

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2024

Bc. Lucie Pochmanová

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Katedra fyzioterapie

**Hodnocení aktivity vybraných svalů povrchovou
elektromyografií při RL dle Vojty**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Tereza Nováková, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Lucie Pochmanová

Konzultant diplomové práce:

prof. MUDr. Jakub Otáhal, Ph.D.

Praha, duben 2024

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

.....

.....

podpis diplomanta

Poděkování

V první řadě bych ráda poděkovala vedoucí své diplomové práce PhDr. Tereze Novákové, PhD., za cenné rady, odborné vedení, ochotu pomoci, konzultace, a především za provedení výzkumu, který je součástí praktické části práce. Velmi ráda bych poděkovala profesoru J. Otáhalovi za konzultace ohledně zpracování EMG signálu. Děkuji také všem probandkám, které se výzkumu zúčastnily a věnovaly nám svůj drahocenný čas. Poslední poděkování patří Kryštofu Soldánovi, mé rodině a mým nejbližším přátelům za pevné nervy a za podporu při studiu i při psaní této práce.

Abstrakt

Název: Hodnocení aktivity vybraných svalů povrchovou elektromyografií při RL dle Vojty

Cíle: Cílem této práce je shrnutí dosavadních poznatků o objektivizaci účinků stimulace dle Vojty. Také ověřit, zda dochází během stimulace hrudní zóny dle Vojty k vyšší svalové aktivitě měřené pomocí povrchové elektromyografie (sEMG) u vybraných svalů (m. rectus abdominis, m. biceps brachii, m. tibialis anterior) oproti placebo stimulaci. Byl porovnáván celkový průměr svalové aktivity vztažený k maximální volní kontrakci (MVC) při stimulacích. Hodnocena byla také svalová aktivita vztažená k MVC v první a poslední minutě bez stimulací se záznamem EMG.

Metody: Ve výzkumné části práce bylo stimulováno 24 probandek v placebo zóně a následně v oblasti hrudní zóny dle Vojty. Vzorek tvořily studentky vysoké školy ve věkovém rozmezí 18-26 let. Měření svalové aktivity probíhalo na přístroji *Trigno Delsys* s programem *EMGworks Acquisition*. U každé probandky byla naměřena MVC vybraných svalů a také byly provedeny úkony ostatních řešitelů, jejichž výzkum probíhal paralelně s touto prací. Měření EMG signálu probíhalo nejen při placebo stimulaci a stimulaci dle Vojty, ale také v první i poslední minutě bez jakékoliv stimulace. Pořadí stimulací bylo nerandomizované. Mezi stimulacemi bylo minimálně 10 minut pauzy, kde probíhaly úkony ostatních řešitelů výzkumu.

Výsledky: Výsledky práce ukazují, že vyšší hodnota celkové průměrné svalové aktivity vzhledem k MVC byla při stimulaci dle Vojty. Při podrobnějším hodnocení průměrné svalové aktivity vztažené k MVC jednotlivých svalů vyšších hodnot dosahuje pouze m. rectus abdominis bilaterálně. U vybraných končetinových svalů (m. biceps brachii a m. tibialis anterior) byly hodnoty svalové aktivity vztažené k MVC stejné nebo dokonce vyšší při placebo stimulaci. V poststimulační minutě byla hodnota průměrné svalové aktivity vzhledem k MVC všech svalů vyšší po placebo stimulaci.

Klíčová slova: Vojtova metoda, Vojtova reflexní lokomoce, VRL, reflexní stimulace, povrchová elektromyografie, EMG, svalová aktivita

Abstract

Title: Assessment of muscle activity by surface electromyography in reflex locomotion according to Vojta

Objectives: The aim of this thesis is to summarize the existing knowledge on the objectification of the effects of Vojta reflex stimulation. It is also aimed to verify whether there is a higher muscle activity in selected muscles (m. rectus abdominis, m. biceps brachii, m. tibialis anterior) during Vojta chest zone stimulation compared to placebo stimulation. Subsequently, the mean muscle activity relating to maximum voluntary contraction (MVC) for all selected muscles during stimulation was compared. Furthermore, muscle activity related to MVC in the first and last minute without stimulation was also recorded with surface electromyography (sEMG) and was later assessed.

Methods: The sample consisted of female university students in the age range of 18-26 years. Muscle activity measurements were performed on a Trigno Delsys instrument with EMGworks Acquisition software. The MVC of selected muscles was measured for each subject, and also the other researchers whose studies were running in parallel with this work were performed. EMG signal measurements were performed not only during placebo stimulation and stimulation according to Vojta, but also in the first and last minute without any stimulation. The order of two different stimulations was non-randomized. There was at least 10 minutes pause between the stimulations where the tasks of other researchers were performed.

Results: The results of this thesis show that there was a higher value of total mean muscle activity relative to MVC during Vojta stimulation. When the average muscle activity relative to MVC of individual muscles was assessed in more detail, only m. rectus abdominis bilaterally reached higher values. For selected limb muscles (m. biceps brachii and m. tibialis anterior), muscle activity values related to MVC were equal or even higher in placebo stimulation. In the poststimulation minute, the value of mean muscle activity relative to MVC of all muscles was higher after placebo stimulation.

Keywords: Vojta method, Vojta reflex locomotion, VRL, reflex stimulation, surface electromyography, EMG, muscle activity

OBSAH

1	ÚVOD	8
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA	9
2.1	POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE	9
2.1.1	Faktory ovlivňující snímání signálu.....	11
2.1.2	Analýza EMG signálu.....	12
2.1.3	Normalizace signálu.....	12
2.1.4	EMG ve studiích	13
2.2	VOJTŮV PRINCIP.....	14
2.2.1	Reflexní plazení	16
2.2.2	Reflexní otáčení	18
2.2.3	Terapie	21
2.2.4	Vojtova reflexní lokomoce v klinické praxi	22
2.3	ELEKTROMYOGRAFIE VE VOJTOVĚ REFLEXNÍ LOKOMOCI	25
3	CÍLE A HYPOTÉZY	30
3.1	CÍLE PRÁCE.....	30
3.2	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	30
3.3	HYPOTÉZY	30
4	METODIKA PRÁCE	31
4.1	METODICKÝ POSTUP PŘI VYTVÁŘENÍ TEORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE	31
4.2	METODICKÝ POSTUP PŘI VYTVÁŘENÍ PRAKTICKÉ ČÁSTI PRÁCE.....	31
4.2.1	Příprava projektu.....	31
4.2.2	Popis výzkumného souboru	32
4.2.3	Přístrojové vybavení	32
4.2.4	Příprava měření	32
4.2.5	Sběr dat	34
4.2.6	Analýza a zpracování dat	36
5	VÝSLEDKY	43
5.1	VÝSLEDKY VZTAHUJÍCÍ SE KE STANOVENÝM HYPOTÉZÁM.....	50
5.2	VÝSLEDKY VZTAHUJÍCÍ SE K VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM	51

6	DISKUZE	52
6.1	DISKUZE K TEORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE	52
6.2	DISKUZE K VÝZKUMNÉ ČÁSTI	53
6.3	LIMITY PRÁCE	58
7	ZÁVĚR	60
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	61
8	PŘÍLOHY	I
	PŘÍLOHA Č.1	I
	PŘÍLOHA Č.2	III

Seznam použitých zkratek

bilat.	bilaterálně
cm	centimetr
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
kg	kilogram
m.	musculus
MVC	maximální volní kontrakce
MVIC	maximální volní izometrická kontrakce
MUAP	akční potenciál motorické jednotky
VRL	Vojtova reflexní lokomoce
RO	Reflexní otáčení
RP	Reflexní plazení
sEMG	povrchová elektromyografie
pEMG	polyelektromyografie
UZ	ultrasonografie

1 ÚVOD

Diagnosticko-terapeutický koncept Vojtovy reflexní lokomoce (dále VRL) byl v minulosti využíván především pro léčbu dětí s cerebrální parézou. Autorem konceptu je profesor Václav Vojta, který v 50. letech 20. století na základě svých pozorování a vlastních zkušeností koncept zformoval. Během zkoumání se u dětí v různých polohách objevovaly změny ve svalových souhrách. Tyto změny byly vyvolávány mimovolně a byla zde patrná i jistá homogenita reakcí napříč pacienty.

V současnosti je však aplikace VRL v rámci indikačních skupin daleko širší. Svě využití nachází, jak u dětských, tak dospělých pacientů. Zároveň již není využíván pouze pro neurologické diagnózy, ale např. i pro diagnózy ortopedické. Metoda dosahuje značných terapeutických výsledků již přes 50 let. Je uznávána jako metoda na neurofyziologickém podkladě, avšak je stále založena majoritně na empirických poznatcích a její neurofyziologický podklad není dosud zcela objasněn.

V posledních letech se výzkumné studie snaží o objektivizaci účinků VRL pomocí EEG, UZ i EMG. V době zahájení této práce však nebylo publikováno mnoho studií s využitím VRL u dospělých jedinců se sledováním vyvolané svalové aktivity. To přivedlo autorku práce k výběru tohoto tématu pro svoji diplomovou práci. Při zkoumání dosavadních zdrojů nenašla autorka práci, ve které by byla zvolena placebo stimulace v oblasti trupu, tedy ve stejném segmentu jako hrudní zóna dle Vojty. Autoři v drtivé většině pracují s placebo zónou v blízkosti m. quadriceps femoris. Bod k placebo stimulaci v této práci byl proto zvolen v oblasti trupu mezi 2.-3. žebrem kontralaterálně.

Cílem této práce je objektivizovat změny svalové aktivity pomocí povrchového EMG během taktilní stimulace dle VRL oproti placebo stimulaci. Důvodem je prokázání rozdílné průměrné svalové aktivity vztažené k maximální volní kontrakci (MVC) vybraných svalů při stimulaci hrudní zóny popsanou profesorem Vojtou mezi 6.-7. žebrem oproti placebo stimulaci. Porovnány budou také hodnoty svalové aktivity vztažené k MVC v první minutě a poslední bez stimulací. Některé studie poukazují na to, že po stimulaci dle Vojty efekt terapie nadále přetrvává, což by měla tato práce ověřit právě pomocí EMG aktivity vybraných svalů.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Tato kapitola se věnuje popsání témat, která úzce souvisí s praktickou částí práce. Jedná se o povrchovou elektromyografii, koncept Vojtova principu a jeho využití v klinické praxi. Poslední kapitola teoretické části pojednává o studiích, které již zkoumali VRL pomocí EMG a staly se tak teoretickým podkladem pro praktickou část práce.

2.1 Povrchová elektromyografie

Jedná se o neinvazivní vyšetřovací metodu, která prostřednictvím snímání bioelektrických signálů podává obraz o aktivitě svalů. Díky tomu se nám dostává objektivnější hodnocení neuromuskulární činnosti. Hlavním cílem elektromyografie (EMG) je objektivizace strukturálních (neurologických) poruch. V okolí svalových vláken dochází, vlivem depolarizace na postsynaptické membráně, která se šíří od nervosvalové ploténky v obou směrech, ke generaci elektromagnetického pole. Elektrody, které jsou v této oblasti detekují změnu napětí – akční potenciál (AP). Výsledný signál, který elektrody zachytí představuje prostorovou a časovou superpozici AP svalových vláken jedné motorické jednotky a označuje se jako akční potenciál motorické jednotky (MUAP). El. aktivita MUAP je doprovázena stahem svalu. Pomocí elektrod měříme akční potenciály z motorických jednotek přes kůži. Motorickou jednotku tvoří jeden motoneuron a několik svalových vláken. Motorické nervy se skládají ze stovek nervových vláken. Vlákna se při vstupu dělí a inervují mnoho svalových vláken. Motorické jednotky se překrývají a jejich svalová vlákna se integrují (Whittaker, 2012; Krobot a Kolářová, 2011; Stålberg et al., 2019). Existují 2 typy EMG: jehlová a povrchová.

V případě jehlové EMG mohou být detekovány AP jednotlivých motorických jednotek. Aktivitu jedné motorické jednotky lze zaznamenat pomocí jehlových elektrod, které jsou zavedené přímo do svalu. Tento typ EMG je využíván zejména při diagnostice nervosvalových onemocnění. „Hodnotí se charakter inzerční aktivity během vpichování elektrody, spontánní aktivita v klidu a aktivita během kontrakce.“ (Krobot a Kolářová, 2011).

Naopak při povrchové EMG (sEMG) je více navrstvených AP, které jsou produkovány několika motorickými jednotkami daného svalu (Krobot a Kolářová, 2011).

Povrchová elektromyografie je přístrojová elektronická technologie, která slouží k záznamu a analýze elektrických potenciálů, které reflektují kontrakční činnost kosterních svalů během konkrétního pohybu či při statických činnostech vyžadujících vysokou míru posturální aktivity. Síla, kterou produkuje kosterní sval je regulována 2 hlavními mechanismy, a to náběrem motorických jednotek a zvýšením frekvence jejich pálení. Toto se u jednotlivých svalů odlišuje. U některých svalů je nábor dokončen přibližně v 50% maximální síly, u jiných postupuje až do jejich maximální volní kontrakce. Amplituda sEMG závisí, jak na počtu aktivních motorických jednotek, tak na rychlosti jejich vyčerpání (Merletti, 2010).

Signály jsou snímány pomocí snímacích senzorů, které jsou umístěny na kůži nad testovaným svalem. Nejčastěji je snímání bipolární pomocí dvou elektrod umístěných paralelně s průběhem svalových vláken. Oproti standartně využívaných subjektivních měřeních (aspekce, palpce, klinické testy) nám sEMG nabízí možnost objektivizace. Mezi výhody využití sEMG patří možnost neinvazivního snímání svalové aktivity více svalů současně v průběhu pohybu a také využití formou „bio-feed-back terapie“. Mezi negativa využití sEMG patří, že nelze testovat hluboko uložené svaly (Krobot a Kolářová, 2011; Massó et al., 2010; McManus et al., 2020). Metodu sEMG lze využít pro počáteční hodnocení svalové aktivity a během terapeutické léčby. Můžeme zhodnotit stupeň svalové aktivace, porovnání zdravé strany s patologicky změněnou stranou, pozorování svalové koordinace či vztah agonista a antagonisty. Hodnocení svalové koordinace je druh aplikace, který zahrnuje měření, zpracování a korelace EMG signálů několika svalů, které jsou v koaktivaci při provádění určitého pohybu (Massó et al., 2010; Medved et al., 2020). Mezi další možnosti využití sEMG patří hodnocení účinku terapie. Lze takto hodnotit okamžitý efekt facilitačních a inhibičních fyzioterapeutických technik. Dá se také monitorovat ergonomie pracovního prostředí. Typicky jsou ohroženi vznikem funkčních poruch z přetížení pohybového systému lidé, kteří trvale setrvávají ve statické pozici. SEMG lze využít pro ověření, které svalové skupiny jsou přetěžovány a nastavit tak vhodné kompenzační polohy (Krobot a Kolářová, 2011). Dále dokážeme hodnotit neinvazivně myoelektrický projev únavy a může nám sloužit i k rozvoji výkonnosti tak, že nám díky analýze určí svalovou aktivaci a únavu. Výkonnost člověka je často ovlivněna únavou, která vznikla v nervosvalovém systému. Únavu můžeme pocítovat jako pocit slabosti, bolesti svalů či snížení výkonnosti při sportu či při běžných každodenních činnostech (Hunter, 2018; Marco, 2017; Turker a Sze, 2013).

Pro klinické využití sEMG je důležitá opakovatelnost měření. SENIAM je program, který obsahuje doporučení pro získání srovnatelnějších výsledků měření. Popisuje senzory a postupy umístění senzorů, metody zpracování sEMG a modelování sEMG. Standardizuje tedy postupy detekce signálu a získávání informací (Merletti a Hermens, 2000).

2.1.1 Faktory ovlivňující snímání signál

Existuje řada faktorů vnitřních i vnějších, které ovlivňují výsledný surový EMG signál. Faktory vnější lze ovlivnit, neboť vycházejí z konfigurace a umístění elektrod, a proto jim musíme věnovat zvýšenou pozornost. Mezi vnější faktory patří umístění elektrod, vzdálenost a velikost elektrod. Doporučené místo senzorů je na povrchu středu svalového bříška, neboť uprostřed svalu mají vlákna větší poloměr a amplituda AP roste s poloměrem svalového bříška. Zde dostaneme sEMG signál o nejvyšší amplitudě. Nevhodné je aplikovat elektrody v blízkosti úponu šlachy, neboť není elektricky aktivní. Dále je nevhodná oblast inervační zóny (motorického bodu) nebo okraj svalu. Zde je riziko, že pokud by byla elektroda umístěna na okraji svalu, tak by docházelo ke snímání svalové aktivity z okolních svalů. V případě bipolárního snímání by měla být vzdálenost elektrod co nejmenší a pro opakovaná měření by měla zůstat stálá vzdálenost i umístění elektrod. Jako další faktor je třeba zmínit kontakt mezi elektrodami a kůží. Před umístěním elektrod je žádoucí řádně očistit kůži, aby se snížila impedance a zlepšil se kontakt mezi elektrodami a kůží. K očištění je doporučeno použití alkoholu či abrazivní pasty. Nelze opominout ani externí šum, který vzniká narušením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu. Nejčastěji je způsoben externími přístroji či pohybovými artefakty (Krobot a Kolářová, 2011). Pro snížení rizika nevhodného umístění elektrod lze využít SENIAM, kde je uvedeno doporučení pro senzory sEMG a ucelený postup umístění senzorů, který byl podrobně zpracován pro 27 svalů (Hermens et al., 2000).

Další skupinou jsou faktory vnitřní, vycházejí z anatomických, fyziologických a biomechanických vlastností svalu během kontrakce. Vliv na velikost snímaného signálu mají vlastnosti aktivních svalových vláken – typ vláken, jejich poloměr. Též má vliv i počet svalových vláken a jejich umístění vůči elektrodě. Některé z vnitřních faktorů však lze eliminovat správným umístěním elektrod. Mezi takový faktor patří aktivita okolních svalů tzv. cross talk. Vzhledem k tomu, že žádný pohyb není proveden izolovaně jedním

svalem, tak může být výsledný signál ovlivněn i elektrickou aktivitou okolních svalů, např. respiračních svalů, které se pravidelně kontrahují. Cross talk je zdrojem chybné interpretace EMG signálu. Dalším vnitřním faktorem je elektrická aktivita jiných tkání. Orgány, které obsahují vzrušivou tkáň jsou během své činnosti zdrojem elektrické aktivity, kterou nám sEMG zaznamená. Velmi často se v případě měření svalů trupu či pletence ramenního objevují např. srdeční potenciály (Disselhorst-Klug et al., 2009; Krobot a Kolářová, 2011).

2.1.2 Analýza EMG signálu

Signál je potřeba po nahrání zpracovat a zanalyzovat pro další statistické zpracování. Využívá se dvou typů analýz. Prvním z nich je analýza frekvenční, což nám udává číselný údaj o frekvenci pálení akčních potenciálů motorických jednotek. Frekvenční spektrum je nejčastěji analyzováno Fourierovou transformací, která slouží pro převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční. Interval analýzy je 0,25 – 1 sekunda. Získáme tak celkové výkonné spektrum EMG, které hodnotíme pomocí průměrné frekvence, střední hodnoty frekvence a vlnového rozsahu spektra. Při svalové únavě dochází k poklesu frekvenčního spektra a využívá se ke zhodnocení (Krobot a Kolářová, 2011).

Druhým typem je analýza amplitudová, což nám udává číselný údaj o míře elektrické aktivity svalu. Obecná hodnota, kdy se udává klidové svalové napětí, je pod 5 μ V (Florimond, 2010). První fází je rektifikace. Při rektifikaci dochází k převrácení hodnot signálu do hodnot absolutních. Druhou fází je fáze vyhlazení, což vede k odstranění vysokofrekvenčních odchylek signálu, které vznikají superpozicí MUAP. Nejčastěji se v praxi využívá vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty, neboť bere v úvahu fyziologický vztah mezi chováním motorických jednotek a kontrakcí svalu. Méně používané je vyhlazení pomocí průměru rektifikovaných hodnot (Burden, 2008; Krobot a Kolářová, 2011; Stålberg et al., 2019).

2.1.3 Normalizace signálu

Normalizace signálu slouží k vytvoření hodnot, aby mohly být signály z jednotlivých svalů porovnatelné. Je důležitou součástí procesu elektromyografie, umožňuje platnou a spolehlivou interpretaci a také porovnání svalové aktivity. Je nutné stanovit referenční hodnotu ke které budou data vztahována. Běžně je využíván podíl

vrcholové hodnoty EMG z maximální izometrické volní kontrakce (MVIC) vyšetřovaného svalu. Kontrakce by měla trvat několik sekund a je třeba ji několikrát zopakovat. Mezi pokusy je vhodné zařadit pauzy, aby se zabránilo vzniku svalové únavy. Tato hodnota umožňuje porovnání EMG z různých svalů, mezi různými jedinci. Následně vybereme tu hodnotu, kde došlo k největšímu nárůstu amplitudy. Také lze získat relativní míru aktivace vyšetřovaného svalu při daném úkonu ve srovnání s referenční hodnotou. Ke stanovení referenční hodnoty byly využity kromě MVIC i jiné hodnoty, a to vrcholová/průměrná úroveň aktivace získaná během zkoumaného úkolu či úrovně aktivace během submaximálních izometrických kontrakcí (Ball, 2013; Halaki, 2012, Krobot a Kolářová, 2011). Tyto používané metody normalizace se však ukazují být nevhodné pro interprataci EMG signálu, např. z vysokorychlostních svalových činností. V současné době se již pracuje na nových metodách, které by se daly při vysokorychlostních činnostech využít a dalo se získat přesnější výsledky (Ball, 2013).

2.1.4 EMG ve studiích

Tato podkapitola pojednává o využití sEMG ve studiích. Zabývá se měřením odlišných svalových kontrakcí či různé délky měření.

Existuje zde rozdílnost hodnot dosažených při měření svalových kontrakcí. Autoři Marri a Swaminathan (2016) uvádějí, že se objevuje nižší aktivita na sEMG při excentrických kontrakcích v důsledku změn ve strategii náboru motorických jednotek a vzorci rychlosti vypalování. Oliveira et al. (2009) tuto skutečnost testovali na m. biceps brachii. Došli k výsledkům, že při excentrické aktivitě m. biceps brachii se objevuje nižší aktivita měřená na sEMG než při jeho koncentrické aktivitě. Rovněž bylo sEMG využito ve studii Giannakopoulos et al. (2018), kde bylo cílem analyzovat ko-kontrakci mezi krčními a žvýkacími svaly. Na žvýkací svaly bylo využito sEMG, kde byl prokázán výskyt dlouhotrvající izotonické aktivace motorických jednotek. Pomocí intravaginální sondy autoři Wang et al. (2013) aktivitu pánevního dna u pacientek po rekonstrukční operaci pánve. Zde využili k hodnocení MVC a krátké, rychlé kontrakce v délce 6s.

Ve studii (2001) autoři Kern et al. hodnotili svalovou aktivitu při dvou 10hodinových měřeních na svalech horních a dolních končetin. Byly vybrány svaly m. biceps brachii, m. interosseus dorsalis I na horních končetinách a m. vastus medialis et lateralis na dolních končetinách. Studie se účastnilo celkem 14 probandů: 7 mužů a 7 žen. Ráno v 7 hodiny byly probandům naměřeny MVC daných svalů. Probandi byli

instruováni, aby zachovali běžný denní režim včetně mírného cvičení a neprováděli činnosti, které by mohli elektrody poškodit nebo narušit místo elektrod. Mezi tyto činnosti patří např. plavání. Probandi se vrátili do laboratoře v 18 hodin a opět jim byly naměřeny MVC daných svalů. Tyto hodnoty byly použity jako referenční. Autoři došli k závěru, že svaly horních končetin byly aktivní po 18% doby záznamu, svaly dolních končetin pouze 10 %. Průměrná amplituda byla větší u svalů dolních končetin (17-18 % MVC). Svaly m. interosseus dorsalis I dosahoval 8 % MVC a m. biceps brachii 6 % MVC.

2.2 Vojtův princip

Vojtův princip je diagnostiko-terapeutický koncept. Původně byl využíván k diagnostice a léčbě kojenců, kteří byli ohroženi zejména spastickou cerebrální parézou, postupně ale našel uplatnění i pro jiné poruchy psychomotorického vývoje. Od roku 1980 se však systematicky využívá i pro dospělé pacienty s nejrůznějšími poruchami pohybového systému. Tento princip tedy v současnosti využíváme pro terapii pacientů všech věkových skupin – od novorozenců až po seniory (Kolář, 2012; Vařeka, 2000; Vojta, 2010).

Autorem konceptu je profesor Václav Vojta, který byl českým neurologem a během léčby dětí s cerebrální parézou objevil reflexní lokomoci. Základy konceptu položil v 50. letech 20. století na základě vlastních pozorování a zkušenosti. Dále koncept rozvíjel v Mnichově v 70. a 80. letech. K dalšímu rozvoji dochází v 90. letech opět v Čechách (Kolář, 2012; Vojta, 2010). Účinnost metody při neurovývojových poruchách byla potvrzena a je hojně využívána v mnoha zemích. Mechanismus účinku však nebyl dosud zcela objasněn (Gajewska et al., 2018).

Podkladem pro terapii jsou etapy z vývojové kineziologie. Vývojovými etapami jsou poloha na zádech, první vzpřímení v poloze na břiše, otáčení, šikmý a vzpřímený sed, lezení, stoj a chůze. Hodnotí se nejen samotná statická poloha, ale také přechod mezi polohami a jaké svaly se aktivují. Pro lokomoci udává 3 důležité komponenty a to: automatické řízení polohy těla, vzpřímení trupu proti gravitaci a k tomu příslušnou fázickou pohyblivost (Vojta, 2010).

Zpočátku se motorické reakce vyvolávaly pomocí odporu. Vlivem toho se objevovaly opakované a zákonité svalové souhry, které se šířily i do dalších částí těla. Vzniklá motorika měla globální a reciproční charakter. Díky analýze pohybových vektorů došlo k prokázání pohybové tendence vpřed, která se uskutečňuje v recipročních vzorech.

(Gajewska et al., 2018; Vojta, 2010). Vojta pracoval s představou, že v centrální nervové soustavě (CNS) jsou geneticky naprogramované pohybové vzory. Jsou k dispozici pro každého jedince, pro jeho vzpřímení a pohyb vpřed. Pomocí Vojtovy reflexní lokomoce (VRL) dochází ke znovuobjevení těchto vzorů, které jsou mnohdy při patologiích potlačeny, ať už mají jakoukoliv příčinu (Kolář, 2012).

Metoda využívá 3 pohybových komponent: reflexní plazení, reflexní otáčení a proces vzpřimování (1.-6.pozice). Reflexní lokomoce využívá při aktivaci 3 poloh, a to pozici na zádech, na břicho a vkleče s maximální flexí kyčelních a kolenních kloubů, nohy jsou volně položeny přes okraj stolu. K motorické reakci se při VRL využívá přesné výchozí úhlové nastavení trupu a končetin, statický a dynamický tlak a tah v kloubu, aktivační zóny na trupu a končetinách, odpor kladený proti vznikajícímu pohybu (Kolář, 2012).

Globální vzory reflexního plazení a otáčení byly vyvolávány u pacientů opakovaně při specifickém taktilním podráždění spouštěvých zón. Objevuje se u nich shodná motorická odpověď, jejíž síla je individuálně velmi variabilní. Oba globální vzory jsou sice pro lidského jedince nepřirozené motorické modely pro spontánní lokomoci, avšak obsahují její dílčí prvky, které již jsou ve spontánní motorice využitelné. Reflexní plazení se ve fyziologickém vývoji vůbec nevyskytuje. Fáze reflexní otáčení se do jisté míry se spontánním otáčením shodují (Vojta, 2010). Pravidelnou stimulací těchto globálních vzorů se svaly aktivují ve funkčních spojích, v přesném timingu a adekvátní silou. Dochází ke stabilizaci osového skeletu, neboť je aktivováno posturální svalstvo. U pacientů má pravidelná aktivace také pozitivní vliv na kořenové klouby, neboť při VRL dochází k optimální souhře mezi antagonisty i agonisty. Následně se efekt stimulace projeví zdokonalenou stabilizační funkcí kořenového kloubu. V návaznosti pak můžeme pozorovat i zlepšenou funkci distálnějších segmentů (Vacek, 2017).

U zdravých novorozenců se svalové souhry vyskytují v globálním modelu. Při patologii CNS se ale objevují pouze v dílčích vzorech. Ukládání částečných modelů závisí na neuronální mase, spojení mezi nervem a svalem a na mentálních schopnostech dítěte (motivaci k aktivitě). „Při reflexní lokomoci závisí ukládání ideálních pohybových vzorů v CNS na rozsahu náhradních motorických modelů.“ (Vojta, 2010).

U dospělých pacientů je situace velmi odlišná, neboť jejich motorický vývoj je již ukončen. Rozlišujeme u nich schopnost vzniku a fixace náhradních pohybových

modelů, ke kterému v CNS stále dochází téměř celý život. Fixaci nevhodných náhradních modelů např. po úrazu lze pomocí VRL zmírnit či jí zcela zabránit, pokud terapie začne probíhat včas po vzniku patologie (Vojta, 2010).

Autoři Vařeka a Dvořák (2009) nabízejí alternativní vysvětlení mechanismu účinku, které zdůrazňuje motorické učení. Přednastavená poloha a tlak či odpor terapeuta spolupůsobí na vymezení a doplnění opěrné báze, kontinuální iniciaci a vedení pohybu a cílené omezování spektra možných motorických odpovědí. Dle autorů terapeuti nevyvolávají reflexní děje, nýbrž složité motorické vzory. Pacient je taktilní stimulací vyprovokován k pohybu. Dále zmiňují, že výchozí pozice jsou často dyskomfortní, a proto zejména děti mají tendenci toto nastavení aktivně změnit, avšak pouze v mezích, které jsou jim umožněny. Je zde neustálá kontrola a usměrňování pohybu či určování opory. Terapeut využívá cílené restrikce, které jsou přednastaveny ještě před zahájením terapie a během ní jsou cíleně upravovány, dokud není dosaženo maximální kvality provedení pohybu. Motorické učení je ovlivňováno mnoha faktory, které bychom měli zvažovat, pokud chceme dosáhnout adaptace a plastických procesů v CNS. Jsou jimi schéma terapie, podmínky pro terapii, intenzita podnětů, nácvik pohybu a zdravotní stav pacienta (Řasová, 2007).

2.2.1 Reflexní plazení

Reflexní plazení bylo poprvé publikováno v roce 1965 (Vojta, 2010). Pro reflexní plazení (RP) je výchozí poloha vleže na břiše. Na stranu rotace hlavy tu polovinu těla označujeme jako čelistní a opačnou polovinu těla jako záhlavní. Pohybový vzor probíhá v tzv. zkrříženém vzoru, kdy se současně pohybuje levá dolní a pravá horní končetina a naopak.

Výchozí pozice těla pro stimulaci – RP:

- Hlava je pasivně rotovaná o 30° k jedné straně tak, aby tuber frontale byl opřen o podložku. Současně je protažena v krční páteři, aby došlo k narovnání krční lordózy.
- Čelistní horní končetina je pasivně nastavena do flexe v rameni nad 120°, ale méně než 135° a do abdukce 30°. Mediální epikondyl humeru je opřen

o podložku. Loket je nastaven do 45° flexe. Zápěstí je uloženo v linii ramenního kloubu.

- Záhlavní horní končetina je podél těla v nulovém postavení v ramenním i loketním kloubu, ruka a prsty zůstávají volně. Zároveň horní končetina uložena podél těla.
- Čelistní dolní končetina je u dospělých nastavena do extenze, addukce a vnitřní rotace. U dětí je nastavena do flexe mezi 30° a 40°, abdukce 60° a zevní rotace 40°. Hlezenní kloub je uložen volně v linii rameno-kyčel.
- Záhlavní dolní končetina je nastavena do abdukce a zevní rotace. U dětí je možnost většího rozsahu pohybu. Je nastavena do stejné pozice jako čelistní dolní končetina. Zevní rotace a abdukce je taková, aby mediální kondyl femuru ležel na podložce. Rozdíl mezi záhlavní a čelistní dolní končetinou je v očekávaném pohybu.

Aktivační zóny – RP:

- Na čelistní horní končetině se využívá mediální epikondyl humeru.
- Na záhlavní horní končetině je spoušťovou zónou processus styloideus radii.
- Na čelistní dolní končetině se stimuluje mediální epikondyl femuru.
- Na záhlavní dolní končetině patří mezi spoušťové zóny processus lateralis tuberis calcanei.
- Trupová spoušťová zóna se nachází na záhlavní polovině trupu pod dolním úhlem lopatky ve vertebro-skapulární linii na hranici m. erector trunci.
- Na čelistní straně pletence ramenního se provádí stimulace na mediální okraji lopatky, na hranici mezi střední a spodní třetinou.
- Na čelistní straně pletence pánevního je spoušťová zóna na spina iliaca anterior superior.
- Na záhlavní straně pletence ramenního se nachází stimulační zóna při ventrálním okraji acromionu.
- Na záhlavní straně pletence pánevního se stimuluje v oblasti střední části aponeurózy m. gluteus medius.

Plánovaná hybnost reflexního plazení

Po správném nastavení těla a stimulaci výše uvedených aktivačních zón dochází k vybavení reflexního plazení. Očekáváme rotaci hlavy k opačné straně, než byla rotována. Dále dochází k postupnému nazvednutí trupu, jeho napřímení a následně k pohybu vpřed ve směru opěrných končetin (Vojta, 2010).

2.2.2 Reflexní otáčení

Reflexní otáčení (RO) bylo popsáno roku 1967 s popisem hrudní zóny, první zóny spouštějící pohyb (Gajewska et al., 2018). Stejně jako v reflexním plazení i zde rozlišujeme čelistní a záhlavní končetiny. Jde o ipsilaterální model, stejnostranné končetiny jsou nákročné a opěrné. Pohybový vzor RO lze rozdělit do dvou fází, a to RO z polohy na zádech a RO z polohy na boku, proto jsou výchozí atitudy rozdílné (Kolář, 2012). Později se zjistilo, že existuje ještě výsek mezi 1. a 2. fází, který lze velmi dobře terapeuticky zastavit, prodlužovat a řídit, tento výsek byl nazván 3.fází. Dokonce po větších zkušenostech v terapii došlo ke zjištění, že po 2. fázi existuje ještě jedna fáze, než dojde k přetočení do pozice na břicho. Tato fáze byla nazvána jako 4. fáze. Fáze otáčení jsou uváděny v pořadí 1.fáze, 3. fáze, 2.fáze a 4. fáze dle toho, kdy došlo k jejich objevení (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Výchozí pozice těla pro stimulaci – 1.fáze RO

Výchozí pozice je vleže na zádech, hlava je nastavena do 30° rotace k jedné straně, ale zůstává v ose páteře, horní končetiny jsou uloženy volně podél těla, dolní končetiny jsou též uloženy volně či je možná modifikace uložení na válec v 90° flexi v kyčelních a kolenních kloubech (Kolář, 2012).

Aktivační zóny – 1. fáze RO

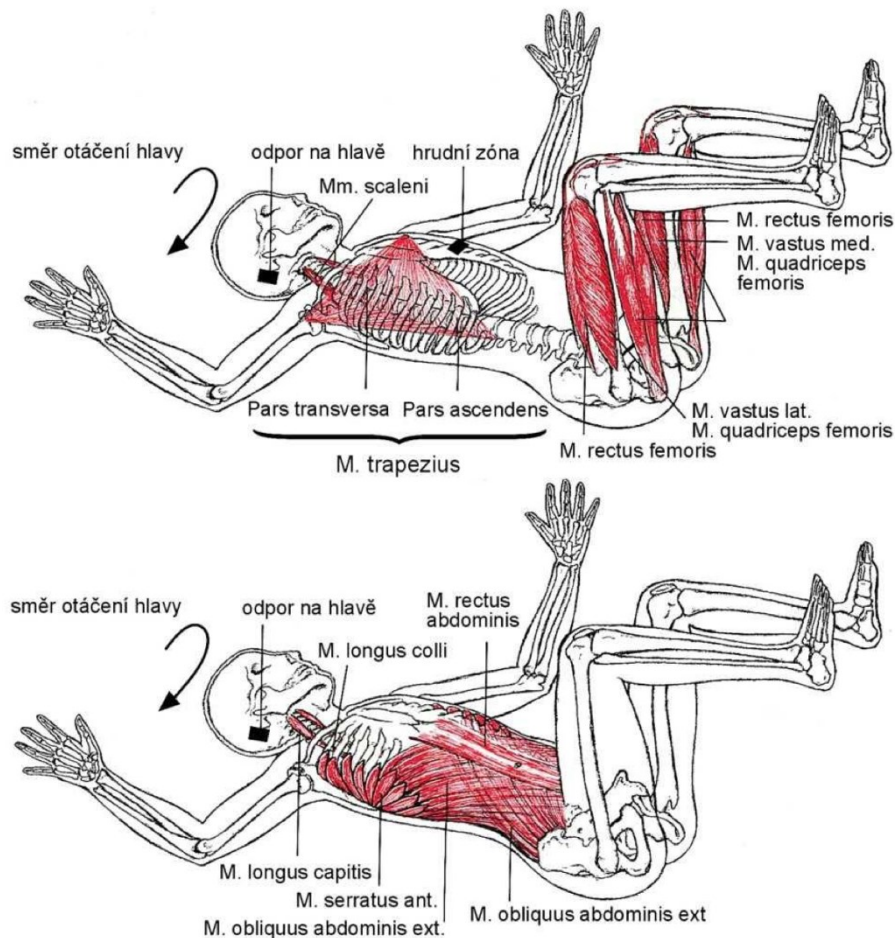
- Hrudní spouštěcí zóna je umístěna v mezižeberních prostorech, nejčastěji mezi 6.-7.žebrem. Zóna je stimulována na čelistní straně těla.
- Rovněž jsou využívány aktivační zóny z RP, které jsou uvedeny výše.

Plánovaná hybnost – 1.fáze RO

Vlivem správného nastavení a stimulací hrudní zóny dosáhneme v 1. fázi RO otočení do polohy na boku, avšak je aktivován pohybový komplex, jehož cílem je kvadrupedální lokomoce. Nejdříve zesiluje břišní dýchání, které se postupně vlivem

napřimění osového orgánu dostává i do hrudní oblasti. Dále dochází k opoře o plochu zad a přesunu těžiště kraniálním směrem do oblasti střední hrudní páteře. Hlava je rotována z čelistní strany do záhlavní. Přesun těžiště je klíčový, neboť vlivem toho se připraví rotace pánve a ramenního pletence do polohy na boku. Pánev je klopena dorzálním směrem (retroverze), což zajistí tahem za symfýzu m. rectus abdominis. Sternum je však taženo kaudálně opět díky aktivitě m. rectus abdominis. Síly tahu částí m. rectus abdominis se stýkají v oblasti pupku. Dále dochází k zevní rotaci, lehké abdukci a flexi v kyčelním kloubu. K flexi dochází rovněž v kloubu kolenním. Hlezeno je v nulovém postavení. Také ke koordinované aktivitě břišních svalů a prohloubení dechu. Záhlavní horní končetina se rotuje zevně a čelistní horní končetina jde do abdukce a flexe (Kolář, 2012; Skaličková-Kováčiková, 2017; Vojta, 2010).

Obrázek 1: První fáze reflexního otáčení (Vojta, 2010)



Diferenciace trupu do zkříženého vzoru

Pro vznik diferenciace trupu a celého osového orgánu je nezbytné, aby byl osový orgán napřímen. Poté může dojít ke vzniku diferenciace ve smyslu zkříženého vzoru. Lopatka vytváří punctum fixum, aby mohla záhlavní HK vykonat pohyb do 90° flexe. Další stimulací se zvětšuje opora o záhlavní lopatku, roste míra zatížení a aktivovaná břišní stěna se začíná diferencovat. Pánev je rotována ve směru břišního řetězce díky aktivitě m. obliquus internus abdominis, kde punctum fixum je přítomno na záhlavní straně na dolních žebrech. Druhý břišní řetězec využívá aktivity m. obliquus externus abdominis. Ten má punctum fixum na SIAS záhlavní strany a svým tahem přitahuje do rotace horní část trupu čelistní strany. Křížení břišních řetězců se stýká v oblasti pupku (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Výchozí pozice těla pro stimulaci – 2.fáze RO

Výchozí pozicí je vleže na boku. Spodní končetiny mají opěrnou funkci. Svrchní končetiny jsou nákročné.

- Spodní horní končetina je uložena v 90° úhlu k hrudníku. Loketní kloub může být jak ve flexi, tak v extenzi. Ruka je ve středním postavení.
- Nastavení spodní dolní končetiny lze ve 2 variantách. V první variantě je nastavena ve flexi 30° až 40° v kyčelním kloubu, 40° flexe v kolenním kloubu a pata je v linii tuber ossis ischii. Opora je uložena na kyčelním kloubu a laterální straně stehna. V druhé variantě je kyčelní i kolenní kloub nastaven do 90° flexe. Opora je v tomto případě zejména na laterálním okraji stehna.
- Svrchní horní končetina je uložena na trupu v mírné vnitřní rotaci v ramenním kloubu, loketní kloub je v extenzi a předloktí v pronaci.
- Nastavení svrchní dolní končetiny je možné dvěma způsoby. První způsob uložení je pozice svrchní spodní končetiny shodné s pozicí spodní dolní končetiny. V kyčelním kloubu je tedy flexe 30°- 40°, v loketním kloubu je 40° a pata je v linii tuber ossis ischii. Druhý způsob uložení je v 90° flexi v kyčelním i kolenním kloubu.

Aktivační zóny – 2.fáze RO

- Na svrchní horní končetině jsou spoušťové zóny na acromionu a processus styloideus radii.
- Svrchní dolní končetina má spoušťové zóny na spina iliaca anterior superior a na mediálním epicondylu femuru.
- Na spodní horní končetině je využívána spoušťová zóna na mediálním epicondylu humeru.
- U dolní končetiny jsou spoušťové zóny na laterálním epicondylu femuru a na processus lateralis tuberis calcanei.
- Hrudní zóna v mezižeberních prostorech, nejčastěji mezi 6.-7. žebrem.

Plánovaná hybnost – 2.fáze RO

Cílem 2. fáze RO je dosažení chůze po čtyřech. Stimulací dojde na spodní horní končetině k přesunu opory a většímu zatížení od ramenního kloubu až k mediálnímu kondylu humeru. Rovněž dochází k rozevření ruky pro budoucí oporu o ruku. Opora spodní dolní končetiny se přesouvá z kyčelního kloubu ve prospěch kolenního kloubu z laterální strany, neboť jde o přípravu na kvadrupedální lokomoci. Na svrchní horní končetině dochází k zevní rotaci, abdukci a flexi v ramenním kloubu. Loketní kloub zůstává lehce flektován a předloktí se supinuje. V oblasti ruky dochází k dorzální flexi zápěstí a radiální dukci. Dochází k rozevření ruky, aby byla připravena na budoucí oporu při lezení po čtyřech. Na svrchní dolní končetině nastává abdukce, zevní rotace a flexe v kyčelním kloubu. Koleno je drženo ve flekčním úhlu, který odpovídá flexi, jež je přítomna při kvadrupedální lokomoci. Hlezenní kloub je v nulovém postavení (Vojta, 2010).

2.2.3 Terapie

V terapii nedochází k učení, nacvičování či trénování pohybu jako je úchop, vzpřimování či chůze. Terapie probíhá pouze reflexně. Aktivace pohybových vzorců je vyvolána výchozí polohou a taktilní stimulací aktivační zóny nejčastěji pomocí terapeutova palce či hypothenaru. Velmi důležitým prvkem terapie je její dávkování. Při terapii kojenců je nutné stanovit 4 terapeutické jednotky denně. Pro dodržení frekvence terapií je nedílnou součástí pečlivá instruktáž rodičů, aby rodič mohl samostatně terapii dítěti poskytnout. Odstup mezi terapeutickými jednotkami by měl být

alespoň 2 hodiny. Pravidelností lze dosáhnout rychlejší a komplexnější nástup lokomočních vzorců. Pokud je cílem terapie pouze udržování dosažených terapeutických výsledků mohou být odstupy terapie stanoveny na menší počet terapií denně (Kolář, 2012; Orth, 2009).

Další důležitým parametrem je délka terapeutické jednotky, která závisí na věku cvičené osoby, na jejím onemocnění, její individuální senzibilitě a zatížitelnosti. Zatížitelnost lze pravidelným cvičením zvýšit. Při každé terapii by měl být brán v potaz aktuální stav cvičeného (Orth, 2009).

2.2.4 Vojtova reflexní lokomoce v klinické praxi

V této kapitole budou představeny výzkumy týkající se VRL. Jednou z metod, pomocí které se v současnosti autoři snaží objektivizovat a prokázat účinky VRL, je EMG. Využití EMG při VRL je věnována celá následující kapitola *2.3 Elektromyografie ve Vojtově reflexní lokomoci*. Další populární metody ve výzkumu jsou EEG a diagnostický ultrazvuk.

Jednou z možností objektivizace účinků VRL je EEG. Pomocí EEG lze měřit mozkovou aktivitu. Při záznamu EEG se rozmístí elektrody pomocí systému 10-20, který zajišťuje, že vzdálenosti mezi elektrodami jsou stejné. Nasion,inion, pravý a levý preaurikulární bod tvoří 4 orientační body pro umístění elektrod. Elektrody jsou vždy umístěny v systému 10-20. (Muller-Putz, 2020).

Sanz-Esteban et al. (2021a) se ve své studii zkoumali, zda při taktilní stimulaci pomocí VRL jsou přítomné reakce na kortikální úrovni a hodnotili je pomocí EEG. Využily 32 elektrod. Studie se zúčastnilo 40 osob, které byly náhodně rozděleny do dvou skupin. Jedna ze skupin byla stimulována v aktivačních zónách dle VRL a druhá v zónách, které nebyly popsány profesorem Vojtou. Všichni z účastníků museli splňovat specifická kritéria, a to neznalost základů Vojtovy terapie či její reakce na podněty, věk 18-50 let, bez neurologického onemocnění a nesměli být pod vlivem alkoholu či drog v době intervence. Každý účastník absolvoval příslušnou intervenci, která trvala 10 minut a byl během ní nepřetržitě zaznamenáván EEG signál. Všichni účastníci byli během intervence v poloze na zádech s otevřenýma očima a na hlavě měli EEG čepici. První a poslední minuta intervence byla bez jakéhokoliv taktilního podnětu. Terapeut stimuloval kontinuální taktilním podnětem 8 min aktivační zónu popsanou dle VRL či zónu falešnou. U skupiny, která byla stimulována dle VRL byla aplikační zónou hrudní

zóna mezi 7. a 8. žebrem. Falešná stimulace probíhala v distální polovině m. quadriceps femoris, 8 cm kraniálně od horního úhlu pately. Tato oblast byla vybrána, neboť nemá žádný vztah k popsáným bodům z VRL. Největší mozková aktivita byla zaznamenána během první 4 minut stimulace u skupiny, která byla stimulována pomocí bodu dle VRL. Po 4. minutě tato aktivita poklesla a od 5. minuty opět stoupla. Ve všech frekvenčních pásmech byla zaznamenána nejvyšší aktivita v poslední minutě stimulace, přičemž tato úroveň se udržela i během poslední klidové minuty. Autoři došli k závěrům, že při VRL dochází ke kortikální aktivaci.

Jako další metodou k hodnocení účinků VRL byl využit diagnostický ultrazvuk. Hodnocení muskuloskeletálního systému pomocí ultrasonografie se využívá již léta, avšak v polovině 80. let 20. století získal větší popularitu. Stal se tak alternativou k dražším zobrazovacím metodám (Jacobson, 1998).

Sung a Ha (2016) ve svém výzkumu hodnotili tloušťku abdominálních svalů před a po 6týdenní fyzioterapeutické intervenci. Výzkum obsahoval 2 skupiny dětí s dětskou mozkovou obrnou, přičemž první skupina absolvovala běžné cvičení a druhá skupina byla stimulována dle VRL v pozici reflexního plazení nebo reflexního otáčení – 1. fáze a 2. fáze. Pozice byly zvoleny dle fyzických charakteristik dítěte. Taktilní stimulace byla aplikována při RO – 1. fáze na hrudní zónu, RO – 2. fáze bod na spodní 1/3 dolní lopatky a SIAS, RP – na mediální epikondyl humeru a kalkaneus. - Stimulace dané zóny probíhala vždy 10 minut a celkem 30 minut. K vyšetření změn bylo využito skenování svalů pomocí režimu, kdy lze zobrazit statickou plochu průřezu daného svalu a následně byly změřeny tloušťky břišních svalů (m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. transversus abdominis a m. rectus abdominis). Došli k výsledkům, že se tloušťka m. rectus abdominis a m. obliquus abdominis externus ve skupině s VRL výrazně zvýšila, a to oproti druhé skupině, i oproti výchozím hodnotám před počátkem intervence. Tloušťka m. transversus abdominis se nezměnila. Ve skupině s běžným cvičením se výrazně zvýšily tloušťky m. obliquus externus abdominis, avšak tloušťky m. transversus abdominis se paradoxně snížily.

Sung a Ha (2020) navázali na svou studii z roku 2016. Nyní však měření probíhalo na zdravých dospělých jedincích. K objektivizaci výsledků rovněž využívali měření pomocí diagnostického UZ. Věnovali se efektu VRL na trupovou stabilitu. Studie se zúčastnilo 14 probandů, kteří byli rozděleni na kontrolní a experimentální skupinu. Všechny skupiny byly stimulovány 5 minut. Experimentální byla stimulována na hrudní

zóně popsanou profesorem Vojtou. Kontrolní skupina dostávala placebo stimulaci. V této studii měřili m. rectus abdominis, m. transversus abdominis a mm. obliqui externi et interni. Tloušťka m. transversus abdominis se v experimentální skupině zvýšila. Tloušťka m. obliquus externus abdominis se neočekávaně snížila. Zjistili také výraznou změnu v oblasti bránice během nádechu a výdechu u experimentální skupiny oproti kontrolní skupině. Jako závěr uvádějí autoři, že stimulace hrudní zóny může být účinná pro zlepšení stability trupu, neboť zvyšuje aktivaci m. transversus abdominis a bránice.

2.3 Elektromyografie ve Vojtově reflexní lokomoci

Následující kapitola se bude věnovat studiím, které si kladou za cíl objektivizovat projevy VRL pomocí přístrojového měření EMG.

Pavlů et al. (2000) ve své experimentální studii trvající 3 roky hodnotili svalovou aktivitu pomocí pEMG a videozáznamu při stimulaci pomocí spoušťových zón dle Vojty. V tomto článku byly prezentovány výsledky pouze od 11 zdravých dospělých probandů s věkovým rozpětím mezi 21 a 25 lety. Před snímáním EMG bylo vždy 2-5 terapeutických jednotek, kde byli probandi stimulováni a bylo účelem zjistit výbavnost jejich motorické reakce. Při stimulaci byla využita pozice vleže na zádech s připaženými horními končetinami. Stimulace probíhala pomocí hrudních zón, nejčastěji vpravo a kontralaterální zóna v oblasti processus mastoideus. Z výsledků autoři uvádějí mimo jiné, že motorická odpověď se nedostavila vždy, ale objevila se při opakovaných sezeních. Při pokusu o vědomé uvolňování svalu při stimulaci docházelo ke snížení EMG signálu, ale nevedlo k vymizení. U senzitivních jedinců došlo rychle k pohybovému projevu a u méně citlivých docházelo pouze k EMG aktivitě bez pohybových projevů. Při stimulaci byla patrná nejprve změna v dýchání, jeho prohloubení s aktivací axiálního svalstva a následně docházelo většinou k rotaci trupu ke straně opačné stimulované hrudní zóny. Zároveň uvádějí, že průběh hybné reakce byl variabilní a individuální.

Perales-López a Fernández-Aceñero (2013) měli za cíl studovat schopnost samostatné stimulace hrudní zóny mechanickým zařízením, které by nahradilo manuální stimulaci prováděnou terapeutem. Cílem studie bylo také zjistit schopnost autonomního použití mechanického zařízení ke stimulaci dle RL pomocí videozáznamu a sEMG. Následně bylo provedeno porovnání manuální stimulace terapeutem, stimulace mechanickým zařízením nastavenou terapeutem a stimulace mechanickým zařízením, které si proband nastavil sám. Hodnocení probíhalo pomocí povrchové elektromyografie a videozáznamu. Na každém z probandů byla provedena stimulace vždy po 24 hodinách od první intervence. Výzkumný soubor byl tvořen zdravou dospělou populací, věkové rozpětí bylo stanoveno mezi 18 a 40 lety, bez diagnostického neurologického onemocnění. Hlavní proměnnou v této studii byl m. extensor digitorum profundus, který byl hodnocen pomocí sEMG. Sval byl vybrán z důvodu jeho umístění mimo stimulační oblast. Dále také pro jeho časté postižení u neurologických pacientů, neboť autoři uvažují o návazné studii, která by se věnovala použitelnosti autonomního používání mechanického zařízení ke stimulaci dle RL i u neurologických onemocnění.

Jako další zkoumané parametry autoři uvedli měření dechové frekvence, srdeční frekvence a galvanický kožní odpor. Každá intervence byla zaznamenávána 10 minut. Ve studii byla využita pozice RO – 1. fáze, která byla aktivována z hrudní spoušťové zóny v 6. mezižebním prostoru. Pro stanovení tlaku, který byl vyvíjen mechanicky byl využit digitální algometr. Tlak byl odhadnut na 1,4-1,8kg. Při stimulaci terapeutem a mechanickým zařízením byla zjištěna stejná hladina významnosti ($p=0,00$) u sEMG a dechové frekvence. Rozdílné hodnoty byly u srdeční frekvence. U kožního odporu nebyl zjištěn významný rozdíl. Závěrem autoři uvádějí, že výsledky intervencí ukazují, že použité mechanické zařízení lze využít pro aplikaci VRL. Autoři si též uvědomují limity své studie, toto zařízení je zatím použitelné pouze v RO – 1. fázi a pokrývá pouze část terapeutických vlastností.

Perales-López (2013) se ve své studii věnoval vlivu stimulace oblasti os pisiforme na aktivaci ruky v globálních koordinačních komplexech Vojtovy reflexní lokomoce. Výzkumný soubor tvořilo 32 dospělých ve věku od 20 do 31 let. Kritéria pro zařazení do studie byla následující. Osoby, které se účastí studie musí být zdravé, bez znalosti intervence a bez neurologického onemocnění. K objektivizaci výsledků bylo využito měření svalové aktivity m. extensor digitorum profundus pomocí sEMG. Elektrody byly umístěny dle lokalizace SENIAM. Sval byl vybrán z důvodu důležité role při RL a rovněž pro jeho snadnou přístupnost. Výhodou jeho zvolení je mimo jiné následné porovnání výsledků u neurologických onemocnění ovlivňujících funkci ruky, neboť u těchto pacientů bývá velmi často postižen.¹ Terapeutická intervence zahrnovala stimulaci v oblasti os pisiforme v porovnání se zónami, které byly popsány profesorem Vojtou. Z popsaných zón byla využita oblast hrudní zóny, mediálního epikondylu humeru, acromionu a processus styloideus radii. Všichni probandi absolvovali 6 intervencí po 25 minutách. Bylo využito pozic RO – 1. fáze a RP. Během prvního sezení byla v RO - 1. fázi stimulována hrudní zóna, v RP oblast acromionu a mediálního epicondylu. Při druhém sezení byla stimulována v RO – 1. fázi i v RP os pisiforme. Během třetího sezení byla využita oblast processus styloideus radii v RO – 1. fázi i v RP. Ve čtvrtém sezení autor kombinoval v RO – 1. fázi hrudní zónu a os pisiforme, v RP oblast acromionu a os pisiforme. Při posledním sezení v RO – 1. fázi autor využil hrudní zónu a processus styloideus radii a v RP acromion a processus styloideus radii. Výsledky sEMG potvrzují, že se významně aktivoval m. extensor digitorum profundus při stimulaci

¹ Toto porovnání má autor dle svých slov v plánu v následujících letech.

os pisiforme v porovnání s processus styloideus radii, více v pozici RO – 1. fáze než v RP. Dle autorů os pisiforme může představovat další nástroj při VRL, který by sloužil k aktivaci segmentálního vzoru ruky.

Gajewska et al. (2018) se ve své pilotní studii věnovali otázce v jakém pořadí a v jaké míře jsou aktivovány svaly horních a dolních končetin při VRL. Bylo využito polyelektromyografie (pEMG) a senzory byly umístěny bilaterálně na m. deltoideus a m. rectus femoris. Nejprve byly měřeny MVIC daných svalů. MVIC trvala vždy 5 sekund. Dále bylo provedeno měření EMG během stimulace v určitých zónách dle VRL. Byly využity aktivační zóny v oblasti levého acromionu a pravého epicondylu femuru. Pro usnadnění reflexních reakcí byli účastníci výzkumu stimulováni 3 dny pomocí VRL před EMG záznamem. Bylo využito reflexního otáčení. Cílem pozice je přechod k chůzi po 4, a to díky opoře o loket a zevní femorální epikondyl. Výzkumu se účastnilo 25 zdravých probandů. V anamnéze neměli žádné neurologické poruchy ani poranění páteře. Autoři došli k výsledkům, že se hodnoty amplitud pEMG při VRL výrazně lišily od záznamů v klidovém stavu. U 75 % probandů vedla stimulace akromiální zóny k aktivaci svalů dolní končetiny, zatímco stimulace epicondylu femuru způsobila kontrakci svalů kontralaterální horní končetiny. Dle autorů byl nalezen vzorec šíření impulzů. Diagonální vzorec aktivace je přítomný při stimulaci epicondylu a byl přítomný zkřížený fenomén aktivace při stimulaci obou aktivačních zón. Výsledky potvrdily aktivitu svalů zhruba 60 % jejich maximální kontrakce při stimulaci dle VRL.

Sanz-Esteban et al. (2021b) se ve své studii zabývali svalovou odpovědí na specifickou taktilní stimulaci dle VRL ve srovnání s falešnou stimulací. K hodnocení využívali sEMG a soustředili se zejména na svalovou odpověď po stimulaci. Rovněž se ve studii zabývají hodnocením kortikální aktivity pomocí EEG. Studie se zúčastnilo 40 probandů, kteří byli náhodně rozděleni na 2 skupiny probandů, na skupinu stimulovanou dle VRL a na placebo skupinu. Kritéria pro zařazení do studie bylo zdraví osob bez neurologického onemocnění, věk 18-50 let, bez závislosti na alkoholu, drogách či farmak, která by mohla ovlivnit fungování nervového systému a ovlivnit výsledky intervence. Probandi neměli předchozí zkušenost s VRL. Snímání pomocí sEMG trvalo 10 minut, z toho první a poslední minuta byla bez jakékoliv stimulace. Elektrody byly umístěny bilaterálně na extenzorech zápěstí, na pravém m. tibialis anterior a na horní porci m. rectus abdominis. EMG signál byl snímán bipolárními elektrodami s rozstupem 20 mm. Během studie byla využita pozice reflexního otáčení – 1.fáze. U skupiny,

kteřá byla stimulována dle VRL byla využita hrudní spoušťová zóna mezi 7. a 8. žebrem. Placebo skupina byla stimulována v distální třetině stehna (8 cm kraniálně od horního úhlu pately). Tuto falešnou zónu vybrali autoři, neboť již byla využita v jiných studiích a nemá vztah k žádnému známému bodu z VRL. Stimulace probíhala pouze z pravé strany. Došlo ke statisticky významným rozdílům mezi skupinou stimulovanou dle VRL a placebo skupinou během celé doby stimulace a v poststimulační minutě u m. rectus abdominis a levých extenzorů předloktí. U pravých extenzorů předloktí se významné rozdíly objevily od 4. minuty stimulace. Od 4. minuty se rovněž objevily rozdíly u m. tibialis anterior, ale tyto změny nebyly statisticky významné.

Pérez-Robledo et al. (2022) ve své experimentální studii zkoumali elektromyografickou odpověď břišních svalů a stabilizátorů trupu při Vojtově reflexní terapii. Pracoval se 30 zdravými osobami staršími 18 let, které nevěděly o Vojtově terapii, a tudíž ani o své reakci na podněty po aplikaci terapie. Jako kontraindikaci ke vstupu do studie uvedl neuromuskulární poruchy, předchozí operace v břišní dutině, zánětlivá onemocnění, horečky, těhotenství, farmakologickou léčbu, která by mohla ovlivnit nervový systém a také chronické či organické poruchy, které by mohly změnit výsledky studie. Byla využita pozice reflexního otáčení 1. pozice s rotací hlavy ke straně stimulace. Pro stimulaci využíval mezižebních prostor mezi šestým a sedmým nebo sedmým a osmým žebrem v závislosti na poloze hrudníku účastníka studie. Jako placebo podnět bylo využito stimulace v oblasti nepopsanou profesorem Vojtou, a to distální třetina m. quadriceps femoris a 8 cm směrem kraniálním od horního úhlu pately. Tato oblast byla využita již v předchozích studiích, ze kterých autor vycházel, vzhledem k nízké hustotě mechanoreceptorů a nevyvolává proprioceptivní podnět. Před měřením signálu EMG probandi měli 10 minut absolutního klidu. Následně 1 minutu klidu bez stimulace s EMG záznamem a poté již probíhal EMG záznam. Jako první byla aplikována placebo stimulace 2 minuty na pravý m. quadriceps femoris, následovala 1 minuta pauza od stimulace, poté 2 minuty placebo stimulace na levém m. quadriceps femoris, opět 1 minuta pauza od stimulace se záznamem EMG. Poté byl EMG záznam ukončen a probandi měli 10 minut absolutní klid. Následně probíhala druhá polovina experimentu, která začala první minutou bez stimulace s EMG záznamem a následovala 2minutová stimulace na pravé hrudní zóně. Po ukončení stimulace byla opět 1 minuta pauza s EMG záznamem, po které následovala 2minutová stimulace v oblasti levé hrudní zóny.

Experiment byl ukončen poslední 1 minutou klidu bez stimulace. Poté byl EMG záznam ukončen.

Sánchez-González et al. (2023) si dali ve své pilotní randomizované studii za cíl ověřit aktivaci mozku a její vztah ke svalové aktivaci břišních svalů. Aktivace mozkové kůry byla hodnocena pomocí blízké infračervené spektroskopie a aktivace svalů byla měřena pomocí povrchového EMG. Mezi kritérii pro zařazení do studie bylo věkové rozmezí 18–30 let, mužské pohlaví, bez zkušenosti s terapií dle Vojty. Vylučovacími kritérii byla nervosvalová onemocnění, předchozí operace břicha nebo hlavy, zánětlivá onemocnění a osoby s farmakologickou léčbou, který by ovlivňovala nervový systém. Celkem se studie zúčastnilo 30 osob. Probandi byli náhodně rozděleni do dvou skupin. Nejprve byli probandi 10 minut v absolutním klidu bez EMG záznamu. Následně se začal EMG signál zaznamenávat v první minutě bez stimulace u obou skupin. V první skupině probíhala placebo stimulace nespecifickým taktilním podnětem na ventrální straně stehna, mezi proximální a mediální třetinou. Tlak byl vyvíjen dorzálním směrem. U druhé skupiny probíhala stimulace dle Vojty v oblasti hrudní zóny, mezi 7.-8.žebrem, v návaznosti na mamilární linii. Tlak byl vyvíjen směrem dorzálním, mediálním a kraniálním, směrem k protilehlému rameni. Obě stimulace trvaly 4 minuty na pravé i levé polovině těla s minutou klidu mezi stimulacemi. U obou skupin byl EMG signál ukončen po poststimulační minutě klidu. Elektrody sEMG byly umístěny dle lokalizace SENIAM na m. obliquus internus et externus abdominis bilaterálně. Závěrem autoři uvádějí, že aplikace Vojtovy terapie vyvolává mozkovou aktivitu v oblastech pro zpracování smyslových podnětů, plánování pohybu a motorickou kontrolu. Díky měření šikmých břišních svalů prokázali, že při stimulace dle Vojty dochází k jejich výrazné aktivaci oproti placebo stimulaci. Zároveň je zde korelace mezi mozkovou aktivitou a kontraktilní svalovou aktivitou.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Diplomová práce si klade za cíl shrnout dosavadní poznatky o objektivizaci VRL. V praktické části je cílem porovnání průměrů svalové aktivity vybraných svalů (m. rectus abdominis, m. biceps brachii a m. tibialis anterior) celkově i jednotlivě při VRL oproti placebo stimulaci. Dalším cílem této práce je přispět k objektivizaci VRL a prokázat, že svalová aktivita přetrvává i minutu po odeznění stimulace dle Vojty. Elektrická aktivita vybraných svalů bude zaznamenávána a hodnocena pomocí povrchové elektromyografie.

3.2 Výzkumné otázky

1. Existuje rozdíl svalové aktivity vzhledem k MVC vybraných svalů při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci?
2. Existuje rozdíl svalové aktivity vzhledem k MVC vybraných svalů v první a poslední minutě bez stimulací?

3.3 Hypotézy

- H1 Předpokládám, že bude dosaženo vyššího procenta svalové aktivity vztažené k MVC u vybraných svalů (m. rectus abdominis, m. biceps brachii, m. tibialis anterior) při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci.
- H2 Předpokládám, že bude dosaženo vyššího procenta svalové aktivity vztažené k MVC u všech svalů dohromady při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci.
- H3 Předpokládám, že po stimulaci dle Vojty bude v poslední minutě měření (bez stimulace) vyšší svalová aktivita vztažená k MVC oproti poslední minutě měření po placebo stimulaci.

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Metodický postup při vytváření teoretické části práce

Teoretická část práce je zpracovaná formou literární rešerše. K sepsání práce byly využity dostupné české a anglické zdroje, které pojednávají o dané problematice. Pro vyhledávání odborných článků a studií byly použity internetové databáze PubMed, Scopus a Google Scholar.

Pro vyhledávání ve výše uvedených databázích byla nejprve stanovená klíčová slova. Pro českou literaturu jimi byly: vojtova metoda, povrchová elektromyografie, svalová aktivita. Pro anglickou literaturu jimi byly: Vojta method, surface electromyography.

Vyhledané zdroje byly následně důkladně prostudovány a zařazeny do kapitol a podkapitol teoretické části práce. Každý použitý zdroj byl označen citací, dle citační normy ČSN ISO 690 a také uveden v referenčním seznamu.

4.2 Metodický postup při vytváření praktické části práce

Praktická část práce diplomové práce obsahuje výzkumné měření, kterého se zúčastnili lidé, proto byla před kompletní realizací samotného projektu vytvořena, podána a schválena žádost etické komisi UK FTVS. Žádost byla odeslána elektronicky a schválena dne 14.4.2023 pod jednacím číslem EK 61/2023.

Na základě schváleného projektu výzkumu bude provedena realizace. Každý z účastníků před vstupem do projektu podepsal Informovaný souhlas, jehož znění rovněž prošlo schválení Etickou komisí UK FTVS. Žádost Etické komisi UK FTVS je bude uvedena v přílohách DP (Příloha č. 1) stejně tak vzor informovaného souhlasu (Příloha č. 2).

4.2.1 Příprava projektu

Příprava projektu probíhala od května 2023. Součástí příprav bylo rovněž nutné se seznámit s EMG přístrojem *Trigno Delsys* a také s programem *EMGworks Acquisition*. Dále také obstarat materiály nutné pro výzkum – oboustranné lepící styčné plochy (*Trigno Sensor Adhesive, Delsys*) pro upevnění senzorů, dezinfekce a žiletky. Po zajištění

potřebných pomůcek bylo provedeno pilotní měření (červen 2023), které objasnilo časovou náročnost výzkumu. Následně bylo nutné oslovit probandky.

Probandky byly oslovovány pomocí sociálních sítí či z řad studentek UK FTVS.

4.2.2 Popis výzkumného souboru

Výzkumný soubor je tvořen 27 probandy. Věkové rozpětí, které bylo stanoveno pro zařazení do práce, bylo 18-26 let v době měření. Pro tuto studii byl využit záměrný výběr probandů. Výzkumný soubor byl vybírán záměrně po splnění určených kritérií, kterými byly: ženské pohlaví, studentky VŠ. Byla rovněž stanovena také vylučovací kritéria: psychiatrická onemocnění, onkologická onemocnění, akutní zánětlivá onemocnění a těhotenství. Testování se rovněž nezúčastnili osoby se známkami akutního onemocnění či úrazu nebo v rekonvalescenci po akutním onemocnění či úrazu. Kritéria týkající se zkušeností probandek s VRL nebyla stanovena.

4.2.3 Přístrojové vybavení

Měření EMG záznamu vybraných svalů probíhalo pomocí přístroje systému *Trigno Delsys*. Součástí přístroje je snímací box a 16 bezkabelových senzorů, které snímají EMG signál s rozměry 37 x 27 x 15 mm. Každý senzor má 4 kontaktní plošky elektrod s rozměry 5x1 mm, které jsou ze stříbra. Prostor mezi elektrodami navzájem činí 1 cm. Frekvence, kterou elektrody snímají EMG signál je 1926 Hz. Snímací box je propojen s počítačem, na kterém je signál vizualizován. Pro záznam signálu byl využit program *EMGworks Acquisition 4.8.0* (Delsys Inc., 2010; Delsys Inc., 2023).

4.2.4 Příprava měření

Aplikace elektrod

Před aplikací elektrod byl připraven povrch kůže pomocí dezinfekce na bázi alkoholu, aby se kůže odmastila. Sensory byly aplikovány na kůži pomocí oboustranně lepících styčných ploch. K měření bude využito celkem 6 senzorů, které budou snímat EMG signál. Elektrody byly umístěny na *m. rectus abdominis* do poloviny vzdálenosti mezi pupkem a symfýzou bilaterálně. Na *m. biceps brachii* bilaterálně a *m. tibialis anterior* bilaterálně budou aplikovány dle lokalizace SENIAM (Seniam, 2016).

M. rectus abdominis

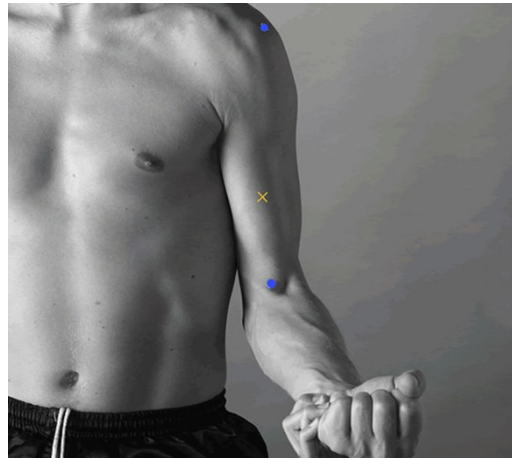
Tabulka 1: Aplikace elektrod na m. rectus abdominis (archiv autora)

POLOHA	vleže na zádech
LOKALIZACE	v 1/2 linie mezi umbilicem a symfýzou
ORIENTACE	ve směru linie umbilicus-symfýza
TESTOVÁNÍ	stejná pozice, nohy lehce podložené, ruce v týl a lokty vpřed, tlak proti loktům směrem do extenze

M. biceps brachii

Tabulka 2: Aplikace elektrod na m. biceps brachii (Seniam, 2016)

POLOHA	vsedě na židli, loket je v 90st flexe v lokti a supinaci
LOKALIZACE	linie mezi acromionem, v 1/3 od fossa cubiti
ORIENTACE	ve směru linie acromion-fossa cubiti
TESTOVÁNÍ	ve stejné pozici, tlak na předloktí směrem do extenze

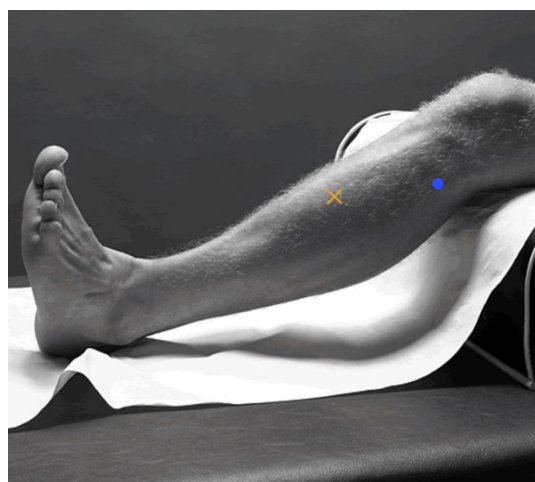


Obrázek 2: Lokalizace elektrod na m. biceps brachii (Seniam, 2016)

M. tibialis anterior

Tabulka 3: Aplikace elektrod na m. tibialis anterior (Seniam, 2016)

POLOHA	vleže nebo vsedě
LOKALIZACE	v 1/3 na linii mezi caput fibulae a malleolus medialis
ORIENTACE	ve směru linie fibula-malleolus medialis
TESTOVÁNÍ	podepřeme nohu nad hlezenním kloubem, který je v dorzální flexi, noha je v inverzi, tlak proti mediální hraně na dorzální straně chodidla ve směru plantární flexe a everze



Obrázek 3: Lokalizace elektrod na m. tibialis anterior

4.2.5 Sběr dat

Sběr dat probíhal v období září 2023 až prosinec 2023 v kineziologické laboratoři UK FTVS. V rámci jednoho dne měření byly naměřeny maximálně 4 probandky. Jedno měření trvalo zhruba 90 minut. Měření probíhalo ve vnitřních prostorách za shodných podmínek.

Průběh měření

Nejprve byla probandka požádána o podepsání informovaného souhlasu a byla seznámena s průběhem měření. Jelikož praktická část této diplomové práce probíhala ve spolupráci s dalšími řešiteli jiných diplomových prací, nebylo měřeno pouze EMG. Před začátkem měření byla probandka požádána o vyplnění dotazníku Depression Anxiety and Stress Scale (DASS-42), který hodnotí negativní emoční stavy, a to deprese, úzkost a stres (Parkitny a McAuley, 2010). Rovněž o vyplnění druhého dotazníku Profile of Mood States (POMS), který slouží k zjišťování přechodných odlišných stavů nálady (Petrowski et al., 2021). Dále následovalo měření reakční doby horní poloviny těla pomocí Plate Tapping test (Cacek et al., 2014). Poté byly nalepeny elektrody pro EMG dle doporučení Seniam (Tabulka 1, Tabulka 2, Tabulka 3) a měření maximální volní

kontrakce (MVC) pro m. rectus abdominis, m. biceps brachii a m. tibialis anterior. Následně proběhlo spirometrické vyšetření a EKG. Přístroj na EKG umožňuje klasické 12ti svodové, ale hrudní elektrody nebyly využity z důvodu konfliktu s taktilní stimulací. Bylo využito pouze 6 svodů (z končetinových elektrod – I, II a III a augmentované).

Placebo stimulace probíhala vleže na zádech, dolní končetiny byly uloženy na Bobathovském válci v 90° flexi v kyčelních a kolenních kloubech, horní končetiny volně podél těla, hlava v prodloužení páteře.

Při placebo stimulaci byl zaznamenáván signál EMG a EKG. Před placebo stimulací byla 1 minuta klidu bez stimulace, kdy byl zaznamenáván EMG signál. Placebo stimulace trvala 10 minut, s využitím tlaku mezi 2.-3. žebrem z pravé strany hrudníku. Po ukončení stimulace byla 1 minuta klidu se zaznamenáváním EMG signálu. Následně bylo znovu provedeno spirometrické vyšetření, vyplnění dotazníku POMS a měření reakční doby.

Pro stimulaci dle Vojty byla zvolena pozice RO – 1.fáze, vleže na zádech, dolní končetiny byly uloženy na Bobathovském válci v 90° flexi v kyčelních a kolenních kloubech, horní končetiny volně podél těla, hlava v prodloužení páteře a 30° rotací směrem ke stimulované straně, tedy doleva.

Při VRL byl zaznamenáván signál EMG a EKG. Před tlakovou stimulací byla 1 minuta klidu bez stimulace, kdy byl zaznamenáván EMG signál. Tlaková stimulace dle Vojty probíhala 10 minut, s využitím hrudní zóny mezi 6.-7. žebrem, z levé strany hrudníku. Po ukončení stimulace byla opět 1 minuta klidu, kdy byl zaznamenáván EMG signál. Následně bylo znovu provedeno spirometrické vyšetření, vyplnění dotazníku POMS a měření reakční doby.

Tlakovou stimulaci zón definovaných dle konceptu profesora Vojty i placebo stimulaci aplikovala PhDr. Tereza Nováková, PhD., s úspěšně zakončeným kurzem Vojtovy metody. Průběh obou stimulací byl natáčen na videozáznam. Pořadí stimulací bylo zachováno stejné u každé probandky, a to tak, že první vždy byla placebo stimulace a druhá stimulace ze zóny dle Vojty, neboť mohou přetrvávat změny po aplikaci Vojtovy reflexní lokomoce.

Stanovení referenční hodnoty

Pro normalizaci signálu a následné porovnání výsledků byla před zahájením měření stanovena referenční hodnota pomocí MVC jednotlivých svalů. Byly provedeny 3 MVC každého svalu po dobu 5 sekund a s 30sekundovým odpočinkem mezi jednotlivými kontrakcemi. Pro zachování stále stejného odporu byl využit nastavitelný popruh. Hodnota MVC každého svalu byla u každého probanda zaznamenána pomocí programu *EMGworks Acquisition 4.8.0*. Před každým měřením MVC byla zkontrolována přesnost snímání jednotlivých elektrod pomocí funkce Signal preview.

MVC pro sval m. rectus abdominis (stanoveno dle Jandova testu st. 5): probandka ležela na zádech na lehátku, horní končetiny byly sepjaté za hlavou, lokty vpřed, dolní končetiny byly mírné podloženy (Janda, 2004). Popruh byl veden přes lokty. Instrukce: „Nadzvedněte trup proti popruhu, jak nejvíce dokážete a držte.“

MVC pro sval m. tibialis anterior (stanoveno dle doporučení Seniam): probandka seděla na židli, horní končetiny měla podél těla. Popruh byl umístěn za mediální hranu z dorzální strany chodidla. Instrukce: „Přitáhněte špičku, jak nejvíce dokážete a držte.“

MVC pro sval m. biceps brachii (stanoveno dle doporučení Seniam): probandka seděla na lehátku s oporou o DKK, testovaná horní končetina je v 90° flexi v loketním kloubu, netestovaná horní končetina je položena podél těla. Popruh byl umístěn v distální polovině předloktí. Instrukce: „Přitáhněte ruku k paži, jak nejvíce dokážete a držte.“

4.2.6 Analýza a zpracování dat

Zpracování EMG záznamu

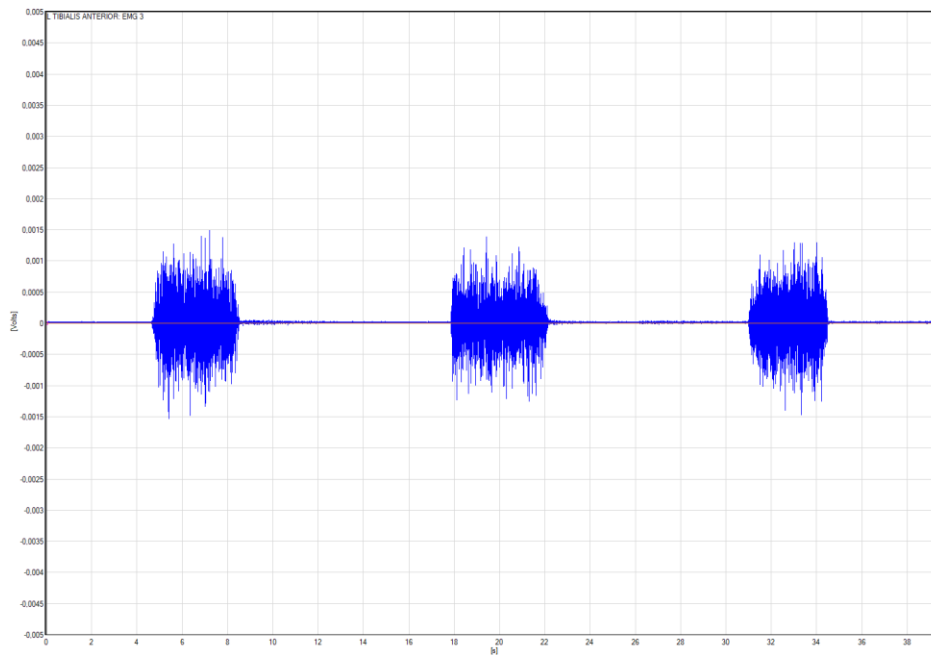
Analýza EMG signálu probíhala v aplikaci *Delsys EMGworks Analysis (EMGworks Software, Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA)*. Před provedením analýzy signálů musel být každý záznam upraven pomocí několika funkcí. Níže popsané úpravy EMG signálů byly provedeny u všech naměřených svalů při: provedení MVC, placebo stimulace i stimulace dle VRL.

Tabulka 4: Hodnoty funkce Filter IIR (archiv autora)

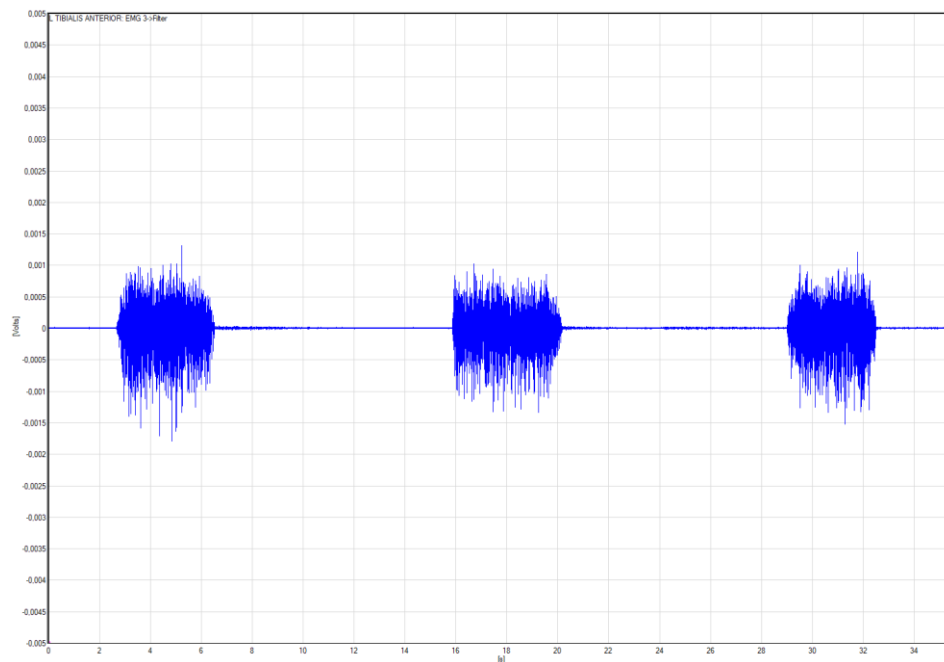
FILTER CLASS	Butterworth
ORDER	4
PASSBAND RIPPLE (dB)	3
ATTENUATION (dB)	60
RESPONSE	High Pass
CORNER FREQUENCY 1 (Hz)	30
CORNER FREQUENCY 2 (Hz)	10

Každý surový EMG signál byl nejprve filtrován pomocí funkce Filter IIR. Hodnoty filtru byly nastaveny dle doporučení pro analýzu přístroje *Trigno Delsys* a konzultovány s profesorem Jakubem Otáhalem tak, aby se zmenšily artefakty, amplitudy a tvary reálných EMG signálů byly ovlivněny naprosto minimálně a neovlivnily samotné výpočty.

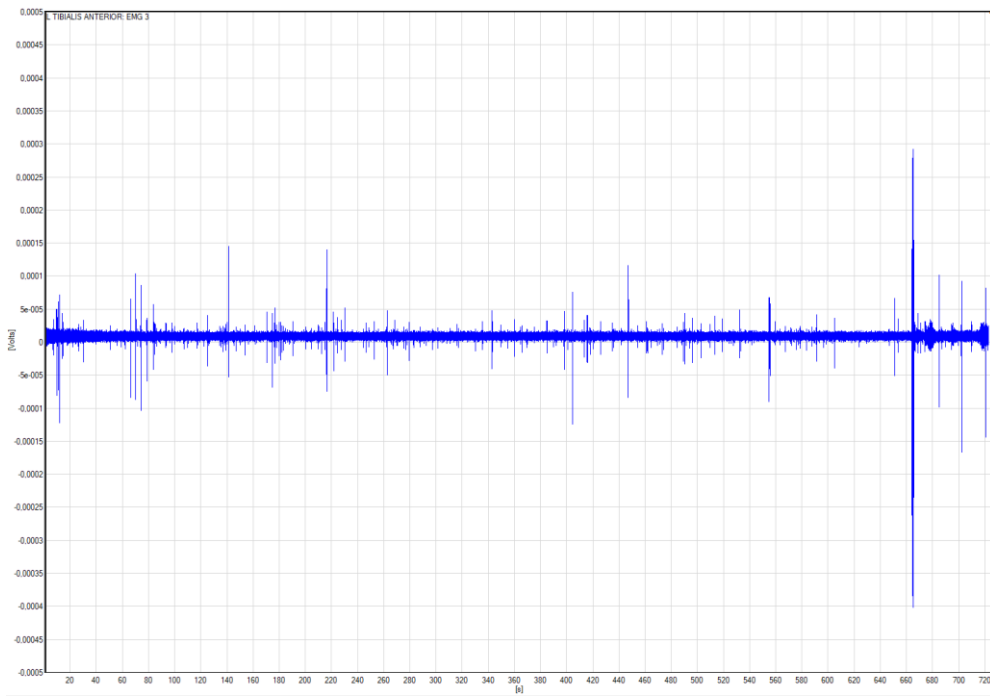
Obrázek 4: MVC m. tibialis anterior l. sin. bez filtru (archiv autora)



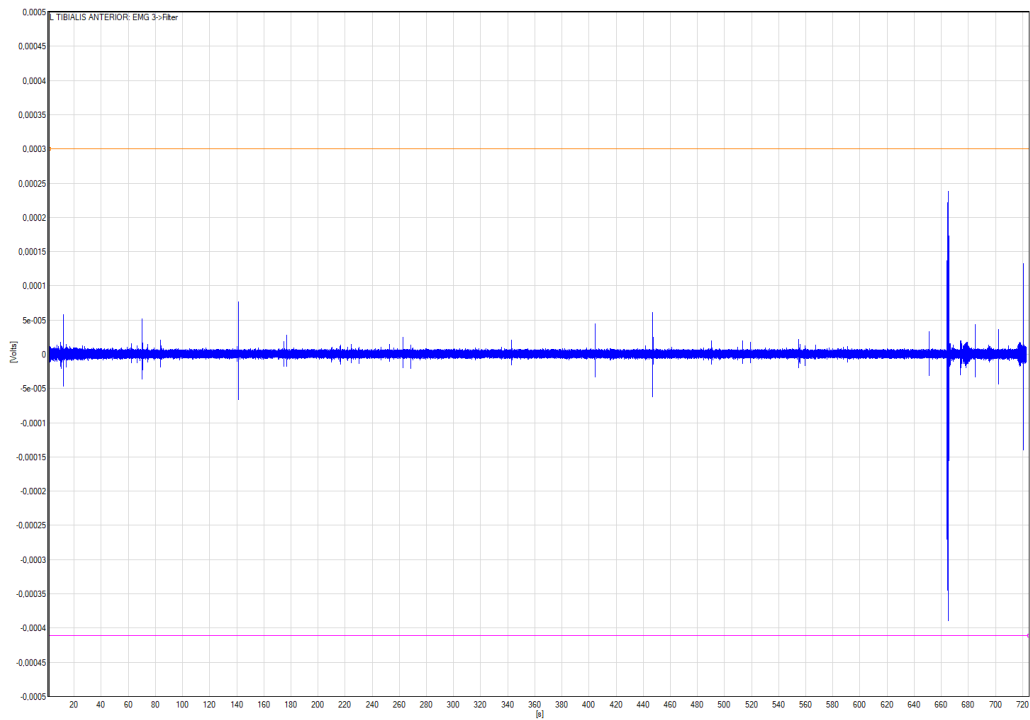
Obrázek 5: MVC m. tibialis anterior l. sin. s filtrem (archiv autora)



**Obrázek 6: 12-minutový záznam m. tibialis l. sin. bez filtru při VRL
(archiv autora)**



**Obrázek 7: 12-minutový záznam m. tibialis l. sin s filtrem při VRL
(archiv autora)**

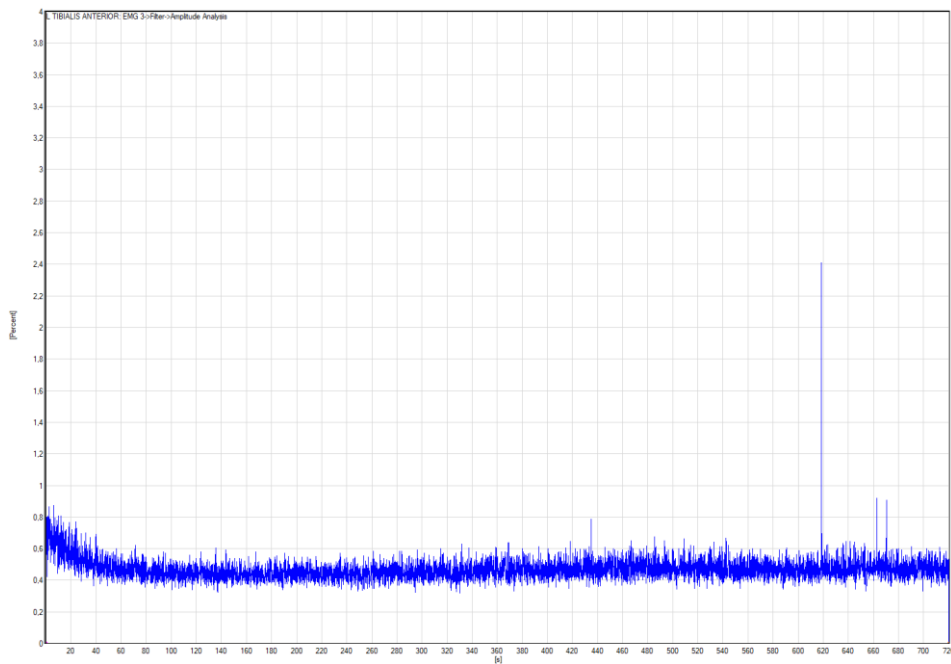


Další funkcí byla použita Amplitude analysis. Díky této funkci došlo ke vztažení naměřených hodnot k MVC. Pohyblivý výběr této funkce byl nastaven na hodnotu 0,125s a překryv okna na hodnotu 0,0625s (Konrad, 2006).

Obrázek 8: 12-minutový záznam m. tibialis l. sin. při VRL po využití funkce Amplitude Analysis (archiv autora)



Obrázek 9: 12-minutový záznam m. tibialis anterior l. sin. při placebo stimulaci po využití funkce Amplitude Analysis (archiv autora)



Obrázek 10: Check list – Filtrace signálů (archiv autora)

- 1
192836
- ✓ Filtrace MAX volní kontrakce
 - ✓ Filtr MVC P RA
 - ✓ Filtr MVC P TIA
 - ✓ Filtr MVC L TIA
 - ✓ Filtr MVC L RA
 - ✓ Filtr MVC P BB
 - ✓ Filtr MVC L BB
 - ✓ Filtrace Placebo stimulance
 - ✓ Filtr Pla P RA
 - ✓ Filtr Pla P TIA
 - ✓ Filtr Pla L TIA
 - ✓ Filtr Pla L RA
 - ✓ Filtr Pla P BB
 - ✓ Filtr Pla L BB
 - ✓ Filtrace VRL
 - ✓ Filtr VRL P RA
 - ✓ Filtr VRL P TIA
 - ✓ Filtr VRL L TIA
 - ✓ Filtr VRL L RA
 - ✓ Filtr VRL P BB
 - ✓ Filtr VRL L BB

Neboť filtrace signálů, analýza samotných stimulací a následný export do programu Microsoft Excel je dlouhý proces, kde bylo potřeba provést několik úkonů. Byl vytvořen check list pro kontrolu daných kroků u každé probandky. (Obrázek 10 a Obrázek 11)

Dále byly hodnoty exportovány (průměrné amplitudy procentuálního zastoupení MVC) do programu Microsoft Excel. (Obrázek 12,13,14)

Obrázek 11: Check list – Amplitude analysis signálů (archiv autora)

- ✓ Amplitude analysis - PLACEBO STIMULACE
 - ✓ AA Pla P RA
 - ✓ AA Pla P TIA
 - ✓ AA Pla L TIA
 - ✓ AA Pla L RA
 - ✓ AA Pla P BB
 - ✓ AA Pla L BB
- ✓ Amplitude analysis - VRL
 - ✓ AA VRL P RA
 - ✓ AA VRL P TIA
 - ✓ AA VRL L TIA
 - ✓ AA VRL L RA
 - ✓ AA VRL P BB
 - ✓ AA VRL L BB

Obrázek 12, 13,14: Export do Excelu (archiv autora)

EXPORT DO EXCELU		[s]	R RECTUS ABDOMINIS: EMG 1->Filter->Amplitude Analysis [Percent]
✓ AA Pla L BB	} AA Pla L BB	062307692	2,734416573
✓ AA Pla P RA	} AA Pla L RA	124615385	3,150808555
✓ AA Pla P TIA	} AA Pla L TIA	186923077	2,874765181
✓ AA Pla L TIA	} AA Pla P BB	249230769	3,014179349
✓ AA Pla L RA	} AA Pla P RA	311538462	3,049092146
✓ AA Pla P BB	} AA Pla P TIA	373846154	2,881331109
✓ AA Pla L BB	} AA VRL L BB	436153846	3,230946278
	} AA VRL L RA	498461538	3,262019653
✓ AA VRL P RA	} AA VRL L TIA	560769231	3,214596292
✓ AA VRL P TIA	} AA VRL P BB	623076923	3,619222503
✓ AA VRL L TIA	} AA VRL P RA	685384615	3,4562818
✓ AA VRL L RA	} AA VRL P TIA	747692308	3,0749842
✓ AA VRL L TIA		0,81	3,28975174
✓ AA VRL L RA		872307692	3,238946289
✓ AA VRL P BB		934615385	3,053066605
✓ AA VRL P RA		996923077	3,007480029
✓ AA VRL L BB		059230769	2,919948328

Statistická analýza dat

Data byla zpracovávána v programu Microsoft Excel a programu R. Jednotlivá data (charakteristika výzkumného vzorku, hodnoty svalové aktivity vztažené k MVC) byla rozložena do přehledných tabulek pro snazší práci a přehlednost. K charakteristice výzkumného vzorku byl vypočítán průměr věku, výšky, váhy a hodnot BMI.

K hodnocení svalové aktivity vztažené k MVC vybraných svalů konkrétní probandky během stimulací (placebo, dle Vojty) byl využit průměr hodnot během 10minutových stimulací. Také byla hodnocena svalová aktivita vztažená k MVC během prvních a posledních minut bez stimulací. Následně byl ke zhodnocení statistické významnosti využit párový Wilcoxonův test, který porovnával, jestli je mezi 2 skupinami (stimulacemi) statisticky významný rozdíl. Byla stanovena hladina statistické významnosti 5 %. Pokud je hodnota p menší než 0.05, tak je zde statistický významný rozdíl.

5 VÝSLEDKY

Cílem práce bylo porovnání průměrů elektrické aktivity vybraných svalů (*m. rectus abdominis*, *m. biceps brachii* a *m. tibialis anterior*) celkově i jednotlivě při VRL oproti placebo stimulaci. Dalším cílem této práce je přispět k objektivizaci VRL a prokázat, že svalová aktivita přetrvává i minutu po odeznění stimulace dle Vojty oproti placebo stimulaci.

Celkem se výzkumu zúčastnilo 27 probandek. Během analýzy dat byly 3 probandky vyřazeny z důvodu poškozeného či nevhodně zaznamenaného signálu, což by mohlo zkreslovat konečné výsledky. Výsledky odpovídají celkem 24 probandkám, jejichž charakteristika je uvedena v Tabulce 5.

Tabulka 5: Charakteristika výzkumného vzorku

Počet probandek (n=24)	Průměr	Rozpětí
Věk	22,8 let	19-25 let
Výška	167,1 cm	156-187 cm
Váha	60,6 kg	53-68 kg
BMI	21,8	17,76-26,37

V rámci zpracování dat se hodnotila průměrná aktivita svalů vztažená k MVC během 10minutové placebo stimulace oproti stimulaci dle Vojty a zároveň svalová aktivita vztažená k MVC během první minuty bez stimulace a poslední minuty bez stimulace. Toto souhrnně označuje níže uvedená Tabulka 6 a Tabulka 7.

Každá probandka je označena číslem 1-24, dále je *first* označení pro první minutu bez stimulace, *main* pro hlavní měření 10minutové stimulace a *last* pro poslední minutu bez stimulace. Všechny číselné údaje jsou uvedené v procentech. Jedná se o vztažení hodnoty k MVC daného svalu. Tabulka je rozdělena na 2 poloviny dle typu stimulace, placebo a Vojta. Uvedena je pravá a levá polovina těla, na které byl sval měřen. Také jsou zde označeny zkratkou svaly, na kterých bylo provedeno měření *m. biceps brachii* (BB), *m. rectus abdominis* (RA) a *m. tibialis anterior* (TIA).

Tabulka 6: Průměrná svalová aktivita jednotlivých probandek (1-12)

	PLACEBO						VOJTA					
	LEVÁ			PRAVÁ			LEVÁ			PRAVÁ		
	BB	RA	TIA	BB	RA	TIA	BB	RA	TIA	BB	RA	TIA
1 first	0.668	2.629	0.862	1.352	3.058	0.897	0.610	1.927	0.680	1.299	2.357	0.856
1 main	0.635	2.678	0.900	1.334	3.010	1.004	0.549	2.142	0.787	1.423	2.657	0.983
1 last	0.582	2.990	1.085	1.299	3.491	1.258	0.540	3.996	1.148	1.270	4.987	1.261
2 first	1.344	2.115	0.555	4.090	1.267	0.924	1.043	2.402	0.534	3.651	1.113	0.846
2 main	1.347	1.446	0.459	3.158	0.819	0.829	0.960	1.500	0.414	3.475	0.909	0.780
2 last	1.283	1.431	0.471	2.940	0.774	0.792	0.917	3.248	0.977	3.735	1.823	1.404
3 first	0.877	1.142	1.787	0.736	0.292	2.825	0.647	1.262	1.504	0.625	0.330	2.575
3 main	0.744	1.201	1.783	0.659	0.307	2.829	0.637	1.333	1.692	0.627	0.346	2.488
3 last	0.663	1.245	1.764	0.634	0.322	2.678	0.631	1.383	1.633	0.645	0.351	2.408
4 first	0.671	7.174	4.081	0.414	1.410	4.544	0.624	5.347	2.693	0.376	1.210	4.294
4 main	0.654	6.273	3.022	0.400	1.338	4.440	0.620	5.086	2.648	0.370	1.185	4.250
4 last	0.641	5.735	2.739	0.389	1.281	4.361	0.614	4.972	2.610	0.365	1.165	4.188
5 first	1.294	4.643	1.174	1.739	3.899	1.121	1.109	3.917	0.963	1.463	3.555	1.115
5 main	1.194	4.369	1.304	1.603	4.313	1.179	1.086	3.860	0.860	1.426	3.550	1.045
5 last	1.154	4.118	1.171	1.517	3.925	1.182	1.065	3.807	0.801	1.406	3.652	0.980
6 first	0.282	1.008	1.345	0.265	0.200	1.860	0.295	0.957	1.510	0.283	0.191	1.708
6 main	0.269	1.004	1.254	0.280	0.195	1.887	0.256	0.958	1.393	0.258	0.194	1.889
6 last	0.264	0.907	1.239	0.287	0.184	1.757	0.255	0.904	1.443	0.240	0.192	1.892
7 first	0.168	0.480	1.166	0.425	0.250	0.940	0.155	0.455	1.091	0.381	0.227	0.822
7 main	0.158	0.531	1.146	0.407	0.256	0.967	0.154	1.478	1.100	0.407	0.496	0.817
7 last	0.153	1.052	1.233	0.395	0.418	0.879	0.234	2.644	1.820	0.376	1.239	1.479
8 first	0.911	1.673	0.708	0.534	2.311	0.657	0.807	1.487	0.677	0.508	2.109	0.570
8 main	1.206	2.382	0.690	0.692	3.842	0.630	2.406	3.558	0.671	0.904	4.373	0.548
8 last	1.340	2.164	0.694	1.226	3.087	0.595	2.254	2.763	0.681	1.004	3.673	0.583
9 first	0.411	0.702	0.495	0.357	0.635	0.310	0.409	0.949	0.544	0.322	0.909	0.342
9 main	0.409	0.757	0.523	0.346	0.675	0.326	0.411	0.917	0.552	0.313	0.855	0.345
9 last	0.404	0.773	0.536	0.330	0.694	0.331	0.410	0.913	0.555	0.311	0.836	0.347
10 first	0.355	1.532	0.666	0.399	1.454	1.458	0.344	1.253	0.568	0.360	1.253	1.184
10 main	0.345	1.176	0.580	0.382	1.178	1.192	0.338	1.143	0.564	0.354	1.143	1.200
10 last	0.349	1.176	0.595	0.366	1.190	1.269	0.335	1.136	0.577	0.346	1.136	1.226
11 first	1.042	3.617	0.916	1.201	2.265	1.006	0.940	2.741	0.886	1.123	6.056	1.131
11 main	1.014	3.192	0.902	1.170	2.160	1.166	0.934	2.845	0.854	1.109	4.342	1.081
11 last	0.982	2.951	0.887	1.139	2.064	1.152	0.925	2.805	0.879	1.104	3.823	1.078
12 first	0.296	2.196	1.223	0.346	1.421	1.479	0.267	1.808	1.527	0.312	1.218	1.255
12 main	0.297	2.004	1.485	0.315	1.299	1.425	0.263	1.761	1.495	0.307	1.202	1.210
12 last	0.285	1.833	1.531	0.313	1.244	1.347	0.256	1.721	1.808	0.302	1.191	1.189

Legenda: 1-12 – označení probandek; first – první minuta měření; main – 10minutová stimulace; last – poslední minuta měření; BB – m. biceps brachii; RA – m. rectus abdominis; TIA – m. tibialis anterior; čísla jsou průměry svalové aktivity vzhledem k MVC vyjádřena v procentech.

Tabulka 7: Průměrná svalová aktivita jednotlivých probandek (13-24)

13 first	0.347	2.639	1.257	1.437	2.953	4.333	0.350	2.587	0.955	1.356	2.277	3.623
13 main	0.359	2.476	1.534	1.590	3.006	4.344	0.536	3.933	1.843	1.915	3.842	3.838
13 last	0.374	4.783	1.592	1.448	4.080	5.217	0.457	2.269	0.929	1.430	2.457	3.354
14 first	0.388	3.210	0.519	1.310	1.563	1.703	0.370	3.100	0.477	1.423	1.694	1.644
14 main	0.378	3.219	0.504	1.046	1.606	1.671	0.369	3.093	0.467	1.033	1.719	1.637
14 last	0.374	3.175	0.554	1.007	1.629	1.637	0.366	3.032	0.460	1.002	1.741	1.633
15 first	1.592	3.194	2.338	5.903	4.850	5.411	1.353	2.469	2.136	3.861	3.938	3.412
15 main	1.497	2.700	2.236	5.054	4.432	4.350	1.344	2.419	2.090	3.665	3.843	3.343
15 last	1.443	2.646	2.179	4.422	4.152	3.837	1.327	2.418	2.090	3.495	3.831	3.264
16 first	0.691	1.381	2.101	0.582	0.961	1.114	1.448	3.815	4.489	1.002	2.545	1.195
16 main	0.596	1.268	1.552	0.535	0.815	0.866	0.649	1.089	1.338	0.474	0.622	0.894
16 last	0.528	1.261	1.318	0.476	0.799	0.843	0.578	1.153	1.239	0.453	0.662	0.898
17 first	0.330	1.934	0.760	0.319	1.171	1.409	0.307	1.848	0.666	0.244	1.183	1.295
17 main	0.321	1.941	0.705	0.260	1.133	1.349	0.303	1.794	0.650	0.233	1.191	1.283
17 last	0.313	1.819	0.674	0.241	1.147	1.307	0.300	1.759	0.650	0.230	1.192	1.270
18 first	0.438	1.181	1.049	0.360	0.757	1.160	0.397	1.099	1.000	0.352	0.749	1.094
18 main	0.428	1.108	0.961	0.355	0.744	1.131	0.392	1.079	0.919	0.349	0.734	1.069
18 last	0.412	1.092	0.919	0.357	0.737	1.107	0.386	1.070	0.886	0.344	0.733	1.065
19 first	0.325	2.920	1.252	1.792	5.583	0.540	0.317	2.920	1.239	2.082	3.273	0.528
19 main	0.324	2.941	1.193	1.709	4.359	0.541	0.319	2.910	0.822	1.859	3.146	0.530
19 last	0.321	2.916	1.272	1.667	3.650	0.532	0.317	2.920	1.152	1.769	2.952	0.531
20 first	0.420	3.501	1.446	0.850	2.314	1.027	0.391	5.110	1.252	0.780	1.960	0.935
20 main	0.403	3.437	1.455	0.818	2.254	1.030	0.403	4.182	1.191	0.770	1.941	0.909
20 last	0.389	3.383	1.362	0.795	2.058	0.979	0.431	3.988	1.141	0.764	1.935	0.889
21 first	0.237	1.276	0.570	0.384	0.722	0.559	0.218	1.306	0.580	0.380	0.745	0.551
21 main	0.225	1.324	0.573	0.380	0.769	0.573	0.208	1.318	0.547	0.371	0.770	0.552
21 last	0.218	1.345	0.576	0.375	0.803	0.605	0.203	1.313	0.546	0.364	0.782	0.541
22 first	0.838	1.137	1.063	0.761	0.970	0.987	0.633	0.946	0.612	0.706	0.803	0.605
22 main	0.745	0.902	0.671	0.727	0.815	0.662	0.609	0.944	0.591	0.697	0.802	0.638
22 last	0.672	0.919	0.636	0.699	0.792	0.646	0.572	0.938	0.589	0.683	0.795	0.641
23 first	0.671	2.000	0.341	1.226	2.308	0.340	0.649	1.971	0.339	1.234	5.139	0.396
23 main	0.663	1.974	0.342	1.208	2.064	0.357	0.646	1.960	0.342	1.224	3.446	0.412
23 last	0.656	1.943	0.344	1.214	2.008	0.371	0.641	1.967	0.343	1.212	3.144	0.421
24 first	0.729	4.438	1.045	1.166	4.365	1.316	0.608	2.696	0.916	0.991	3.424	1.324
24 main	0.757	2.674	1.413	1.066	3.676	1.285	0.579	2.479	1.053	0.958	3.433	1.632
24 last	1.035	2.453	1.761	1.020	3.596	1.198	0.558	2.363	1.230	0.929	3.371	1.523

Legenda: 13-24 – označení probandek; first – první minuta měření; main – 10minutová stimulace; last – poslední minuta měření; BB – m. biceps brachii; RA – m. rectus abdominis; TIA – m. tibialis anterior; čísla jsou průměry svalové aktivity vzhledem k MVC vyjádřena v procentech.

Z uvedených hodnot je patrné, že vyšší svalová aktivita byla naměřena u jednotlivých probandek v *m. rectus abdominis* bilaterálně při placebo i VRL stimulaci. Naopak nižších hodnot vždy dosahovaly hodnoty na končetinových svalech – *m. biceps brachii* a *m. tibialis anterior*.

V tabulce 8 a 9 jsou uvedeny rozdíly hodnot mezi jednotlivými probandkami. Každá probandka je opět označena číslem 1-24, dále je *first* označení pro první minutu bez stimulace, *main* pro hlavní měření 10minutové stimulace a *last* pro poslední minutu bez stimulace. Jsou zde uvedeny v jednotlivých sloupcích svaly, mezi kterými byly vypočteny rozdíly. Hodnoty kladné označují stav, kdy byla naměřena vyšší svalová aktivita při placebo stimulaci. Hodnoty záporné označují stav, kdy byla naměřena vyšší svalová aktivita při stimulaci dle Vojty.

Tabulka 8: Rozdíly hodnot svalové aktivity vztažené k MVC mezi placebo stimulací a stimulací dle Vojty u jednotlivých probandek (1/2)

		L BB	L RA	L TIA	P BB	P RA	P TIA
1	first	0,058	0,702	0,182	0,052	0,701	0,041
1	main	0,086	0,536	0,113	-0,089	0,353	0,021
1	last	0,042	-1,007	-0,062	0,029	-1,495	-0,004
2	first	0,301	-0,287	0,022	0,439	0,155	0,078
2	main	0,387	-0,054	0,045	-0,317	-0,090	0,049
2	last	0,366	-1,818	-0,507	-0,795	-1,049	-0,612
3	first	0,230	-0,120	0,283	0,111	-0,038	0,249
3	main	0,108	-0,133	0,091	0,032	-0,039	0,341
3	last	0,032	-0,138	0,132	-0,012	-0,029	0,270
4	first	0,047	1,826	1,388	0,038	0,200	0,250
4	main	0,034	1,186	0,374	0,030	0,153	0,191
4	last	0,027	0,763	0,129	0,025	0,116	0,173
5	first	0,184	0,727	0,211	0,276	0,343	0,006
5	main	0,109	0,510	0,445	0,177	0,763	0,134
5	last	0,089	0,310	0,370	0,111	0,273	0,202
6	first	-0,014	0,051	-0,165	-0,018	0,009	0,152
6	main	0,013	0,046	-0,139	0,022	0,001	-0,002
6	last	0,009	0,003	-0,205	0,047	-0,008	-0,135
7	first	0,013	0,024	0,075	0,044	0,023	0,119
7	main	0,004	-0,948	0,046	0,000	-0,240	0,150
7	last	-0,081	-1,592	-0,587	0,019	-0,821	-0,601
8	first	0,104	0,186	0,031	0,026	0,202	0,087
8	main	-1,200	-1,176	0,019	-0,212	-0,531	0,082
8	last	-0,914	-0,599	0,013	0,222	-0,586	0,012
9	first	0,003	-0,247	-0,049	0,036	-0,274	-0,032
9	main	-0,002	-0,160	-0,030	0,032	-0,179	-0,018
9	last	-0,007	-0,140	-0,018	0,020	-0,142	-0,016
10	first	0,011	0,279	0,098	0,039	0,202	0,274
10	main	0,007	0,033	0,016	0,028	0,035	-0,009
10	last	0,014	0,040	0,018	0,020	0,053	0,044
11	first	0,102	0,876	0,029	0,079	-3,791	-0,124
11	main	0,080	0,347	0,048	0,061	-2,182	0,084
11	last	0,058	0,146	0,008	0,034	-1,759	0,073
12	first	0,029	0,388	-0,304	0,034	0,204	0,224
12	main	0,034	0,243	-0,010	0,008	0,097	0,216
12	last	0,030	0,113	-0,276	0,011	0,053	0,158

Legenda: 1-12 – označení probandek; first – první minuta měření; main – 10minutová stimulace; last – poslední minuta měření; BB – m. biceps brachii; RA – m. rectus abdominis; TIA – m. tibialis anterior; čísla jsou rozdíly hodnot svalové aktivity vzhledem k MVC mezi placebo stimulací a stimulací dle Vojty u jednotlivých probandek; čísla jsou vyjádřena v procentech

Tabulka 9: Rozdíly hodnot svalové aktivity vztažené k MVC mezi placebo stimulací a stimulací dle Vojty u jednotlivých probandek (2/2)

13	first	-0,004	0,052	0,302	0,081	0,676	0,709
13	main	-0,176	-1,457	-0,309	-0,325	-0,836	0,506
13	last	-0,083	2,514	0,662	0,018	1,622	1,864
14	first	0,017	0,109	0,042	-0,113	-0,131	0,059
14	main	0,010	0,126	0,037	0,013	-0,114	0,034
14	last	0,008	0,143	0,094	0,005	-0,112	0,005
15	first	0,239	0,725	0,203	2,041	0,912	1,999
15	main	0,152	0,281	0,146	1,389	0,589	1,007
15	last	0,116	0,228	0,089	0,927	0,321	0,572
16	first	-0,757	-2,434	-2,388	-0,421	-1,585	-0,081
16	main	-0,053	0,179	0,214	0,061	0,194	-0,028
16	last	-0,050	0,108	0,079	0,022	0,138	-0,055
17	first	0,023	0,086	0,094	0,076	-0,012	0,114
17	main	0,017	0,147	0,055	0,026	-0,059	0,066
17	last	0,013	0,060	0,024	0,012	-0,045	0,037
18	first	0,041	0,082	0,049	0,008	0,008	0,066
18	main	0,036	0,029	0,042	0,007	0,009	0,062
18	last	0,026	0,022	0,032	0,013	0,004	0,042
19	first	0,008	0,000	0,014	-0,290	2,310	0,012
19	main	0,005	0,031	0,371	-0,150	1,214	0,011
19	last	0,004	-0,004	0,119	-0,102	0,699	0,002
20	first	0,029	-1,608	0,195	0,071	0,354	0,092
20	main	0,000	-0,745	0,264	0,048	0,313	0,121
20	last	-0,042	-0,605	0,222	0,032	0,124	0,090
21	first	0,019	-0,030	-0,010	0,004	-0,022	0,008
21	main	0,016	0,007	0,026	0,009	-0,001	0,020
21	last	0,015	0,031	0,030	0,011	0,021	0,063
22	first	0,205	0,191	0,451	0,054	0,167	0,383
22	main	0,136	-0,042	0,081	0,029	0,013	0,024
22	last	0,100	-0,019	0,048	0,017	-0,003	0,005
23	first	0,022	0,029	0,002	-0,007	-2,832	-0,057
23	main	0,017	0,014	0,000	-0,016	-1,382	-0,055
23	last	0,015	-0,024	0,001	0,001	-1,136	-0,050
24	first	0,121	1,743	0,129	0,176	0,941	-0,008
24	main	0,178	0,195	0,360	0,108	0,244	-0,347
24	last	0,477	0,090	0,531	0,091	0,225	-0,325

Legenda: 13-24 – označení probandek; first – první minuta měření; main – 10minutová stimulace; last – poslední minuta měření; BB – m. biceps brachii; RA – m. rectus abdominis; TIA – m. tibialis anterior; čísla jsou rozdíly hodnot svalové aktivity vzhledem k MVC mezi placebo stimulací a stimulací dle Vojty u jednotlivých probandek; čísla jsou vyjádřena v procentech

Z uvedených hodnot můžeme vidět, že mezi prvními minutami, stimulacemi ani posledními minutami nejsou výrazné rozdíly. Nejvyšší rozdíly jsou v *m. rectus abdominis bilaterálně*.

Tabulka 10 popisuje průměrnou svalovou aktivitu vztaženou k MVC jednotlivých svalů (BB, RA, TIA) během 10minutové stimulace dle Vojty a placebo stimulace. Jsou zde průměrné hodnoty všech probandek. P hodnota se vztahuje k párovému Wilcoxonově testu, který porovnává, jestli je mezi těmito 2 skupinami statisticky významný rozdíl. Pokud je hodnota p menší než 0.05, tak je zde významný statistický rozdíl.

Tabulka 10: Průměrná svalová aktivita jednotlivých svalů během stimulací

n=24	Placebo	Vojta	Rozdíl	P hodnota
L BB	0.624 (0.376)	0.624 (0.426)	0	0.011
L RA	2.207 (1.371)	2.241 (1.195)	-0.034	0.456
L TIA	1.133 (0.667)	1.037 (0.693)	0.096	0.002
P BB	1.062 (1.107)	1.022 (0.927)	0.040	0.252
P RA	1.878 (1.395)	1.948 (1.422)	-0.070	0.088
P TIA	1.501 (1.266)	1.391 (1.018)	0.110	0.002

Legenda: n – počet probandek; L – levý; P – pravý; BB – m. biceps brachii; RA – m. rectus abdominis; TIA – m. tibialis anterior; vrchní hodnoty uvedeny u placebo a Vojty jsou procenta vzhledem k MVC; spodní hodnoty v závorkách jsou směrodatné odchylky

Průměrná svalová aktivita vzhledem k MVC byla větší při stimulaci dle Vojty v *m. rectus abdominis bilaterálně*. V *m. biceps brachii l. sin.* byla svalová aktivita vzhledem k MVC stejná u placebo stimulace jako při VRL. Oproti tomu v *m. tibialis anterior bilaterálně* a *m. biceps brachii l. dx.* byla větší svalová aktivita vzhledem k MVC při placebo stimulaci. Z uvedených hodnot vyplývá, že je zde statisticky významný rozdíl u *m. biceps brachii l. sin.* a u *m. tibialis anterior bilaterálně*.

Níže uvedená Tabulka 11 popisuje aktivitu všech svalů u 24 probandek, a to v první minutě, která předcházela oběma stimulacím. Dále svalovou aktivitu během 10minutových stimulací (Placebo, Vojta) a v poslední minutě, kdy nedocházelo k žádné stimulaci. V tabulce je také uveden rozdíl mezi výše uvedenými situacemi. Tabulka obsahuje také p hodnotu, která se vztahuje k párovému Wilcoxonově testu, který porovnává, jestli je mezi těmito 2 skupinami statisticky významný rozdíl. Pokud je hodnota p menší než 0.05, tak je zde významný statistický rozdíl.

Tabulka 11: Celková aktivita všech svalů v prvních minutá bez stimulací, během 10minutových stimulací a v poststimulačních minutách.

n=24	Placebo	Vojta	Rozdíl	P hodnota
first	1.49 (1.32)	1.41 (1.21)	0.08	<0.001
main	1.39 (1.16)	1.40 (1.11)	-0.01	<0.001
last	1.40 (1.18)	1.38 (1.13)	0.02	0.009

Legenda: n – počet probandek; first – první minuta před stimulací; main – 10 minut při stimulaci; last – poststimulační minuta; vrchní hodnoty uvedeny u placebo a Vojty jsou procenta vzhledem k MVC; spodní hodnoty v závorkách jsou směrodatné odchylky

Z uvedených hodnot vyplývá, že svalová aktivita vzhledem k MVC byla nejvyšší před začátkem placebo stimulace v první minutě měření. Během placebo stimulace došlo ke snížení hodnoty a v poslední minutě bez jakékoliv stimulace svalová aktivita mírně vzrostla. V první minutě před stimulací dle Vojty byla vyšší svalová aktivita vzhledem k MVC oproti stimulaci dle Vojty a poststimulační minutě.

Při porovnání hodnot svalové aktivity vztažené k MVC v první minutě před placebo stimulací a stimulací dle Vojty, tak vyšší hodnota byla naměřena před i po placebo stimulací. Tyto výsledky jsou statisticky významné.

Celková průměrná svalová aktivita vztažená k MVC všech svalů byla vyšší při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci. Tento výsledek je statisticky významný.

5.1 Výsledky vztahující se ke stanoveným hypotézám

H1 Předpokládám, že bude dosaženo vyššího procenta svalové aktivity vztažené k MVC u vybraných svalů (m. rectus abdominis, m. biceps brachii, m. tibialis anterior) při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci.

Výsledky tuto hypotézu nepotvrzují. U končetinových svalů (m. biceps brachii a m. tibialis anterior) bylo dosaženo vyššího či stejného procenta svalové aktivity vzhledem k MVC při placebo stimulaci než při stimulaci dle Vojty.

H2 Předpokládám, že bude dosaženo vyššího procenta svalové aktivity vztažené k MVC u všech svalů dohromady při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci.

Výsledky tuto hypotézu potvrzují, neboť celková průměrná svalová aktivita vztažená k MVC všech svalů byla vyšší při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci.

H3 Předpokládám, že po stimulaci dle Vojty bude v poslední minutě měření (bez stimulace) vyšší svalová aktivita vztažená k MVC oproti poslední minutě měření po placebo stimulaci.

Výsledky tuto hypotézu nepotvrzují. Průměrná svalová aktivita vzhledem k MVC byla v poslední minutě měření po stimulaci dle Vojty nižší po placebo stimulaci.

5.2 Výsledky vztahující se k výzkumným otázkám

Výzkumné otázky zněly:

Existuje rozdíl svalové aktivity vzhledem k MVC vybraných svalů při stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci?

Na základě tabulky 10 lze konstatovat, že jsou zde patrné rozdíly svalové aktivity vzhledem k MVC mezi vybranými svaly při placebo stimulaci oproti stimulaci dle Vojty.

Vyšší svalová aktivita vzhledem k MVC byla při placebo stimulaci v *m. tibialis anterior* bilaterálně a *m. biceps brachii l. dx.*

Vyšší svalová aktivita vzhledem k MVC byla při stimulaci dle Vojty v *m. rectus abdominis* bilaterálně.

Stejná svalová aktivita vzhledem k MVC byla při obou stimulacích v *m. biceps brachii l. sin.*

Existuje rozdíl svalové aktivity vzhledem k MVC vybraných svalů v první a poslední minutě bez stimulací?

Na základě tabulky 11 lze konstatovat, že hodnota svalové aktivity vzhledem k MVC v první minutě před placebo stimulací byla vyšší než před stimulací dle Vojty. Vyšší svalová aktivita vzhledem k MVC byla také po placebo stimulaci v poslední minutě oproti poslední minutě po stimulaci dle Vojty.

6 DISKUZE

Tato diplomová práce se věnovala měření svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie při Vojtově reflexní lokomoci a placebo stimulaci. Jedním z cílů práce bylo zjistit, zda se odlišuje svalová aktivita vztažená k MVC u stimulace dle Vojty oproti placebo stimulaci. Zahraniční autoři se v současnosti snaží o objektivizaci a objasnění účinků VRL. Zároveň přicházejí s výzkumy zabývající se odlišnou stimulační zónou, která vykazuje obdobný EMG signál jako zóna popsaná profesorem Vojtou. Bylo zde využito dosavadních poznatků z již provedených studií v kombinaci s teoretickými znalostmi.

Výzkumná část této práce se od ostatních studií odlišuje především umístění placebo zóny. V dosud provedených studiích byla placebo zóna umístěna vždy v distální polovině m. quadriceps femoris, 8 cm kraniálně od horního úhlu pately. Placebo zóna v této práci byla zvolena na stejném segmentu (trupu) jako hrudní zóna dle Vojty. Jednalo o místo mezi 2.-3.žebrem, na ventrální straně trupu vpravo.

6.1 Diskuze k teoretické části práce

Teoretická část této diplomové práce shrnuje dosavadní poznatky o objektivizaci VRL se samostatnou kapitolou 2.3. *Elektromyografie ve Vojtově reflexní lokomoci*. Studie se soustředily nejen na stávající podobu a aplikaci VRL, ale také na hledání nových spoušťových bodů, které by provokovaly stejnou/podobnou pohybovou reakci jako VRL. Příkladem může být Perales-López (2013), jelikož se ve své studii věnoval porovnávání jím zvolené oblasti stimulace (os pisiforme) se stimulací spoušťových zón dle Vojty (hrudní zóny, processu styloideu radii a acromionu). Potvrdil, že se významně aktivoval m. extensor digitorum profundus při stimulaci os pisiforme v porovnání s processus styloideus radii v RO – 1.fázi. Domnívá se, že by tak oblast os pisiforme v budoucnu, po dalších výzkumech, mohla představovat další zónu, která by sloužila k aktivaci segmentálního vzoru ruky. To by mohlo být podnětem k dalšímu zkoumání. Zkušenosti terapeuté, kteří se zabývají VRL, používají i alternativní zóny k vybavení plánované hybnosti, avšak nepředstavují je jako „nové“ zóny k vybavení plánované hybnosti dle Vojty. V této studii ověřovali pouze m. extensor digitorum profundus, který je na stejném segmentu jako zkoumaná zóna a zatím neověřili, jak reaguje celý proband v kontextu plánované hybnosti dle Vojty. Pokud bychom se soustředili pouze na aktivaci segmentálního vzoru ruky, lze uvažovat o možném bodu, který tento vzor vybaví,

avšak by mohlo jít i např. o akupresurní bod a je velmi odvážné ho představovat jako novou potencionální zónu dle Vojty.

Inovativní novinku představil Perales-López a Fernández-Aceñero (2013), jelikož zkoumali přenos VRL do telerehabilitace. Porovnávali manuální stimulaci terapeutem oproti stimulaci mechanickým zařízením. Došli k závěrům, že mechanické zařízení lze využít pro aplikaci VRL, neboť míra zapojení svalů hodnocena pomocí povrchového EMG byla obdobná. Vojtova reflexní lokomoce je však velmi komplexní terapeutický přístup. Terapeuté by měli vždy komparovat reflexně vyvolanou aktivitu v kontextu fyziologické plánované hybnosti či vegetativních reakcí. Na základně této kontinuální zpětné vazby pak zkušený terapeut mírně variuje aplikovaný vektor, sílu tlaku i nastavení individuálně neoptimálnější atitudy léčeného. Toto autorka této diplomové práce shledává jako zásadní limit využití statického mechanického zařízení.

6.2 Diskuze k výzkumné části

Výzkumný soubor na počátku tvořilo 27 probandek, u kterých bylo provedeno měření sEMG při placebo stimulaci i stimulaci dle Vojty včetně prvních minut bez stimulace a poststimulačních minut. Při analýze výsledků byly objeveny špatně zaznamenané signály sEMG, které byly vyřazeny a nemohly být zpracovány, neboť by zkreslily konečný výsledek. Autorkou práce byl vybrán finální vzorek, který tvořilo 24 probandek.

Normalizační hodnotou v této práci byla zvolena maximální volní kontrakce vybraných svalů (*m. biceps brachii*, *m. rectus abdominis*, *m. tibialis anterior*). Díky této normalizační hodnotě, mohlo být provedeno porovnání EMG aktivity mezi vybranými svaly. Faktorem, který ovlivňuje tuto hodnotu je výchozí pozice probandů (Halaki, 2012). Výchozí pozice pro *m. biceps brachii* a *m. tibialis anterior* byla stanovena dle doporučení Seniam (Seniam, 2016). Lokalizaci Seniam pro aplikaci elektrod povrchového EMG využil Perales-López (2013), což bylo inspirací pro autorku této práce. Bohužel Seniam (2016) neobsahuje doporučení ohledně aplikace elektrod i výchozí pozici pro všechny svaly. Proto byla výchozí pozice a pohyb pro *m. rectus abdominis* stanovena podle svalového testu dle Jandy (Janda, 2004).

Nyní budou okomentovány výsledky výzkumu této diplomové práce. Hodnoty svalových aktivit vzhledem k MVC v průběhu stimulací vyšly proti očekávání jako poměrně nízké. Jedním z možných vysvětlení zpracovaných výsledků by dle dosavadních

zkušeností autorky mohla být rozdílnost reakce probandů. Velmi výbavní jedinci vybaví plný vzor plánované hybnosti a musí je terapeut manuálně brzdit či slovně vybědnout ke kortikálně navozenému uvolnění před dalším pokračováním stimulace. U dalších pacientů můžeme aspekčně rozeznat svalové záškuby či konstantně nabíhající tonizaci svalů. U méně výbavných jedinců pak sledujeme často pouze vegetativní změny na dýchání či auskultačně patrné změny v peristaltice splachniku. Důvodem výsledných velmi nízkých hodnot aktivace vůči MVC může být ztráta jednotlivých peaků signálu („svalových záškubů“) při finálním zprůměrování naměřených hodnot z celých 10 minut stimulace. Touto logikou by se nejlépe zkoumali pacienti, kteří reagují konstantním zvyšováním svalového tonu či velmi výraznou, reflexní motorickou odpovědí. Z výzkumného vzorku byla autorka nucena právě tyto probandy odebrat, neboť stimulace vlivem jejich nadměrné výbavnosti musela být předčasně ukončena. Druhým z možných vysvětlení je jednorázová intervence. Měření EMG v této práci probíhalo pouze při první stimulaci dle Vojty. Nedochovalo zde k opakovaným intervencím před zahájením měření EMG jako ve studii Pavlů et al. (2000), kde probandí absolvovali 2-5 terapeutických sezení, což by finální podobu hodnot mohlo velmi ovlivnit. Při sumaci efektu z jednotlivých intervencí lze pozorovat vyšší motorický projev i u prve méně reaktivních jedinců.

Za zmínku jistě stojí, že svaly m. tibialis anterior bilaterálně a m. biceps brachii l. dx. dosáhly větší svalové aktivity vzhledem k MVC při placebo stimulaci než při stimulaci dle Vojty. Pokud zhodnotíme celkovou průměrnou svalovou aktivitu vzhledem k MVC u všech svalů, byla celková hodnota aktivity větší při stimulaci dle Vojty. Důvodem by mohlo být nerandomizované pořadí stimulace v placebo zóně a hrudní zóně. Dalším možným důvodem je i nedostatečná doba klidu před zahájením záznamu EMG v minutě předcházející stimulaci.

Při stimulaci dle Vojty byly vyšší hodnoty svalové aktivity vzhledem k MVC oproti placebo stimulaci pouze v m. rectus abdominis bilaterálně.

Z naměřených hodnot lze pozorovat mírné rozdíly mezi pravostrannými a levostrannými svaly při VRL (viz Tabulka 10). Jelikož probíhala stimulace dle Vojty z levé hrudní zóny, tak hodnota m. tibialis anterior l. dx. vyšla větší oproti m. tibialis anterior l. sin. Pravděpodobným důvodem je v tomto případě standartně popisovaná plánovaná hybnost, neboť pravá dolní končetina se zde chystá do budoucí opory, a proto by zde mohla být vyšší aktivita. Větší hodnota vyšla též v m. rectus abdominis l. sin.

oproti m. rectus abdominis l. dx. Zde by potencionálním důvodem mohla být stimulace hrudní zóny pouze vlevo bez stranové randomizace či opět popisovaná plánovaná hybnost. Levá dolní končetina se dostává do mírně větší flexe v kyčli, a proto by se mohl m. rectus abdominis l. sin. zapojovat více.

Hypotézy i design výzkumu vznikl na podkladě již proběhlých studií. Hypotézy byly stanoveny po rešeršní části práce. Níže bude uvedeno porovnání stávajících studií s výzkumem v této diplomové práci.

Srovnání placebo stimulace a stimulace dle Vojty ve svých studiích využívali autoři Sanz-Esteban et al. (2021a), Sanz-Esteban et al. (2021b) a Sung a Ha (2020). Rozdílem ve výzkumu této práce oproti výše zmíněným autorům je umístění placebo zóny. V této práci byla aplikována placebo stimulace mezi 2.-3. žebrem, aby byla zachována stimulace v oblasti trupu. Autoři prováděli placebo stimulaci vždy v distální polovině m. quadriceps femoris, 8 cm kraniálně od horního úhlu pately. Zdůvodňují to tak, že tato zóna byla vybrána, neboť nemá žádný přímý vztah k popsáným bodům z VRL a také byla tato oblast zvolena u autorů dřívějších prací.

Sanz-Esteban et al. (2021a) ve své studii uvádí, že při taktilní stimulaci dle Vojty jsou přítomné reakce na kortikální úrovni, které hodnotili pomocí EEG. Autoři zaznamenali nárůst do 4. minuty stimulace, následně aktivita klesla a od 5. minuty aktivita opět vzrostla. Ve všech frekvenčních pásmech byla zaznamenána nejvyšší aktivita v poslední, osmé minutě stimulace, která se udržela i v poststimulační minutě.

Sanz-Esteban et al. (2021b) publikovali studii, kde prokázali, že přetrvává svalová aktivita v poststimulační minutě, kterou hodnotili pomocí sEMG. Autorka diplomové práce chtěla na tuto studii navázat a ověřit tím jejich výsledek. Byla stanovena hypotéza, kde autorka předpokládala, že bude vyšší svalová aktivita v poslední minutě po stimulaci dle Vojty oproti placebo stimulaci. Tato hypotéza byla však ve výsledcích vyvrácena, neboť se svalová aktivita snížila po odeznění stimulace dle Vojty oproti poslední minutě bez placebo stimulace (viz Tabulka 11).

Doba trvání stimulací se u různých autorů lišila. Již výše zmínění Sanz-Esteban et al. (2021a) využívali 8minutové stimulace, kde zaznamenali reakce na kortikální úrovni. Ve své další studii Sanz-Esteban et al. (2021b) využíval také 8minutové stimulace z pravé hrudní zóny a měření signálu probíhalo v první i poslední minutě bez stimulace. Z grafů, které má Sanz-Esteban et al. (2021b) je patrný nárůst vyšší svalové aktivity

od 4. minuty. Oproti tomu Pérez-Robledo et al. (2022) využíval pouze 2minutové stimulační a vystřídal pravou a levou hrudní zónu. Aplikace placebo stimulační v oblasti m. quadriceps femoris bilaterálně (8 cm nad patelou) byla zařazena jako první a následně byly aplikovány stimulační v hrudní zóně bilaterálně dle Vojty.

Byly provedeny výše zmíněné studie, kde byla kratší doba stimulační, stimulační z pravé hrudní zóny, kde byl nárůst od 4. minuty. Řešitelé tohoto výzkumu se proto dohodli, že naopak dobu stimulační prodlouží na 10 minut a stimulační dle Vojty bude probíhat z levé hrudní zóny. V několika výše uvedených studiích také autoři prokázali, že přetrvává aktivita na úrovni kortikální i svalové i v poststimulační minutě. Dle těchto výsledků bylo stanoveno pevné pořadí aplikací stimulační, kdy nejprve byla probíhala placebo stimulační a následně stimulační dle Vojty, neboť by mohlo dojít ke zkreslení výsledků, pokud by bylo pořadí opačné.

Ve studii Pavlů et al. (2000) před samotným snímáním PEMG aktivity u vybraných jedinců nejprve probandi absolvovali 2-5 terapeutických sezení, kde byla zkoumána mimo jiné i vybavitelnost motorické reakce. Tato motorická odpověď se často vybavila až při 3.-5. sezení. Rozhodně tato skutečnost mohla ovlivnit velikost snímaných signálů PEMG. U některých jedinců však pozorovaly pouze EMG aktivity bez motorických projevů. Dle videí vyhodnotili, že reakce začínala prohloubením dechu spojenou s aktivací axiálního svalstva. Ač hodnoty v tomto výzkumu nejsou vysoké, tak nejvyšší průměrné hodnoty má právě m. rectus abdominis bilaterálně při stimulační dle Vojty. Lze předpokládat, že axiální svalstvo se zapojuje více při stimulační hrudní zóny dle Vojty než svaly končetin. Hodnoty v tomto výzkumu však nejsou dostačující a mohlo by to být předmětem dalšího zkoumání.

V nejnovějších studiích stimulační probíhaly v pozici 1. fáze reflexního otáčení, např. Sanz-Esteban et al. (2021b), Pérez-Robledo (2022) a Sánchez-González et al. (2023) a stimulovali hrudní zónu dle Vojty. Tato pozice byla využita i v této studii. Autoři ji volí nejspíše pro její jednoduchost. Při rešerši studií nebyla nalezena žádná práce, ve které by se autoři věnovali objektivizaci VRL v RO – 2. fázi, což by jistě stálo za prohloubení výzkumu.

Porovnání přesných hodnot mezi autory nalezených studií, kde bylo měřeno EMG při VRL, bohužel nebylo možné, neboť ve výsledcích pracovali s hodnotami svalů v průběhu každé jedné minuty, a nikoliv s celkovou průměrnou aktivitou vzhledem

k MVC. Ve studii z roku 2001 autoři Kern et al. hodnotili svalovou aktivitu vzhledem k MVC i procentuální dobu aktivity při dvou 10hodinových měřeních na svalech horních a dolních končetin. M. interosseus dorsalis I dosahoval 8% MVC a m. biceps brachii 6% MVC. V tomto výzkumu byla průměrná svalová aktivita vzhledem k MVC v 10minutovém měření u m. biceps brachii l. sin. cca 0,6% a m. biceps brachii cca 1%.

Závěrem diskuze je nutné zmínit, že pro opakování experimentu by bylo vhodné zajistit větší počet probandů. Jistě by bylo přínosem provést studii, kde by byla stimulována placebo stimulace v oblasti trupu bilaterálně a hrudní zóna dle Vojty bilaterálně.

6.3 Limity práce

Autorka si je vědoma, že i tato práce obsahuje limity a výsledky je nutné interpretovat s rezervou.

Jedním z neopominutelných limitů práce je samotná komplexnost VRL. Zóny při terapiích dle Vojty nejsou neměnná místa, ze kterých je terapie prováděna. U každé zóny je důležitý vektor. Vektor nemusí být vždy stejný, neboť každý jedinec je velmi individuální. Terapeut by měl vždy sledovat plánovanou hybnost pacienta, která je pro něj v terapii zpětná vazba. Zároveň by měl reagovat mírnou změnou vektoru či tlaku pro optimální nastavení terapie. Rovněž záleží na anatomických odchylkách, ať už se jedná o antevertzi/retrovertzi pánve či tvar hrudníku. Toto nikdy nelze u experimentu v laboratorních podmínkách sjednotit a je nutné to brát jako neměnný limit každého výzkumu, kde byla využita VRL.

Druhým z limitů práce je časová náročnost celého experimentu, jehož částí byla výzkumná část této diplomové práce, musely být nastaveny kompromisy mezi řešiteli experimentu. Jedním z kompromisů, který jistě mohl mít vliv na konečný výsledek, bylo nestanovení delšího úseku absolutního klidu před měřením EMG signálu v první minutě bez stimulace. Pérez-Robledo et al. (2022) uvádí, že před samotným měřením probíhalo 10 minut absolutního klidu, kdy nebyl měřen EMG signál a následně byla 1 minuta absolutního klidu s měřením EMG. Tato skutečnost mohla ovlivnit hodnoty svalové aktivity v první minutě bez stimulace. Bohužel i aktuální časová dotace (cca 90 minut) byla kolikrát pro probandy limitní, několik zájemců dokonce účast z tohoto důvodu odmítlo. Pokud by se protáhla tato doba o 20 minut, jelikož se jedná o 2 stimulace, mohl by být úbytek již takto limitního počtu probandů větší.

Dalším z limitů práce, který rovněž souvisí s časovou náročností, jak z pohledu řešitelů experimentu, tak probandů samotných je skutečnost, že by pro více objektivní výsledek mělo být pořadí stimulací náhodně měněno. Z uvedených studií, však vyplývá, že svalová aktivita může minimálně v první poststimulační minutě přetrvávat – delší účinek zatím nikdo netestoval a může být podkladem dalšího zkoumání. Pro adekvátní randomizaci by bylo výhodné, aby se probandi dostavili k měření alespoň 2x, při odstupu několika dní-týdnů.

Pavlů et al. (2000) používali několik terapeutických sezení před samotným snímáním PEMG. Studie trvala 3 roky a bylo vybráno ze 40 pouze 11. Experiment v této

diplomové práci trval 7 měsíců včetně příprav s ním spojené. Pokud bychom několik terapií dle Vojty aplikovali i v našem výzkumu, mohli bychom dosáhnout daleko větší svalové aktivity vztažené k MVC. Zároveň by tímto byli ovlivněni ostatní řešitelé experimentu.

Posledním limitem, který autorka uvádí je nemožnost přesného porovnání hodnot svalové aktivity s ostatními autory, kteří měřili EMG při VRL, neboť výsledky byly rozdílně zpracovávány, a tak nelze porovnávat 2 odlišné jednotky.

7 ZÁVĚR

Cílem teoretické části diplomové práce bylo shrnutí dosavadních poznatků o objektivizaci účinků VRL, zejména pomocí EMG.

Při rešeršní práci nebyla nalezena studie, kde by probíhala placebo stimulace na trupu stejně jako stimulace hrudní zóny dle Vojty. Tímto se provedený výzkum výrazně odlišuje, neboť autoři předchozích studií používali vždy placebo stimulaci v distální polovině m. quadriceps femoris, 8 cm kranálně od horního úhlu pately. Placebo zóna v této práci byla umístěna mezi 2.-3.žebrem, na ventrální straně trupu vpravo.

Cílem praktické části práce bylo objektivizovat změny svalové aktivity pomocí povrchového EMG během taktilní stimulace dle Vojty a porovnání hodnot oproti placebo stimulaci. Konkrétnější cíl práce byl v porovnání průměrů svalové aktivity vztažené k MVC u vybraných svalů (m. biceps brachii, m. rectus abdominis a m. tibialis anterior). Součástí bylo též porovnání hodnot svalové aktivity vztažené k MVC v první minutě a poslední minutě bez stimulací. Cíle teoretické i praktické části diplomové práce byly splněny.

Dvě hypotézy této práce se nepotvrdily a jedna hypotéza byla potvrzena. Autorka došla k výsledku, že se svalová aktivita vzhledem k MVC v poststimulační minutě po VRL naopak snížila oproti poststimulační minutě po placebo stimulaci. Výsledky této práce ukázaly, že při placebo stimulaci byly vyšší hodnoty svalové aktivity vzhledem k MVC oproti stimulaci dle Vojty v m. tibialis anterior bilaterálně a m. biceps brachii l. dx. Při stimulaci dle Vojty byly vyšší hodnoty svalové aktivity vzhledem k MVC oproti placebo stimulaci pouze v m. rectus abdominis bilaterálně. Celková průměrná svalová aktivita vzhledem k MVC u všech vybraných svalů dohromady byla větší při stimulaci dle Vojty.

REFERENČNÍ SEZNAM

1. BALL, Nick a Joanna SCURR. Electromyography Normalization Methods for High-Velocity Muscle Actions: Review and Recommendations. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2013, 29(5), 600-608 [cit. 2023-09-02]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.29.5.600
2. BURDEN, Adrian. Surface electromyography [online]. In: *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise Oxfordshire: Routledge*, 2008, 91-116 [cit. 2023-08-23]. ISBN 0-203-93575-6. Dostupné z: <https://www.sportsbiomech.com/Books/Biomechanics%20of%20movement.pdf>
3. CACEK, Jan, Pavel GRASGRUBER a Dita HLAVOŇOVÁ. *Vybrané aspekty zdatnosti dospělé populace České republiky*. Brno: Masarykova univerzita, 2014. ISBN 978-80-210-6852-0.
4. DELSYS INC. Trigno Avanti Sensors. *Delsys.com* [online]. ©2023 [cit. 2023-08-24]. Dostupné z: <https://delsys.com/trigno-avanti/>
5. DELSYS INC. Trigno Wireless System User's Guide. Edition PM-W01. ©2010. MAN- 012-2-0 [cit. 2023-08-24]
6. DISSELHORST-KLUG, Catherine; SCHMITZ-RODE, Thomas a RAU, Günter. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications. Online. *Clinical Biomechanics*. 2009, roč. 24, č. 3, s. 225-235. [cit. 2024-01-28]. ISSN 02680033. Dostupné z: 10.1016/j.clinbiomech.2008.08.003.
7. FLORIMOND, V. Basics of Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics. *Thought Technology Ltd – SEMG Applied to Physical Rehabilitation & Biomechanics*, 2010, 6-47. [cit. 2023-08-31]. Dostupné z: <https://thoughttechnology.com/content/docs/educational/MAR908-03%20SEMG%20applied%20to%20physical%20rehabilitation%20and%20biomechanics.pdf>
8. GAJEWSKA, Ewa, Juliusz HUBER, Aleksandra KULCZYK, Joanna LIPIEC a Magdalena SOBIESKA. An attempt to explain the Vojta therapy mechanism of action using the surface polyelectromyography in healthy subjects: A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2018, 22(2), 287-

- 292 [cit. 2023-02-03]. ISSN 13608592. Dostupné z:
doi:10.1016/j.jbmt.2017.07.002
9. GIANNAKOPOULOS, N. N.; SCHINDLER, H. J. a HELLMANN, D. Co-contraction behaviour of masticatory and neck muscles during tooth grinding. Online. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2018, roč. 45, č. 7, s. 504-511. [cit. 2024-01-31]. ISSN 0305-182X. Dostupné z: 10.1111/joor.12646.
 10. HA, Sun-Young a Yun-Hee SUNG. Effects of Vojta method on trunk stability in healthy individuals. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 2016, 12(6), 542-547 [cit. 2023-02-03]. ISSN 2288-176X. Dostupné z:
doi:10.12965/jer.1632804.402
 11. HALAKI, Mark a Karen GI. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*[online]. InTech, 2012, 2012-10-17 [cit. 2023-08-26]. ISBN 978-953-51-0805-4. Dostupné z: doi:10.5772/49957
 12. HERMENS, Hermie J, Bart FRERIKS, Catherine DISSELHORST-KLUG a Günter RAU. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2000, 10(5), 361-374 [cit. 2023-08-29]. ISSN 10506411. Dostupné z:
doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4
 13. HUNTER, Sandra K. Performance Fatigability: Mechanisms and Task Specificity. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine* [online]. 2018, 2018-07-02, 8(7) [cit. 2023-09-02]. ISSN 2157-1422. Dostupné z:
doi:10.1101/cshperspect.a029728
 14. JACOBSON, Jon A. a Marnix T. VAN HOLSBEECK. MUSCULOSKELETAL ULTRASONOGRAPHY. *Orthopedic Clinics of North America* [online]. 1998, 29(1), 135-167 [cit. 2023-08-31]. ISSN 00305898. Dostupné z:
doi:10.1016/S0030-5898(05)70010-9
 15. JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.
 16. KERN, Drew S.; SEMMLER, John G. a ENOKA, Roger M. Long-term activity in upper- and lower-limb muscles of humans. Online. *Journal of Applied*

- Physiology*. 2001, roč. 91, č. 5, s. 2224-2232 [cit. 2024-02-04]. ISSN 8750-7587.
Dostupné z: 10.1152/jappl.2001.91.5.2224
17. KOLÁŘ, Pavel, 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ISBN 978-807-2626-571.
 18. KONRAD, Peter. *The ABC of EMG*. B.m.: Noraxon INC. USA, 2006. ISBN 0-9771622-1-4.
 19. KROBOT, Alois, Barbora KOLÁŘOVÁ, UNIVERZITA PALACKÉHO, a FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1
 20. MARCO, Gazzoni, Botter ALBERTO a Vieira TAIAN. Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. *Physiological Measurement* [online]. 2017, 38(5), R27-R60 [cit. 2023-08-24]. ISSN 0967-3334. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6579/aa60b9
 21. MARRI, Kiran a SWAMINATHAN, Ramakrishnan. Analysis of concentric and eccentric contractions in biceps brachii muscles using surface electromyography signals and multifractal analysis. Online. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2016, roč. 230, č. 9, s. 829-839. [cit. 2024-01-31]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: 10.1177/0954411916654198.
 22. MASSÓ, Núria, Ferran REY, Dani ROMERO, Gabriel GUAL, Lluís COSTA, Ana GERMÁN. Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Med Esport* [online]. 2010, 45 (165), 121-130 [cit. 2023-08-23]. ISSN 1886-6581.
Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/291051010_Surface_electromyography_applications_in_the_sport
 23. MCMANUS, L., G. DE VITO a M. LOWERY. Analysis and Biophysics of Surface EMG for Physiotherapists and Kinesiologists: Toward a Common Language With Rehabilitation Engineers. *Frontiers in Neurology* [online]. 2020, 11, 576729. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2020.576729
 24. MEDVED, Vladimir, Sara MEDVED a Ida KOVAČ. Critical Appraisal of Surface Electromyography (sEMG) as a Taught Subject and Clinical Tool in

- Medicine and Kinesiology. *Frontiers in Neurology* [online]. 2020, 2020-10-26, 11 [cit. 2023-09-04]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2020.560363
25. MERLETTI, Roberto; AVENTAGGIATO, Matteo; BOTTER, Alberto; HOLOBAR, Ales; MARATEB, Hamid et al. Advances in Surface EMG: Recent Progress in Detection and Processing Techniques. Online. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 2010, roč. 38, č. 4, s. 305-345. [cit. 2024-02-04]. ISSN 0278-940X. Dostupné z: 10.1615/CritRevBiomedEng.v38.i4.10.
 26. MERLETTI, R a H HERMENS. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2000, 10(5), 283-286 [cit. 2023-08-29]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/S1050-6411(00)00019-5
 27. MÜLLER-PUTZ, Gernot R. Electroencephalography. In: Brain-Computer Interfaces [online]. *Elsevier*, 2020, s. 249-262 [cit. 2023-08-31]. Handbook of Clinical Neurology. ISBN 9780444639349. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-63934-9.00018-4
 28. OLIVEIRA, et al. Effect of the shoulder position on the biceps brachii EMG in different dumbbell curls. Online. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2009, č. 8, s. 24-29. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3737788/>. [cit. 2024-01-31].
 29. ORTH, H. *Dítě ve Vojtově terapii: příručka pro praxi*. České Budějovice, Kopp, 2009. ISBN 978-80-7232-378-4.
 30. PARKITNY, Luke a James MCAULEY. The Depression Anxiety Stress Scale (DASS). *Journal of Physiotherapy* [online]. 2010, 56(3) [cit. 2023-09-03]. ISSN 18369553. Dostupné z: doi:10.1016/S1836-9553(10)70030-8
 31. Pavlů, D., Věle F., Havlíčková, L., Elektromyografická a kineziologická analýza Vojtova terapeutického principu, *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2000, 7(2), s.74-77 [cit. 2023-09-03]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <https://www.digitalniknihovna.cz/mzk/view/uuid:7b481e00-a4d3-11ea-b633-5ef3fc9ae867?page=uuid:c730c240-a4ec-11ea-b61e-5ef3fc9bb22f>
 32. PETROWSKI, Katja, Cornelia ALBANI, Markus ZENGER, Elmar BRÄHLER a Bjarne SCHMALBACH. Revised Short Screening Version of the Profile of Mood

- States (POMS) From the German General Population. *Frontiers in Psychology* [online]. 2021, 2021-5-31, 12 [cit. 2023-09-03]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2021.631668
33. PERALES-LÓPEZ, L. a M.J. FERNÁNDEZ-ACEÑERO. ¿Es transferible la terapia de locomoción refleja a una plataforma de teleneurorrehabilitación en el tratamiento del paciente adulto? *Rehabilitación* [online]. 2013, 47(4), 205-212 [cit. 2023-09-03]. ISSN 00487120. Dostupné z: doi:10.1016/j.rh.2013.04.005
 34. PERALES-LÓPEZ, L. El pisiforme, una nueva zona de desencadenamiento segmental de los contenidos cinesiología de la mano en la terapia Vojta. Aplicaciones en rehabilitación. *Fisioterapia* [online]. 2013, 35(5), 189-196 [cit. 2023-09-04]. ISSN 02115638. Dostupné z: doi:10.1016/j.ft.2012.10.001
 35. PÉREZ-ROBLEDO, F., J. L. SÁNCHEZ-GONZÁLEZ, B. M. BERMEJO-GIL, R. LLAMAS-RAMOS, I. LLAMAS-RAMOS, A. DE LA FUENTE a A. M. MARTÍN-NOGUERAS. Electromyographic Response of the Abdominal Muscles and Stabilizers of the Trunk to Reflex Locomotion Therapy (RLT). A Preliminary Study. *Journal of clinical medicine* 2022, 11(13), 3866 [cit. 2023-02-03]. ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi:10.3390/jcm11133866
 36. ŘASOVÁ, Kamila. *Fyzioterapie u neurologicky nemocných (se zaměřením na roztroušenou sklerózu mozkomíšni)*. Praha: Ceros, 2007. ISBN 978-80-239-9300-4.
 37. TURKER, Hande a Hasan SZE. Surface Electromyography in Sports and Exercise. In: TURKER, Dr.Hande, ed. *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*[online]. InTech, 2013, 2013-05-22 [cit. 2023-09-04]. ISBN 978-953-51-1118-4. Dostupné z: doi:10.5772/56167
 38. SÁNCHEZ-GONZÁLEZ, Juan Luis; DÍEZ-VILLORIA, Emiliano; PÉREZ-ROBLEDO, Fátima; SANZ-ESTEBAN, Ismael; LLAMAS-RAMOS, Inés et al. Synergy of Muscle and Cortical Activation through Vojta Reflex Locomotion Therapy in Young Healthy Adults: A Pilot Randomized Controlled Trial. Online. *Biomedicines*. 2023, roč. 11, č. 12. ISSN 2227-9059. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/biomedicines11123203>. [cit. 2024-01-27].
 39. SANZ-ESTEBAN, Ismael, Roberto CANO-DE-LA-CUERDA, Ana SAN-MARTÍN-GÓMEZ, Carmen JIMÉNEZ-ANTONA, Esther MONGE-PEREIRA, Cecilia ESTRADA-BARRANCO a José Ignacio SERRANO. Cortical activity

- during sensorial tactile stimulation in healthy adults through Vojta therapy. A randomized pilot controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2021a, 18(1) [cit. 2023-08-31]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-021-00824-4
40. SANZ-ESTEBAN, Ismael, Roberto CANO-DE-LA-CUERDA, Ana SAN-MARTIN-GOMEZ, Carmen JIMENEZ-ANTONA, Esther MONGE-PEREIRA, Cecilia ESTRADA-BARRANCO, Pablo Cesar GARCIA-SANCHEZ a Jose Ignacio SERRANO. Innate Muscle Patterns Reproduction During Afferent Somatosensory Input With Vojta Therapy in Healthy Adults. A Randomized Controlled Trial. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*[online]. 2021b, 29(13), 2232-2241 [cit. 2023-02-03]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: doi:10.1109/TNSRE.2021.3120369
 41. SENIAM. Sensor Locations. Recommendations for Sensor Locations on Individual Muscles. *Senim.org* [online]. ©2016 [cit. 2023-06-25]. Dostupné z: http://seniam.org/sensor_location.htm
 42. STÅLBERG, Erik, Hans VAN DIJK, Björn FALCK, et al. Standards for quantification of EMG and neurography. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2019, 130(9), 1688-1729 [cit. 2023-08-29]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2019.05.008
 43. SUNG, Yun-Hee a Sun-Young HA. The Vojta approach changes thicknesses of abdominal muscles and gait in children with spastic cerebral palsy: A randomized controlled trial, pilot study. *Technology and Health Care* [online]. 2020, 2020-05-20, 28(3), 293-301 [cit. 2023-08-31]. ISSN 09287329. Dostupné z: doi:10.3233/THC-191726
 44. SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, V. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. První vydání. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o, 2017. ISBN 978-80-270-2292-2.
 45. VACEK, Jan. Vojtova reflexní lokomoce: pro. *Neurológia pre prax*. Bratislava: SOLEN, 2017, 18(4), 244-245. ISSN 1335-9592.
 46. VAŘEKA, Ivan. Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitácia*. Bratislava: Liečreh, 2000. 33(4), 196-200. ISSN 0375-0922.
 47. VAŘEKA, Ivan a Radmil DVOŘÁK. Jak vlastně funguje Vojtova metoda? *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, 16(1), 3-5. ISSN 1211-2658.

Dostupné také z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2009-1/jak-vlastne-funguje-vojtova-metoda-4072>

48. VOJTA, V. a A. PETERS. *Vojtův princip*. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3.
49. WANG, Lihua; CHEN, Xinliang; LI, Xiaocui; GONG, Yao; LI, Huaifang et al. The improvement of pelvic floor muscle function in POP patients after the Prolift procedure: results from surface electromyography. Online. *International Urogynecology Journal*. 2013, roč. 24, č. 10, s. 1703-1708. [cit. 2024-01-31]. ISSN 0937-3462. Dostupné z: 10.1007/s00192-013-2094-y.
50. WHITTAKER, Roger Graham, Botter ALBERTO a Vieira TAIAN. The fundamentals of electromyography: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. *Practical Neurology* [online]. 2012, 12(3), 187-194 [cit. 2023-02-14]. ISSN 1474-7758. Dostupné z: doi:10.1136/practneurol-2011-000198

8 Přílohy

Příloha č.1

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Souvislost míry stresu a úzkosti a hodnocení doprovodných nelokomočních projevů v rámci komplexní odpovědi v RL dle Vojty.

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: červen 2023 - prosinec 2023

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: PhDr. Tereza Nováková, Ph.D.

Hlavní řešitelé: Bc. Miriam Horálková, MUDr. Bc. Zuzana Charvátová Ph.D., Mgr. Bc. Zuzana Košatková, Bc. Lucie Pochmanová

Místo výzkumu (pracoviště): Katedra fyzioterapie FTVS UK

Vedoucí práce (v případě studentské práce): PhDr. Tereza Nováková, Ph.D.

Popis projektu: V této výzkumné práci, která bude podkladem čtyř diplomových prací, se budeme věnovat doprovodným nelokomočním projevům v průběhu maximálně 20 minut trvající tlakové stimulace zón definovaných konceptem dle profesora Vojty. Rovněž se budeme zabývat možnou korelací mezi velikostí odpovědi na Vojtovu reflexní lokomoci (VRL) a mírou stresu a úzkosti ze stran účastnic studie. Výzkumu se bude účastnit cca 20 - 30 účastnic. Manuální stimulace definovaných zón bude prováděna zkušeným fyzioterapeutem s úspěšně zakončeným kurzem Vojtovy metody. Pro měření elektrické svalové aktivity bude použit přístroj systému Trigno Wireless EMG System Delsys. Pro měření změn dechu a oběhu bude použit spirometr SP-10 Pocket Spirometer Gima a bezdrátové EKG. Dále bude využito dotazníků DASS-42 a POMS. Cílem práce je objasnit, zda dochází během manuální tlakové stimulace zón definovaných uvedeným konceptem ke změně elektrické svalové aktivity, ke specifické aktivitě autonomního nervového systému a zda dochází po dané stimulaci k rozdílnému parciálnímu rozložení tlaků ve stoji. V neposlední řadě je cílem práce také zjistit možnou korelací mezi mírou odpovědi na VRL a mírou stresu a úzkosti ze stran účastnic studie. Všichni probandí budou seznámeni s průběhem měření v rámci experimentu a před zahájením experimentu podepíší informovaný souhlas. Měření budou probíhat v kineziologické laboratoři katedry fyzioterapie FTVS UK.

Charakteristika účastníků výzkumu: Bude se jednat o zdravé dospělé ženy. Předpokládaný počet účastnic je 20 - 30. Pro účast ve výzkumu musí účastnice souhlasit s účastí dobrovolně. Kontraindikací pro účast na projektu jsou psychiatrická onemocnění, onkologická onemocnění, akutní zánětlivá onemocnění a těhotenství. Testování se nezúčastní osoby se známými akutními onemocněními či úrazu nebo v rekonvalescenci po akutním onemocnění či úrazu. Probandi, kteří jsou stejně jako řešitelky studentkami FTVS UK, budou osobně osloveni a vybráni hlavními řešiteli. Nebude využito žádných kontaktů typu email nebo telefonní číslo.

Zajištění bezpečnosti: Během měření nebudou použity žádné invazivní techniky. Během tlakové manuální stimulace definovaných zón budou dodrženy principy konceptu Vojtovy metody. Manuální stimulace definovaných zón bude prováděna zkušeným fyzioterapeutem s úspěšně zakončeným kurzem Vojtovy metody. Správnost přípravy a průběhu měření pomocí výše jmenovaných přístrojů bude zajištěna dohledem lékaře. Rizikem experimentu/testování je možnost výskytu fyzické i psychické únavy po stimulaci. Tato rizika budou minimalizována omezenou dobou stimulace, která nebude přesahovat běžně využívanou dobu stimulace v terapii dospělých, dále budou rizika minimalizována výběrem probandů, kdy se jedná o zdravé probandy bez výše uvedených kontraindikací. Bezpečnost osob v průběhu celého výzkumu bude zajišťovat odborný personál laboratoře katedry fyzioterapie FTVS UK. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Etické aspekty výzkumu a ochrana osobních dat: Účastníci výzkumu budou plnoletí.

Potenciální střet zájmů: Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu výzkumu.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Nebudou získávány žádné osobní údaje, veškerá výzkumná data budou vedena pod unikátním číselným kódem, který si zvolí proband, a to včetně anonymizovaného videozáznamu, který bude uchován na přenosném nosiči v kineziologické laboratoři pod heslem a zároveň kineziologická laboratoř je uzamčena elektronickým zámkem. Přístup k datům budou mít pouze členové výzkumného týmu (Bc. Miriam Horálková, MUDr. Bc. Zuzana Charvátová Ph.D., Mgr. Bc. Zuzana Košatková, Bc. Lucie Pochmanová a PhDr. Tereza Nováková, Ph.D.).

Uvčdomuji sí, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracována a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomových pracích, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na FTVS UK.

Požizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou požizovány žádné fotografie ani audionahrávky.

Výzkum bude monitorován videozáznamem. Anonymizace osob na videích bude provedena začerněním či rozostřením obličejů či částí těla a znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizovaná videa budou ihned po ukončení výzkumu a zpracování výsledků smazána. Anonymizovaný požizovaný záznam bude uchován na přenosném nosiči, ke kterému budou mít přístup pouze členové výzkumného týmu (Bc. Miriam Horálková, MUDr. Bc. Zuzana Charvátová Ph.D., Mgr. Bc. Zuzana Košatková, Bc. Lucie Pochmanová a PhDr. Tereza Nováková, Ph.D.). Pouze tyto osoby budou mít možnost záznam zpětně sledovat. Záznam bude uchován v kineziologické laboratoři pod heslem a zároveň kineziologická laboratoř je uzamčena elektronickým zámekem. Videozáznam bude použit pouze při zpracování dat a nebude dále publikován.


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

Text informovaného souhlasu (IS): příložen

Povinností 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: 11. 4. 2023

Podpis předkladatele: 

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:



Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martinková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 06/1/2023


dne: 14. 4. 2023

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

- 20 -


.....
podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č.2

INFORMOVANÝ SOUHLAS

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 na UK FTVS v rámci diplomových prací s názvem *Doprovodné nelokomoční projevy v rámci reflexní lokomoce dle Vojty, prováděné v kineziologické laboratoři na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze.*

1. Cílem projektu je objasnit, zda dochází ke specifické svalové aktivitě a doprovodným nelokomočním projevům (převážně projevům autonomního nervového systému) během tlakové stimulace zón definovaných konceptem dle profesora Vojty.
2. Pro získání dat nejprve vyplníte dotazník DASS-42 a POMS.
3. Následovat bude umístění elektrod pro měření EKG a EMG. Dále proběhne měření MVC (maximální volní svalové kontrakce vybraných svalů), rozložení tlaku na ploskách nohy při stoji a spirometrické vyšetření před tlakovou stimulací. Během tlakové stimulace bude snímáno EMG a EKG. Po tlakové stimulaci bude následovat opět měření rozložení tlaku na ploskách nohy při stoji a spirometrické vyšetření a vyplnění dotazníku POMS. Tlaková stimulace bude trvat maximálně 20 minut.
4. Během měření nebudou použity žádné invazivní metody. Tlakovou stimulaci zón definovaných dle konceptu profesora Vojty provede fyzioterapeut s úspěšně zakončeným kurzem Vojtovy metody.
5. Vyplnění dotazníku zabere 10 minut a celé měření bude trvat přibližně hodinu. Jako následek svalové práce vyvolané tlakovou stimulací zón definovaných konceptem profesora Vojty je možný nástup fyzické i psychické únavy. V rámci celkového času je započítána i příprava na měření.
6. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Kontraindikací pro účast na projektu jsou psychiatrická onemocnění, onkologická onemocnění, akutní zánětlivá onemocnění a těhotenství. Testování se nezúčastní osoby se známkami akutního onemocnění či úrazu nebo v rekonvalescenci po akutním onemocnění či úrazu.
7. Očekáváme, že na základě tohoto výzkumu přispějeme k objektivizaci efektu Vojtovy reflexní lokomoce.
8. Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.
9. Získaná data budou zpracována a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomových pracích, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na FTVS UK. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Výzkum bude monitorován videozáznamem. Anonymizace osob na videích bude

provedena začerněním či rozostřením obličejů či částí těla a znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizovaná videa budou po ukončení výzkumu smazána. Pořízený záznam bude uchován na přenosném nosiči, ke kterému budou mít přístup pouze členové výzkumného týmu (Miriam Horálková, Zuzana Charvátová, Zuzana Košatková, Lucie Pochmanová a PhDr. Tereza Nováková, Ph.D.). Pouze tyto osoby budou mít možnost záznam zpětně sledovat. Záznam bude uchován v kineziologické laboratoři pod heslem a zároveň kineziologická laboratoř je uzamčena elektronickým zámekem. Videozáznam bude použit pouze při zpracování dat a nebude dále publikován. Během experimentu nebudou pořizovány žádné fotografie.

10. V případě zájmu můžete zažádat o zaslání výsledků diplomové práce publikací s tímto experimentem spojených na e-mailové adrese: ...@....

11. V maximální možné míře zajistíme, aby získaná data nebyla zneužita

Jméno a příjmení řešitele:

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 měla 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 dostala jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byla jsem poučena 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: