýznamněji adrenalin) (Kittnar, Mlček, 2009).

Na změnách srdeční frekvence se podílí i další systémy, např. respirační centra (fyziologická respirační sinusová arytmie), aktivace svalů, emoce (Rokyta a kol., 2016). Respirační sinusová arytmie je kardiorespirační fenomén, který je charakterizovaný změnami RR intervalů v záznamu EKG v souvislosti

s dýcháním. Při nádechu se srdeční frekvence za zkracování RR intervalů zvyšuje, během výdechu frekvence klesá a RR intervaly se prodlužují. Jedná se o fyziologický fenomén, který je výsledkem interakce centrálních a periferních vlivů pracujících na základě zpětnovazebních mechanismů (Tonhajzerová, 2015).

Jako odpověď na změny z vnitřního nebo vnějšího prostředí, mezi které patří i fyzická či psychická zátěž, reaguje kardiovaskulární systém zrychlením nebo zpomalením srdeční frekvence (Task Force, 1996, Pumprla a kol., 2014).

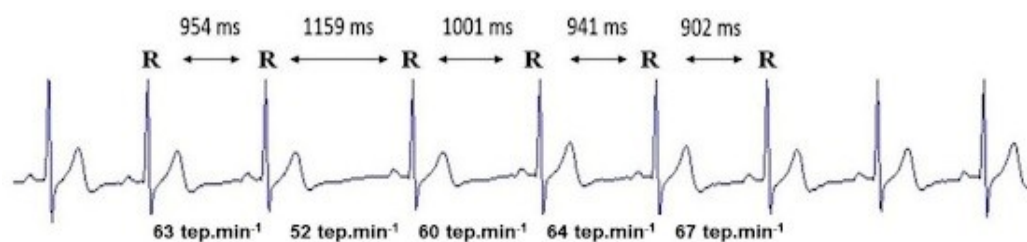
Pravidelným tréninkem se hodnoty srdeční frekvence mění. Cílenou pohybovou aktivitou dochází ke snížení citlivost sinoatriálního uzlu, zvyšuje se aktivita parasymptiku a aktivita sympatiku naopak klesá. U trénovaných osob lze proto sledovat klidovou i tréninkovou bradykardii. Jak uvádí Radvanský, po 4-6 týdnech pravidelného tréninku by adaptace měla dosáhnout optimální úrovně a při stejné zátěži by tedy SF měla klesnout o zhruba 12-15 tepů za minutu (Máček, Radvanský 2011).

VO₂max, neboli maximální spotřeba kyslíku, tzn. maximální aerobní kapacita je považována za nejspolehlivější parametr pro zhodnocení vytrvalostní zdatnosti. U zdravého člověka značí schopnost organismu aerobně zužitkovat živiny (Kolář a kol., 2009).

Během pohybové aktivity je vzestup SF a spotřeby kyslíku lineární, nehledě na to, jaká je úroveň zdatnosti dané osoby. U netrénovaných osob stoupá SF rychleji než spotřeba kyslíku. Trénování naopak zvládnou vykonat se stejnou SF téměř dvojnásobnou zátěž. To se po několika týdnech tréninku díky adaptaci mění. Dojde ke snížení SF, stálá hodnota minutového objemu je ale zachována zvýšením tepového objemu (Máček, Radvanský 2011).

2.3.5 Variabilita srdeční frekvence

Při sledování klidové srdeční frekvence na záznamu EKG nejsou vzdálenosti mezi dvěma komorovými komplexy, tedy RR intervaly, konstantní. Je zde naopak pozorována určitá variabilita. Pro tento fenomén se vžilo označení variabilita srdeční frekvence (VSF) nebo také heart rate variability (HRV) (Task Force, 1996, Vlčková, 2010).



Obrázek č. 3: Elektrokardiografický záznam nesoucí informace o srdeční frekvenci a variabilitě srdeční frekvence (Botek, 2017)

Variabilita srdeční frekvence je fyziologická (Task Force, 1996, Vlčková, 2010) a odráží činnost sympatické a vagální (parasympatické) složky a její působení na sinoatriální uzel srdce (Sztajzel, 2004, Botek a kol., 2017).

Výhodou variability srdeční frekvence je její schopnost odrážet funkční změny v organismu. Postupně se tak stala velmi často hodnoceným parametrem odrážejícím vliv autonomních nervových funkcí na kardiovaskulární systém (Ewing a Clarke, 1982, Task Force, 1996).

Monitoring HRV se tak stal využívaným diagnostickým nástrojem, pomocí kterého je stanovována vhodná míra zatížení - jak z hlediska efektivity, tak i jako prevence přetrénování (Botek et al., 2017). K dobré adaptabilitě systému patří vysoká variabilita srdeční frekvence (Task Force, 1996, Pumpřla a kol., 2014). Adaptabilita jsou jinými slovy dynamicky se měnící dispozice, díky kterým je organismus schopen reagovat na tréninkové podněty vytrvalostního charakteru a to v závislosti na aktuálním stavu vagové aktivity srdce (Botek a kol., 2017).

HRV může být měřena řadou metod (Ewing a Clarke, 1982, Task Force, 1996).

- **Metody měření HRV**

K testování variability srdeční frekvence byly nejprve používány metody založené na tzv. časové analýze HRV s využitím Ewingových testů. Tato analýza

však neumožňuje detailně odlišit vliv jednotlivých složek ANS (sympatiku a parasympatiku) na funkci fyziologických systémů (Ewing a Clark, 1982, Task force, 1996).

Později přibyly metody využívající tzv. frekvenční (spektrální) analýzu (SAHVR). Tato alternativa testování umožňuje s vyšší validitou odlišit aktivitu sympatické a parasympatické složky ANS a tím pádem hodnocení balance mezi vagem a sympatikem (Opavský 2002, Task Force, 1996).

Důležitou roli zde hraje skutečnost, že srdeční frekvence kolísá v několika rytmech, jejichž význam je z fyziologického hlediska odlišný. Lze je rozdělit do několika pásem, z nichž nejvýznamnější jsou pásma nízkofrekvenční a vysokofrekvenční. Je zde hodnocena intenzita oscilace srdeční frekvence v jednotlivých pásmech (Vlčková, 2010).

Testování probíhá nejčastěji v klidových podmínkách vleže na zádech. Existuje však také množství standardizovaných zkoušek, které využívají dalších poloh a úkonů s cílem dosáhnout požadované reakce ANS a zvýšit tak senzitivitu vyšetření. Nejčastěji využívanými zkouškami jsou hluboké dýchání, Valsalvův manévr, statický zátěžový test (handgrip), ortostatická zkouška a ortoklinostatický test (Botek a kol., 2017, Ewing a Clark, 1982, Task Force, 1996).

Jednou z nevýhod této metodiky je skutečnost, že hodnoty variability srdeční frekvence výrazně závisí na velké řadě fyziologických proměnných, patologických stavů a farmakologických vlivů. Nálezy mohou být ovlivněny např. medikamenty běžně užívanými v kardiologii, nebo výraznější aktuální psychickou zátěží (Vlčková a kol., 2010).

2.3.6 Faktory ovlivňující srdeční frekvenci a její variabilitu

Srdeční frekvence a její variabilita jsou ovlivňovány vnitřními a zevními vlivy. Mezi vnitřní faktory patří aktivita baroreceptorů, které reagují na změnu krevního tlaku. Jejich aktivace způsobená zvýšením tlaku vyvolá snížení aktivity sympatiku. Senzitivitu baroreceptorů mohou modifikovat mimo jiné posturální změny, pohyb nebo dýchání (Ganong, 2005). Aktivita respiračního a kardiovaskulárního systému se nepřetržitě ovlivňují. Dalším významným

faktorem je již výše uvedená respirační sinusová arytmie (Opavský, 2002). Důležitou roli hraje také věk. Byl prokázán pokles hodnot spektrálního výkonu HRV s narůstajícím věkem (Achten, Jeukendrup, 2003, Vlčková a kol., 2010). Vliv pohlaví není tak jednoznačný. Mírné rozdíly, které však nejsou statisticky významné, jsou pravděpodobně způsobeny hormonálními vlivy (Vlčková a kol., 2010). Výzkumy naznačují, že rozdíly v hodnotách u žen a u mužů se objevují nezávisle na věku (Botek a kol., 2017).

Aktivita ANS velmi citlivě reaguje také na působení podmínek prostředí, jako jsou teplota, světlo a hluk (Achten, Jeukendrup, 2003). Aby se mohl v plné míře projevit vliv tréninku na aktivitu ANS, je nutné osobu izolovat od rušivých vlivů okolního prostředí (Botek a kol., 2017). Dále je zřejmý vliv cirkadiálních rytmů. Fyziologické děje jsou synchronizovány na základě střídání tmy a světla. V průběhu dne dochází ke kolísání aktivity ANS, proto je pro přesnost vhodné měřit vždy ve stejnou denní dobu (Vlčková a kol., 2010). Dlouhodobě působící stres vede ke zvýšené stimulaci ANS a k narušení rovnováhy mezi sympatikem a parasympatikem. Dochází ke zvýšené aktivaci sympatiku, která je úměrná velikosti stresoru. (Bernardi a kol., 2000). V neposlední řadě zde hrají roli významnější výkyvy ve spánkovém režimu. Citlivá je také reakce na farmakologické vstupy (Vlčková a kol., 2010).

Vytrvalostním tréninkem dochází ke snížení srdeční frekvence a ke zvýšení její variability v klidu, tzn. ke snížení aktivity sympatiku a nárůstu napětí vagu (Hedelin a kol., 2000).

2.3.7 Historie a současnost měření srdeční frekvence a její variability

2.3.7.1 Historie

Tepová frekvence byla měřena již starověkými řeckými vědci a lékaři. Velký pokrok přišel v roce 1707, kdy došlo k vynálezu tzv. „Physician's Pulse Watch“, tedy „hodinek“, které byly schopné vyhodnotit změny srdeční frekvence. Roku 1733 S. Hales jako první poznamenal, že puls se mění v závislosti na dechu. C. Ludwig v roce 1847 respirační sinusovou arytmií zaznamenal. Důležitým předpokladem pro rozvoj měření HRV byl vynález EKG (1895) a dále příchod

techniky umožňující digitální zpracování signálu v šedesátých letech dvacátého století (Billman, 2011). Podnětem pro to, aby se HRV stalo předmětem zkoumání, bylo pozorování vědců Hona a Leeho v roce 1965 (Jindal a kol., 2016). V SSSR bylo v té době měření HRV navrženo pro hodnocení autonomní regulace a stavů lidského organismu během vesmírných letů (Baevsky, Chernikova, 2017). Ve vyšším počtu se začaly v odborné literatuře vyskytovat studie využívající HRV k posouzení změn v autonomní kardiální regulaci během tělesné práce v různé intenzitě a době trvání na přelomu 20. a 21. století (Botek a kol., 2017).

2.3.7.2 Měření srdeční (tepové) frekvence a její variability v současnosti

V dnešní době jsou využívány lékařské EKG přístroje vybavené analogově-digitálním převodníkem. Umožňují převedení EKG signálu a RR intervalů do digitalizované podoby. V rámci testování sportovců je však testování pomocí EKG přístroje nepraktické, proto byly vyvinuty tzv. sportovní hodinky (sporttestery) v kombinaci s EKG pásem (Botek, a kol., 2017).

První sporttester, který nabídl i monitorování variability srdeční frekvence, přivedl na trh Polar (Kempele, Finland), typ S810. V současnosti nabízí monitorování HRV a další výrobci sporttestrů, např. Garmin (Olathe, USA) nebo Suunto (Vantaa, Finland). Novinkou je možnost měření RR intervalů za pomoci chytrého telefonu. Některé aplikace však snímají jen průměrnou srdeční frekvenci a proto nejsou pro analýzu HRV použitelné. Mezi ty, které k hodnocení HRV využitelné jsou, patří např. iThlete (HRV Fit, Southampton, UK) nebo Firstbeat (Firstbeat Technologies, Jyväskylä, Finsko) (Botek, a kol., 2017).

Existuje také varianta 24 hodinového vyšetření v rámci Holterova monitorování. Je tak možno získat vyšší počet informací týkajících se především velmi nízkých a ultranízkých frekvencí, výtěžnost testu tak může být vyšší. Ale vzhledem k tomu, že často nelze standardizovat podmínky během tohoto déletrvajících testování, výpovědní hodnota může být velmi omezena (Pumprla, 2014).

2.3.7.3 Polar RS800CX

V diplomové práci byl využit sporttester Polar RS800CX. Zařízení obsahuje hodinky Polar a vysílač Polar H3 (W.I.N.D.) s elastickým popruhem. Vysílač umožňuje měření tepu s přesností EKG. Je zajištěn bezdrátový přenos mezi vysílačem a hodinkami. V roce 2016 proběhla studie, která měla za cíl vyhodnotit reliabilitu měření časové i frekvenční domény HRV pomocí přístroje Polar RS800CX. Šedesát zdravých osob bylo podrobeno klidovému a ortostatickému zátěžovému testu, během kterých byla sledována variabilita srdeční frekvence pomocí přístroje Polar RS800CX. Testování bylo opakováno v průběhu dvou týdnů a výsledky byly porovnávány s hodnotami zjištěnými různými dalšími metodami (např. EKG) při předchozích studiích. Pomocí studie bylo doloženo, že hodnoty HRV získané pomocí výše uvedeného přístroje jsou stabilní a spolehlivé (Williams a kol., 2017).



Obrázek č. 4: Sada Polar RS800CX (archiv autora)

3 CÍLE, ÚKOLY A HYPOTÉZY

3.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce je v první řadě shromáždění odborných literárních zdrojů týkajících se posturální stabilizace, využití pomůcky Propriomed, hodnocení funkce autonomního nervového systému, především na základě tepové frekvence a její variability, a také současného testování funkce somatosenzorického a autonomního nervového systému.

Výzkumný experiment má za cíl odpovědět na výzkumnou otázku, zda existuje souvislost mezi kvalitou posturální stabilizace a změnou hodnot tepové frekvence během vyšetřování posturální stabilizace. Dalším z cílů je zhodnotit, zda existuje souvislost mezi kvalitou posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti, která je stanovena mimo jiné na základě snímání hodnot variability srdeční frekvence.

3.2 Úkoly práce

1. Provést literární rešerši odborné literatury zabývající se posturální stabilitou, hodnocením funkce autonomního nervového systému, srdeční frekvencí a variabilitou srdeční frekvence
2. Stanovit metodický postup
3. Zajistit vybavení nutné pro průběh měření
4. Vybrat probandy, seznámit je s průběhem měření a získat informovaný souhlas
5. Provést měření
6. Analyzovat data
7. Zpracovat, vyhodnotit a interpretovat data

3.3 Hypotézy

H0: Předpokládám, že neexistuje žádná závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální a minimální tepovou frekvencí při provokačním testu s Propriomedem.

H1: Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální a minimální tepovou frekvencí při provokačním testu s Propriomedem.

H2: Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální tepovou frekvencí na konci a před začátkem série provokačních testů s Propriomedem.

H3: Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti na základě Polar fitness testu™ (OwnIndex).

4 METODIKA PRÁCE

Práce má analyticko-experimentální charakter. V teoretické části je zpracována problematika posturální stabilizace a popsána diagnostická a terapeutická pomůcka Propriomed. Dále jsou rozebrána témata týkající srdeční frekvence a její variability. Teoretická část je dělena na jednotlivé kapitoly a subkapitoly. Informační zdroje využité pro sestavení této části čítají odborné bibliografie, referátové časopisy, sborníky, diplomové práce a disertační práce.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro výzkum v rámci diplomové práce bylo vybráno 18 probandů. Jednalo se o ženy a muže ve věku 20-30 let, konkrétně 9 žen a 9 mužů. Výběr byl cílený, na základě věku a informací vyplněných v dotazníku. Průměrný věk probandů byl 25,6 let, průměrná výška 174,4 cm a průměrná váha 76,1 kg. Tři z probandů uvedli dominanci levé horní končetiny, zbylých patnáct dominanci pravé horní končetiny.

Podmínky, které musely být splněny pro zařazení do výzkumné skupiny:

- Věk 20-30 let
- Týden před vyšetřením žádná pracovní noční služba
- Žádné kardiovaskulární onemocnění v dětství ani v současnosti
- Aktuální nepřítomnost akutních bolestí v rámci pohybového aparátu
- Nepřítomnost výrazných stresových faktorů
- Žádná předchozí zkušenost s pomůckou Propriomed

Probandi byli poučeni, aby se večer před vyšetřením vyhnuli konzumaci alkoholu, snažili se spát zhruba stejně dlouhou dobu, jako jsou běžně zvyklí a v den vyšetření se přiměřeně nasnídali (vyšetření probíhalo mezi 8:00 - 11:00, jak je uvedeno dále).

Účast na výzkumu byla dobrovolná, bez nároku na honorář. Všichni probandi byli předem seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas.

4.2 Použité metody

4.2.1 Dotazník

Na úvod každého testování byl proband vyplnění dotazníku, který je k nahlédnutí v příloze č. 3. První část dotazů byla směřována na základní informace typu věk, váha, výška, laterality, zaměstnání, typ a četnost sportovní aktivity. Další otázky se týkaly délky a kvality spánku, únavy, stavu výživy. V neposlední řadě byly zvoleny dotazy na výskyt kardiovaskulárních a dalších onemocnění, na farmakologickou anamnézu a abusus.

4.2.2 Polar fitness test™ - test aerobní zdatnosti

Dalším krokem bylo zjištění hodnoty tzv. Polar OwnIndexu (dále jen OwnIndex nebo OI), který je výsledkem Polar fitness testu™. Pro toto testování byla zvolena využita sada sporttesteru Polar RS800CX, která se skládá z hrudního pásu a hodinek. Polar fitness test™ byl speciálně vyvinut firmou Polar pro hodnocení aerobní kondice, resp. úrovně aerobní zdatnosti. OwnIndex dle jeho autorů předpokládá hodnotu maximálního příjmu kyslíku (VO₂max) a odráží tedy stav aktuální aerobní zdatnosti. Index je vypočítán systémem sporttesteru na základě naměřené klidové frekvence a variability srdeční frekvence. V úvahu jsou brány pohlaví, věk, váha, výška a úroveň pohybové aktivity, které jsou do hodinek zadány uživatelem.

Před samotným testováním byly do hodinek sporttesteru zadány hodnoty charakterizující daného probanda: datum narození, pohlaví, váha, výška a úroveň sportovní aktivity. Poté byl vyšetřovanému připevněn hrudní pás a na hodinkách nastaveno a spuštěno testování. Vyšetřovaný byl vyzván k zaujmutí polohy vleže na zádech na podložce (obrázek č. 5). Po několika sekundách hodinky zvukovým signálem oznámily začátek testování. Následujících 5 minut setrval vyšetřovaný v klidné poloze vleže na zádech. Na konec testování upozornil další zvukový signál a na displeji hodinek se zobrazil číselný údaj, který byl zaznamenán a následně dále analyzován.



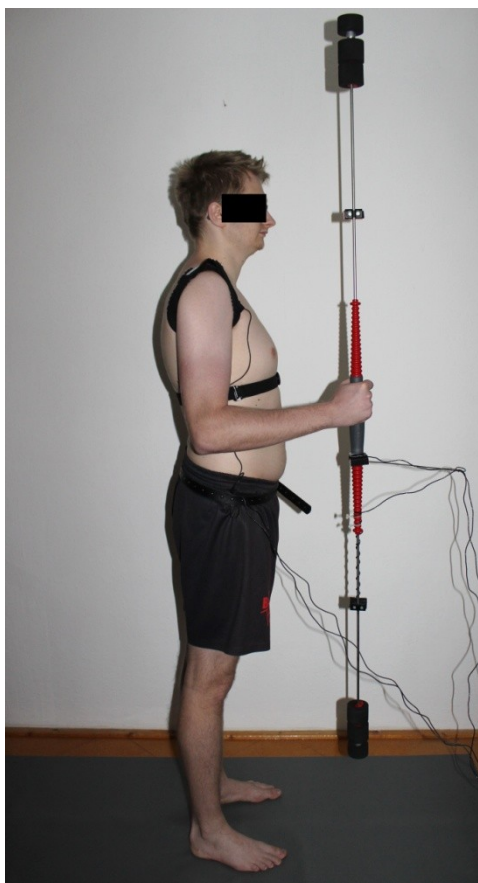
Obrázek č. 5: Polar fitness test™ - zaujmutí polohy probanda (archiv autora)

4.2.3 Provokační test s Propriomedem

Pro hodnocení kvality posturální stabilizace byl použit diagnostický nástroj Propriomed 170. Každému vyšetřovanému byl vysvětlen princip zacházení s Propriomedem, předvedena názorná ukázka a umožněno praktické vyzkoušení.

Proband byl naveden k zaujmutí co nejideálnější výchozí polohy těla. Chodidla rozkročená na šířku ramen a rovnoměrně zatížená, kolenní klouby v mírné semiflexi tak, aby byly aktivně stabilizovány. Pánev byla nastavena do neutrální pozice tak, aby byla umožněna fyziologická lordóza v oblasti bederní páteře. Ramena měly být tažena dorzálně a lopatky mírně dolů, brada zasunutá vzad. Pohled očí směřoval vpřed.

Vyšetření s Propriomedem probíhalo ve třech polohách. V první poloze byl Propriomed ve vertikální poloze, držen levou horní končetinou. Loket LHK byl flektován do 90° a držen u těla, PHK byla spuštěna volně podél těla. Propriomed osciloval v sagitální rovině. Druhá poloha se shodovala s polohou první s tím rozdílem, že Propriomed byl držen v pravé horní končetině a LHK byla relaxována podél těla. Propriomed opět osciloval v sagitální rovině.



Obrázek č. 6: Výchozí poloha pro provokační test s Propriomedem vertikálně v PHK (archiv autora)

Ve třetí poloze byl Propriomed v horizontální poloze, držen oběma rukama před tělem. Akra horních končetin se vzájemně dotýkala v místě úchopu pomůcky. Loketní klouby byly v 90° flexi a drženy u těla. Oscilační rovinu v této poloze určovala dlouhá osa předloktí.



Obrázek č. 7: Výchozí poloha pro provokační test s Propriomedem horizontálně v obou HK (archiv autora)

V každé poloze proběhlo šest měřených opakování. Proband byl vyzván k rozkmitání oscilační tyče, poté se snažil po danou časovou jednotku udržet přesně definovanou amplitudu rozkmitu, tzn. 55 centimetrů. První tři fáze kmitání v každé poloze trvaly 10 sekund, doba trvání dalších tří fází kmitání byla prodloužena na 20 sekund. Mezi jednotlivé aktivace byly zařazeny pauzy. Ty byly v délce 30 sekund, s výjimkou poslední pauzy před zdvojnásobením délky doby kmitání; tato pauza trvala 2 minuty.

Časový průběh měření v každé poloze tedy vypadal následovně:

měření pouze TF	10 s
1. provokační test	10 s
pauza	30 s
2. provokační test	10 s
pauza	30 s
3. provokační test	10 s
pauza	30 s
4. provokační test	20 s
pauza	30 s
5. provokační test	20 s
pauza	30 s
6. provokační test	20 s
pauza	60 s

Tabulka č. 1: Jednotlivé úseky vyšetření včetně pauz; v druhém sloupci je uvedena délka daného úseku v sekundách

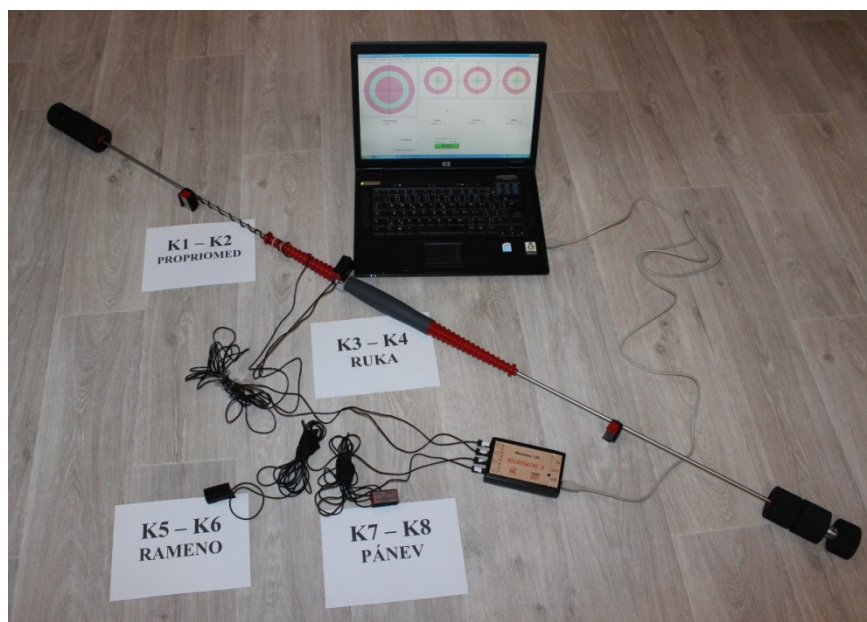
K získání dat hodnotících kvalitu posturální stabilizace během tohoto měření byly použity akcelerometry a k následnému vyhodnocení dat diagnostický systém Microswing 5.0. Toto zařízení bylo vyvinuto německou firmou Haider Bioswing GmbH.

Pokud jsou posturální reakce na dobré úrovni, dochází v oblasti boků, ramenních kloubů, popř. hlavy ke kompenzaci vibrací Propriomedu a jejich pohyb je během testování minimální. Při snížené stabilizační funkci dochází k výraznějším výchylkám těchto oblastí, respektive ke snížení amplitudy oscilační tyče. Akcelerometry byly umístěny do oblastí, které patří mezi klíčové body pro rozeznání kvality funkční stabilizace během posturálního provokačního testy. Konkrétně se jednalo oblast boků, ramenního kloubu a ruky. Čtvrtý senzor byl umístěn na samotný Propriomed do oblasti, kde dochází k největšímu rozkmitu.

V rámci posturální terapie jsou zavedeny 3 typy akcelerometrů, nazvané typ A, typ B a typ C. Liší se od sebe citlivostí snímání. Konkrétně je jejich citlivost v tomto poměru: $36A = 6B = C$ (Vostatek, 2007). Při testování

s Propriomedem jsme využili 2x senzor typu A a 2x senzor typu B. Akcelerometry byly propojeny do měřicího boxu Messbox 120.

První akcelerometr typu A byl umístěn na Propriomed do místa jeho největšího rozkmitu. Jištěn byl speciálním držákem. Na druhou stranu pomůcky ve stejné vzdálenosti od středu byla připevněna maketa senzoru o stejné hmotnosti pro vyrovnání váhy. Akcelerometr byl k Messboxu 120 připojen do kanálu K1-K2. Druhý akcelerometr typu A byl dalším držákem přichycen na Propriomed, tentokrát v místě úchopu ruky. V Messboxu 120 byl zapojen do kanálu K3-K4. Třetí akcelerometr byl typu B a snímal výchylky v oblasti ramenního pletence. Byl zajištěn pomocí speciální gumy a zdravotních lepicích pásek na akromion horní končetiny manipulující s Propriomedem. V Messboxu 120 byl připojen do kanálu K5-K6. Poslední, čtvrtý akcelerometr byl opět typu B a jeho úkolem bylo snímání oscilací v oblasti pánevního pletence. Senzor byl připevněn pomocí pásky do oblasti crista iliaca strany totožné se stranou HK držící Propriomed. V Messboxu 120 byl tento senzor zapojen do kanálu K7-K8.



Obrázek č. 7: Propriomed, akcelerometry s umístěním a označením jejich připojení v Messboxu, propojení s počítačem s nainstalovaným programem Microswing 5.0 (archiv autora)

Typy akcelerometrů a zoom faktor v programu Microswing 5.0 byly stanoveny podle vzoru diplomové práce Klaudinyové (2013). Messbox 120 byl propojen pomocí USB rozhraní s počítačem. Do něj byl nainstalován diagnostický systém Microswing 5.0 firmy Haider Bioswing GmbH. Pomocí tohoto systému docházelo k záznamu, zobrazení a následnému zpracování získaných dat. Pro potřeby této diplomové práce byl zvolen režim „Propriomed Körper 4 – fach“ a u všech kanálů nastaven zoom faktor 1.

Pro zahájení měření bylo nutné dosáhnout dostatečné amplitudy rozkmitu. Vzhledem k tomu, že měření v programu Microswing 5.0 se nespouští automaticky, bylo potřeba tento parametr vysledovat a poté měření v programu manuálně odstartovat. Během měření se aktuální amplituda zobrazovala v barevném terči na monitoru počítače (obrázek č. 8), vyšetřující tak mohl vyšetřovaného verbálně korigovat k tomu, aby udržel amplitudu ideálně v zeleném rozhraní. Pokud se toto v průběhu měření nedařilo, projevovalo se to během vyhodnocování jako známka nedostatečné stabilizace.

4.2.4 Měření tepové frekvence

K měření tepové frekvence během provokačních testů s Propriomedem byl využit výše uvedený přístroj Polar RS800CX. Snímání tepu bylo nastaveno 1x za 1 sekundu. Měření bylo spuštěno 10 sekund před prvním provokačním testem. Každý úsek měření, tzn. každá změna mezi aktivací a pauzou (viz tabulka č. 1), byla označena stisknutím tlačítka sporttesteru tak, aby při následném vyhodnocení bylo zřejmé, v jaké části testování bylo konkrétních hodnot srdeční frekvence dosaženo.

4.3 Sběr dat

Testování probíhalo v prostorách soukromé ordinace v Dačicích v první polovině listopadu 2018. Byl brán zřetel na to, aby měření probíhalo přibližně ve stejnou hodinu, konkrétně mezi osmou a jedenáctou hodinou ránní. Čas strávený

s jedním probandem se pohyboval okolo jedné hodiny a v jeden den byly vyšetřeny maximálně tři osoby.

Propriomed, hardwarové a softwarové vybavení potřebné pro získání a vyhodnocení dat hodnotících posturální stabilizaci byly zapůjčeny od MUDr. Eugena Raševa, Ph.D. Sporttester Polar s příslušenstvím patří autorce práce.

V první fázi byl podepsán informovaný souhlas, vyplněn dotazník, změřen krevní tlak a klidová srdeční frekvence pomocí tlakoměru. Poté byl proveden Polar fitness test. Následovalo vysvětlení principu vyšetření a vyzkoušení si manipulace s Propriomedem. Poté proband absolvoval 3 série provokačních testů za současného snímání srdeční frekvence. První byl provokační test s Propriomedem v LHK, následoval provokační test s Propriomedem v PHK a jako poslední byl provokační test s Propriomedem v obou HK. Srdeční frekvence byla snímána vždy ještě 60 sekund po ukončení posledního provokačního testu.

4.4 Analýza dat

- Polar fitness test

Na základě Polar fitness testu byl získán OwnIndex. Hodnoty OwnIndexu jsou podle dřívějších výzkumů rozděleny do sedmi stupňů, které označují úroveň aerobní zdatnosti. Tyto hodnoty jsou odstupňovány podle věku a liší se podle pohlaví. Na základě těchto tabulek byla stanovena úroveň aerobní zdatnosti konkrétního probanda. Níže jsou ukázky tabulek, zahrnující věkové skupiny odpovídající věku probandů zúčastněných na této studii.

Interpretace hodnot OwnIndexu:

Ženy:

	1	2	3	4	5	6	7
Věk	Velmi nízká úroveň	Nízká úroveň	Ucházející úroveň	Průměrná úroveň	Dobrá úroveň	Velmi dobrá úroveň	Elitní úroveň
20 - 24	< 27	27 - 31	32 - 36	37 - 41	42 - 46	47 - 51	> 51
25 - 29	< 26	26 - 30	31 - 35	36 - 40	41 - 44	45 - 49	> 49
30 - 34	< 25	25 - 29	30 - 33	34 - 37	38 - 42	43 - 46	> 46

Tabulka č. 2: Úrovně aerobní zdatnosti na základě OwnIndexu - ženy (Polar Elextro, 2010)

Muži:

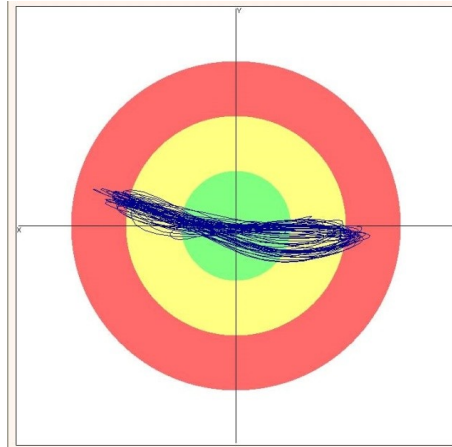
	1	2	3	4	5	6	7
Věk	Velmi nízká úroveň -	Nízká úroveň	Ucházející úroveň	Průměrná úroveň	Dobrá úroveň	Velmi dobrá úroveň	Elitní úroveň
20 - 24	< 32	32 - 37	38 - 43	44 - 50	51 - 56	57 - 62	> 62
25 - 29	< 31	31 - 35	36 - 42	43 - 48	49 - 53	54 - 59	> 59
30 - 34	< 29	29 - 34	35 - 40	41 - 45	46 - 51	52 - 56	> 56

Tabulka č. 3: Úrovně aerobní zdatnosti na základě OwnIndexu - muži (Polar Elextro, 2010)

Pozn.: prvním řádku tabulky jsou uvedena číselná označení dané úrovně zdatnosti, které jsou dále v hodnocení používána.

- Provokační test s Propriomedem

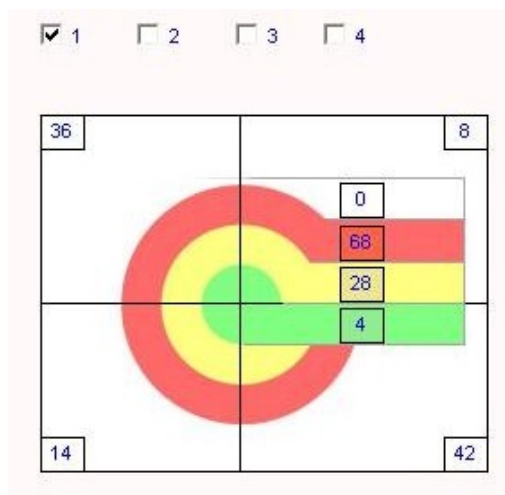
Provokační test s Propriomedem byl vyhodnocen v programu Microswing 5.0 (Haider Bioswing GmbH). Provokační test byl proveden u každého vyšetřovaného v každé poloze třikrát po dobu 10s a třikrát po dobu 20s. Pomocí akcelerometrů byly snímány oscilace Propriomedu, ruky, ramenního a pánevního pletence, a každá z těchto oblastí byla v programu Microswing 5.0 zobrazena v podobě barevného terče. Pohyb každého akcelerometru byl v konkrétním terči v průběhu měření postupně vykreslován.



Obrázek č. 8: Ukázka terče se záznamem pro Propriomed (archiv autora)

U barevného terče zobrazujícího hodnoty z akcelerometru umístěného na Propriomedu byly jeho jednotlivé části ohodnoceny následovně: zevní červená část terče známkou 1, žlutá část terče známkou 2 a zelený střed známkou 3.

U terčů pro ruku, ramenní pletenec a pánevní pletenec se hodnocení liší. Oblast středního zeleného rozhraní zobrazuje dobrou posturální stabilizaci a při vyhodnocování je klasifikováno známkou 1. Žluté rozhraní značí zhoršenou stabilizaci, tedy mírnou posturální dysfunkci a klasifikováno je známkou 2. Okrajová červená část terče představuje špatnou posturální stabilizaci, tzn. výraznou posturální dysfunkci, a je hodnoceno známkou 3. Čím menší je tedy pohyb akcelerometrů sledujících ruku, ramenní a pánevní pletenec, tím je posturální stabilizace daného probanda kvalitnější.



Obrázek č. 9: Ukázka číselného záznamu pro Propriomed; zápis zde by vypadal takto: 1/68, 2/28, 3/4 (archiv autora)

Pokud se při vyhodnocování každého typu měření nacházelo u Propriometru více než 50 hodnot ze 100 v okrajové části terče hodnocené číslem 1 a zároveň u akcelerometrů ruka, rameno a pánev více než 50 hodnot ze 100 v prostřední zelené části terče, byla posturální stabilizace klasifikována známkou 1.

Pokud se u jakéhokoliv z akcelerometrů objevilo více než 50 hodnot ze 100 ve žluté části terče, jednalo se o projev mírné dysfunkce a to bylo oznámkováno číslem 2.

Jestliže se u probanda objevilo u Propriometru více než 50 hodnot ze 100 v prostřední části terče hodnocené známkou 3 nebo v jakémkoliv z terčů pro ruku, rameno a pánev více než 50 hodnot ze 100 v krajní červené části terče, značilo to nekvalitní posturální stabilizaci, respektive velkou posturální dysfunkci.

Data získaná programem Microswing 5.0 byla zaznamenána do tabulek v programu Microsoft Office Excel 2007 a u každého měření byly provedeny klasifikace známkami 1, 2 a 3. Z těch byl vypočítán aritmetický průměr tří měření stejného typu, který ukázal výslednou známku v dané poloze. Takto byla zapsána data pro každou ze tří poloh v obou časových variantách. Ze všech těchto klasifikací byl vypočítán aritmetický průměr, jehož hodnota určila celkovou úroveň posturální stabilizace.

Čas	Měření	Propriomed	Ruka	Rameno	Pánev	PS	Medián třech měření	Aritmetický průměr třech měření
10s	1. LHK	1/68, 2/20, 3/12	1/95, 2/5	1/97, 2/3	1/57, 2/42, 3/1	1	1	1,33
	2. LHK	1/80, 2/12, 3/8	1/100	1/99, 2/1	1/76, 2/24	1		
	3. LHK	1/66, 2/30, 3/4	1/100	1/100	1/21, 2/78, 3/1	2		
20s	4. LHK	1/64, 2/32, 3/4	1/100	1/100	1/76, 2/24	1	2	1,66
	5. LHK	1/22, 2/75, 3/3	1/100	1/100	1/37, 2/63	2		
	6. LHK	1/64, 2/29, 3/7	1/100	1/100	1/33, 2/67	2		
10s	1. PHK	1/38, 2/57, 3/5	1/100	1/96, 2/4	1/41, 2/59	2	2	1,66
	2. PHK	1/75, 2/20, 3/5	1/100	1/97, 2/3	1/31, 2/69	2		
	3. PHK	1/90, 2/6, 3/4	1/98, 2/2	1/83, 2/17	1/59, 2/40, 3/1	1		
20s	4. PHK	1/70, 2/26, 3/4	1/100	1/97, 2/3	1/35, 2/65	2	1	1,33
	5. PHK	1/68, 2/29, 3/3	1/100	1/91, 2/9	1/69, 2/31	1		
	6. PHK	1/82, 2/17, 3/1	1/100	1/77, 2/23	1/73, 2/27	1		
10s	1. obě HK	1/82, 2/9, 3/9	1/100	1/100	1/100	1	1	1
	2. obě HK	1/88, 2/9, 3/30	1/100	1/100	1/100	1		
	3. obě HK	1/90, 2/6, 3/4	1/100	1/100	1/100	1		
20s	4. obě HK	1/95, 2/3, 3/2	1/100	1/100	1/100	1	1	1
	5. obě HK	1/95, 2/3, 3/2	1/100	1/100	1/100	1		
	6. obě HK	1/96, 2/2, 3/2	1/100	1/100	1/100	1		
Aritmetický průměr všech měření						1,33		

Tabulka č. 4: Záznam hodnocení posturální stabilizace pro probanda č. 1

○ Měření tepové frekvence

Hodnoty tepové frekvence byly ze sporttesteru převedeny do tabulek programu Excel. Každá tabulka obsahovala maximální, průměrné a minimální TF během daného provokačního testu a během pauz mezi nimi. Tyto hodnoty byly dále zpracovávány.

5 VÝSLEDKY

5.1 Dotazník

Nejprve byly vyhodnoceny informace z dotazníků. Celý nevyplněný dotazník je k nahlédnutí v příloze č. 3.

- Věk

Věkový průměr všech zúčastněných byl $25,6 \pm 3$ let.

věk	ženy	muži
průměr	24,56	26,67
minimum	20	20
maximum	27	30
směrodatná odchylna	2,06	3,16

Tabulka č. 5: Věkové rozložení probandů

- BMI

Z výškových a váhových údajů byl podle standardního postupu vypočítán Body Mass Index. Aritmetický průměr BMI pro všechny probandy byl $24,74 \pm 4,49$.

	BMI		
	ženy	muži	celkově
průměr	22,15	27,33	24,74
minimum	17,51	20,28	17,51
maximum	27,14	31,48	31,48
medián	19,94	28,09	26,34
sm.odch.	3,83	3,5	4,49

Tabulka č. 6: Rozložení probandů dle Body Mass Indexu

- Únava

Pro dotaz na únavu byla sestavena škála od 1 do 5, kde 1 znamenala „úplně bez formy“ a 5 „absolutně fit“. Většina probandů označila stupeň 3 nebo 4 a to jak pro den měření, tak i v rámci posledních 5 dní. Pro den měření bylo jednou využito známky 2 a jednou známky 5.

stupeň	pocit únavy	
	dnes	5 dní
1	0	0
2	1	0
3	8	7
4	8	11
5	1	0

Tabulka č. 7: Subjektivní hodnocení únavy

- Kvalita spánku

Pro dotaz na kvalitu spánku byla zvolena podobná stupnice jako pro únavu. Stupeň 1 představoval velmi špatnou kvalitu spánku a stupeň 5 výbornou kvalitu spánku. Také zde byl nejčtenější výskyt známek 3 a 4 v den měření i v posledních 5 dnech; 5 probandů použilo známku 5 pro kvalitu spánku v noci před měřením.

stupeň	kvalita spánku	
	dnes	5 dní
1	0	0
2	0	0
3	4	6
4	9	12
5	5	0

Tabulka č. 8: Subjektivní hodnocení kvality spánku

- Aktuální stav výživy

Další dotaz byl směřován na aktuální stav výživy, tedy zda byl proband v době měření hladový, mírně najedený nebo sytý. Možnost „hladový“ neoznačil

nikdo, nejčastější odpovědí bylo „mírně najedený“. Pět osob zahrlo možnost „syťý“.

stav výživy	počet
hladový	0
mírně najedený	13
syťý	5

Tabulka č. 9: Subjektivní hodnocení aktuálního stavu výživy

- Pravidelná sportovní aktivita

V dotazu na pravidelnou sportovní aktivitu probandí uváděli, kolikrát za týden se v posledním období cíleně věnují nějakému sportu. V příloze č. 4 jsou uvedeny konkrétní sportovní aktivity.

počet/týden	žena	muž
0	1	2
1	4	0
2	3	4
3	0	2
4	0	1
5	0	0
6	1	0

Tabulka č. 10: Četnost sportovních aktivit za týden

5.2 Hodnocení PS provokačním testem s Propriomedem

Výsledky provokačního testu s Propriomedem, které byly získány vyhodnocením v programu Microswing 5.0, byly zaznamenány do tabulek v programu Excel.

- PS - průměr testů pro LHK + PHK + obě HK

Aritmetickým průměrem výsledků všech provokačních testů byla získána hodnota, kterou lze označit za hodnotu popisující celkovou úroveň posturální stabilizace. V tabulce č. 11 je znázorněno rozložení těchto hodnot zvlášť pro muže a zvlášť pro ženy.

	úroveň posturální stabilizace		
	ženy	muži	celkově
průměr	1,54	1,46	1,50
minimum	1,17	1,11	1,11
maximum	2	1,67	2
medián	1,5	1,5	1,5
sm.odch.	0,29	0,17	0,24

Tabulka č. 11: Úroveň posturální stabilizace - rozložení probandů na základě průměru provokačních testů s Propriomedem v LHK, PHK a obou HK

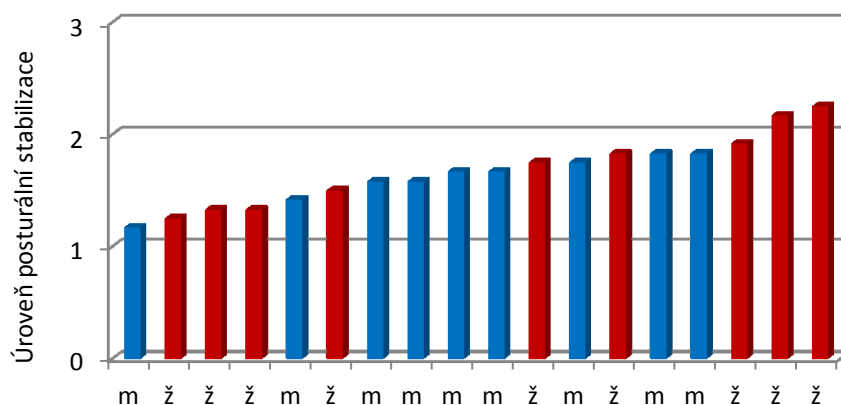
Při vyhodnocení výsledků provokačních testů vyšlo najevo, že většina probandů si při testu s Propriomedem v obou horních končetinách vedla výrazně lépe, než v testech pro levou a pravou horní končetinu zvlášť. Známkou 3 v testu s Propriomedem v obou HK nebyl ohodnocen nikdo. Proto bylo při vyhodnocování operováno pouze s výsledky provokačních testů pro LHK a PHK tak, aby nedošlo k rozmělnění výsledků.

- PS průměr testů pro LHK + PHK

	úroveň posturální stabilizace		
	ženy	muži	celkově
průměr	1,70	1,61	1,66
minimum	1,25	1,17	1,17
maximum	2,25	1,83	2,25
medián	1,75	1,67	1,67
sm.odch.	0,35	0,20	0,29

Tabulka č. 12: Úroveň posturální stabilizace - rozložení probandů na základě průměru provokačních testů s Propriomedem v LHK a PHK

Rozložení probandů v závislosti na úrovni PS



Graf č. 1: Rozložení probandů dle úrovně PS na základě výsledků testů pro LHK + PHK, seřazeno vzestupně; barevně rozděleno dle pohlaví

5.3 Závislost mezi úrovní PS a rozdílem mezi TF max - TF min během provokačního testu

Pro zjištění závislosti mezi úrovní posturální stabilizace, hodnocené v daném úseku známkou 1 - 3, a rozdílem mezi maximální a minimální tepovou frekvencí ve stejném úseku, byly použity hodnoty z 6 provokačních testů pro LHK a 6 provokačních testů pro PHK.

Hodnoty ze sporttesteru byly převedeny do tabulek Excelu. Pro každý úsek měření byla zaznamenána maximální tepová frekvence, minimální tepová frekvence, a vypočítán jejich rozdíl.

Úsek	Délka úseku	Max TF úseku	Min. TF úseku	TF max - TF min
v klidu - začátek	10 s	74	58	16
1. provok. test	10 s	85	63	22
pauza	30 s	85	59	26
2. provok. test	10 s	87	72	15
pauza	30 s	86	59	27
3. provok. test	10 s	90	64	26
pauza	120 s	89	52	37
4. provok. Test	20 s	95	66	29
pauza	30 s	95	63	32
5. provok. test	20 s	97	71	26
pauza	30 s	96	66	30
6. provok. test	20 s	99	73	26
pauza	60 s	99	57	42

Tabulka č. 13: Hodnoty TF při provokačním testu pro LHK u probanda č. 1

Korelace mezi úrovní PS a rozdílem mezi TF max - TF min byla zjišťována pro každého probanda zvlášť.

Úsek	Známka PS	TF max - TF min
1. provok.t. - LHK	1	22
2. provok.t. - LHK	1	15
3. provok.t. - LHK	2	26
4. provok.t. - LHK	1	29
5. provok.t. - LHK	2	26
6. provok.t. - LHK	2	26
1. provok.t. - PHK	2	35
2. provok.t. - PHK	2	23
3. provok.t. - PHK	1	28
4. provok.t. - PHK	2	40
5. provok.t. - PHK	1	43
6. provok.t. - PHK	1	46

Tabulka č. 14: Hodnoty, jejichž korelace byla zjišťována - proband č. 1

Pro každého z probandů byl z těchto hodnot vypočten Pearsonův korelační koeficient s počtem stupňů volnosti $n = 12$, na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Pro tento stupeň volnosti je kritická hodnota 0,576.

	Pearsonův korelační koeficient
Proband č. 1	-0,066
Proband č. 2	-0,342
Proband č. 3	-0,353
Proband č. 4	0,319
Proband č. 5	-0,246
Proband č. 6	-0,8
Proband č. 7	-0,448
Proband č. 8	0,322
Proband č. 9	0,197
Proband č. 10	0,372
Proband č. 11	0,436
Proband č. 12	0,129
Proband č. 13	0,606
Proband č. 14	0,249
Proband č. 15	0,205
Proband č. 16	0,133
Proband č. 17	0,607
Proband č. 18	0,261

Tabulka č. 15: Korelační koeficienty pro závislost mezi úrovní PS a TF max - TF min v daném úseku

V tabulce lze vyčíst, že pozitivní korelace byla potvrzena pouze u dvou probandů, konkrétně u probanda č. 13 a probanda č. 17 (označeno zeleně). U probanda č. 6 byla potvrzena negativní korelace (označeno modře). Co se týče ostatních probandů, hladiny statistické významnosti dosaženo nebylo.

Na základě těchto výsledků byla potvrzena hypotéza H0: „*Předpokládám, že neexistuje žádná závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální a minimální tepovou frekvencí při provokačním testu s Propriomedem.*“.

Z toho vyplývá zamítnutí hypotézy H1: „*Předpokládám, že existuje žádná závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální a minimální tepovou frekvencí při provokačním testu s Propriomedem.*“.

5.4 Závislost mezi úrovní PS a rozdílem mezi TF max na konci a před začátkem série provokačních testů

Pro úroveň posturální stabilizace byl tentokrát použit průměr známek šesti provokačních testů (3x 10s, 3x 20s), a to zvlášť pro LHK a zvlášť pro PHK. Uvedený rozdíl maximálních tepových frekvencí byl vypočítán jako TF max na konci posledního úseku provokačního testu (tzn. 20s, 3. pokus) minus TF max v desetisekundovém úseku těsně před začátkem prvního provokačního testu, tzn. v klidu. Rozdíly tepových frekvencí byly také vypočítány zvlášť pro každou HK u každého probanda.

Porovnávána tedy byla průměrná hodnota PS s hodnotou výše popsaného rozdílu maximálních TF pro všechny probandy mezi sebou, zvlášť pro levou a pro pravou HK.

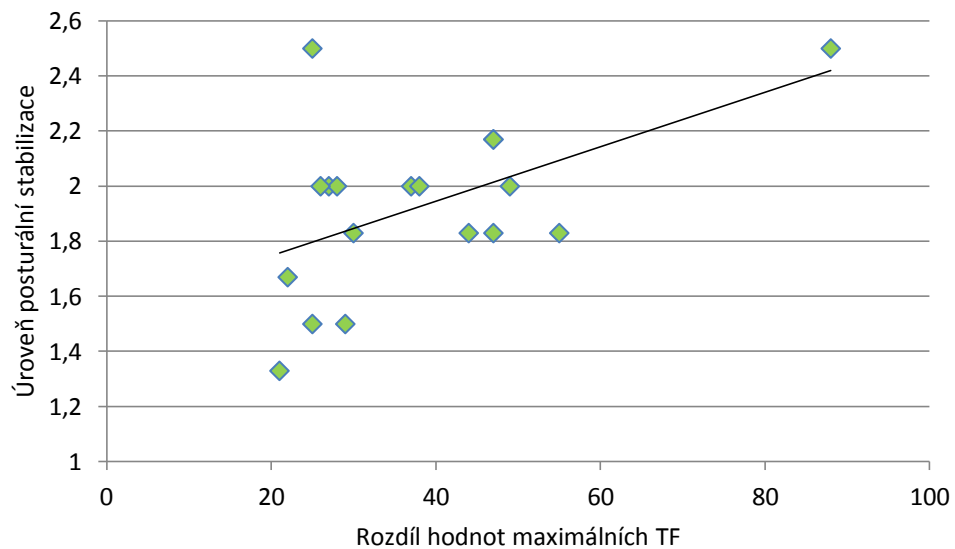
	Průměrná úroveň PS pro LHK	Rozdíl max. TF - měření LHK
Proband č. 1	1,5	25
Proband č. 2	2	27
Proband č. 3	2	28
Proband č. 4	1,5	29
Proband č. 5	2,17	47
Proband č. 6	2	26
Proband č. 7	2,5	88
Proband č. 8	2	49
Proband č. 9	2	37
Proband č. 10	1,83	44
Proband č. 11	2,5	25
Proband č. 12	2,17	47
Proband č. 13	1,83	55
Proband č. 14	1,67	22
Proband č. 15	1,83	30
Proband č. 16	1,83	47
Proband č. 17	2	38
Proband č. 18	1,33	21

Tabulka č. 16: Hodnoty, jejichž závislost byla zjišťována - hypotéza H2

Ke zhodnocení byl opět použit Pearsonův korelační koeficient, tentokrát s počtem stupňů volnosti $n = 18$ a hladinou významnosti $\alpha = 0,05$. Kritická hodnota pro $n = 18$ je 0,468.

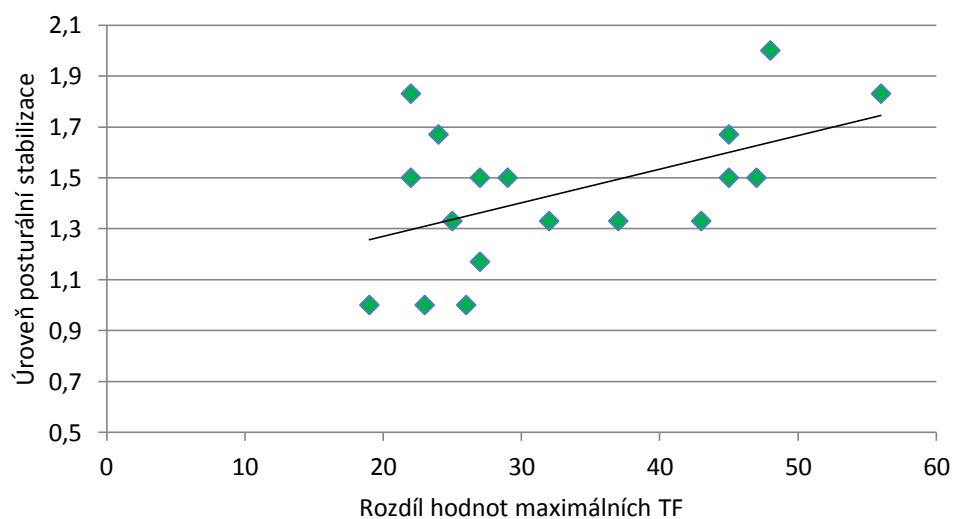
Pearsonův korelační koeficient pro LHK nabyl hodnoty 0,51 a pro PHK hodnoty 0,52. V obou případech tak byla potvrzena statisticky významná pozitivní korelace. Konkrétně to znamená, že čím vyšší je číslo hodnotící úroveň posturální stabilizace (tzn. čím je kvalita stabilizace horší), tím větší je rozdíl mezi maximální TF na konci posledního provokačního testu a TF před začátkem testování.

Závislost PS a rozdílů TF max - LHK



Graf č. 2: Závislost posturální stabilizace a rozdílů TF max - LHK

Závislost PS a rozdílů TF max - PHK



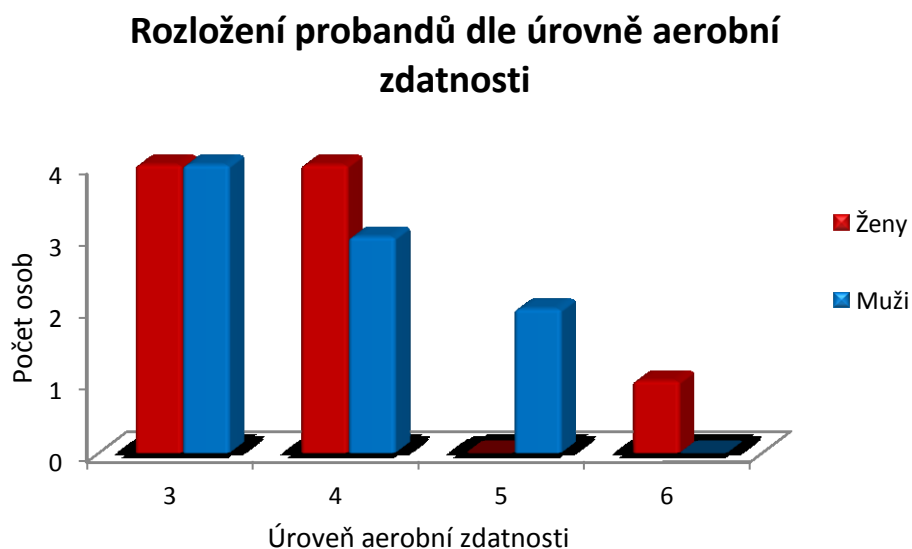
Graf č. 3: Závislost posturální stabilizace a rozdílů TF max - PHK

Na základě těchto výsledků byla potvrzena hypotéza H2: „*Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální tepovou frekvencí na konci a před začátkem série provokačních testů s Propriomedem.*“.

5.5 Závislost mezi úrovní PS a úrovní aerobní zdatnosti podle Polar fitness testu™ (OwnIndex)

Pro ověření závislosti mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní zdatnosti byl použit průměr známek PS pro LHK i PHK ve všech (tzn. 12) testech pro každého probanda.

Ten byl porovnáván s úrovní aerobní zdatnosti. Pomocí Polar fitness testu™ byl získán OwnIndex. Hodnoty OwnIndexu byly zhodnoceny podle výše uvedených standardizovaných tabulek (viz tabulka č. 2 a č. 3) a byly tak získány číselné údaje popisující úroveň aerobní zdatnosti. Hodnotami „1 - velmi nízká úroveň“, „2 - nízká úroveň“ a „7 - elitní úroveň“ nebyl klasifikován žádný z probandů. Vyskytovalo se tedy hodnocení: „3 - ucházející úroveň“, „4 - průměrná úroveň“, „5 - dobrá úroveň“ a „6 - velmi dobrá úroveň“.



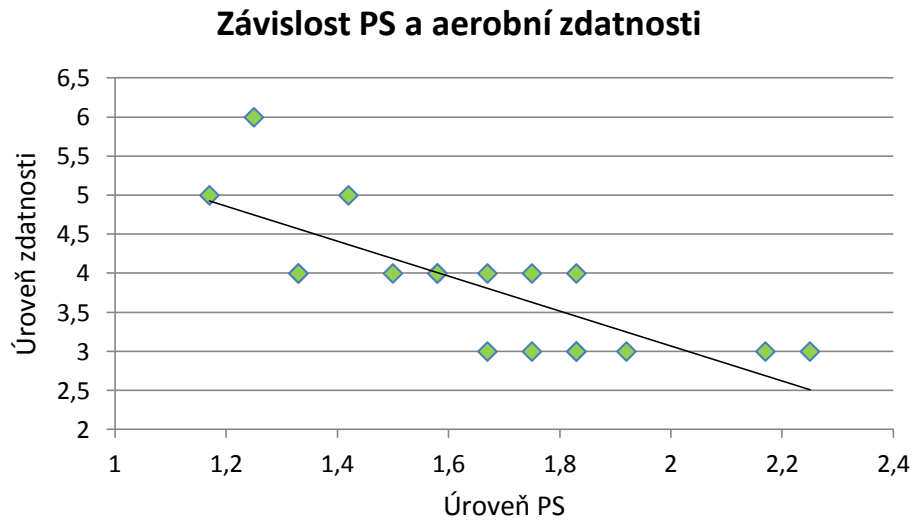
Graf č. 4: Rozložení probandů dle úrovně aerobní zdatnosti

	Průměrná úroveň PS pro LHK+PHK	Úroveň zdatnosti
Proband č. 1	1,5	4
Proband č. 2	1,83	4
Proband č. 3	1,25	6
Proband č. 4	1,33	4
Proband č. 5	1,92	3
Proband č. 6	1,67	3
Proband č. 7	2,25	3
Proband č. 8	1,67	4
Proband č. 9	1,75	3
Proband č. 10	1,58	4
Proband č. 11	2,17	3
Proband č. 12	1,83	3
Proband č. 13	1,83	3
Proband č. 14	1,33	4
Proband č. 15	1,42	5
Proband č. 16	1,58	4
Proband č. 17	1,75	4
Proband č. 18	1,17	5

Tabulka č. 17: Hodnoty, jejichž korelace byla zjišťována - hypotéza H3

Míra závislosti úrovně posturální stabilizace a úrovně aerobní zdatnosti na základě OwnIndexu byla zjišťována pomocí Pearsonova korelačního koeficientu, kde počet stupňů volnosti $n = 18$ a hladina významnosti $\alpha = 0,05$. Kritická hodnota pro $n = 18$ je 0,468.

Korelační koeficient zde dosáhl hodnoty - 0,78. Byla prokázána statisticky významná korelace. Vzhledem k tomu, že čím nižší je číselný údaj hodnotící úroveň posturální stabilizace, tím je kvalita PS vyšší, je naznačena přítomnost negativní korelace. Při přeformulování výsledků to však znamená, že čím vyšší je úroveň posturální stabilizace, tím vyšší je úroveň aerobní zdatnosti.



Graf č. 5: Závislost mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti

Hypotéza H3: „*Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti podle Polar fitness testu™ (OwnIndex).*“ byla tímto potvrzena.

5.6 Závislost mezi úrovní aerobní zdatnosti podle Polar fitness testu™ (OwnIndex) a ustálením hodnot tepové frekvence po skončení série provokačních testů

Pro dokreslení situace byla ověřována ještě jedna závislost, a to mezi aerobní zdatností na základě OwnIndexu a návratem tepové frekvence po zatížení v testu s Propriomedem do klidových hodnot. K tomu byl využit číselný údaj, který byl rozdílem maximální tepové frekvence dosažené během posledního provokačního testu (třetí pokus, 20 sekund) a minimální tepové frekvence dosažené v šedesátisekundovém úseku po skončení vyšetření.

Nejprve byly vypočítány výše zmíněné rozdíly mezi tepovými frekvencemi, pro každou horní končetinu zvlášť. Ty byly poté porovnány s hodnotami označující úroveň zdatnosti na základě OwnIndexu, v tomto konkrétním případě se jedná o hodnoty 3, 4, 5 a 6. Využit byl Pearsonův korelační

koeficient s počtem stupňů volnosti $n = 18$ na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Kritická hodnota pro $n = 18$ je 0,468.

Pro levou HK bylo dosaženo koeficientu -0,49 a pro pravou KH koeficientu -0,65. Z toho lze usuzovat, že rychlost, s jakou se hodnota nejvyšší tepové frekvence dosažená při posledním ze série provokačních testů navrací zpět k nižším hodnotám, je statisticky významně závislá na úrovni aerobní zdatnosti určené Polar fitness testem™. Tato závislost je negativní, to znamená, že čím nižší je číslo klasifikující úroveň zdatnosti, tzn. čím je zdatnost horší, tím je vyšší rozdíl mezi hodnotami tepové frekvence, tzn. návrat k hodnotám před testováním je pomalejší.

6 DISKUZE

Hlavní cílem této práce bylo zhodnocení závislosti mezi kvalitou posturální stabilizace a změnami tepové frekvence během posturální terapie s Propriomedem, resp. během vyšetření s Propriomedem. Tuto pomůcku lze využít jak v terapii, tak i pro diagnostiku, jejíž podstatou je posturální provokační test. Cílem tohoto testu je vyprovokovat řízení posturální stabilizace limitním zatěžováním tak, aby došlo buď k mobilizaci, nebo k vyčerpání rezerv posturálního řízení.

Pro tuto práci byly zvoleny testy s Propriomedem vertikálně v levé HK, vertikálně v pravé HK a horizontálně obouručně. Při vyhodnocení bylo z větší části nakládáno s výsledky testů jednostranných. V testu s Propriomedem horizontálně v obou HK dosahovali probandi mnohem lepších výkonů, úroveň zatížení tak zřejmě nebyla limitní a při zprůměrování s výsledky testů jednostranných by došlo k rozmělnění výsledků. K podobnému závěru, tedy že tento test má nižší náročnost a u zdravých osob tak neodráží úroveň PS, došla Muroňová (2014), která testovala úroveň PS u lukostřelců. Každý test byl opakován 3x v desetisekundové verzi a 3x ve dvacetisekundové verzi. Před samotným testováním si proband vždy práci s Propriomedem vyzkoušel, aby si osvojil techniku. Na správné zacházení s pomůckou, a tím i získání optimálních výsledků, má vliv efekt učení. To potvrdili Anders a kol. (2008) zjištěním, že při druhém měření došlo ke zvýšení počtu správných oscilací o 10%.

Během provokačního testu byly pomocí senzorů snímány výchylky v některých z klíčových oblastí posturální stabilizace, konkrétně v oblasti ruky, akromionu a pánevní kosti. Informace byly zaznamenávány v programu Microswing 5.0 a následně vyhodnoceny. Podobně bylo toto zařízení použito v některých dřívějších diplomových pracích. Kludinyová (2013) porovnávala výsledky provokačního testu s Propriomedem a výsledky provokačního testu na Posturomedu u skupiny 19 posturálně stabilních osob a u 30 osob s mírnou posturální dysfunkcí. Byl potvrzen potenciál Propriomedu jako diagnostické pomůcky a při srovnání s výsledky vyšetření posturální stability na Posturomedu se zjistilo, že bipedální test s Propriomedem vypovídá spíše o bipedální posturální

stabilizaci během horní končetinou indukovaných kmitů Propriomedem srovnatelnými s přenosem těžších břemen. Naproti tomu monopedální test na Posturomedu vypovídá o intersegmentální posturální stabilizaci bez přenášení těžších břemen. Výsledky těchto dvou testů se tedy mohou navzájem doplňovat (Klaudinyová, 2013). Muroňová (2014) zjišťovala, zda úroveň posturální stabilizace souvisí s úspěšností zasažení cíle u lukostřelců. Při vyšetření s Propriomedem byly použito 5 poloh, z nichž první tři se shodovaly s polohami v této diplomové práci a další dvě byly modifikovány tak, aby co nejvíce přiblížily polohám charakteristickým pro lukostřelbu. Byl potvrzen statisticky významný vztah mezi úrovní posturální stabilizace a počtem bodů dosažených v lukostřelbě.

Autonomní nervový systém zajišťuje během pohybové aktivity koordinaci mezi funkcí kosterních svalů a funkcí vnitřních orgánů. Cílem je zachování homeostázy organismu. Fungování autonomního nervového systému lze hodnotit různými způsoby. Pro hodnocení během pohybové aktivity je nejčastěji sledována odezva kardiovaskulárního systému, konkrétně tepová frekvence, její variabilita, popř. krevní tlak.

Zhodnotit interakce mezi funkcí somatosenzorického a autonomního nervového systému a vyvinout zařízení pro současné testování funkcí těchto dvou systémů bylo cílem práce Petrofského a kol. (2009). Nejprve byla vyvinuta balanční plošina pro testování statické a dynamické stability. Poté byla během testování na této plošině hodnocena variabilita srdeční frekvence a krevní tlak pomocí EKG. Jednalo se o pilotní studii, která zahrnovala 5 zdravých osob ve věku $22,3 \pm 2,3$. Byla potvrzena korelace mezi vyšším počtem výkmitů plošiny (značící horší stabilitu) a nárůstem tepové frekvence.

Některé výzkumy se zaměřily na účinky cvičení s pružnou tyčí Flexibar®, která se svou podstatou podobá pomůcce Propriomed, na autonomní srdeční regulaci. Studie Antónia a kol. (2014) zahrnovala 32 zdravých žen ve věku 18-25 let a studie Oliviera a kol. (2015) 22 žen ve věku 18-26 let. Byly sledovány hodnoty variability srdeční frekvence, a to nejprve 10 minut v klidu, poté během cvičení s Flexibarem a nakonec během klidného sedu trvajících 60 minut. Výsledky obou těchto prací se shodují v tom, že v hodnotách HRV nebyly

v souvislosti s tímto cvičením shledány žádné signifikantní změny. Ogata a kol. (2014) sledovali za podobných podmínek změnu variability srdeční frekvence po cvičení s Flexibarem u 10 zdravých mužů ve věku 18-25 let. Zde bylo zjištěno snížení variability srdeční frekvence po cvičení se zotavením parasymptiku průměrně po 30 minutách po ukončení cvičení.

Kučerová (2015) ve své práci zaměřila na využití pomůcek Flexibar a Propriomed v terapii. Z výsledků vyplývá, že cvičení s Propriomedem je náročnější na správnost provedení. Jedním z důvodů může být vyšší hmotnost Propriomedu, použitého v tomto výzkumu, v porovnání s Flexibarem. (Kučerová, 2015). Výhodou Propriomedu je jednak vyšší počet variant pomůcky, které se hmotností liší, a dále přítomnost regulátorů frekvence, díky nimž lze zátěž individuálně dávkovat (Anders a kol., 2008).

Pro úspěšné hodnocení aktivity ANS je základním předpokladem zachování identických podmínek při testování. Proto byla i v získávání dat pro tuto studii snaha o zachování konstantních podmínek pro všechny probandy. Měření probíhalo na stejném místě, vždy během dopoledne. Probandi byli také poučeni o spánkovém režimu noc před vyšetřením a o stravování v den vyšetření. Tyto skutečnosti týkající se spánkového režimu, únavy apod. byly ověřeny pomocí dotazníku, vyplňovaného před začátkem vyšetření.

Pro ověření první hypotézy: „Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální a minimální tepovou frekvencí při provokačním testu s Propriomedem“, byla posuzována korelace mezi úrovní posturální stabilizace pro konkrétní provokační test a rozdílem mezi hodnotou minimální a maximální tepové frekvence naměřené během stejného provokačního testu. Byla tedy sledována krátkodobá odezva autonomního nervového systému na zátěž ve smyslu provokačního testu. Tato hypotéza potvrzena nebyla. Pouze u dvou probandů byla potvrzena pozitivní korelace a u jednoho probanda korelace negativní. Předpokládáme vliv různých faktorů.

Autonomní nervový systém zajišťuje energeticky posturální stabilizaci. Proto reakce např. tepové frekvence na zátěž, v našem případě posturální provokační test, nastupuje během několika sekund a po ukončení provokačního testu ještě několik sekund dobíhá (Rašev, 2018). Pro analýzu dat v této práci byly

vybrány hodnoty maximální tepové frekvence dosažené pouze během provokačního testu.

Nutno podotknout, že určitou nevýhodou při tomto testování byla skutečnost, že měřicí program Microswing 5.0 se nezapne sám po dosažení požadované amplitudy. Měření musí být spuštěno manuálně. Samotnému provokačnímu testu předcházela snaha o uvedení Propriomedu do požadovaného rozkmitu, která nebyla u všech probandů stejně dlouhá. Během této snahy již docházelo k ovlivnění autonomního nervového systému zvýšenou zátěží, samotný provokační test však ještě spuštěn nebyl. Tato skutečnost mohla mít vliv na krátkodobé hodnocení.

Respirační sinusová arytmie znamená kolísání tepové frekvence v závislosti na dechu. Při fyzické zátěži a s tím souvisejícími změnami dechové frekvence se ještě zvýrazní (Ganong, 2005). Přestože byli probandi edukováni, aby během vyšetření volně dýchali, nelze vyloučit, že při zvýšené zátěži nezadržovali dech podvědomě, což by mohlo výsledky modifikovat.

Druhá hypotéza: „Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a rozdílem mezi maximální tepovou frekvencí na konci a před začátkem série provokačních testů s Propriomedem“ pracovala s rozdíly tepové frekvence za další časový úsek, tedy za sérii provokačních testů, kde první tři trvaly deset sekund a další tři dvacet sekund.

K ověření druhé hypotézy byl s úrovní posturální stabilizace srovnáván rozdíl mezi hodnotou maximální tepové frekvence dosažené v desetisekundovém úseku před začátkem testování a během posledního provokačního testu. Analýza dat proběhla zvláště pro testování s Propriomedem v LHK a v PHK. V obou těchto případech byla prokázána statisticky významná pozitivní korelace. To znamená, že čím větší posturální dysfunkce byla dokázána, tím vyšší byl rozdíl mezi hodnotami maximálních tepových frekvencí v popsaných úsecích.

Při posturální dysfunkci dochází při cvičení s Propriomedem ve snaze o stabilizaci k zapojení většího množství svalů. Kromě svalů hlubokých intersegmentálních svalů se zde nadměrně zapojují také dlouhé polysegmentální

svaly, u kterých navíc často nedochází ke včasné relaxaci. To může vést ke vzniku nocicepce, která je následně interpretována jako bolest, a s tím souvisejícímu rozvoji funkčních a z dlouhodobějšího hlediska eventuelně také strukturálních poruch. Předpokládáme, že nadměrná aktivace svalů, navíc bez jejich včasné relaxace, může vytvářet větší nároky na funkci kardiovaskulárního systému.

Poslední hypotéza zněla: „Předpokládám, že existuje závislost mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti na základě Polar fitness testu (OwnIndex)“. Tělesná zdatnost je širší pojem, který lze vykládat a hodnotit různými způsoby. Za účelem její objektivizace bylo vyvinuto množství testů a testových baterií. Kalvach a kol. (2004) hovoří o funkčním stavu organismu, který je ovlivněn řadou faktorů. Důležitou součástí tělesné zdatnosti je kardiovaskulární zdatnost, která je vyjádřena hodnotou spotřeby VO₂max. Tato hodnota je považována za jednoho z nejlepších ukazatelů aerobní vytrvalosti. Čím je vyšší, tím více kyslíku se dostává ke svalům, tzn. je umožněna rychlejší a vytrvalejší práce.

V diplomové práci byl použit Polar fitness test vyvinutý pro klidové měření aerobní (kardiovaskulární) zdatnosti. Na základě pohlaví, věku, váhy, výšky, úroveň pohybové aktivity a klidového sledování variability srdeční frekvence je stanoven tzv. OwnIndex, který je srovnatelný s hodnotami VO₂max (Polar Electro, 2010). Byla potvrzena pozitivní korelace mezi úrovní posturální stabilizace hodnotou popisující úroveň aerobní zdatnosti.

7 ZÁVĚR

Dysfunkce posturální stabilizace, tedy funkční segmentální instabilita, je častou příčinou vzniku bolestí v rámci pohybového aparátu. Pro diagnostiku vedoucí k odhalení posturální dysfunkce a pro následné terapeutické ovlivnění tohoto stavu se již v minulosti osvědčila pomůcka Propriomed. Elastická tyč Propriomed se rozkmitá pohybem ruky do standardizovaného rozkmitu s definovanou amplitudou. Přitom dochází u dobré posturální stabilizace k malým, a u špatné k větším výchylkám kyčelních pletenců, ramen a hlavy. Při rozkmitání Propriomedu je nutno v CNS aktivovat řízení intersegmentální koordinace na nosných kloubech a páteři.

Energetické zásobení svalových skupin zajišťuje autonomní nervový systém. Funkci autonomního nervového systému dobře odráží kardiovaskulární systém, konkrétně tepová frekvence a variabilita srdeční frekvence.

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda existuje přímá souvislost mezi řízením posturálně lokomočního systému ve smyslu kvality řízení posturální stabilizace a současnou odpovědí autonomního nervového systému, která byla zastoupena změnou tepové frekvence. Tato práce zkoumá jak krátkodobý efekt, tedy okamžitou odezvu během jedné cvičební jednotky, resp. během jednoho provokačního testu, tak i efekt při déletrvající intervenci, tzn. v rámci jedné série šesti provokačních testů.

Z výsledků vyplývá, že úroveň posturální stabilizace zjištěná daným provokačním testem nekoreluje s hodnotou rozdílu mezi maximální a minimální tepovou frekvencí dosaženou během stejného provokačního testu. Co se týče testování zaměřeného na sérii provokačních testů, zde úroveň posturální stabilizace určená průměrnou hodnotou výsledků všech testů v sérii koreluje s hodnotou rozdílu maximální tepové frekvence na začátku a na konci této série testů. Dále se prokázala pozitivní korelace mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti hodnocené pomocí Polar fitness testuTM.

Do výzkumu bylo zařazeno 18 osob ve věku 20-30 let, z nichž nikdo netrpěl bolestmi v oblasti pohybového aparátu, a u nikoho nebyla diagnostikována

dysfunkce kardiovaskulárního systému. Další vhléd do problematiky by mohlo přinést obdobné testování se zařazením osob s výraznější posturální dysfunkcí.

8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ACHTEN, J., JEUKENDRUP, A. E. Heart Rate Monitoring - Applications and Limitations. *Sports Medicine*. 2003, 33(7), s. 517-538. ISSN 0112-1642.
2. AMBLER, Z. *Základy neurologie*. Praha: Galén, 2011. 351 s. ISBN 978-80-7262-707-3.
3. ANDERS, CH., WENZEL, B., SCHOLLE, H. C. Activation Characteristics of Trunk Muscles During Cyclic Upper-Body Perturbations Caused by an Oscillating Pole. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2008, 89(7), s. 1314-1322. [cit. 2018-11-3]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18586133>.
4. ANTÓNIO, S. a kol. Cardiac autonomic responses induced by a single bout of exercise with flexible pole. *International Archives of Medicine* [online]. 2014, 7(1):40. [cit. 2018-11-3]. ISSN 1755-7682. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25278998>.
5. BAEVSKY, M., CHERNIKOVA, A. Heart rate variability analysis: physiological foundations and main methods. *Cardiometry* [online]. 2017, 10, s. 66-76 [cit. 2018-10-20]. ISSN 2304-7232. Dostupné z: <http://www.cardiometry.net/issues/no10-may-2017/heart-rate-variability-analysis>.
6. BERNARDI, L. a kol. Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalisation on heart rate variability. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2000, 35, s. 11462-1469 [cit. 2018-11-20] ISSN 1212-6527. Dostupné z: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735-1097\(00\)00595-7](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735-1097(00)00595-7).
7. BILLMAN, G. E. (2011). Heart rate variability – a historical perspective. *Frontiers in Physiology* [online]. 2011, 2, 86, s. 1-13 [cit. 2018-04-09]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3225923/>.

8. BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 2017. 125 s. ISBN 978-80-244-5260-9.
9. BOTEK, M., KREJČÍ, J., MCKUNE, A. *Variabilita srdeční frekvence v tréninkovém procesu: historie, současnost a perspektiva*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 2017. 182 s. ISBN 978-80-244-5203-6.
10. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, a.s, 2009. 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
11. DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s, 2007. 190 s. ISBN 978-80-247-1649-7.
12. EWING, D. J., CLARKE, B. F. 1982 in VLČKOVÁ a kol. Spektrální analýza variability srdeční frekvence - normativní data. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 2010, 73/106(1), s. 68-72 [cit. 2018-09-04]. ISSN 1802-4041.
Dostupné z:https://is.muni.cz/th/njy42/Vlckova._SAHRV._CSNN2010.pdf?so=nx.
13. GANONG, W. F. *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén. 2005. 890 s. ISBN: 807 262-311-7.
14. HEDELIN R., a kol. Cardiac autonomic imbalance in an overtrained athlete. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2000, 32(9), 1531-1533. ISSN: 0195-9131.
15. HILZ, M., DÜTSCH, M. Quantitative studies of autonomic function. *Muscle and Nerve Journal* [online]. 2006, 33, s. 6-20 [cit. 2018-06-16]. ISSN 1097-4598. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15965941>.
16. HONOVÁ, K. Aktivace hluboké stabilizačního systému a trénink stabilizace kloubů končetin s využitím tyče Flexi-Bar. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2012, 19(2), 90-94 [cit. 2018-10-25]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2012-2/aktivace-hlubokeyho-stabilizacniho-systemu-a-trenink-stabilizace-kloubu-koncetin-s-vyuzitim-tyce-flexi-bar-r-39052>.

17. JANDOVÁ, D. *Balneologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2008. 440 s. ISBN 80-2476-773-2.
18. JANURA, M., JANUROVÁ, E. *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vydání Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1805-6.
19. JINDAL G. D. a kol. Heart Rate Variability: Objective Assessment of Autonomic Nervous System. *Journal of Medical Sciences* [online]. 2016, 3(4), s. 198-205 [cit. 2018-06-11]. ISSN 1997-3446. Dostupné z: <http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=10737&Type=FREE&TYP=TOP&IID=825&Value=35&isPDF=YES.>
20. KALVACH, Z., a kol. *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada, 2004. 864 s. ISBN 978-80-247-7038-3.
21. KEMPF, H. D., PUTA, CH., HERBSLEB, M. Stabilisationsübungen in der Rückenschule mit dem Propriomed. *Die Säule* [online]. 2008, 18 (4), s. 173-179 [cit. 2018-10-11]. ISSN 1432-6043. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/263973980_Stabilisationsuebungen_in_der_Rueckenschule_mit_dem_Propriomed.
22. KITTNAR, O. MLČEK, M. *Atlas fyziologických regulací*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. 320 s. ISBN 978-80-247-2722-6.
23. KITTNAR, O. a kol. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2011. 800 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
24. KLAUDINYOVÁ, A. *Využití screening testu s neuro-ortopedickou pomůckou Propriomed v diagnostice posturální stabilizace a posturální dysfunkcie*. Praha, 2013. 70 s. Diplomová práce, UK FTVS. Vedoucí práce Eugen Rašev.
25. KOLÁŘ, P., LEWIT, K. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. Olomouc: Solen, 2005, 6 (5), s. 270-275. ISSN 1213-1814. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>.
26. KOLÁŘ. P. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

27. KUČEROVÁ, T. *Využití Propriometru a Flexibaru ve fyzioterapii*. Plzeň, 2015. 90 s. Bakalářská práce, Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Šárka Stašková.
28. LAFOND, D., CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., PRINCE, F. Intrasession Reliability of Center of Pressure Measures of Postural Steadiness in Healthy Elderly People. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2004, 85(1), s. 896-900. [cit. 2018-10-20]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)01067-0/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)01067-0/pdf).
29. LEWIT, K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicína*. Praha: Sdělovací technika s.r.o., 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
30. MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. a kol. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.
31. MARČIŠOVÁ, H. *Autonomní nervový systém a jeho vztah k funkčním poruchám svalů*. Praha, 2007. 75 s. Diplomová práce, UK 2. lékařská fakulta. Vedoucí práce Zdeněk Čech.
32. MORESIDE, J., M., VERA-GARCIA, F., J., MCGILL, S., M. Trunk Muscle Activation Patterns, Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Physical Therapy* [online]. 2007, 87(2), s. 153-163 [cit. 2018-10-25]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17244696>.
33. MYSLIVEČEK, J. *Základy neurověd*. 2. vydání Praha: Triton, 2009. 390 s. ISBN 978-80-7387-088-1.
34. MURONŇOVÁ, M. *Hodnocení posturální stabilizace lukostřelců provokačním testem s využitím Propriometru a její korelace se střelbou na cíl*. Praha, 2014. 64 s. Diplomová práce, UK FTVS. Vedoucí práce Eugen Rašev.
35. NAŇKA, O., ELIŠKOVÁ, M. *Přehled anatomie*. Praha: Galén, Karolinum, 2009. 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0.
36. OGATA, C. M. a kol. A single bout of exercise with a flexible pole induces significant cardiac autonomic responses in healthy men. *Clinics* [online]. 2014, 69(9), s. 595-600. [cit. 2018-10-25]. ISSN 1980-5322. Dostupné z:

- <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4192430/pdf/cln-69-09-595.pdf>
37. OPAVSKÝ, J. *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie*. Praha: Galén, 2002, 304 s. ISBN 80-7262-194-7.
38. OLIVIERA, L. S. a kol. Acute effects of flexible pole exercise on heart rate dynamics. *Revista Portuguesa de Cardiologia (English Edition)* [online]. 2015, 34(1), s. 35-42. [cit. 2018-11-3]. ISSN: 0870-2551.
Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S217420491500007>.
39. OTTE, CH. *Bioswing Propriomed*. Der senzomotorische Schwingstab für Prävention und Therapie. Pullenreuth: Haider Biosewing, 2014.
40. PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorder* [online]. 1992, 5(4), s. 390-397 [cit. 2018-10-25]. ISSN 0895-0385. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/21665756_The_Stabilizing_System_of_the_Spine_Part_II_Neutral_Zone_and_Instability_Hypothesis.
41. PETROFSKY, J. S., LOHMAN, E., LOHMAN, T. A device to evaluate motor and autonomic impairment. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2009, 31, s. 705-712 [cit. 2018-06-11]. ISSN 1350-4533.
Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453309000496>.
42. POLAR ELECTRO OY. *RS800CX User Manual*. 2010, 67s. FIN-90440 Kempele, Finland. US5486818(A).
43. PUMPRLA, J., SOVOVÁ, E., HOWORKA, K. Variabilita srdeční frekvence: Využití v interní praxi se zaměřením na metabolický syndrom. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2014, 16(5), s. 205–208 [cit. 2018-09-04]. ISSN 1803-5256.
Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2014/05/09.pdf>.
44. PUTA, C., HERBSLEB, M. *Propriomed: Exercise instructions for postural training according to dr. Rašev*. Pullenreuth: Haider Bioswing, 2005, 21 s. Dostupné z: http://www.bioswing.de/sites/bioswing.de/files/categorized-downloads/files/therapieanleitung_propriomed_englisch.pdf.

45. RADOVANOVIC, D., PEIKERT, K., LINDSTRÖM, M., DOMELLÖF, P. Sympathetic innervation of human muscle spindles. *Journal of Anatomy* [online]. 2015, 226, s. 542-548 [cit. 2018-06-16]. ISSN 1469-7580. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25994126>.
46. RAŠEV, E., HAIDER, E. Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa. Pullenreuth: Haider Bioswing, 2010.
47. RAŠEV, E. *Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky metodou posturální somatooscilografie*. Praha, 2011. Dizertační práce, 120 s. UK FTVS. Vedoucí práce Dagmar Pavlů.
48. RAŠEV, E. *Ústní sdělení*. Praha: FTVS UK, 2018.
49. ROKYTA, R. a kol. *Fyziologie*. 3. vydání Praha: Galén, 2016, 434 s. ISBN 978-80-7492-238-1.
50. SEDLÁČKOVÁ, P. *Vliv zádové sestavy reflexní masáže na autonomní nervový systém hodnocený metodou spektrální analýzy variability srdeční frekvence*. Olomouc, 2010. 108 s. Univerzita Palackého, FTK. Vedoucí práce Petr Uhlíř.
51. SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 3(1), s. 112-124. ISSN 1211-2658.
52. SZTAJZEL, J. Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss Medical Weekly*. 2004, 134, s. 514-522 [cit. 2018-06-11]. ISSN 1424-3997. Dostupné z: http://boccignone.di.unimi.it/CompAff2016_files/Heart-rate-variability_a-noninvasive-electrocardiographic-_2004.pdf.
53. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Guidelines. *European Heart Journal*, 1996, 17, s. 354 - 381. ISSN 0195-668X.
54. TONHAJZEROVÁ, I. *Psychofyziologie: Respirační sínusová arytmia v kontexte polyvagovej teórie*. Martin, 2015. 79 s. Vysokoškolská skripta. ISBN 978-80-89544-92-9.

55. TROJAN S. a kol. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
56. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP, 2009. 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.
57. VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
58. VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, 8 (3), s. 103-105. ISSN 1211-2658.
59. VLČKOVÁ, E., BEDNAŘÍK, J., BURŠOVÁ, Š., ŠAJGALÍKOVÁ, K., MLČÁKOVÁ, L. Spektrální analýza variability srdeční frekvence - normativní data. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 2010, 73/106(1), s. 68-72 [cit. 2018-09-04]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: https://is.muni.cz/th/njy42/Vlckova._SAHRV._CSNN2010.pdf?so=nx.
60. VOSTATEK, P. *Posturální analýza stabilizace motoriky*. Praha, 2007. 45 s. Bakalářská práce, ČVUT FEL. Vedoucí práce Daniel Novák.
61. WINTER, D., A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* [online]. 1995, 3(4), s.193–214 [cit. 2018-10-16]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/7760/b2869f83ff04e595a39a0070283d2ea31c29.pdf>.
62. WILLIAMS, D. P. a kol. Two-week test–retest reliability of the Polar® RS800CXTM to record heart rate variability. *Clinical Physiology and Functional Imaging* [online]. 2017, 37(6), s. 776-781 [cit. 2018-10-16]. ISSN 1475-097X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26815165>.
63. ZYGMUNT, A., STANCZYK, J. Methods of evaluation of autonomic nervous system function. *Archives of Medical Science*. [online]. 2009, 6 (1), s. 11 - 18 [cit. 2018-06-16]. ISSN 1896-9151. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3278937/>.

9 PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Potvrzená žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

Příloha č. 2: Vzor informovaného souhlasu

Příloha č. 3: Dotazník

Příloha č. 4: Sportovní aktivity

Příloha č. 5: Seznam obrázků

Příloha č. 6: Seznam tabulek

Příloha č. 7: Seznam grafů

Příloha č. 1: Souhlas etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Změna tepové frekvence během posturální terapie

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: říjen 2018 - listopad 2018

Předkladatel: Bc. Aneta Čurdová, UK FTVS, katedra Fyzioterapie

Hlavní řešitel: Bc. Aneta Čurdová, UK FTVS, katedra Fyzioterapie

Místo výzkumu (pracoviště): soukromé prostory hlavní řešitelky

Vedoucí práce (v případě studentské práce): MUDr. Eugen Rašev, Ph.D.

Popis projektu: V rámci této diplomové práce bude testována kvalita posturální stabilizace za využití pomůcky Propriomed dle dr. Raševa. Ke zhodnocení výsledků bude použit program Microswing 5.0. Během testování budou zároveň sledovány změny tepové frekvence pomocí snímače Polar.

Cílem projektu je jednak zhodnotit, zda existuje souvislost mezi kvalitou posturální stabilizace a činností logistických systémů a dále zjistit, zda je přítomen rozdíl mezi změnami hodnot srdeční frekvence u posturální stability a instability.

Jedná se o observační průřezovou studii, každý účastník bude absolvovat pouze jedno vyšetření. Data budou sbírána laboratorním testováním s využitím oscilační pomůcky Propriomed za současného měření tepové frekvence. Toto bude doplněno ještě o sběr informací pomocí dotazníků, které účastníci vyplní před samotným vyšetřením.

Charakteristika účastníků výzkumu: Předpokládaný počet je 20 účastníků ve věku 20-30 let. Není podmínkou, aby v minulosti absolvovali vyšetření posturální stabilizace. Zásadní není ani skutečnost, jakému sportu a na jaké úrovni se věnují, bude to však zaznamenáno v dotazníku. V něm budou zaznamenány také úrazy a operace, pracovní anamnéza - především kvůli práci v noci, nebudou chybět ani dotazy na kvalitu spánku obecně a noc před testováním. Kontraindikací jsou kardiovaskulární onemocnění.

V případě jejich přítomnosti nebude osoba do výzkumu zahrnuta. Účastníci budou zváni na základě předchozí domluvy - bude se jednat o osoby z blízkého okolí řešitele splňující uvedená kritéria (věk, žádné kardiovaskulární onemocnění). K vyloučení přítomnosti kardiovaskulárního onemocnění poslouží nejprve cílené dotazy - zda účastník je/byl sledován na kardiologii, zda bere nějaké léky, popř. jaké - nejprve ústně, pro vyloučení osob nevhodných k výzkumu, cílené dotazy budou zahrnuty i ve výše uvedeném dotazníku.

Zajištění bezpečnosti: Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Výzkum bude proveden v soukromých prostorách hlavní řešitelky, která zajistí bezpečnost pro účastníky projektu ve využívaných prostorách.

Neбудou použity žádné invazivní metody.

Etické aspekty výzkumu: Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v bakalářské (aj.) práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána.

Anonymizace osob na fotografických bude provedena začerněním/rozmačáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou po ukončení výzkumu smazány.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Informovaný souhlas: příložen

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 29.10.2018

Podpis předkladatele:



Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsdkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 214/2018

dne: 29.10.2018

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.



podpis předsdkyně EK UK FTVS

razítko UK FTVS
UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
- 20 -

Příloha č. 2: Vzor informovaného souhlasu

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); [Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování](#) (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a [Úmluva o lidských právech a biomedicině](#) č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem „Změna tepové frekvence během posturální terapie“, prováděné v soukromých prostorách studentky.

1. Tento projekt není financován.

2. Cíle diplomové práce:

1. Zhodnotit, zda existuje souvislost mezi kvalitou posturální stabilizace a činností logistických systémů.

2. Zjistit, zda je přítomen rozdíl mezi změnami hodnot srdeční frekvence u posturální stability a instability.

3. Bude testována kvalita posturální stabilizace za využití pomůcky Propriomed dle dr. Raševa. Ke zhodnocení výsledků bude použit program Microswing 5.0. Během testování budou zároveň sledovány změny tepové frekvence pomocí snímače Polar.

Propriomed je somatooscilační pomůcka využívaná jak k diagnostice, tak i k terapii posturálních poruch. Jedná se o pružnou tyč, která je vyrobená ze speciálních materiálů, a navíc je doplněná tlumícími prvky a regulátory frekvence.

Snímač pro měření tepové frekvence bude připevněn v oblasti hrudníku testovaného.

4. Všechny použité metody jsou neinvazivní. Na úvodu vyšetření vyplníte testovaný dotazník. Poté Vám bude podrobně vysvětlen princip vyšetření a budete mít prostor pro praktické vyzkoušení provokačního testu. Následně Vám změříme klidovou frekvenci. Na oblasti kořenových kloubů, tedy ramenního a kyčelního kloubu, Vám budou připevněny senzory, tzv. akcelerometry a poté bude proveden provokační test s pomůckou Propriomed ve 3 opakováních. Test spočívá v rozpohybování tyče Propriomedu do požadované amplitudy rozkmitu, a to každou horní končetinou zvlášť a následně současným úchopem oběma horními končetinami. Akcelerometry umístěné na Vašem těle a také na Propriomedu budou snímat data, která budou poté vyhodnoceny pomocí speciálního programu. Během tohoto testování budou navíc zaznamenávány změny tepové frekvence.

5. Každý z Vás bude vyšetřen pouze jednou. Sběr dat proběhne v období říjen 2018- listopad 2018. Jedno vyšetření bude trvat cca 1 hodinu. Denní doba, ve kterou bude vyšetření probíhat, bude zachovávána u všech účastníků přibližně stejná, s ohledem na cirkadiánní rytmus.

6. Do výzkumu nebudou zahrnuty osoby s kardiálními onemocněními, u kterých by mohla vzniknout rizika a zároveň by mohly hodnoty u nich naměřené zkreslit výsledky.

7. Při standardním průběhu je celé vyšetření bezbolestné. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu

8. Přínosem diplomové práce by mělo být získání nových informací v oblasti posturální stabilizace, týkajících se interakce mezi funkcí somatického a autonomního nervového systému.

9. Vaše účast v projektu nebude finančně ohodnocená.

10. Data získaná ve výzkumu budou statisticky zpracována a publikována v diplomové práci, popř. v odborných časopisech. Tato data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě, osobní data budou po anonymizaci smazána. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena tak, abych nebylo možné jedince identifikovat. Po ukončení výzkumu budou po ukončení výzkumu smazána.

11. S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se může účastník seznámit tak, že kontaktuje přímo autora diplomové práce, text diplomové práce bude následně zveřejněn v Repozitáři závěrečných prací UK.

12. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu Aneta Čurdová:
Podpis:.....

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení:
Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

DOTAZNÍK

Jméno a příjmení:

Věk:

Váha, výška:

Lateralita: pravák / levák

Sport:

Zaměstnání (noční směny, atd.):

Délka spánku - noc před měřením:

- obvykle:

Kvalita spánku - noc před vyšetřením (1 = úplně špatná, 5 = výborná)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Kvalita spánku - posledních 5 dní (1 = úplně špatná, 5 = výborná)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Únava - aktuálně (1 = úplně bez formy; 5 = absolutně „fit“)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Únava - posledních 5 dní (1 = úplně bez formy; 5 = absolutně „fit“)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Stav výživy

HLADOVÝ	MÍRNĚ NAJEDENÝ	SYTÝ
---------	----------------	------

Kardiovaskulární onemocnění:

Onemocnění pohybového aparátu:

Další onemocnění (trombóza, bypass, ductus v dětství, atd.):

Léky:

Abusus:

Klidová TF:

Krevní tlak:

Příloha č. 4: Sportovní aktivity

	Druh sportovní aktivity	Počet/týden
Proband č. 1	fitness	2
Proband č. 2	fotbal	2
Proband č. 3	běh, fitness	6
Proband č. 4	plavání	1
Proband č. 5	chůze	2
Proband č. 6	x	0
Proband č. 7	míčové hry	2
Proband č. 8	běh, volejbal	4
Proband č. 9	fitness	2
Proband č. 10	fotbal	2
Proband č. 11	aerobik	1
Proband č. 12	x	0
Proband č. 13	fitness	2
Proband č. 14	spinning	1
Proband č. 15	běh, fotbal	3
Proband č. 16	x	0
Proband č. 17	fitness	1
Proband č. 18	běh, fotbal	3

Příloha č. 5: Seznam obrázků

Obrázek č. 1: Propriomed 170 s popisem tlumících prvků a frekvenčních regulátorů (Putá, Herbsleb, 2005)

Obrázek č. 2: Jednotlivé typy pomůcky Propriomed, označené podle délky v centimetrech a seřazené podle úrovně obtížnosti (Putá, Herbsleb, 2005)

Obrázek č. 3: Elektrokardiografický záznam nesoucí informace o srdeční frekvenci a variabilitě srdeční frekvence (Botek, 2017)

Obrázek č. 4: Sada Polar RS800CX (archiv autora)

Obrázek č. 5: Polar fitness test™ - zaujmutí polohy probanda (archiv autora)

Obrázek č. 6: Výchozí poloha pro provokační test s Propriomedem vertikálně v PHK (archiv autora)

Obrázek č. 7: Propriomed, akcelerometry s umístěním a označením jejich připojení v Messboxu, propojení s počítačem s nainstalovaným programem Microswing 5.0 (archiv autora)

Obrázek č. 8: Ukázka terče se záznamem pro Propriomed (archiv autora)

Obrázek č. 9: Ukázka číselného záznamu pro Propriomed (archiv autora)

Příloha č. 6: Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Jednotlivé úseky vyšetření včetně pauz

Tabulka č. 2: Úrovně aerobní zdatnosti na základě OwnIndexu - ženy (*Polar Elextro, 2010*)

Tabulka č. 3: Úrovně aerobní zdatnosti na základě OwnIndexu - muži (*Polar Elextro, 2010*)

Tabulka č. 4: Záznam hodnocení posturální stabilizace pro probanda č. 1

Tabulka č. 5: Věkové rozložení probandů

Tabulka č. 6: Rozložení probandů dle Body Mass Indexu

Tabulka č. 7: Subjektivní hodnocení únavy

Tabulka č. 8: Subjektivní hodnocení kvality spánku

Tabulka č. 9: Subjektivní hodnocení aktuálního stavu výživy

Tabulka č. 10: Četnost sportovních aktivit za týden

Tabulka č. 11: Úroveň posturální stabilizace - rozložení probandů na základě průměru provokačních testů s Propriomedem v LHK, PHK a obou HK

Tabulka č. 12: Úroveň posturální stabilizace - rozložení probandů na základě průměru provokačních testů s Propriomedem v LHK a PHK

Tabulka č. 13: Hodnoty TF při provokačním testu pro LHK u probanda č. 1

Tabulka č. 14: Hodnoty, jejichž korelace byla zjišťována - proband č. 1

Tabulka č. 15: Korelační koeficienty pro závislost mezi úrovní PS a TF max - TF min v daném úseku

Tabulka č. 16: Hodnoty, jejichž závislost byla zjišťována - hypotéza H2

Tabulka č. 17: Hodnoty, jejichž korelace byla zjišťována - hypotéza H3

Příloha č. 7: Seznam grafů

Graf č. 1: Rozložení probandů dle úrovně PS na základě výsledků testů pro LHK + PHK, seřazeno vzestupně; barevně rozděleno dle pohlaví

Graf č. 2: Závislost posturální stabilizace a rozdílů TF max - LHK

Graf č. 3: Závislost posturální stabilizace a rozdílů TF max - PHK

Graf č. 4: Rozložení probandů dle úrovně aerobní zdatnosti

Graf č. 5: Závislost mezi úrovní posturální stabilizace a úrovní aerobní zdatnosti