

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Vliv intervence fyzioterapeuta na svalové dysbalance ramen
a pohybový stereotyp u uživatelů mechanického invalidního
vozíku**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

PhDr. Rostislav Čichoň, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Josef Kluska

Praha, červenec 2021

Prohlašuji, že jsem závěrečnou (diplomovou) práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl 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

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Velmi rád bych poděkoval svému vedoucímu práce PhDr. Rostislavu Čichoňovi, Ph.D. za konzultace, cenné rady a připomínky při odborném vedení práce. Děkuji Bc. Tomášovi Potůčkovi z IFC Pardubice za pomoc při náboru probandů, Mgr. Sylvii Dundáčkové z Centra Paraple, o. p. s. a Jaroslavu Náhlíkovi z Paracentra Fenix, z. s. za umožnění odborných konzultací. Chci také vyjádřit poděkování za spolupráci a ochotu při odbornému dohledu při měření na TMG Mgr. Danovi Omcirkovi a zejména všem probandům, kteří se dobrovolně zapojili do tohoto výzkumu.

Abstrakt

Název: Vliv intervence fyzioterapeuta na svalové dysbalance ramen a pohybový stereotyp u uživatelů mechanického invalidního vozíku.

Cíle: Cílem práce je zjistit, do jaké míry může mít vliv dvanáctitýdenní posilovací trénink pod odborným vedením fyzioterapeuta na uživatele mechanického invalidního vozíku (paraplegiky) a na jejich funkční svalové napětí v oblasti ramen.

Metody: Tento pilotní vícečetný kvalitativní výzkum probíhal od ledna do července roku 2021. Výzkumu se dobrovolně zúčastnili 3 paraplegici ve věku 39 až 46 let. U každého probanda byl proveden kineziologický rozbor s vyšetřením pohybového stereotypu při jízdě na mechanickém invalidním vozíku. Pro jednotlivé svaly pletenců ramenních byla provedena diagnostická metoda přístrojem tensiomyografem. Kineziologický rozbor a měření svalů bylo provedeno před a po intervenci, která probíhala třikrát týdně. Kvůli nepříznivé epidemické situaci byla prováděna formou videopřenosu v domácím prostředí. Byla použita metoda komparační v části porovnávání před a po ukončení intervence fyzioterapeuta během tréninkového cyklu každého probanda. Získané výsledky byly zpracovány softwarem TMG 100, který splňuje požadavky pro vyhodnocení dat a programem Microsoft Excel. Individuálně byl určen rozdíl absolutních hodnot a míra změny sledovaných parametrů. Tímto způsobem byl posouzen vliv intervence na funkční svalové napětí, laterální a funkční symetrie svalstva v oblasti ramen.

Výsledky: Mezi všemi probandy byly zaznamenány jak kladné, tak i záporné změny laterální a funkční symetrie. Zlepšení či zhoršení funkční symetrie korelovala s dominancí horní končetiny. Výsledky změn všech zjišťovaných parametrů byly pro měřené svalové partie velmi rozdílné u většiny probandů také v závislosti na dominanci horní končetiny. Po zhodnocení výstupních dat nebyl u všech probandů zaznamenán jednoznačný trend vzhledem ke způsobu intervence.

Klíčová slova: posilování vozíčkářů, paraplegie, svalová dysbalance ramen, intervence fyzioterapeuta, tensiomyograf, pohybový stereotyp

Abstract

Title: Influence of physiotherapist intervention on shoulder muscular imbalance and movement stereotype in users of mechanical wheelchair.

Objectives: The aim of the work is to find out to what extent a twelve-week strength training under the professional guidance of a physiotherapist can affect the users of mechanical wheelchairs (paraplegics) and their functional muscle tension in the shoulder area.

Methods: This pilot multiple qualitative research took place from January to July 2021. Three paraplegics aged 39 to 46 participated voluntarily in the research. A kinesiological analysis was performed on each proband with an examination of the movement stereotype while riding a mechanical wheelchair. A diagnostic method with a tensiomyograph was performed for individual muscles of the shoulder girdle. Kinesiological analysis and muscle measurements were performed before and after the intervention, which took place three times a week. Due to the unfavorable epidemic situation, it was carried out in the form of video transmission at home. The comparative method was used in the comparison section before and after the end of the physiotherapist's intervention during the training cycle of each proband. The obtained results were processed by the TMG 100 software, which meets the requirements for data evaluation and by the Microsoft Excel program. The difference between absolute values and the degree of change of the monitored parameters was determined individually. In this way, the effect of the intervention on functional muscle tension, lateral and functional symmetry of the muscles in the shoulder area was assessed.

Results: Both positive and negative changes in lateral and functional symmetry were noted among all probands. Improvement of deterioration in functional symmetry correlated with dominance of the upper limb. The results of changes in all parameters were very different for the measured muscle areas in most probands, also depending on the dominance of the upper limb. After evaluating the output data, no clear trend was observed in all probands with regard to the method of intervention.

Keywords: wheelchair strengthening, muscle imbalance, shoulders, intervention, tensiomyograph

OBSAH

1	ÚVOD.....	11
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	13
2.1	Vymezení základních pojmů.....	13
2.2	Mícha.....	14
2.2.1	Řízení na míšní úrovni	14
2.3	Spinální poškození	16
2.3.1	Komplikace spinálního poškození	17
2.3.2	Spasticita	19
2.3.3	Paraplegie.....	21
2.3.4	Tetraplegie	21
3	POSILOVÁNÍ VOZÍČKÁŘŮ A PROBLEMATIKA S TÍM SPOJENÁ....	22
3.1	Svalstvo ramenního pletence.....	22
3.2	Svalová dysbalance	24
3.2.1	Přetěžování ramenních kloubů uživatelů MIV	25
3.3	Význam pohybu uživatelů MIV	26
3.4	Správný sed při cvičení	27
3.5	Vliv rozcvičení před tréninkem.....	28
3.6	Výhody posilování	29
3.7	Vliv protahování svalů na organismus	30
3.8	Plán cvičení	32
3.9	Rizika posilování a kontraindikace	32
3.10	Pohybový stereotyp uživatelů MIV	33
4	TENSIOMYOGRAF	35
4.1	Obecná charakteristika metody	35

4.2	Postup a sledované parametry měření.....	36
4.3	Přístrojové vybavení TMG.....	38
4.4	Výsledky, analýza a interpretace dat.....	39
4.5	Využití TMG.....	39
5	CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY	42
5.1	Cíl práce	42
5.2	Úkoly práce	42
5.3	Výzkumné otázky.....	43
5.4	Hypotézy	43
6	METODIKA PRÁCE	44
6.1	Popis výzkumného souboru	44
6.2	Použité metody.....	45
6.2.1	Kineziologický rozbor.....	45
6.2.2	Měření TMG	47
6.3	Plán intervence	48
6.4	Sběr dat.....	49
6.5	Analýza dat.....	51
7	VÝSLEDKY VÝZKUMU	52
7.1	Proband č. 1.....	52
7.2	Proband č. 2.....	67
7.3	Proband č. 3.....	82
7.4	Celkový souhrn výsledků výzkumu	97
8	DISKUZE.....	98
9	ZÁVĚR.....	104

SEZNAM ZKRATEK

BB	biceps brachii (m. biceps brachii)
C-Th	cervikothorakální
DEA	deltoideus anterior (pars clavicularis m. deltoideus)
DEL	deltoideus lateral (pars acromialis m. deltoideus)
DEP	deltoideus posterior (pars spinalis m. deltoideus)
DG	diagnóza
Dm	maximální amplituda svalové kontrakce (maximal displacement)
Ellb.	loket
FA	farmakologická anamnéza
FS	funkční symetrie
EBM	Evidence-Based Medicine (med. založená na důkazech)
HKK	horní končetiny
LK	loketní kloub
LS	laterální symetrie
m.	musculus (sval)
MIV	mechanický invalidní vozík
PA	pracovní anamnéza
PHK	pravá horní končetina
PM	pectoralis major (m. pectoralis major)
ref.	referenční hodnoty
RHB	rehabilitace
RK	ramenní kloub
RP	rozsah pohybu
SA	sociální anamnéza

SpA	sportovní anamnéza
SS	svalová síla
TB	triceps brachii (m. triceps brachii)
Tc	doba kontrakce (contraction time)
Td	doba zpoždění (delay time)
Th-L	thorakolumbální
TMG	tensiomyograf
Tr	doba relaxace (relaxation time)
TRM	trapezius middle (pars transversa m. trapezius)
Ts	doba udržení kontrakce (sustain time)
TRS	trapezius superior (pars descendens m. trapezius)

1 ÚVOD

Úvodem bychom si měli upřesnit, že z velmi různorodé skupiny uživatelů MIV (mechanického invalidního vozíku) je v rámci této diplomové práce sledován výzkumný soubor osob se spinálním poškozením. Tento výzkumný soubor je tvořen pouze paraplegiky. Vzhledem k tomu, že specializované posilovny navštěvují i jiní vozíčkáři než paraplegici, autor se rozhodl v názvu své diplomové práce ponechat obecné označení uživatelé mechanického invalidního vozíku. Zaměření na paraplegiky slouží záměru homogenizovat výzkumný soubor.

Do této diplomové práce jsou zařazeny osoby se spinálním poškozením, pravidelně navštěvující různé specializované posilovny. V České republice se těmto klientům věnuje IFC Fitness v Pardubicích, které je jediným zařízením svého druhu v Česku spolu s centrem zdravotně postižených v Českých Budějovicích. Další možnosti posilování mají pacienti v některých rehabilitačních centrech jako je např. Centrum Paraple, o. p. s. v Praze, v paracentru Fénix v Brně, v Rehabilitačním ústavu Hrabyně a jiných rehabilitačních zařízeních.

Zpřístupňuje se takto životní styl spojený se sportem všem lidem i s handicapem. Výhodou tzv. integračních fitcenter (Pardubice, České Budějovice) je prostředí, kde mezi cvičenci neprobíhá separace a všechny podmínky jsou tak stejné pro všechny bez rozdílu, což umožňuje maximální stupeň soběstačnosti a možnost seberealizace. Centrum zdravotně postižených jižních Čech, o. s. pomáhá osobám se zrakovým, sluchovým, tělesným, intelektuálním a kombinovaným postižením také bez rozdílu věku. Toto centrum vzniklo v roce 1993 ve spolupráci s Červeným křížem.

Osoby používající MIV mívají častější zdravotní potíže právě v oblasti pletenců ramenních, což bývá provázáno oslabeným trupovým svalstvem. Vozíčkáři mohou mít díky specifickému monotónnímu pohybu při pohánění kol na MIV nevhodný pohybový stereotyp. Dochází tak často ve stručnosti ke zkrácení velkých prsních svalů a horní části trapézových svalů a z tohoto důvodu oblast ramenních pletenců často pobolívá. Vzhledem k vysokým požadavkům na odborné znalosti o pohybovém aparátu u tohoto typu klientů, je velmi důležité a užitečné, když je posilovací trénink veden a kontrolován fyzioterapeutem. Fyzioterapeut může na základě svého odborného kineziologického vyšetření doporučit klientovi vhodnou strategii posilovacího cvičení. Zde je nutné připomenout, že se rozhodně nejedná o sport, kde by bylo hlavním cílem

zvedání a překonávání přetěžkých břemen, ale o pohyb, který má budovat co nejdéle udržitelný tělesný rozvoj, zmírnit svalovou dysbalanci a přispět ke zlepšení sociálních kontaktů jak s dalšími vozíčkáři, tak i s běžnými cvičenci.

Toto téma diplomové práce jsem si vybral, protože jsem toho názoru, že vozíčkářům optimální kompenzačně pojaté posilovací cvičení umožní dosáhnout lepšího zdraví a odolnosti, prevence obezity a civilizačních chorob, do určité míry zlepšit sílu a soběstačnost, zlepšit psychiku, v integračních fitcentrech pomůže začlenit mezi běžné návštěvníky a do určité míry jim toto cvičení může nahradit silovější sportovní aktivity a těžší manuální práci, na kterou byli někteří vozíčkáři celý život zvyklí. O tuto problematiku se zajímám, protože bych jako odborný fyzioterapeut v integrační posilovně chtěl jednou pracovat. (Autor diplomové práce absolvoval kurz Instruktor fitness).

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Tato část závěrečné práce obsahuje teoretické poznatky o zpracovávaném tématu. Tyto podklady slouží jako východisko ke zpracování praktické části diplomové práce. Zdroje, které byly použity pro zpracování textu, pocházejí z odborných publikací, odborných studií a článků v časopisech a z elektronických databází. Pro citování byla použita norma ISO 690.

2.1 Vymezení základních pojmů

Pro ujasnění pojmů je důležité upřesnit, koho lze pokládat za vozíčkáře. Je to člověk, který je trvale nebo z větší části závislý na vozíku. Příčinou mohou být různé druhy onemocnění a úrazů. Jedná se především o dětskou mozkovou obrnu, úrazy hlavy a mozku, mozkové nádory, stavy po cévních mozkových příhodách, degenerativní onemocnění CNS, roztroušená skleróza, myopatie a různé formy svalové dystrofie a částečné nebo úplné poškození míchy (Honzátková et al., 2013, s. 14; Neubauerová, Javorská a Neubauer, 2012, s. 39-44). Osoby s tělesným postižením jsou uživateli různě vybavených a technicky provedených invalidních vozíků. Rozlišujeme uživatele mechanických a uživatele elektrických invalidních vozíků. Mechanické vozíky jsou poháněny jak vlastní manuální silou konkrétního uživatele nebo pomocí druhé osoby. Elektrické invalidní vozíky jsou ovládány prostřednictvím dálkového ovládání pomocí joysticku (Vyskotová, Čichoň, 2013, s. 26-27).

Významnou skupinu vozíčkářů tvoří osoby se spinálním poškozením. Podle úrovně funkčních schopností dle výšky míšní léze se stávají uživateli buď mechanického, nebo elektrického invalidního vozíku. Pro vymezení základních pojmů Neubauerová, Javorská a Neubauer (2012, s. 101) uvádí: „*Transverzální míšní lézi řadíme mezi získané obrny, kdy jde o náhlé, úplné přerušení míchy, které vzniká nejčastěji v důsledku poranění obratle, kdy mícha přestává zprostředkovávat přenos informací z centra na periferii a opačně.*”

Mezi jednotlivými osobami se spinálním poškozením může hrát nerovnováha v síle svalových skupin klíčovou roli při rozvoji sekundárních poruch (Dehail et al., 2008). Svalovou dysbalanci jako poruchu svalového tonu vysvětluje Kolář et al. (2012, s. 65), připomíná však, že V. Janda uvedl první systematické uspořádání dysbalanční predispozice svalů. Vzhledem k tématu se v následujících kapitolách budeme věnovat

podrobně dysbalanci oblasti svalstva pletence ramenního uživatelů MIV, a to zejména u osob se spinálním poškozením.

2.2 Mícha

Anatomicky se nervový systém dělí na centrální a periferní část. Mícha (*medulla spinalis*) spolu s mozkem patří do centrálního nervového systému. Čihák (1997, s. 228) uvádí: „*Medulla spinalis (řec. myelos) je válcovitý, místy příčně oválný provazec nervové tkáně, 40 – 50 cm dlouhý, široký od 10 do 13 mm, uložený v páteřním kanálu, kde je obklopen míšními obaly*”. Mícha je tvořena ze šedé hmoty (přední a zadní míšní rohy, které obsahují buněčná těla, dendrity, axony a gliální buňky) a bílé hmoty (provazce tvořené myelinizovanými i nemyelinizovanými axony a gliálními buňkami). Míšní kořeny jsou dorzální pro senzitivní a ventrální pro motorické nervové dráhy. V úrovni intervertebrálního foramina se spojují ve spinální nerv. Nervy vycházející z míchy včetně předních a zadních míšních rohů spolu s mozkovými nervy včetně jejich jader patří už do nervového systému periferního. Z míchy vede 31 párů míšních nervů. Mícha se nachází se začátkem v úrovni prvního krčního obratle a končí v úrovni druhého bederního obratle a prochází v tzv. páteřním kanále, který je formován tělem a obloukem obratle (Ambler, 2011, s. 13; Faltýnková, Kříž, Kábrtová, 2004, s. 6).

Nervový systém se fyziologicky dělí na somatický, který zajišťuje aferentní senzitivní a senzitivní informace a eferentní kontrolu činnosti kosterního svalstva a autonomní nervový systém, který odpovídá za senzitivní informace z útrobních orgánů, činnost hladkých svalů, srdečního svalu a exkretorických žláz (Ambler, 2011, s. 13).

2.2.1 Řízení na míšní úrovni

Míšní (spinální) úroveň řízení můžeme zařadit mezi čtyři hierarchicky uspořádané úrovně motoriky. Nejvýše stojí autonomní řízení se základními biologickými funkcemi, pod ním se nachází spinální úroveň, prostřednictvím které probíhá řízení výkonových orgánů motoriky (motoneuronů). Na třetí úrovni stojí subkortikální úroveň řízení, což je řízení ereismatické a teleokinetické motoriky. Pomyslně nejnižší stojí kortikální úroveň řízení. Tato jednotlivá řízení však od sebe nelze izolovat, protože se společně podílejí při každém pohybovém procesu (Véle, 2006, s. 75).

V předních míšních rozích jsou umístěny motoneurony, které přes přední míšní kořeny zásobují svalstvo jednotlivě. Základní jednotku tohoto výstupního orgánu motoriky, který je řízen z CNS, nazýváme motorickou jednotku. Motoneurony jsou schopny přijímat informace přímo z centra pomocí nervových drah, z periferie, z míšní neuronové sítě, která je spojena s centrem i s periferií. Motoneurony přijímají informace také z útrobních orgánů. Z receptorů svalových vřetének putují vzruchy přímou propioceptivní drahou k motoneuronům alfa (lamina IX). Prostřednictvím jich je možné měnit jejich práh dráždivosti či vyvolat synchronní záškub šlachového reflexu. Reflexní obranná reakce (např. při kousnutí hmyzem) je však vyvolána nepřímou drahou prostřednictvím míšní nervové sítě. Eferentní (výstupní) informace z CNS jakožto alfa systému aktivují míšní motoneurony nepřímou, tudíž asynchronně. Eferentní informace z retikulární formace, která patří motorickému gama-systému přes inervaci malých motoneuronů-gama, zapříčiní kontrakci intrafuzálních vláken, což vede k podráždění středového receptoru na vřeténku. Podráždění se přeneso reflexním obloukem přímou cestou na alfa-motoneuron, kde dochází k nastavování jeho dráždivosti, které nezávisí na délce svalu a připravuje tímto mechanismem podmínky k pohybu (Véle, 2006, s. 77).

V postranních míšních rozích jsou umístěny autonomní neurony. Jejich úkol je zásobovat nezbytnými látkami pro metabolickou aktivitu a odstraňovat odpadní látky. Vliv mají i na cirkulaci a činnost útrobních orgánů. Tento systém pomáhá komunikovat mezi výkonnými a vnitřními orgány, pokožkou a mozkem (Véle, 2006, s. 78).

Spojení dostředivých aferentních nervových drah se sítí míšních neuronů a s centrálními řídicími strukturami zprostředkovávají neurony zadních míšních rohů. Informace z proprioceptorů dávají statické a dynamické informace pro délku svalu, šlachové napětí přes Goldiho tělísko, segmentální postavení kloubu a v rámci řízení pohybu dávají tzv. zpětnou vazbu. Informace, které pocházejí z kožních receptorů a z vnitřních orgánů se konfrontují s informacemi z proprioceptorů. Všechny informace se srovnávají s aferentním tokem informací z telereceptorů (zrak, sluch, čich). Jak dále popisuje Véle (2006, s. 78), kontrolní funkce začínají tedy nejdříve od autonomního systému, poté se nastavuje dráždivost motoneuronů systémem gama i s bdělostní a emoční úrovní mysli, která rozhoduje o reakci pohybu, nakonec se aktivují alfa-systémem míšní motoneurony pro uskutečnění plánovaného pohybu.

Protahováním svalů dochází k dráždění svalových vřetének a tím stoupá dráždivost motoneuronů a pohotovost k činnosti. Protahujeme-li sval příliš rychle, vznikne reflexní svalová aktivita zacílená proti protahování. Účelem je zabránit náhlé změně délky svalu, což nazýváme monosynaptický šlachový reflex. Šlachový reflex informuje o stavu integrity reflexního oblouku, stavu reaktibility motoneuronu a stavu excitability CNS (Véle, 1997, s. 63-64).

Do interneuronové sítě vstupují jak propioceptivní signály, tak i signály exteroceptivní. Reakce probíhá jako delší desynchronizovaná aktivita motoneuronů, připomínající tonický pohyb (Véle, 1997, s. 66).

2.3 Spinální poškození

Úrazy páteře jsou časté, ovšem poškození míchy je sice vzácnější, ale o to závažnější. Při poranění míchy dochází nejčastěji i k úrazu páteře, proto všechna tato poranění označujeme jako vertebrospinální. Současné poranění páteře a míchy může být zapříčiněno nejčastěji luxací nebo luxační či kominutivní (tříštivou) zlomeninou. Příčina samostatného úrazu míchy bez přítomnosti poranění páteře je poškození z důvodu přímého traumatu, stlačení kostěnými úlomky, krevním výronem nebo kompresí intervertebrálním diskem nebo se jedná o ischemii kvůli poškození spinálních artérií. Jedná se nejčastěji o autonehody, pády z výšek, skoky do vody a sportovní úrazy. K poškození míchy může dojít i vlivem zánětu nebo z důvodu nádorového bujení. (Ambler, 2011, s. 183; Honzátková et al., 2013, s. 14).

Po traumatickém poranění míchy probíhají změny kaskádovitě během několika hodin po úrazu. Důležité jsou pro poranění sekundární změny v prvních hodinách, což vede k míšnímu infarktu šedé hmoty a edému bílé hmoty a nakonec se rozvíjí úplná nekróza. Nejkaudálnější segment, u kterého nacházíme ještě intaktní motorickou a senzitivní funkci se nazývá jako neurologická hranice léze (Ambler, 2011, s. 184; Neubauerová, Javorská a Neubauer, 2012, s. 102).

Následkem poškození míchy nastává spinální šok. Specifické stádium spinálního šoku nastává bezprostředně po poranění a má jednoznačné symptomy. K příznakům patří vymizení míšních reflexů, chabá plegie končetin bez přítomnosti šlachosvalových reflexů, komplexní absence cití, areflexie močového měchýře a snížení činnosti střev, které může skončit až úplnou zástavou pohybu střev (ileem). Poruchy metabolismu se

objevují taktéž spíše v akutním stádiu. Jedná se především o změny ve vylučování minerálů a o snížení hladiny bílkovin v krvi, které pacient musí kompenzovat dostatečnou stravou. Pacient se pokud možno musí vyhýbat komplikacím s dekubity, protože tento stav hladinu bílkovin v krvi snižuje. Období spinálního šoku může trvat 3 až 6 týdnů. Posléze se objevují patologické reflexy (např. trojflexe, kdy při podráždění plosky chodidla nastává flexe v kyčli, koleni a extensi nohy a palce), regeneruje se střevní peristaltika a postupně se objevuje obraz paraplegie či tetraplegie. Vzhledem k tomu, že míchou probíhají vegetativní vlákna, dochází k potížím s močením a vylučováním stolice. Posléze se objevují parézy, místní spasmy, hyperreaktivita na různé podněty a svalové stahy mimovolního původu, v neposlední řadě se dostávají poruchy trofiky tkání (Neubauerová, Javorská a Neubauer, 2012, s. 106-108).

Traumatické míšní léze se dělí na dvě základní skupiny. První skupinou je míšní léze částečná neboli inkompletní, kdy je kvalita cití a hybnost zachována pouze omezeně. Jedná se především o inkompletní transverzální míšní lézi, Brown-Séquardův syndrom (nastává po jednostranném přerušení nebo útlaku míchy), syndrom stlačení míchy v přední části a syndrom intramedulární léze. Další velkou skupinou poranění páteře jsou úplné neboli kompletní míšní léze. Mícha je v důsledku ischemie dilacerována nebo proběhne nekrotizace (Ambler, 2011, s. 184).

Poraněná mícha může mít jen velice malou schopnost regenerace, proto nelze očekávat úplné uzdravení a obnovení funkce. Po vzniku míšního poranění probíhá významnější obnova během období do 6 až 8 měsíců, někdy i po dvou letech po zranění. Čím dříve zlepšení probíhá, tím je větší pravděpodobnost zlepšení v rámci cití a pohyblivosti (Faltýnková, Kříž, Kábrtová, 2004, s. 9).

2.3.1 Komplikace spinálního poškození

Jedna z nejzávažnějších komplikací, která se vyskytuje u pacientů s míšní lézí nad segmentem Th6, je autonomní dysreflexie. „*Jedná se o prudké zvýšení krevního tlaku způsobené neadekvátní vegetativní reakcí na podráždění pod místem léze*” (Kolář et al., 2012, s. 353). Autor dále uvádí, že příčinou obvykle bývá distenze močového měchýře (přeplnění močového měchýře při neprůchodnosti močového katétru nebo při epicystostomii). Další možné příčiny jsou distenze střeva, akutní břišní příhody, popálení a zánět. Při autonomní dysreflexii dochází k uvolnění mediátorů pod místem léze s vazokonstrikcí, poté organismus koriguje stav vznikem reflexní bradykardie

a vazodilatace, která však může nastat jen nad úrovní míšňí léze. Pacient má zarudlý obličej, potí se, zažívá úzkost a pociťuje pulsující bolest hlavy. V kritickém případě při pozdějším zareagování se může u pacienta objevit krvácení do mozku. Pokud nenalezneme jasnou příčinu potíží, stačí pacienta uvést do sedu a umožnit odchod moče, případně po přechodnou dobu podat rychle účinkující antihypertensiva (Kolář et al., 2012, s. 353).

V případě komplikace poruchy močení rozlišujeme dva základní typy. První případ je tzv. reflexní automatický měchýř, jehož fungování není možné vědomě regulovat aktem močení. Tento typ nastává u míšňích lézí nad obratli Th12 a L1 (tzn. nad míšňími segmenty S2-S4). Dlouhodobým nácvikem je možné se naučit vyprazdňování pravidelně v intervalech. Druhým případem je autonomní měchýř, jehož stěny jsou ochablé a dilatované trvale. Reflexní vyprazdňování není možné, ale přesto je důležité naučit se co nejpravidelněji vyměšovat (Neubauerová, Javorská a Neubauer, 2012, s. 107).

Pro vyprazdňování střeva je dobré zvýšit podíl vlákniny a volit přiměřené porce jídel. Vyprazdňování je možné provést manuálně nebo pomocí rektálního stimulantia v podobě čípků (Kolář et al., 2012, s. 354).

S těmito poruchami souvisí i poruchy sexuálních funkcí. U mužů se objevuje porucha erekce a ejakulace. Wensche et al. (2009, s. 147) uvádí: „*Muži s transversální míšňí lézí horního motoneuronu jsou schopni dosáhnout reflexní erekce, avšak psychogenní erektilní schopnost chybí.*” Ženy mívají poruchu lubrikace a prožití orgasmu. Přechodně se zpravidla několik měsíců od míšňího poškození objevuje amenorea. Úrazy míchy však nejsou příčinou neplodnosti (Kolář et al., 2012, s. 354).

Pacienti se spinálním poškozením s plegií dolních končetin a trupu, kteří jsou v akutní fázi dlouhou dobu v horizontální poloze a pokud mají potíže s návratem žilní krve z okrajových částí těla, jsou ohroženi ortostatickou hypotenzí. Je zapotřebí pacienta postupně vertikalizovat a pokud možno zaklonit hlavu. Stejně příčiny mohou vyvolat tromboembolickou nemoc, které je možné předejít dlouhodobým podáváním warfarinu či heparinu (Kolář et al., 2012, s. 353).

Další velmi častou komplikací u pacientů se spinálním poškozením je vznik proleženin či dekubitů. Podstatnou příčinou bývá dlouhodobý tlak, působící na tělesné tkáně, což snižuje zásobování potřebnými živinami a kyslíkem. Větší výskyt je

u pacientů s nadváhou nebo obezitou. Při delším působení tlaku dochází k nekrotám, což je vstupní bránou pro infekce. Poškození tkáně se projevuje průměrně po 1 až 6 hodinách působení rizikových faktorů, přičemž vznik dekubitu ovlivňuje také výživa a vlhkost (Wendsche et al., 2009, s. 69-70).

Komplikace s poruchami dýchání se vyskytují v poúrazové fázi při lézích v oblasti krční páteře. U pacientů s míšními lézemi nad segmentem C4 dochází k výpadku dýchacího svalu bránice, což znemožňuje samostatné dýchání. Dechové potíže však mohou nastat i u pacientů s nižšími lézemi, protože po poranění dochází ke zvednutí bránice kvůli rozepnutí klíčků střevočních (Neubauerová, Javorská a Neubauer, 2012, s. 108).

Velice závažné jsou stavy při poruchách termoregulace. U pacientů s vysokými lézemi bývá tělesná teplota závislá na okolní teplotě. V případě přehřátí organismu v létě částečně pomůže použití klimatizace v autě, použití studených obkladů nebo postříkáním studenou vodou. Při přehřátí močového měchýře a střev se teplota může také zvyšovat. Někdy se zvýšená teplota objeví u pacientů s lézemi v hrudní či bederní oblasti. V tomto případě je spíše pravděpodobnější příčinou infekce (Neubauerová, Javorská a Neubauer, 2012, s. 108).

Další neméně vážná komplikace je heterotopická (paraartikulární) osifikace, která se vyskytuje zpravidla v prvním až čtvrtém měsíci po úrazu. Tento jev vzniká ukládáním vápníku do měkké tkáně okolo kloubů a někdy je osifikace označována jako ektopická kost. Vyskytuje se abnormálně ve svalech, v okolí kyčlí, kolen, v oblastech loktů a ramen. Symptomy doprovázející tento stav, jsou otoky, hypertermie a hypomobilita kloubů. Pacient užívá léky, nutné je pravidelné cvičení pro udržení rozsahu pohybu v kloubech a respektování správného sedu na invalidním vozíku (Neubauerová, Javorská a Neubauer, 2012, s. 109).

2.3.2 Spasticita

Mezi závažné klinické projevy při poškození centrálního motoneuronu po krčním a hrudním míšním poranění po segment L1 patří spasticita. Nástává po odeznění míšního šoku a dle Koláře et al. (2012, s. 354) by se dala charakterizovat „*zvýšením svalového tonu, hyperreflexií a klonem.*” Spasticita je mnohdy doprovázená bolestí. Dále Kolář et al. (2012, s. 61) obecně definuje spasticitu „*jako zvýšení tonického*

napínacího reflexu závislého na rychlosti pasivního pohybu se zvýšenými šlachovými reflexy, které vyplývají z hyperexcitability napínacího reflexu.” Podobně definuje spasticitu Véle (2006, s. 90): „Spasticita je rovněž stav trvalého zvýšení klidového napětí ve svalu, které zabraňuje rozsahu pohybu a neumožňuje dostatečnou relaxaci. Pohyb je omezován více v jednom než v opačném směru.” S rostoucím napínáním (natahováním) rezistence svalu roste a převládá hypertonie antagonisty. Může se vyskytovat typický fenomén sklapovacího nože, kdy v místě největšího odporu dojde najednou k jeho náhlému uvolnění. Kromě výše zmíněné hyperreflexie, jsou dále přítomny flekční a extenční spastické jevy jako je Babinski, Mister, Rossolimo atd. (Kolář et al., 2012, s. 61).

Musíme rozlišovat spasticitu spinální od centrální. Charakter spasticity u osob se spinálním poškozením má převahu flexe na dolních končetinách jako důsledek ztráty inhibice flexorového reflexu při poškození míšních nervových drah. Při extenzi dolních končetin pocítujeme odpor. Zaznamenáváme tonickou prolongaci kontrakce a vlivem nedostatku inhibičních vlivů se zhoršuje relaxace. U hemiplegiků, kde je přítomna odlišná patogeneze, vzniká flekční tendence držení horních končetin a při extenzi zaznamenáváme zvýšení odporu. Dolní končetiny mají tendenci k extenčnímu držení a při pokusu o jejich flektování zaznamenáváme odpor (Véle, 2006, s. 90).

Svalový tonus je tvořen neurální a biomechanickou složkou. Do neurální složky patří tonické a fázické napínací reflexy. Biomechanickou složku tvoří kontraktilní, vazivové komponenty svalu, šlachy, klouby a vazy. Při spasticitě dochází k poruše tlumivé funkce mozku. Dochází ke zvýšení dráždivosti γ -motoneuronů, což má vliv na citlivost svalového vřeténka. Přímý vliv α -motoneuronů je menší. V případě inkompletních míšních lézí dochází při poškození kortikospinální dráhy ke vzniku parézy. Ovšem při poškození dorzální retikulospinální dráhy vzniká oslabení či ztráta inhibice napínacího spinálního reflexu, facilitace prostřednictvím retikulospinálních a vestibulospinálních drah je zachována. Výsledkem je rozvoj těžké spasticity, kdy dominuje postižení antigravitačních svalů. Pacient má paraparézu dolních končetin extenčního typu s častějšími extenčními spasmy. V případě kompletních míšních lézí dochází k naprosté ztrátě vlivu supraspinálních nervových struktur na míchu a spasticita nebývá tak výrazná. Pacienti mají časté flekční spasmy, možnou paraplegii s typickým flekčním typem spasticity (Kolář et al., 2012, s. 62-63).

2.3.3 Paraplegie

Po úraze míchy dochází k poruše hybnosti, tedy buď k paréze, nebo plegii, a to podle lokalizace poškození míchy. Když je postižení na dolních končetinách, trupu a funkce horních končetin je kompletně neporušená, mluvíme o tzv. paraparéze nebo paraplegii. Úroveň poškození je v tomto případě pod segmentem Th1. Dle výšky poškozeného segmentu rozlišujeme paraplegii vysokou a nízkou. U vysoké paraplegie vzniká částečná ztráta pohyblivosti těla a úplná ztráta pohyblivosti dolních končetin, přičemž dýchat a kašlat působí postiženému částečně potíže. Bude zachována citlivost od hrudi nahoru, ale na břichu a nohou citlivost nebude. U nízké paraplegie vzniká úplná nebo částečná ztráta pohyblivosti dolních končetin, přičemž je zachována citlivost od břicha nahoru a postižený má částečnou citlivost nohou. U obou případů nastávají potíže s kontrolou močení a stolice (Faltýnková, Kříž, Kábrtová, 2004, s. 7, Wendsche et al., 2009, s. 13).

Vzhledem ke stabilitě sedu se rozlišují stupně poškození míchy. Je to důležitý údaj, který nám sdělí, co pacient po ukončení rehabilitace může zvládnout. Do stupně 5 řadíme vysokou paraplegii, kdy je pacient schopný sedět bez opory, obě horní končetiny dovede zvednout nad hlavou a může jimi pohybovat všemi směry a zpravidla zpočátku potřebuje asistenta. Do stupně 6 patří pacienti s nízkou paraplegií, kdy je možný sed bez opory, horními končetinami může pohybovat bez omezení a nepotřebuje ani zpočátku asistenci (Faltýnková, Kříž a Kábrtová, 2004, s. 8-9).

2.3.4 Tetraplegie

Pokud nastane poškození v oblasti krční míchy nad úrovní segmentu Th2, jedná se o tetraparézu. V tomto případě je funkce ruky zachována v závislosti na výšce poškozeného segmentu, protože nervová pletěň plexus brachialis vychází z míšních segmentů C (4) 5 až C 8 (Th1). Poškození nad segmentem C4 vede k poruše bráničního nervu (*nervus phrenicus*), nastává porucha spontánního dýchání a pacient musí být napojen na umělou plicní ventilaci. Přidruženými příznaky patří hypestézie či anestézie pod místem léze a poruchy autonomního nervového systému – poruchy močení, defekace a sexuálních funkcí (Honzátková et al., 2013, s. 14; Wendsche et al., 2009, s. 13).

3 POSILOVÁNÍ VOZÍČKÁŘŮ A PROBLEMATIKA S TÍM SPOJENÁ

3.1 Svalstvo ramenního pletence

Rameno (proximální část horní končetiny) je oblast, ve které se spojuje osový orgán s horní končetinou. Jedná se o pletenec ramenní s jednotlivými svaly kolem ramenního kloubu a jeho hlavní funkce je zajištění hrubé motoriky (Véle, 2006, s. 265).

Ze zádočných povrchových svalů zde patří *m. trapezius*, který začíná na protuberantia occipitalis externa a linea nuchalis superior a trnových výběžcích krčních a hrudních obratlů až po trn Th12 (včetně Th12). Tento sval sestává ze tří částí. První část kraniálních sestupných snopců se upíná na zevní konec klavikuly, na akromion a na spina scapulae. Tato část elevuje rameno, provádí extenzi hlavy proti šíji a provádí kontralaterální rotaci hlavy. Antagonista je *m. pectoralis minor*, který propojuje 2. až 5. žebro s processus coracoideus lopatky a provádí předklon lopatky (deprese ramene, abdukce lopatky, spodní úhel vytahuje kraniálně). Druhá část příčných snopců se upíná na spina scapulae a addukuje lopatku a posunuje rameno vzad. Antagonistou je horní a prostřední část *m. serratus anterior*, který spojuje 1. až 9. žebro s lopatkou. Umožněno je tak korigování abdukce a addukce lopatky. Poslední vzestupné snopce se upínají ze spodní části na spina scapulae až po tuberculum deltoideum a provádějí depresi lopatky a ramene. Antagonistou je *m. levator scapulae*, který začíná na tubercula dorsalia příčných výběžků obratlů C1-C4 a upíná se na angulus superior scapulae a přes mediální hranu lopatky až na začátek spina scapulae. Zvedá horní úhel lopatky, stabilizuje ramenní pletenec a spolupodílí se na laterální flexi krční páteře. Protože *m. trapezius* spojuje hlavu, ramena a horní část páteře, má velký význam při držení těla. Jeho funkcí je také držet lopatky při hrudníku. Jeho význam roste při nesení těžšího břemene (Čihák, 2011, s. 367,371; Véle, 2006, s. 265-268).

Významný sval ramenního kloubu je *m. deltoideus*, který má rovněž jako předchozí uvedený sval tři funkčně odlišné části. Sval začíná na zevních dvou třetinách spina scapulae, akromionu a zevním konci klavikuly a upíná se na tuberositas deltoidea humeri a podle místa začátku svalu se rozlišují jejich části. Klavikulární část svalu provádí ventrální flexi paže - předpažení, zapojuje se při horizontální addukci, antevertzi ramene, abdukci - upažení a vnitřní rotaci paže. Akromiální část svalu abdukuje paži

a spinální část provádí horizontální extenzi a zevní rotaci paže. Tonus *m. deltoideus* je důležitý pro stabilizaci ramenního kloubu (Čihák, 2011, s. 428; Věle, 2006, s. 269).

M. rhomboideus major et minor propojují spodní krční a horní hrudní páteř s lopatkou. Jeho funkcí je tedy přitahovat lopatku k páteři a současně s ní rotovat dolním úhlem mediálně. Jeho antagonistou je *m. serratus anterior*, který spojuje 1. až 9. žebro s lopatkou, a umožňuje tak abdukci paže, vzpažení, stabilizuje lopatku a vytáčí lopatku spodním úhlem laterálně. Horní část *m. serratus anterior* elevuje horní úhel lopatky. Jeho horní i prostřední část jsou antagonisté příčným snopcům *m. trapezius*. Spodní část *m. serratus anterior* se spolupodílí na vzpažení nad horizontálu (Věle, 2006, s. 268).

Následující svaly patří do skupiny svalů tzv. rotátorové manžety a nacházejí se kolem ramenního kloubu. *M. supraspinatus* začíná ve fossa supraspinata lopatky a upíná se na zadní straně ramenního kloubu na tuberculum majus humeri. Začíná se zapojovat dříve než *m. deltoideus* při abdukci paže do 90°, je zevní rotátor paže a spoluúčastní se při horizontální extenzi paže. *M. infraspinatus* začíná ve fossa infraspinata a upíná se taktéž na zadní straně ramenního kloubu na tuberculum majus humeri. Podílí se při zevní rotaci a horizontální extenzi paže. *M. teres minor* působí jako *m. infraspinatus*. Začíná na střední části laterálního okraje lopatky a upíná se na spodní fasetu tuberculum majus humeri. Čtvrtým svalem tzv. rotátorové manžety je *m. subscapularis*, který začíná na kostální ploše lopatky a upíná se na tuberculum minus humeri. Tento sval je antagonistou předchozích uvedených svalů a provádí vnitřní rotaci paže a spolupodílí se i na flexi, abdukci, addukci a horizontální flexi paže. Tato rotátorová manžeta ochraňuje, stabilizuje, pomáhá centrovat ramenní kloub a spolupodílí se na vzpřímeném držení těla (Čihák, 2011, s. 429-431; Věle, 2006, s. 269).

M. teres major začíná na dorsální ploše spodního úhlu lopatky a přilehlém úseku laterálního okraje lopatky a spojuje humerus úponovou šlachou na crista tuberculum minoris. Jeho funkcí je extenze, addukce, horizontální extenze a vnitřní rotace paže. Spodní část úponové šlachy se spojuje se šlachou *m. latissimus dorsi*, který propojuje hrudní páteř s lopatkou a s paží. Tento sval provádí extenzi, addukci a spoluúčastní se na zevní rotaci a horizontální extenzi humeru. Další vnitřní rotátor humeru je *m. pectoralis major*, který má tři funkční části (*pars clavicularis*, *pars sternocostalis* a *pars abdominalis*). Sval tedy začíná na mediální části klavikuly, sternu a přilehlé části

prvních 6 žeber, přední části 6. žebra a pochvě *m. rectus abdominis*. Upíná se na crista tuberculi majoris humeri. Klavikulární část provádí ventrální a horizontální flexi a podílí se na addukci a vnitřní rotaci humeru. Sternální a abdominální část působí extenzi, addukci, horizontální flexi a podílí se na vnitřní rotaci humeru (Čihák, 2011, s. 378, 471; Véle, 2006, s. 269).

Kromě těchto svalů mají vliv na pohyb v ramenním kloubu *m. biceps et triceps brachii (caput longum)*, *m. coracobrachialis*. *Caput longum m. biceps brachii* začíná na tuberculum supraglenoidale na lopatce nad kloubní jamkou, přičemž dlouhá šlacha prostupuje vnitřní částí kloubu a upíná se šlachou na tuberositas radii a prostřednictvím aponeurosis musculi bicipitis brachii na ulnární stranu prostřednictvím povrchové předloketní fascie. Jeho funkce se dělí podle kloubu. V kloubu ramenním pomáhá při abdukci paže a v loketním kloubu flektuje a supinuje předloktí. *Caput breve m. biceps brachii* začíná na processus coracoideus a upíná se jako *caput longum*. V kloubu ramenním se podílí na addukci a ventrální flexi humeru. Synergistou je *m. coracobrachialis*, který začíná na processus coracoideus a upíná se na tělo humeru přibližně v polovině jeho délky. Pomáhá při addukci a ventrální flexi v ramenním kloubu. Antagonistou předchozích svalů je *m. triceps brachii*, jehož *caput longum* začíná na tuberculum infraglenoidale, *caput laterale* začíná na zadní ploše humeru, proximálním směrem od sulcus nervi radialis a *caput mediale* začíná také na zadní ploše humeru, distálním směrem od sulcus nervi radialis. Tyto tři hlavy se upínají úponovou šlachou na olecranon. Funkčně je celý sval silným extensorem lokte, navíc *caput longum* se podílí na dorsální flexi a addukci v ramenním kloubu (Čihák, 2011, s. 434-435).

3.2 Svalová dysbalance

Je klinicky a experimentálně dokázáno, že určité svaly mají v rámci postury tendenci k oslabení, hypotonii a hypoaktivaci, jiné svaly mají spíše tendenci ke svalovému zkrácení a hypertonii. Vladimír Janda systematicky uspořádal tyto dysbalanční predispozice a rozlišoval horní, dolní zkřížený syndrom a tzv. vrstvý syndrom. Svaly s tendencí ke zkrácení až kontrakturám jsou z hlediska fylogenetického starší než svaly, které mají tendenci k oslabení. Vývojově mladší svaly jsou také spjaty s vývojově mladší morfologií skeletu (Kolář et al., 2012, s. 65).

Vzhledem k odlišnosti zdravotního stavu uživatelů MIV, je následující uvedení všech syndromů svalových dysbalancí pouze z didaktických důvodů.

Horní zkřížený syndrom se vyznačuje zkrácením horní části *m. trapezius*, *m. levator scapulae*, *m. sternocleidomastoideus* a *m. pectoralis major*. Oslabeny jsou hluboké krční flexory a spodní fixátory lopatek. Klinický obraz představuje předsunuté držení hlavy, kdy je hyperlordóza horní části krční páteře v úrovni C4 a v úrovni Th4 nastává flekční držení. Dochází k hyperlordóze celé páteře, hrudní část páteře bývá oploštělá a ramena jsou v protrakci. *M. supraspinatus* degeneruje a dochází k přetížení *m. levator scapulae* (Kolář et al., 2012, s. 65-66).

V rámci dolního zkříženého syndromu je zkrácen *m. rectus femoris*, *m. iliopsoas*, *m. tensor fasciae latae* a lumbosakrální vzpřimovače trupu, oslabeny jsou gluteální a abdominální svaly. Tato dysbalance vytváří antevertzi pánve a hyperlordózu v lumbosakrální oblasti páteře. Antevertzi zhoršuje i z toho vyplývající nedostatečná extenze v kyčelních kloubech. Jak dále uvádí Kolář et al. (2012, s. 66), thorakolumbální přechod se stává místem fixace během chůze, lumbosakrální přechod se uvolňuje a vzniká nestabilní kříž.

Třetím klinickým obrazem svalových dysbalancí je vrstvý syndrom. Je charakteristický střídáním svalové hypertonie s hypertrofií a svalové hypotonie s hypotrofií. Objevují se hypertrofické, hypertonické hamstringy, hypotrofické gluteální svalstvo a lumbosakrální oblast trupových erektorů, v thorakolumbální části je vrstva hypertrofických trupových erektorů, následují oslabené fixátory lopatek a hypertrofie horní části *m. trapezius*. Dále se objevuje oslabené abdominální svalstvo a hypertonie *m. pectoralis major*, *m. sternocleidomastoideus*, *m. iliopsoas* a *m. rectus femoris* (Kolář et al., 2012, s. 66).

3.2.1 Přetěžování ramenních kloubů uživatelů MIV

Vzhledem k tomu, že pozice sedu je z dlouhodobého hlediska neideální poloha, vzniká u uživatelů MIV kromě nevhodného postavení páteře, také vadné postavení ramenních kloubů a nevhodné pohybové stereotypy. Pohyby horních končetin vytvářejí synchronní pohyb, kdy dochází často k synkinéze trupu (Kračmar et al., 2016, s. 209).

Vlivem chronického přetěžování ramenních kloubů vzniká nejčastěji bolest, která může být zapříčiněna vznikem degenerativních změn na kloubech v oblasti ramen.

Bolest ramen doprovází také hypertonus předních deltových svalů, hypotonus zadních deltových svalů a celková svalová dysbalance, která může vyústit v tzv. impingement syndrom. Bolest však může způsobovat celá řada onemocnění, jako je např. subacromiální bursitis, tendinitis šlachy *caput longum m. biceps humeri* nebo je příčinou i aseptická nekroza hlavice humeru. Vzpřímený trup a optimální napětí svalstva, fyziologické postavení pánve a trupu jsou tedy velmi důležité pro dosažení základní pozice pletence ramenního, který má vliv na funkci horní končetiny a propulzní sílu (Kračmar et al., 2016, s. 209-210).

Použitý propulsní pohybový vzorec uživatelů MIV však přímo nesouvisí s rozvojem poškození ramen, ale má na tento fenomén značný vliv. Vozíčkáři mají obecně vyšší nároky na práci horních končetin. Toto zvýšení požadavků vede často k bolesti ramen a poranění, což vede ke snížení kvality života. Síla, kterou musí vozíčkář vynaložit pomocí ramen je mnohonásobně větší než pomocí loktů a zápěstí, a to je jeden z přispívajících faktorů bolesti ramen. Na rozvoji poruch má významný vliv kadence a rychlost při pohybovém stereotypu při pohybu na vozíku, dále kontaktní úhel dotyku, kontaktní část při pohybu kol. Používání nižší kadence zvyšuje kontaktní úhel, zvyšuje kontaktní část, což vede ke snížení požadavků na práci ramen. Některé studie tak ukazují, že propulsní pohybové stereotypy, kdy ruce vozíčkáře opisují půlkruh nebo dvojitou smyčku jsou spojeny se sníženou kadencí a větším kontaktním úhlem, a také vyžadují méně svalové síly a stresu než vzorce do oblouků a jednoduchých smyček (Walford et al., 2019, s. 1-2).

3.3 Význam pohybu uživatelů MIV

Jakákoliv pohybová činnost patří do základních lidských projevů a je nezbytná pro interakci s okolím pro vyjadřování, přemísťování a komunikaci. Omezení pohybu ovlivňuje člověka po všech stránkách jeho života včetně jeho duše, sociálních vztahů a životních možností. Člověk, který je upoután na invalidní vozík, se učí novým pohybovým vzorům, což vede k jiným pohybovým projevům. Je to několikaletý pohybový proces, do kterého výrazným způsobem zasahuje nejen fyzioterapeut a ergoterapeut. Pohyb obecně bývá u mnoha jedinců spojen s pozitivními emocemi a sport je velmi dobrým zdrojem sociálních kontaktů. Právě posilování může cíleně rozvíjet jedince, který vědomě samostatně pracuje na těle a sebevědomí. Člověk má možnost poznat své tělo a postupně se učí mu rozumět. Dalším pozitivem je i to, že se

obrací pozornost směrem k tělu a k pohybu a učí klienta tělo a pohyb vnímat a cíleně s ním i pracovat. Klient pod správným vedením by měl vědět, jaký cvik provádí, k čemu mu je a jak jej pokud možno co nejkvalitněji zacvičit vzhledem k postižení (Honzátková et al., 2013, s. 15).

Posilovací cvičení je u vozičkářů prospěšné z několika důvodů. Lidé se sedavou pozicí jsou více náchylní ke kardiovaskulárním chorobám. Pravidelná aktivita jim dává větší vytrvalost a sílu např. při svých přesunech. Sekundární komplikace jako je omezený rozsah pohybu, tuhost, nadváha a svalová atrofie může být pozitivně ovlivněna. Vysoký krevní tlak a cholesterol může být regulován. Může zlepšovat samostatnost a soběstačnost, zmírňuje deprese a úzkosti, uvědomění si svých možností a smíření s postižením (Apple, 2004, s. 45).

Naopak dlouhodobá nečinnost může být jedna z hlavních příčin svalové atrofie a prořidnutí kostí. Dochází ke zkracování vaziva, svalů, ligament a zhoršují se řídicí pochody, protože se pravidelným opakováním pohybů neaktualizují. Nedostatek přiměřené aktivity nepodporuje dostatečně oběhový systém (cirkulace krve a lymfy), může zpomalovat metabolismus a s tím spojený výkon, dále se snižuje kvalita pohybové koordinace a přesnost pohybů. Ideální je však jen střední pohybové zatížení, protože nadměrná aktivita není pro organismus optimální. V tomto případě mohou vznikat mikrotraumata, která se hojí jizvami a pak dochází k únavě a omezení pohybu. Objevit se mohou i bolesti a strukturální změny pohybového aparátu (Véle, 2006, s. 18).

3.4 Správný sed při cvičení

Novému klientovi je zapotřebí před začátkem posilování zkontrolovat kvalitu jeho sedu. Trenér nebo fyzioterapeut by měl vždy aktivně zasáhnout, pokud se mu zdá, že klient se během cvičení poškozuje nesprávným sedem. Je nutná průběžná korekce, protože jen tak může být cvik proveden dobře. Někdy však jsou problémy se stabilitou trupu takové, že se musí do jisté míry ustoupit z jakéhosi ideálu kvůli zajištění aktivního sedu ve vozíku. Nastavení sedu hraje důležitou roli z hlediska prevence druhotně vzniklých deformit a dekubitů (Honzátková et al., 2013, s. 15-16).

Výška poškození míšního segmentu participuje na dechovém stereotypu a zároveň zajišťuje stabilizaci trupu. V případě deinervace dochází ke změnám posturální kontroly trupu a zároveň se mění dechová mechanika. Za fyziologických

podmínek je dechová funkce zajištěna především hlavním dechovým svalem bránice, která má dále funkci stabilizační. V případě vysoké krční míšní léze (po segment C4, nervus phrenicus C3 - C4) je ve většině případů nezávislé samostatné dýchání, ale chybí zde součinnost (koaktivace) s trupovými svaly, které jsou z důvodu výšky léze vyloučeny z aktivity. Tónická aktivita bránice je nezávislá na výdechu či nádechu. Uvedeme příklad tetraplegika (míšní léze v Cp.) při tréninku stability a reaktivity trupu vsedě bez opření horních končetin, kdy dochází k potížím s nadechnutím se, protože je bránice plně zapojena do stabilizační funkce a nemůže tak dojít ke správné synchronizaci s dechem. Vzhledem k tomuto jevu je důležitý správně seřízený a upravený mechanický vozík, tzn. jeho výška a úhel stupaček, typ a výška zádové opěrky, hloubka a úhel sedu, jsou-li přítomny bočnice atd. Vozík tak tvoří zevní fixaci, která má význam z hlediska prevence systematického přetěžování pohybového aparátu (Honzátková et al., 2013, s. 16).

3.5 Vliv rozcvičení před tréninkem

Vzhledem k předcházení poškození pohybového systému je velmi užitečné rozcvičení, při kterém připravujeme celý organismus na zvýšenou pohybovou aktivitu. Rozcvičení celého těla umožňuje svaly zahřát, uvolnit a pomůže snížit i jejich přebytečné napětí, dále aktivuje pohybový systém, navodí uvolnění a mobilizuje klouby (Jebavý, Hojka a Kaplan, 2014, s. 8). Dále autoři udávají, že se v organismu spouští stresový faktor, který způsobuje zvýšení tělesné teploty, zvýšení průtoku krve ve svalech, zvýšení srdeční frekvence, zvýšení rychlosti uvolňování energie, nervových impulsů, snižuje se viskozita tělních tekutin a také dochází ke snižování rizika zranění svalů.

Rozcvičení má tedy tělo připravit k pohybovému zatížení a prevenci zranění svalů a jiných struktur. Strečink se tedy nedoporučuje před rozcvičením, protože svaly pracují lépe při zvýšené teplotě. Díky krvi, která proudí z centra do periferie organismu, stoupá elasticita svalstva a snižuje se jejich vnitřní viskozita. Celý proces zlepšuje funkci šlach a vazů kloubních pouzder. Kvalitní rozcvičení má však jistá pravidla. Vždy je nutné dbát na dostatek vhodného pohodlného sportovního oblečení. Nedoporučuje se být hladový ani přejedený (Jebavý, Hojka a Kaplan, 2014, s. 8).

Rozcvičení před silovým tréninkem jako prevence zranění se skládá ze tří fází. Jsou to fáze zahřátí organismu, dynamický strečink a tzv. zapracování. Pro zahřátí před

silovým cvičením postačí 5 až 10 minutové aerobní cvičení na různých speciálních trenažerech. Ve druhé fázi se při dynamickém strečinku zaměřujeme na protažení svalových partií, které budou trénovány a doplníme cvičení o rotační cviky (např. rotace horních končetin). Poté následuje zapracování, což je přechod mezi rozcvičením a zahájením tréninku. Na začátek tréninku řadíme vyšší počty opakování v sérii s nižšími zátěžemi. Postupně v sériích snižujeme počty opakování a zvyšujeme zátěž do požadované tréninkové zátěže. Mezi zapracovávacími sériemi zařazujeme asi 2 až 3 minutové přestávky a na konci poslední zapracovávací série děláme delší asi 5 minutovou přestávku (Jebavý, Hojka a Kaplan, 2014, s. 40).

3.6 Výhody posilování

Na lidský organismus má přiměřené posilování řadu pozitivních účinků. Je však nezbytné jak u běžné, tak i u handicapované sportující populace dodržet určitá pravidla a správnou techniku cvičení. Decentrování neboli patologické kloubní nastavení při používání nevhodných cviků a používání vadné cvičební techniky může vést k častým problémům s klouby. Stabilizační a pohybový systém je třeba používat správně, neposilujeme pouze svalstvo, nýbrž cvičením ovlivňujeme oblast nervového řízení (mozku). Tlapák (2018, s. 26) dále uvádí: *...,trénujeme mozek nastavením kloubů. Cílem je toto nastavení kloubů zautomatizovat a používat je v běžném životě.*

Správné a přiměřené posilování má vliv na psychické změny, kdy se cvičením zlepšuje nálada a uvědomění si sebe sama. Tento stav je ovlivněn uvolňováním endorfinů (beta-endorfinů), katecholaminů a norepinefrinů. Probíhá celá řada neurohumorálních změn. Stoupá produkce hormonu kortisolu, což blokuje vyplavování insulínu, vyplavují se katecholaminy a steroidní hormony nadledvinek. Probíhají tkáňové změny na kostech a ve svalech. Silová zátěž je pro tvorbu architektury kostní hmoty téměř nezbytná. Namáhání v různých směrech vytváří silnější, pevnější a tužší kost. Nedostatečně aktivní osoby mohou mít kosti oslabené, což vytváří předpoklad k různým zlomeninám. Ke stimulaci remodelace kostní hmoty je však nutné určité nadprahové působení zátěže. Tkáňové změny probíhají především u svalové tkáně. Tlapák (2018, s. 29) uvádí: *„Jakmile není sval adekvátně trénován (včetně odpočinku) a není-li zabezpečena výživa, svalové tkáně se zbavuje, začne používat aminokyseliny svalů jako palivo k zajištění metabolismu nebo svalové práci.*” Ukazatel používanosti svalů je kromě svalového objemu také denzita svalové hmoty, která je u vrcholových

sportovců nevýznamně vyšší jak u běžné populace. Při posilování je také nutné střídat silový trénink s činností vytrvalostního charakteru, protože při vytrvalostní zátěži se energie pro práci svalů čerpá hlavně z mastných kyselin, což zlepšuje schopnost organismu využívat tuky. U typicky silových sportovců studie dokládají, že se u nich vyskytuje menší množství sarkoplazmatického retikula, mají menší kontrakční rychlost svalů a nižší hustotu kapilár ve svalech než vytrvalostně cvičící populace. Vyšší obsah kolagenu je spíše vyšší u posilujících osob než u běžné populace (Tlapák, 2018, s. 29).

3.7 Vliv protahování svalů na organismus

Rozvoj flexibility neboli ohebnosti by měl být pevnou součástí všech fitness programů, protože dobrá pohyblivost kloubů je pro dobré zdraví a fyzickou kondici potřebná. Protahování (strečink) působí jako prevence zranění, mírní bolesti svalstva, pomáhá zlepšovat výkonnost při pohybových činnostech. Benefity strečinku ocení všichni cvičenci, kteří mají dlouhé intervaly (delší než 4 dny) mezi svými tréninky, protože tito jedinci jsou nejvíce ohroženi častou tzv. ztuhlostí kloubů při napřimování se a změnách poloh. Strečink může ulevit od křečí u dolních končetin i v noci. Platí, že čím jsou svaly flexibilnější, tím je nižší výskyt křečí (Nelson, Kokkonen, 2015, s. 6).

Příčinou zkrácení svalstva může být fixace (např. po úraze) nebo dlouhodobější tzv. vynucená pozice (např. při práci na počítači). Dalším důvodem zkrácení svalů může být reakce na snížení funkce jiných stabilizačních svalů. Jiné svaly přebírají tuto funkci a dochází k většímu namáhání těchto svalů, které se pak zkracují. Příčinou mohou být i poruchy činnosti útrobních orgánů, poúrazové stavy a psychické problémy apod. Zkrácené svaly mechanicky a reflexně inhibuje antagonistu, např. flexory kyčle ve zkrácení inhibují hýžděové svalstvo (Tlapák, 2018, s. 283).

Strečinkem ovlivňujeme spíše vazivovou komponentu svalu. Pokud bychom chtěli ovlivňovat při cvičení spíše kontraktilní komponentu svalu, zvolíme například techniku postizometrické relaxace. Ovšem i přesto oběma postupy působíme na obě komponenty svalu (Tlapák, 2018, s. 283).

Každá svalová skupina by se měla protahovat déle než patnáct sekund. Protahování svalů bývá součástí tzv. zklidnění na konci tréninkové jednotky, přičemž sportovec by se měl věnovat protahování déle než nesportovec. Ovšem protahování svalu delší než 30 sekund před začátkem cvičení může negativně ovlivnit výkon svalu.

Je tedy vhodnější zařadit před tréninkem spíše kratší nebo rychlé provedení strečinku jako součást zahřátí svalů. Dlouhé a intenzivní strečink může přispívat k instabilitě kloubů. Určitě bychom měli být opatrní při protahování svalů u hypermobilních osob (Nelson, Kokkonen, 2015, s. 7; Tlapák, 2018, s. 285).

Na lidské tělo působí rozdílně jednorázový krátkodobý strečink a strečink dlouhodobý pravidelně několikrát týdně prováděný. Je vědecky prokázáno, že protahování svalů krátkodobě podporuje zvýšení rozsahu v kloubech. Jedná se o pocit inhibice motorických nervů a protažení sarkomer svalů či protažení svalových úponových šlach. Tyto změny zůstávají určitou zatím neznámou dobu, ve které se projeví také snížení maximální síly, výkonu a vytrvalost svalů. Ovšem pravidelný intenzivní strečink, který se provádí minimálně 10 až 15 minut třikrát až čtyřikrát týdně pomáhá zvýšit svalovou sílu a vytrvalost, ohebnost a pohyblivost. Z pokusů na zvířatech bylo zjištěno, že je zlepšení těchto vlastností zapříčiněno zapojením většího počtu sarkomer v jedné sérii. Pouze u osob se silným zkrácením svalů umožňuje dlouhodobý intenzivní strečink prováděný třikrát až čtyřikrát týdně významně snížit riziko natažení svalů. Při protahování svalů se uvolňuje vazivo, tudíž může sval hospodárněji pracovat při menších vnitřních odporech, které musí aktivovaný sval překonávat. Kromě zvětšení rozsahu pohybu se zlepšuje prokrvení svalu, regenerace a sycení zásobními látkami (Nelson, Kokkonen, 2015, s. 8-9; Tlapák, 2018, s. 285).

Protahovací cvičení můžeme rozdělit na aktivní a pasivní. Aktivní strečink provádí cvičenec samostatně a pasivní strečink je prováděn za pomoci druhé osoby. Dále dělíme strečink dle typu na statický, dynamický, balistický a proprioneuromuskulární strečink. Při statickém strečinku se protahuje buď jeden sval, nebo celá svalová skupina po určitou dobu v určité protahovací pozici. Balistický strečink se provádí švihovými pohyby, kdy v krajních polohách není žádná výdrž. Existuje zde domněnka, že tento způsob aktivuje napínací reflex a tak může přinášet větší riziko zranění zvláště u zkrácených svalů, ale zatím to nebylo vědecky prokázáno. Při proprioneuromuskulární facilitaci je protahování prováděno s využitím působení proprioceptorů pracujícího svalu při změně kloubní polohy. Pohyb je proveden v plném rozsahu pohybu s následnou relaxací svalu a pak se proces opakuje. Tento typ strečinku je lépe provádět s dopomocí jiné osoby. Další možností protahování svalů je dynamický strečink. Nelson, Kokkonen (2015, s. 9-10) uvádějí: „*Dynamický strečink je obecně charakteristický kývavými pohyby, skoky nebo pohyby, při kterých je moment síly*

přenášen na končetiny, nebo pohyby většího rozsahu, než je běžné, při kterých jsou aktivovány proprioreceptivní reflexy.” Aktivované proprioreceptory mohou facilitovat nervy, což se projeví v aktivaci svalových buněk. Nervy mohou fungovat rychleji a svaly se proto mohou rychleji a silněji kontrahovat. Dále autoři uvádějí, že dynamický strečink díky zvyšování teploty těla a aktivaci proprioreceptorů může zlepšovat sportovní výkon (Nelson, Kokkonen, 2015, s. 9-10).

3.8 Plán cvičení

Při volbě programu posilování musí uživatelé MIV brát v úvahu potenciální syndromy nadužívání horních končetin způsobených častějším používáním a stresem kloubů, což může vést k bolesti, zranění a zvýšit rizika zvýšené invalidity. Aktivní program, který se zaměřuje na posilování zadních a vnějších rotátorů ramenního kloubu při protahování svalů hrudníku a předních deltoidů, pomůže zvládnout nadměrné přetěžování a předcházet různým syndromům z přetížení. Posílené svaly mohou zvládnout a předcházet snížení tělesné kondice a zlepšit zdravotní stav. Sledujeme tepovou frekvenci během a po cvičení a během silového tréninku se dýchá pomalu. Součástí cvičení je správné protažení svalů. Takovéto cvičení zvyšuje také vytrvalost a napomáhá předcházet bolestem. V MIV je vhodné stabilizovat tělo pomocí různých popruhů a zajistit kola. Používají se pásky na zápěstí nebo rukavice s háčkem (Thurman, 2005, s. 55-56).

3.9 Rizika posilování a kontraindikace

V každém tréninku se musí předejít tzv. přeposilování a špatnému provedení jednotlivých cviků. Tréninkový plán by měl vést zkušený sportovní terapeut znalý problematiky vozíčkářů. Není vhodný postup příliš analytický, kdy se posilují zbytkové svaly bez respektování neurologického obrazu a celkového pohledu na klienta. Musíme pracovat s posturou a nastavením vozíku, využíváme také různé cvičební pomůcky. Dbáme na kvalitní provedení cviků a zajištění kvalitního sedu. Kontraindikace posilování jsou poruchy kožního krytu - dekubity, kdy hrozí celková sepse a metabolický rozvrat metabolismu; dále akutní horečnaté onemocnění, akutní uroinfekce a užívání antibiotik. Klient musí dodržovat přiměřenou výživu a pitný režim (Honzátková et al., 2013, s. 20).

Ve stručnosti bychom měli upozornit na závažná rizika, se kterými se setkáváme i v rámci sportovního tréninku, a proto je potřeba je zohledňovat při práci s klientem. Zejména tetraplegici mají častěji potíže s regulací krevního tlaku, s tzv. ortostatickou hypotenzí. Další velmi závažnou komplikací je výskyt autonomní dysreflexie, která se může vyskytnout mezi klienty s lézí míchy nad segmentem Th6. Vzniká neadekvátní reakcí autonomního systému na podráždění pod úrovní míšní léze, kdy příčinou bývá např. přeplnění močového měchýře či střev, popálení, zánět). Je to život ohrožující stav, kdy může vzniknout i krvácení do mozku. Snažíme se rychle odstranit příčinu dráždění, a pokud to stav vyžaduje, urychleně podat antihypertenziva (Honzátková et al., 2013, s. 14).

3.10 Pohybový stereotyp uživatelů MIV

V rámci mobility vozíčkářů je používáno mnoho různých variant a jednotlivé vozíky mají také různé úpravy, avšak nadále je nutná sedavá poloha s poháněním vpřed pomocí horních končetin vozíčkáře. Vzhledem k tomu, že jsou při tomto způsobu lokomoce zvýšeny požadavky na silovou vytrvalost svalstva pletenců ramenních, spolu s běžnými denními činnostmi, při kterých jsou opět zapojovány horní končetiny, může docházet k nadměrnému přetěžování ramen. Pro správné postavení páteře a ramen v sedavé pozici vozíčkáře je proto dodržovat vhodný pohybový stereotyp velmi důležité. Opakované přetěžování ramenních kloubů vozíčkářů je důvodem jejich bolesti, rozvoje degenerativních změn, hypertonus svalstva přední strany ramen a jeho ochabnutí na zadní straně ramen. Svalová dysbalance vede často k tzv. impingement syndromu. Přibližně polovina paraplegiků může mít kromě tzv. chronického impingement syndromu také subacromiální bursitidu, tendinitidu dlouhé hlavy bicepsu nebo dokonce aseptickou nekrosu hlavičky humeru. Při neoptimálním nastavení držení těla při sedu vozíčkářů se setkáváme s deviacemi pánve kolem kyčelního kloubu, krční a střední části hrudní páteře (Th6 až Th9) a chodidel. Při snaze udržet co nejoptimálnější posturu, dbáme na napřímení trupu a optimalizaci napětí svalstva, zachováváme fyziologické postavení pánve a držení trupu v ose. Bez nastavení pánve a trupu lze jen stěží zaujmout optimální polohu ramenních pletenců, což ovlivňuje dále funkci horních končetin (Kračmar et al., 2016, s. 209-210).

Vozíčkář při běžné jízdě na invalidním vozíku směrem vpřed uvádí do pohybu invalidní vozík rukama za pomocí obručí připevněných na zadních velkých kolech. Při

úchopu obručí na jejím nejvyšším bodě palec směřuje vpřed, hřbet ruky je otočen směrem vzhůru a prsty nesmí uchopit obruč po celém obvodu, protože hrozí nebezpečí poranění kvůli úchytům obručí. Vozík je poháněn plynulým tlakem horních končetin a současně je otáčena obruč vpřed až do úplného propnutí obou paží v loktech, přičemž trup je stále opřený o opěrku zad. Je však možné uplatnit i jinou techniku, která spočívá v tom, že trup je lehce nakloněn a mírně se pohybuje dopředu a dozadu spolu s komíháním paží. Vozíčkář je při rychlejším tempu více nakloněn dopředu asi 60 až 70°, přičemž horní končetiny zabírají silně dolů a po každém záběru se vrací do výchozí pozice co nejrychleji. Pohon invalidního vozíku (propulze) má různé podoby. Propulzní vzor má dvě fáze, a to aktivační či dotekovou a relaxační. Dále Kračmar et al. (2016, s. 210) uvádějí, že v praxi se osvědčil nejlépe vzor semicirkulární (polokruhovitý).

4 TENSIOMYOGRAF

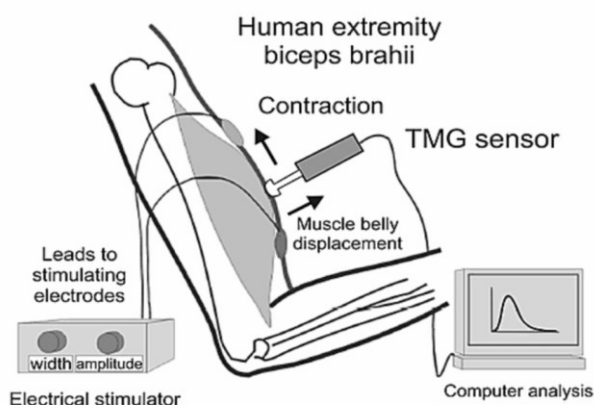
4.1 Obecná charakteristika metody

Metoda tensiomyografie se začala používat v roce 1983. Jejím rozvojem se zabývali vědci v Laboratoři pro biomedicínské zobrazování a v Laboratoři svalové biomechaniky pod vedením Profesora Vojka Valenčič na Univerzitě v Lublani (Dias et al., 2010). Zpočátku byl TMG (tensiomyograf) využíván výhradně pro medicínské účely, ale od roku 1996 se používá i ve sportovním prostředí (Pakosz, Jakubowska-Lukanova, Gnoiński, 2016).

TMG je diagnostický přístroj, jehož prostřednictvím je možné získat cenné a objektivní informace o svalovém profilu sportovce. Je možné určit, který sval by měl být posilován, aby byl rychlejší a silnější a naopak, který sval by měl být spíše uvolňován. Pomocí této kvantitativní metody lze analyzovat a preventivně zamezovat možným svalovým úrazům. Správnou interpretací změřených údajů svalů poskytuje konkrétní řešení. Měření není invazivní, dle výrobců není náročné na obsluhu, je velmi přesné a má také velkou vypovídací hodnotu. Při měření se sledují určité parametry, jako je tuhost a rychlost reakce jednotlivých svalů na elektrický stimul. Výsledky měření dále poskytují podklady pro stanovení rehabilitačního či tréninkového postupu. Při použití tensiomyografie k diagnostickému testování je možno sledovat svalové reakce během různých tréninkových podmínek. Výhodou je, že získaná data lze okamžitě vyhodnotit a také po určitém čase i porovnávat. Získané údaje lze využít pro stanovení typu svalového vlákna, momentálního stavu svalu z hlediska únavy a také ke stanovení svalové dysbalance (Buckley, 2015; Dias et al., 2010; Tensiomyografie TMG, 2010).

Výzkumy pomocí přístroje TMG jsou prováděny v rámci akutní a chronické diagnostiky svalových změn, neinvazivního určení kompozice svalstva a zachycení lokalizované svalové únavy. Vyšetření je nebolestivé, pasivní a může být prováděno i během akutní fáze úrazu. Schéma praktického provedení měření je na obrázku č. 1. Metodu tensiomyografie používají některá nejprestižnější výzkumná centra na světě. Dle výrobců byla tensiomyografie do roku 2017 použita ve více než 100 vědeckých studiích (Tensiomyography: Quantifying muscle function, 2017).

Obrázek č. 1 – Schéma zapojení TMG



Zdroj: Tensiomyography: Quantifying muscle function, 2017

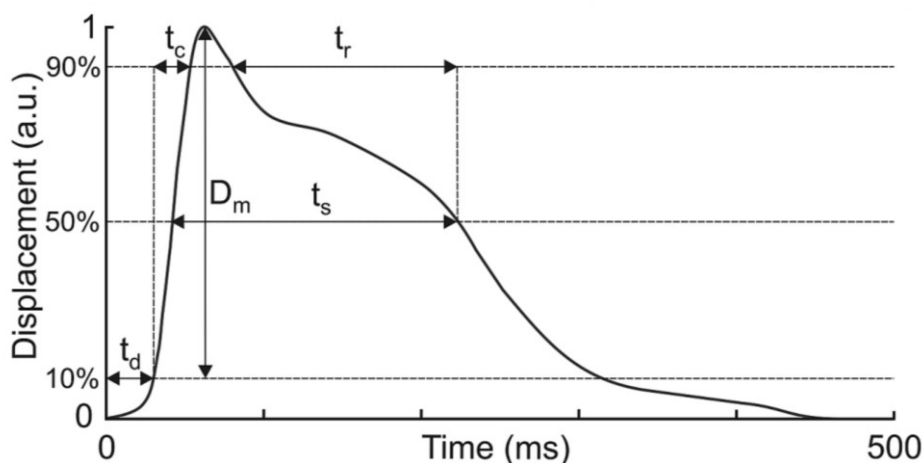
4.2 Postup a sledované parametry měření

Měření pomocí TMG trvá 5 až 45 minut v závislosti na počtu testovaných svalů. Během diagnostiky se může sedět, ležet na jednom boku, na zádech a na břiše v závislosti na testovaném svalu dle standardního protokolu. Klouby bychom měli uvést do přirozené fyziologické polohy tak, aby nebylo nepřiměřeně aktivováno svalstvo. Touto metodou je sledován radiální posun břicha svalu při izometrii. Snímač posuvu je umístěn na největší ploše na břichu svalu kolmo na tangenciální rovinu. Posunutí či zvětšení břicha svalu při kontrakci je zaregistrováno a monitorováno. Radiální posun svalu je vyvolán krátkým elektrickým impulzem s jedním záškubem. Elektrické impulzy jsou tři až pětkrát opakovány s minimálně pětisekundovým časovým intervalem (De Paula Simola et al., 2015). Dle Martín-Rodríguez et al. (2017) je doporučen desetisekundový interval. Samolepící elektrody se umísťují takovým způsobem, aby stimulovaly konkrétně požadovaný kosterní sval, a to symetricky 20 až 50 mm (50 až 60 mm dle Buckley, 2015) od měřicího bodu. Anoda je položena distálně a katoda proximálně. Senzor je umístěn kolmo na svalová vlákna a stlačen do kůže na břichu svalu. Při polohování senzoru si pomůžeme palpací. Senzor přijme data, jakmile dojde ke kontrakci svalu a dojde k analýze svalové odpovědi pomocí algoritmů. Délka impulsu této bipolární elektrické stimulace je 1 ms (Buckley, 2015; Tensiomyography: Quantifying muscle function, 2017).

Při měření jsou zaznamenány jednotlivé parametry, které můžeme pozorovat i v grafickém výstupu na monitoru - viz obrázek č. 2. (Tensiomyography: Quantifying muscle function, 2017):

- Td...doba zpoždění (delay time): čas mezi elektrickým impulsem a 10 % kontrakce
- Tc...doba kontrakce (contraction time): čas mezi 10 % a 90 % kontrakce
- Ts...doba udržení kontrakce (sustain time): čas mezi 50 % kontrakcí a 50 % relaxace
- Tr...doba relaxace (relaxation time): čas mezi 90 % a 50 % relaxace
- Dm...maximální přemístění (maximal displacement): maximální amplituda svalové kontrakce

Obrázek č. 2 – TMG křivka s parametry



Zdroj: Tensiomyography: Quantifying muscle function, 2017

Dle přehledové studie Martín-Rodríguez et al. (2017) je tensiomyografie konzistentní metoda k posouzení svalové kontraktilní vlastnosti, zejména prostřednictvím tří vysoce spolehlivých parametrů (D_m , T_d a T_c), parametr T_r však prokázal nepříjemnou spolehlivost.

Stimulace jednotlivých svalů elektrickou amplitudou se v různých studiích liší od 30 do 50 mA, stimulace se zvyšuje od 10 do 20 mA, dokud nedojde k dalšímu zvýšení D_m nebo maximálnímu výstupu stimulatoru (110 mA). Amplituda podnětů závisí na individuální svalové reakci a mnoha dalších faktorech (svalové složení nebo orientace svalových vláken). Je proto nezbytné individualizovat amplitudu podnětů pro každý subjekt při dosažení maximálního prohnutí svalů. Není tedy možné optimalizovat časy měření a standardizovat protokoly, protože odpověď každého svalu je odlišná. Je

to způsobeno typem převládajících svalových vláken, mocnosti vrstvy podkožního tuku, nervového větvení nebo orientace vláken. Každý člověk odpovídá jinak na stejný stimul, proto by neměl být použit jen jediný stimul. Existují však studie, kde se používá jen jediný stimul 100 až 110 mA. Je to však nevhodné, protože vysoký podnět by mohl vést ke koaktivaci svalů, které uměle zvýší přemístění svalů. U nízké intenzity stimulu 10 až 65 mA nemusí být dosaženo optimální odezvy hlavních svalů. Je nezbytné specificky a podrobně měřit každý sval (De Paula Simola et al., 2015; Martín-Rodríguez et al., 2017).

4.3 Přístrojové vybavení TMG

Systém TMG lze během nepoužívání nabíjet a celý přístroj lze tak podle potřeby přenášet na jiné místo. Skládá se z těchto čtyř hlavních částí (viz obrázek č. 3):

- 1) elektrický stimulátor TMG-S1
- 2) digitální snímač
- 3) stativ s manipulačním ramenem
- 4) elektrody

Dalšími důležitými součástmi je laptop s předem nainstalovaným softwarem TMG-100, různé podložky, trojnožka s pouzdem a hlavou, Lemo kabel a USB kabel (Buckley, 2015; Urbanc, 2015).

Obrázek č. 3 – Hlavní součásti přístroje TMG-100



Zdroj: Buckley, 2015

4.4 Výsledky, analýza a interpretace dat

Na konci měření pomocí TMG je výstupem standardní tabulka výsledků, které jsou shrnuty v reportu. Závěrečné vyhodnocení naměřených parametrů provede speciální TMG software.

Jak bylo uvedeno v předchozích kapitolách, získáváme během měření parametry, které odpovídají svalové odezvě. Parametr T_c [ms] závisí na složení svalových vláken a odkazuje na rychlost svalové kontrakce. Delší doba trvání tohoto parametru označuje svaly s tzv. pomalými svalovými vlákny. V mnoha studiích byl použit TMG k nepřímému měření svalové tuhosti (rigidity). Tuhost je odolnost svalu ke změnám jeho délky. Vysoké hodnoty parametru D_m [mm] indikují sníženou tuhost svalu či šlachy nebo svalovou únavu. Vědci zjistili, že nižší hodnoty tohoto parametru indikuje pevnější svaly a dobrou predispozici pro pohybové aktivity, které vyžadují vysokou dynamiku, jako je např. sprint nebo skoky. Parametr T_c a D_m jsou nejvýznamnější při vyhodnocování svalů pomocí metody TMG, poskytují větší míru přesnosti informací a umožňují detekci typu svalových vláken s určením jejich procentuálního zastoupení. Další parametr je T_d [ms], jehož vysoké hodnoty naznačují převahu tzv. pomalých svalových vláken, zatímco jeho nízké hodnoty naznačují naopak převahu tzv. rychlých svalových vláken. Vyšší hodnoty tohoto parametru mohou však znamenat probíhající proces únavy. U parametru T_s [ms] indikují jeho vysoké hodnoty větší míru odolnosti proti únavě. Naopak vysokou neuromuskulární únavu mohou naznačovat vysoké hodnoty parametru T_r [ms]. Pakosz, Jakubowska-Lukanova, Gnoiński (2016) na základě těchto informací dále uvádějí, že TMG sice může výrazně přispívat k prevenci úrazů a umožňuje určovat jejich riziko, ale upozorňují, že existují podobnosti výsledků získaných po sportovních aktivitách a za podmínek vysokého rizika úrazu, proto interpretace dat vyžaduje posouzení zkušenými odborníky.

4.5 Využití TMG

Výhodou použití TMG je jeho jednoduchost, rychlost a neinvazivnost. Je přenosný a lze ho tedy použít jak na klinice, tak i na vzdáleném místě. Měření lze v daném čase získat cenné informace o svalové výkonnosti na základě určitých svalových charakteristik a kontraktlních vlastností svalů. Objektivní a kvantitativní data lze ověřit a doplnit jimi klinické vyšetření. U sportujících osob tak lze přispět ke

zlepšení svalového výkonu, porozumět konkrétním silným a slabým stránkám svalového výkonu a jejich nedostatkům. Je možné získat informace o určitých vzorcích aktivace svalů, symetrii a synchronizaci. Optimalizuje trénink na základě charakteristik konkrétních svalů, pomáhá snižovat riziko zranění a urychlit rehabilitaci při sportovních úrazech (Buckley, 2015).

V medicínském prostředí je možné využít TMG jako diagnostickou techniku k hodnocení reakce kosterního svalstva na elektrické podněty. Na základě hodnocení mechanických a kontraktálních vlastností lze TMG v medicíně využívat pro určení podílu těžkého řetězce myosinu I ve svalech, zjištění známek poškození svalů po excentrické kontrakci, sledování změn pasivního svalového napětí při změně délky svalu, sledování svalové změny po regeneraci a posouzení účinku způsobu regenerace. Pomocí TMG je možné vyhodnocovat velikost náboru motorických jednotek během svalové kontrakce (Ditroilo et al., 2013; Maeda et al., 2018). Velikosti aplikace stimulačního proudu je malá, proto nepředstavuje pro pacienty tento způsob měření dlouhodobou zátěž (Martín-Rodríguez et al., 2017).

Pro studium funkce svalů a jejich vlastností bylo vyvinuto mnoho metod, jako je např. povrchová elektromyografie, ultrazvuková elastografie a různé mechanomyografické metody, které však mají řadu nevýhod. Jedná se především o technické nevýhody, složité nastavení, náročné zpracování signálu a filtrování získaných dat, často vysoká cena a obtížně přenositelné vybavení. Tyto důvody umožňují v posledním desetiletí rozšíření TMG ve sportovním lékařství. Zde slouží pro sledování svalových funkcí, únavy, detekci známek poškození, stranových a funkčních svalových asymetrií (Martín-Rodríguez et al., 2017). Bilaterální a funkční svalové asymetrie, které mohou odhalit rozdíly v síle svalů mezi kontralaterálními končetinami se považují za prognózu zranění. Úplná symetrie je velmi vzácná. Závěry výzkumů uvádějí, že pro normální fungování svalových skupin je definována stranová symetrie jako 80% a 65% pro agonisty nebo synergisty pohybu. Harmonizace pod touto úrovní je výsledkem dřívějšího zranění nebo naznačuje větší vystavení různým kontuzím během pravidelných aktivit (Pakosz, Jakubowska-Lukanova, Gnoiński; 2016).

Měření svalů pomocí TMG má určitá omezení a nedostatky. Tato metoda není určena k měření svalů vykonávající pohyb, a proto není možné provést dynamické vyšetření svalů. Dále nelze testovat a vyhodnocovat kompletní svalové řetězce. Přístroj

je schopný měřit jen povrchové svaly, protože elektrody jsou přikládány na relativně malý povrch těla (Martín-Rodríguez et al., 2017).

Kromě sportovců jsou úrazy problémem běžných lidí. Jedná se často o natažení svalů, semirupturu či úplnou rupturu svalových vláken. Při rehabilitaci je potřebné objektivně monitorovat průběh a efekt rehabilitace. TMG poskytuje výhody při sledování posttraumatického zotavení a díky své neinvazivní povaze může poskytnout relevantní informace o poškozeném svalu. Získané informace lze použít individuálně pro určení typu, míry intenzity a frekvence tréninku, aby bylo zotavení rychlejší a účinnější. Pacientovi je tak umožněno rychlejší začlenění po ukončení léčby zpět do normálního pohybového režimu, protože na základě pravidelného monitorování svalstva dostaneme informaci, kdy jsou svaly regenerovány natolik, aby bylo možné vrátit se k obvyklé svalové zátěži. Pokračováním ve sledování TMG lze zabránit vzniku recidivě či nových zranění svalů (Dias et al., 2010).

Z hlediska kontraindikace používání metody TMG by se neměla aplikovat u osob s pacemakerem (typu on-demand), u osob s těžkými srdečními chorobami, u těhotných žen a nekvalifikovaným způsobem. Zakázané oblasti aplikace je hlava (příčně či naskrz), přes ústa, na přední straně krku (např. na karotický sinus), na hrudník, na horní část zad a napříč přes srdce. Mohlo by tak dojít k závažným zdravotním problémům či úmrtí (Urbanc, 2015).

5 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY

5.1 Cíl práce

Cílem práce je zjistit, do jaké míry může mít vliv dvanáctitýdenní trénink pod odborným vedením fyzioterapeuta ve specializované posilovně na uživatele mechanického invalidního vozíku a na jejich funkční svalové napětí v oblasti pletence ramenního (jednotlivě: *pars acromialis, spinalis et clavicularis musculus deltoideus, musculus pectoralis major, pars transversa et descendens musculus trapezius, musculus biceps brachii, musculus triceps brachii*) bilaterálně s využitím diagnostického přístroje tensiomyografu. (Vzhledem k dlouhodobému uzavření vnitřních sportovišť kvůli restriktivním opatřením vlády ČR kvůli pandemické situaci bylo cvičení s probandy prováděno distančně online formou v jejich domácím prostředí.)

Díky cíli práce se výzkum zabývá touto problematikou, protože oblast ramen je velmi přetěžovaná lokalita vozíčkářů a dochází zde k častým poraněním a degenerativním změnám. Přítomny bývají časté bolesti ramen.

5.2 Úkoly práce

- V rámci teoretické části závěrečné práce vyhledat, podrobně prostudovat a písemně zpracovat odbornou literaturu a vědecké poznatky, které souvisí se zadaným tématem diplomové práce včetně velmi důkladné analýzy vědeckých článků a odborných studií;
- získat souhlasné stanovisko Etické komise UK FTVS
- provést záměrný výběr diagnostické skupiny probandů vozíčkářů s úrovní míšní léze Th1 až L do výzkumného souboru z řad dobrovolných návštěvníků specializovaných posiloven v IFC v Pardubicích, 1. CZP JČ v Českých Budějovicích a Centra Paraple, o. p. s. v Praze;
- zajistit technické a materiální zázemí k provedení výzkumu;
- seznámení všech probandů s průběhem a cílem výzkumného projektu a předložit k podpisu informované souhlasy pro každého probanda
- odebrání anamnézy prostřednictvím dotazování;
- provedení vstupního kineziologického vyšetření, měření specifických parametrů funkčního svalového napětí na TMG 100;

- sestavení specifického individuálního dvanáctitýdenního tréninkového plánu probandů na základě vstupního vyšetření a na základě testování na TMG 100, edukace o správném pohybovém stereotypu na MIV;
- po dokončení tréninkového cyklu provést výstupní kineziologický rozbor s vyšetřením pohybového stereotypu na MIV, testování na TMG 100 a posouzení souvislostí s případnou změnou stavu sledovaných parametrů u všech probandů;
- zpracování, analýza a vyhodnocení získaných a změřených dat;
- ověření hypotéz a zodpovězení výzkumných otázek;
- diskuse, závěr v návaznosti na výsledky výzkumu.

5.3 Výzkumné otázky

1. Je možno předpokládat, že existuje vztah mezi posilovacím cvičením vozíčkářů pod vedením fyzioterapeuta a změnou specifických svalových parametrů v oblasti ramenních pletenců měřených pomocí přístroje tensiomyografu?
2. Podaří se prokázat, že budeme-li u vozíčkářů předpokládat rozdíly mezi naměřenými hodnotami na tensiomyografu mezi dominantní a nedominantní horní končetinou, že právě cílená intervence fyzioterapeuta může ovlivnit stranovou asymetrii svalů v oblasti ramenních pletenců v rámci měřených parametrů na přístroji tensiomyografu?

5.4 Hypotézy

- H1:** Domníváme se, že na základě intervence fyzioterapeuta při posilovacím cvičení pro vozíčkáře dojde v oblasti ramenních pletenců ke změně specifických svalových parametrů měřených pomocí přístroje tensiomyografu. Vlivem této intervence předpokládáme příznivější výsledky z hlediska funkčního svalového napětí.
- H2:** Předpokládáme, že cílená intervence fyzioterapeuta může ovlivnit stranovou asymetrii svalů v oblasti ramenních pletenců v rámci měřených parametrů na přístroji tensiomyografu.

6 METODIKA PRÁCE

Tato závěrečná práce je empiricko-teoretická pilotní studie. Jedná se o vícečetnou kvalitativní intervenční studii. Fyzioterapeutická intervence je prováděná autorem práce a navazuje na zjištěná data při vstupním kineziologickém rozboru a měření TMG. Vzhledem k nezbytnému individuálnímu intervenčnímu přístupu k jednotlivým probandům během tréninkového cyklu je způsob intervence podrobně popsán zvlášť u každého probanda v kapitole Výsledky.

Všichni probandi dodržovali dvanáctitýdenní individuální tréninkový plán s intervencí fyzioterapeuta v domácím prostředí distančně online formou. Bylo využito různých dostupných cvičebních pomůcek, jako je posilovací guma Thera-Band, overball, krátká tyč. (Původní záměr cvičení ve specializovaných posilovnách neumožnilo dlouhodobé uzavření vnitřních sportovišť pro velice nepříznivou epidemickou situaci kvůli onemocnění COVID-19.) Veškeré vstupní měření proběhlo před a výstupní měření po tréninkovém cyklu. Měření TMG prováděl autor práce pod odborným dohledem. Všichni probandi, kteří byli zařazeni do výzkumu, museli být podrobně seznámeni s celým průběhem měření i s cílem projektu. Všem probandům byl před začátkem výzkumu poskytnut informovaný souhlas s podpisem, který je informoval o procesu výzkumu a možných rizicích měření TMG. Výzkumná práce byla schválena Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 016/2020 dne 14. 9. 2020. Každý proband musel před zahájením výzkumu povinně vyplnit přibližně desetiminutový anamnestický dotazník. Důvodem je splnění kritérií, které musel proband splnit pro zařazení do výzkumného souboru.

6.1 Popis výzkumného souboru

Do výzkumného souboru byli vybráni dobrovolníci vozíčkáři (uživatelé MIV) z řad návštěvníků specializovaných posiloven (1. CZP JČ v Českých Budějovicích, IFC Pardubice a Centra Paraple o. p. s.). Byl proveden záměrný výběr, protože probandi byli vybíráni hlavním řešitelem. Předpokládaný počet účastníků výzkumu bylo 10. Tento počet se jevil jak z hlediska časového, tak i praktického jako reálný, ale vzhledem k výskytu pandemie koronaviru a onemocnění COVID-19 někteří probandi účast odmítli. Došlo k tomu, že do března 2020 bylo k účasti na studii vybráno pouze 8 dobrovolníků (n=8) ve věku od 20 do 40 let. Při tomto počtu se předpokládalo, že by

provedení výzkumu bylo stále reálné. Ovšem z důvodu dalších následných restriktivních opatření vlády ČR byla diagnostická skupina z účasti ve výzkumu odvolána a výzkumný soubor byl ztracen. Zde došlo k další krizi ve výzkumu, kdy u probandů vznikaly oprávněné obavy z nákazy, protože se jednalo o ohroženou skupinu a hrozilo tedy ukončení výzkumu. Konečný počet probandů se snížil na 3 (n=3), dva muže a jednu žen. Jejich průměrný věk je 42 let.

Při výběru probandů se jednalo o cvičence po úrazech páteře. Byla vybrána diagnostická skupina probandů dle úrovně míšní léze Th1 až L. Přihlíží se na rozdělení vozíčkářů s vysokou paraplegií (Th1 až Th6), kteří nemají tak aktivní trupové svalstvo jako vozíčkáři s nízkou paraplegií (Th10 až L), kteří aktivní trupové svalstvo mají. Výběr probandů probíhal opakovaně znovu. Jejich minimální věk byl 18 let a vzhledem k malému počtu dobrovolných účastníků nebyla určena horní věková hranice. Nebylo možné však přijmout účastníky, kteří mají akutní onemocnění nebo se nacházejí ve fyzickém stavu, který jim neumožňuje absolvovat vyšetření a cvičení v posilovně a jsou mentálně postiženi či jsou v rekonvalescenci po nemoci. Vylučuje se osoba s takovým zraněním ramen, které znemožňuje tréninkový režim. Primárním způsobem mobility musí být MIV.

6.2 Použité metody

6.2.1 Kineziologický rozbor

Autorem práce byl u každého probanda proveden vstupní a výstupní kineziologický rozbor, který trval cca 0,5 hodiny. Toto vyšetření proběhlo před měřením TMG a obsahovalo následující úkony.

1. Vyšetření rozsahu omezení pohybu v ramenním kloubu, v loketním kloubu a v zápěstí goniometrem aktivně i pasivně metodou SFTR; vše lze měřit vsedě, v případě potřeby lze využít pozice lehu na břiše nebo na zádech zejména při měření pasivního rozsahu pohybu (Haladová, Nechvátalová, 2011).
2. Vyšetření svalové síly dle svalového testu podle Jandy (2004), v případě nutnosti popsána konkrétní modifikace:
 - a. vsedě

- elevace lopatky (stupeň 3, 4, 5), flexe do 90° a abdukce v ramenním kloubu (stupeň 3, 4, 5), flexe v loketním kloubu (stupeň 2b, 3, 4, 5), pronace a supinace předloktí (stupeň 3, 4, 5);

b. vleže na zádech

- abdukce lopatky s rotací (stupeň 3, 4, 5), horizontální addukce v ramenním kloubu (stupeň 3, 4, 5);

c. vleže na břiše

- kaudální posun a addukce lopatky (stupeň 0, 1, 2, 3, 4, 5), addukce lopatky (stupeň 3, 4, 5), extenze v ramenním kloubu (stupeň 0, 1, 3, 4, 5), extenze v abdukci ramenního kloubu (stupeň 3, 4, 5), zevní a vnitřní rotace v ramenním kloubu (stupeň 0, 1, 2, 3, 4, 5), extenze v loketním kloubu (stupeň 3, 4, 5).

Stupně svalové síly 0 až 2 při měření vybraných svalů při tomto vyšetření u probandů nepředpokládáme, ale v případě potřeby je nutno doměřit v předepsaných pozicích.

3. Vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (2004) v lehu na zádech:

m. pectoralis major (část sternální dolní, část sternální střední a horní a část klavikulární a *m. pectoralis minor*);

m. trapezius (horní část);

m. levator scapulae;

m. sternocleidomastoideus.

4. Vyšetření hypermobility dle Jandy (2004); zkouška rotace hlavy, zkouška šály, zapažených paží, založených paží, extendovaných loktů a zkouška sepjatých rukou a sepjatých prstů v pozici vsedě.

5. Vyšetření pohybového stereotypu na MIV (Wheelchair Skills Assessment and Training, c2021).

Pohybový stereotyp každého probanda na MIV byl zaznamenáván kamerou mobilního telefonu. Videozáznam musel splňovat následující pravidla. Jednalo se o poklidnou jízdu po rovném terénu s délkou dráhy 20 m. Dále proběhla jízda po nakloněné rovině. Jízda na MIV byla zaznamenávána z boku, zepředu a zezadu. Poté

proběhla analýza kvality pohybového stereotypu, aby mohla být u každého probanda provedena edukace.

6.2.2 Měření TMG

Pro objektivní zhodnocení funkčního svalového napětí v rámci diagnostiky svalů byla výzkumná část provedena pomocí TMG 100.

TMG slouží k diagnostice svalového napětí. Interpretací analýzy zjištěných parametrů určíme, které svaly jsou spíše zkráceny, které jsou spíše ochablé, dále zaznamenáme i hloubku prohnutí svalu. V reportu jsou popisovány parametry o svalové kontrakci s grafickým výstupem (Tensiomyografie TMG, 2010; Tensiomyography – quantifying muscle function, 2017).

Testování na diagnostickém přístroji TMG probíhalo v laboratoři fyziologie a biochemie UK FTVS v Praze. Každý proband se dostavil do laboratoře v pohodlném oblečení tak, aby si na vlastní měření mohl svléknout horní díl svého oblečení. Testování trvalo přibližně 45 minut. Tento diagnostický přístroj umožňuje analyzovat jednotlivé svaly odděleně. Probandům byly měřeny bilaterálně tyto svaly: *pars spinalis, acromialis et clavicularis m. deltoideus, m. pectoralis major, pars transversa et descendens m. trapezius, m. biceps brachii, m. triceps brachii*. Měření svalů proběhlo v pozici sedu s opřenými zády na MIV, protože osoby se spinálním poškozením nemohou dlouho vydržet vsedě bez opory, což vyplývá z oslabení jejich trupového svalstva. Všichni probandi museli mít stejné podmínky, vleže na břicho se měřila pouze *pars transversa m. trapezius*. Bylo nutné, aby klouby byly v přirozené fyziognomické pozici kvůli relaxovaným svalům.

Během záznamu měření pomocí TMG byly zapisovány poznámky ke každému svalu, který byl vyšetřován. Změřená data byla označena iniciály probanda. Z hlediska organizace byl zapsán čas měření každého svalu, přesné umístění elektrod podle anatomických orientačních bodů probanda a některé důležité zvláštnosti při měření. Pokožku pro umístění elektrod bylo nutné jemným způsobem odmastit např. desinfekčním přípravkem. Před vložením elektrod by měla být pokožka suchá, případně oholená, sval musí být napalpován.

Postup vlastního měření se řídil protokolem, který uvedli García-García, Cancela-Carral, Huelin-Trillo (2015). Pro posouzení radiálního posunu břicha svalu byl

použit digitální senzor, který se umísťuje kolmo k nejsilnější části bříška svalu. Lokalita senzoru byla individuálně určena pro každý sval a každého probanda kvůli vzájemným anatomickým odlišnostem. Nejsilnější část bříška svalu byla zjištěna aspekcí a palpací během volní svalové kontrakce. Jakmile byla detekována nejsilnější část bříška svalu, byla označena dermatologickým perem.

Samolepící elektrody byly umístěny v určité linii a lokalitě podle doporučení SENIAM (b. r.). Tyto elektrody byly uloženy symetricky oddělené 5 cm od snímače. Kladná elektroda byla umístěna proximálně, záporná distálně. Vzdálenost mezi elektrodami a snímačem byla takto určena, protože ve vzdálenosti 5 cm může dojít k větší svalové odezvě, což by mohlo být způsobeno větším nábojem motorických jednotek (García-García, Cancela-Carral, Huelin-Trillo, 2015).

Pro sběr dat byl stanoven tento následující postup. Bylo prováděno postupné přivádění elektrického stimulu o intenzitě 1 ms, přičemž se jeho intenzita zvyšovala v intervalech 10 mA, a sice od 30 mA po dosažení 110 mA, což je max. výkon stimulatoru. Aby se zabránilo stopám svalové únavy, mezi devíti po sobě provedenými podněty byla ponechána čekací doba 10 sekund. U každého posuzovaného svalu byla z devíti oblouků uvažována jen křivka, která dosáhla největší Dm (García-García, Cancela-Carral, Huelin-Trillo, 2015; Tensiomyografie TMG, 2010; Tensiomyography – quantifying muscle function, 2017).

Výrobce jednoznačně zdůrazňuje, že se elektrody přikládají na konce fascie svalu, musí být na povrchu a neměly by být překryty jinou svalovou hmotou, aby nebyla stimulována současně vedlejší kontraktilní tkáň a nedošlo ke zkreslení výsledků. Senzor se umístí na střed svalového bříška svalu pod pravým úhlem k průběhu svalových vláken. Na základě čidla se měří jednotlivé posunutí a časově nezávislé charakteristiky (García-García, Cancela-Carral, Huelin-Trillo, 2015).

6.3 Plán intervence

Cvičební jednotka byla stanovena jako cílená intervence fyzioterapeuta na základě vyhodnocení vstupních dat probandů. Záměrem bylo příznivě ovlivnit specifické svalové parametry v rámci funkčního svalového napětí. Při sestavování plánu proběhly konzultace s odbornými pracovníky specializující se na tuto problematiku. Aplikovaná pohybová aktivita byla sestavena tak, aby byl každý proband jakožto osoba

se spinálním poškozením (paraplegií) schopna kvalitního pohybu a akceptovala definovanou zátěž sestavené cvičební jednotky.

Všichni probandi dodržovali dvanáctitýdenní individuální tréninkový plán s intervencí fyzioterapeuta (autora práce) v domácím prostředí distančně online formou. Dodržování tréninkového plánu bylo sledováno při jednotlivých intervencích při cvičení formou videopřenosu. Videopřenos byl na základě dobrovolného výběru u všech probandů prováděn přes aplikaci WhatsApp. Frekvence tréninkových jednotek byla pravidelně třikrát týdně po dobu 45 minut. Bylo využito různých dostupných cvičebních pomůcek, jako je Thera-Band. (Původní záměr využívat ke cvičení specializované posilovny neumožnilo jejich dlouhodobé uzavření pro velice nepříznivou epidemickou situaci kvůli onemocnění COVID-19).

Při zahájení cvičební jednotky bylo doporučeno, aby byla vybrána místnost s příjemným prostředím a vhodnou pokojovou teplotou. Dále se asi hodinu před cvičením nemělo jíst těžké jídlo a doporučeno bylo vypnout TV, pravidelně dýchat a snažit se vnímat svoje tělo (Cvičení na doma: Tetraplegie, 2014).

Podle doporučení Honzátkové et al., (2013) bylo dbáno na správný sed při cvičení, kvalitní provedení cviků a probíhala jejich průběžná korekce. Podle Jebavého, Hojky, Kaplana, (2014) a doporučení praktických odborníků v publikaci Cvičení na doma: Tetraplegie (2014) bylo uloženo probandům provádět každý cvik ve 2 až 3 sériích po 10 až 15 opakováních. Mezi sériemi byla krátká pauza podle potřeby probanda s možností si libovolně zvolit relaxační polohu. Každé cvičení zahrnovalo tzv. rozehrátí a dynamický strečink (10 minut), část posilovací (asi 25 minut), závěrečné protažení a uvolnění kloubů a svalů v trvání 10 minut. Frekvence tréninku byla třikrát týdně. Jak radí Nelson, Kokkonen (2015), na začátku tréninkové jednotky byl prováděn dynamický strečink a statický strečink byl prováděn až na konci celého cvičení. Posilovací část je složena ze cviků, které individuálně odpovídají vstupnímu kineziologickému rozboru a změřeným parametrům každého probanda. Podrobně je cvičení zvlášť pro každého probanda popsáno v kapitole Výsledky.

6.4 Sběr dat

Pro teoretickou část diplomové práce byla použita data, která byla zpracována na zadané téma formou literární rešerše. Autor práce čerpal z českých i zahraničních

zdrojů. Použité zdroje byly v tištěné i elektronické podobě. Odborná literatura byla vyhledávána prostřednictvím vědeckých databází Web of Science, EBSCO, Science Direct, PubMed, Scopus, MEDLINE, Google Scholar. Veškeré použité zdroje byly citovány podle citační normy ČSN ISO 690.

Zahájení získávání dat v rámci výzkumného souboru mělo proběhnout v měsíci březnu 2020, ale vzhledem k výskytu onemocnění COVID-19 a následných restriktivních opatření vlády ČR, které znemožnily absolvovat tréninkový cyklus v jakémkoli fitcentru či posilovně, muselo být odloženo. Po konzultaci s vedoucím práce bylo však kvůli dlouhodobému uzavření vnitřních sportovišť přistoupeno k provedení tréninkového cyklu distančně online formou v domácím prostředí jednotlivých probandů včetně intervence fyzioterapeuta. Diagnostická skupina v rámci výzkumného souboru byla opakovaně ztracena. Celý výzkum byl schválen etickou komisí UK FTVS. Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS byla schválena v září v roce 2020.

Časový harmonogram výzkumu:

- leden až červen 2020: vyhledání a zpracování teoretických podkladů
- březen 2020: příprava a zkouška měření TMG (zaučení)
- září 2020: souhlasné vyjádření EK (UK FTVS) k zahájení výzkumu
- září 2020 až leden 2021: výběr probandů (pro nepříznivou epidemickou situaci a ztrátě výzkumného souboru probíhal opakovaně)
- únor, duben 2021: podepsání informovaných souhlasů všech účastníků výzkumu; provedení vstupních kineziologických rozborů; vyšetření na TMG;
- únor, duben 2021: vytvoření individuálních dvanáctitýdenních tréninkových plánů
- květen, červenec 2021: provedení výstupních kineziologických rozborů a vyšetření na TMG;
- červen až červenec 2021: písemné zpracování výsledných dat

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích

a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS (viz příloha č. 1).

6.5 Analýza dat

Pro analýzu dat a jejich základní statistické zpracování byl použit software, který je výrobcem nainstalován v notebooku TMG 100. Je to program, který splňuje požadavky pro vyhodnocování dat. Standardním výstupem je individuální zpráva s výsledky, které jsou získávány na základě srovnání mezi údaji měřeného probanda a referenčních hodnot z databáze od výrobce. Dále byl použit program Microsoft Excel, změřené údaje byly shromážděny, zkontrolovány, zpracovány a prezentovány ve formě tabulek a grafů. Byl individuálně určen rozdíl absolutních hodnot u sledovaných parametrů před a po ukončení tréninkového cyklu. Tímto způsobem byla zjištěna míra změny daných parametrů a tedy vliv intervence a cvičení na vývoj svalové dysbalance, laterální a funkční symetrie v oblasti ramenních pletenců každého zúčastněného probanda. Zjištěné údaje o rozdílných hodnotách byly kvalitativně slovně hodnoceny, získané výsledky byly porovnány s měřením obdobných parametrů v rámci jiných výzkumů a byla posouzena míra účinnosti vlivu pravidelného pohybového tréninku vozíčkářů pro dané sledované parametry. Zpracovaná data byla porovnána mezi probandy v celém výzkumném souboru. Základními statistickými metodami bylo určeno, u kterých parametrů bylo dosaženo největších změn, byla stanovena míra účinnosti intervence (Hlavatý, 2016; Zvára, 2013).

7 VÝSLEDKY VÝZKUMU

7.1 Proband č. 1

Základní anamnéza:

Pohlaví: muž (pravák) Věk: 39 let Výška: 186 cm Hmotnost: 75 kg
Hlavní DG: tříštivá fraktura Th3, Th4 (bez vážného přidruženého onemocnění ani zranění); příčina invalidity: dopravní nehoda v roce 2002
SA: bydlí sám v RD
PA: služby v gastronomii a pohostinství
FA: nejuje
SpA: posiloval od září 2020 v IFC Pardubice jedenkrát týdně dvě hodiny
RHB v minulosti: Hamzova léčebna, Luže - Košumber, FN v Motole, VRÚ Slapy nad Vltavou, Centrum Paraple

Výsledky vstupního měření TMG probanda č. 1 ukazuje tabulka č. 1 v přehledu hodnot jednotlivých parametrů pro každý měřený sval bilaterálně. V posledním sloupci vpravo jsou uváděny procentuální hodnoty laterální symetrie (LS). Nejvyšší úroveň LS měl *m. pectoralis major* - PM (87 %) a *pars transversa m. trapezius* - TRM (87 %), dostatečné úrovně LS bylo dosaženo u *pars acromialis m. deltoideus* - DEL (83 %) a *pars spinalis m. deltoideus* - DEP (80 %). Nízké úrovně LS dosahovala *pars clavicularis m. deltoideus* - DEA (76 %), *m. biceps brachii* (75 %) a *pars descendens m. trapezius* - TRS (74 %). Nejmenší úroveň LS měl *m. triceps brachii* - TB (51 %). V dolní části tabulky jsou zaznamenány hodnoty funkční symetrie (FS) pro oba lokty mezi *m. biceps* - BB et *m. triceps brachii*. Vpravo byla zjištěna nízká úroveň FS (44 %), vlevo odpovídá normě (91 %).

Tabulka č. 2 umožňuje srovnání hodnot jednotlivých parametrů po výstupním měření. Dostatečné úrovně a zlepšení LS byly zaznamenány u *pars clavicularis m. deltoideus* (89 %), *m. pectoralis major* (89 %), který jako jediný měřený sval měl při vstupním i výstupním měření dostatečnou LS a *pars descendens m. trapezius* (83 %). Ke snížení hodnot LS došlo u *pars transversa m. trapezius* (74 %), *m. biceps brachii* (72 %), *pars spinalis m. deltoideus* (67 %), *pars acromialis m. deltoideus* (64 %) a *m. triceps brachii* (55 %). U levého lokte došlo ke snížení FS o 6 % na 85 % a u pravého lokte došlo naopak ke zvýšení FS o 31 % na úroveň 75 %.

Tabulka č. 1 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (vstupní)

Laterale Symmetrie (LS)

Muskel	Seite	Tc [ms]	Ts [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Td [ms]	Sym [%]
m.BB	L	21.73	119.25	42.27	3.88	22.11	75
m.BB	R	17.89	115.47	32.89	2.28	44.21	
m.DEA	L	15.37	25.13	8.28	1.22	18.36	76
m.DEA	R	16.91	467.98	135.23	1.09	49.79	
m.DEL	L	16.35	431.13	42.75	1.66	18.44	83
m.DEL	R	17.60	36.98	15.01	1.88	17.41	
m.DEP	L	19.59	34.66	11.00	2.28	19.78	80
m.DEP	R	15.85	25.87	7.77	1.84	23.95	
m.PM	L	21.04	36.48	14.28	4.40	23.32	87
m.PM	R	19.54	52.72	30.16	3.44	21.41	
m.TB	L	20.26	135.37	11.31	1.55	17.77	51
m.TB	R	42.13	196.08	51.09	4.68	19.95	
m.TRM	L	20.84	216.82	152.45	2.24	20.36	87
m.TRM	R	20.59	122.20	58.15	1.69	15.87	
m.TRS	L	16.89	241.42	22.86	1.31	19.83	74
m.TRS	R	21.12	322.25	58.08	2.86	20.39	

Funktionale Symmetrie (FS)

		Sym [%]			Sym [%]
Ellbogen: (BB/TB)	L	91	Knie: (VL&VM&RF/BF)	L	--
	R	44		R	--

Zdroj: vlastní

Tabulka č. 2 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (výstupní)

Lateral Symmetry (LS)

Muscle	Side	Tc [ms]	Ts [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Td [ms]	Sym [%]
m.BB	L	19.83	181.59	118.22	3.81	21.55	72
m.BB	R	27.54	203.55	157.16	7.20	22.67	
m.DEA	L	15.91	52.29	33.32	2.42	18.93	89
m.DEA	R	15.00	34.81	17.89	2.68	22.77	
m.DEL	L	19.53	109.73	85.80	3.53	19.83	64
m.DEL	R	14.54	23.38	6.92	1.68	16.97	
m.DEP	L	15.28	75.34	10.02	2.00	18.65	67
m.DEP	R	21.00	32.21	10.24	3.77	21.11	
m.PM	L	19.53	29.24	9.12	2.99	19.65	89
m.PM	R	19.69	47.83	27.60	4.28	19.93	
m.TB	L	17.28	272.99	84.40	4.37	19.40	55
m.TB	R	38.72	199.10	65.15	6.95	20.84	
m.TRM	L	30.41	658.21	39.12	0.71	18.77	74
m.TRM	R	29.61	273.54	152.90	4.30	23.02	
m.TRS	L	20.12	313.07	63.15	2.13	18.45	83
m.TRS	R	21.21	366.59	77.58	4.69	20.49	

Functional Symmetry (FS)

		Sym [%]			Sym [%]
Elbow: (BB/TB)	L	85	Knee: (VL&VM&RF/BF)	L	--
	R	75		R	--

Zdroj: vlastní

Následující tabulka č. 3 podává základní statistické informace o změřených hodnotách LS a nejdůležitějších parametrech Tc a Dm. Po výstupním měření došlo k velmi mírnému poklesu LS v průměru o 2,5 % a mediánu o 5 %. Velmi mírně se zvýšila minimální (o 4 %) a maximální hodnota (o 2 %). Hodnoty průměru a mediánu Tc a Dm se po výstupním měření velmi mírně zvýšily, kromě mediánu Tc pro pravou stranu, kdy došlo k velmi mírnému poklesu.

Tabulka č. 3 – Základní statistické zpracování parametrů probanda č. 1

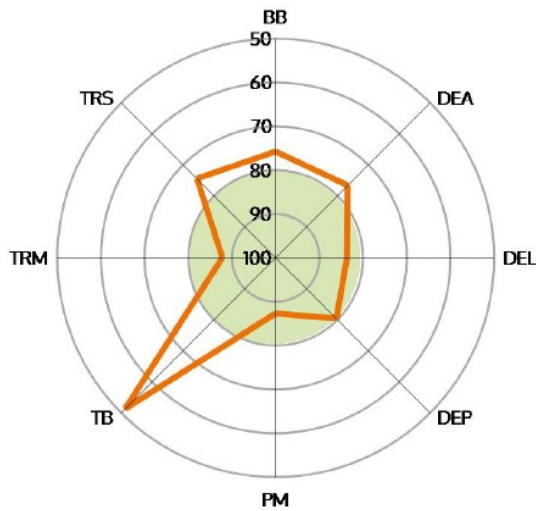
Parametr	LS [%]		Tc [ms]				Dm [mm]			
	vstupní	výstupní	vstupní		výstupní		vstupní		výstupní	
			l. dx	l. sin	l. dx	l. sin	l. dx	l. sin	l. dx	l. sin
Průměr	76,63	74,13	21,45	19,01	23,04	19,74	2,47	2,32	4,44	2,75
Medián	78,00	73,00	18,72	19,93	21,11	19,53	2,08	1,95	4,29	2,71
Min	51,00	55,00	15,85	15,37	14,54	15,28	1,09	1,22	1,68	0,71
Max	87,00	89,00	42,13	21,73	38,72	30,41	4,68	4,40	7,20	4,37
SMODCH	10,80	11,43	8,00	2,28	7,86	4,40	1,08	1,12	1,77	1,10

Zdroj: vlastní

Radarové grafy č. 1 a 2 zobrazují LS a FS včetně parametru Tc a Dm probanda č. 1 po vstupním a výstupním měření. V levé části grafu představuje oranžová linie procentuální hodnoty LS. Počet naměřených svalů s nízkou úrovní LS se po výstupním měření zvýšil o jeden. V pravé části grafu je znázorněna FS, kde je oranžovou linií zobrazena pravá strana, černou linií strana levá. Zelený střed představuje referenční hodnoty. Po výstupním měření byly zaregistrovány přijatelné hodnoty úrovně FS bilaterálně. V dolní části grafu je bilaterální zobrazení parametru Tc a Dm. Žluté mezikruží kolem zeleného středu představuje ještě dostatečně přijatelné hodnoty parametru. Po výstupním měření došlo u parametru Tc oproti vstupnímu měření k výraznému snížení úrovně symetrie mimo referenční hodnoty u *pars transversa m. trapezius*. Úroveň symetrie parametru Dm byla po vstupním měření u všech měřených svalů mimo referenční hodnoty. Po výstupním měření došlo k výraznému zvýšení hodnot tohoto parametru zejména u pravostranných měřených svalů.

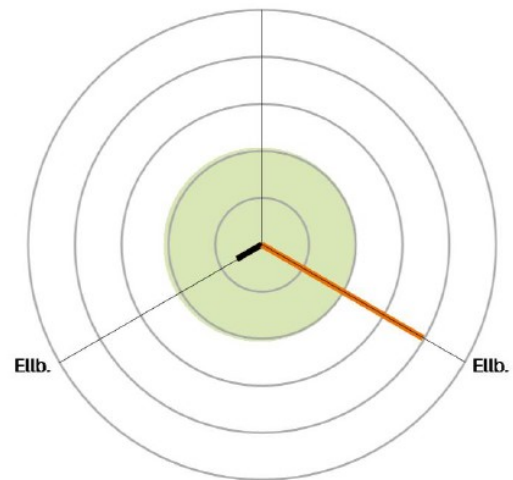
Graf č. 1 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (vstupní)

Laterale Symmetrie [%]



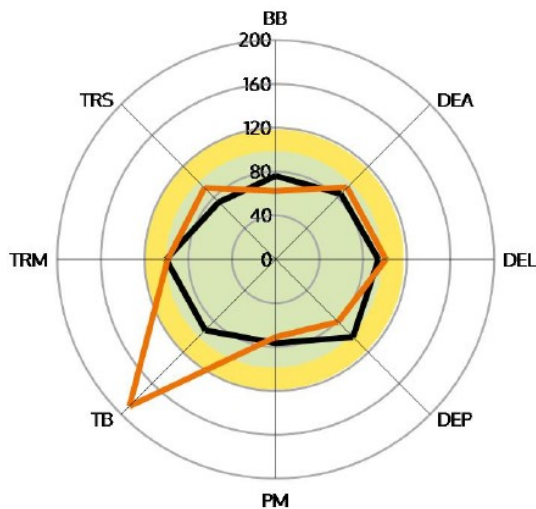
● LS ● Zielwert Sym.

Funktionale Symmetrie [%]



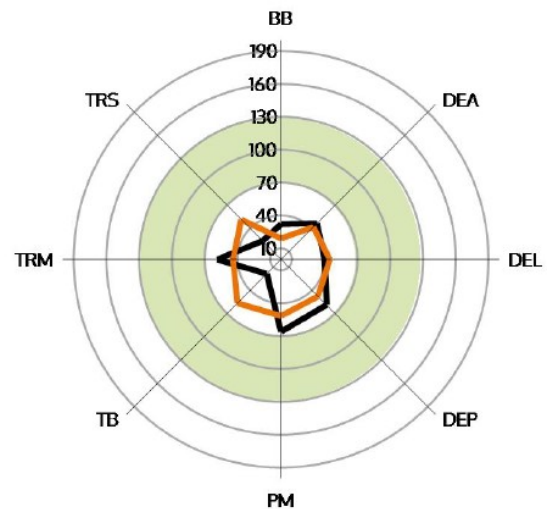
● Links ● Rechts ● Zielwert Sym.

Tc / Ref [%]



● Links ● Rechts ● Schnell ● Ausreichend

Dm / Ref [%]

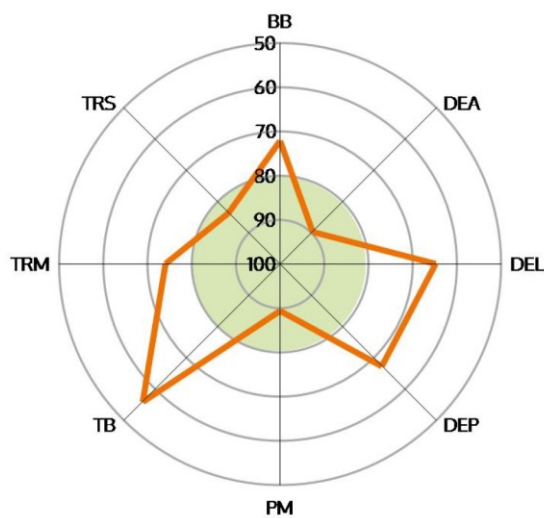


● Links ● Rechts ● Zielwert Ref.

Legenda – levá horní část: oranžová - laterální symetrie, zelená - přijatelná symetrie; pravá horní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - přijatelná symetrie; levá dolní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - rychlý, žlutá - přijatelný; pravá dolní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - přijatelný; (vlastní zdroj)

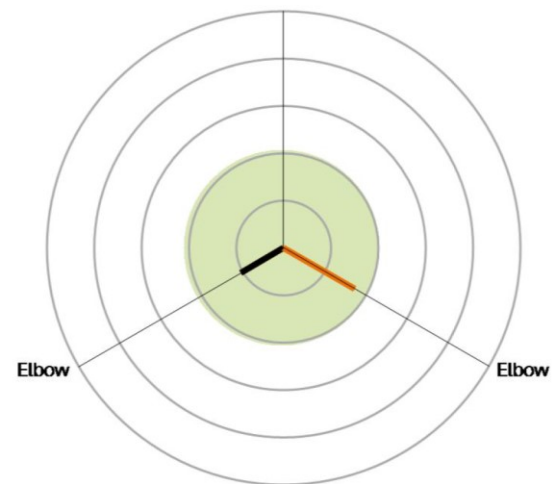
Graf č. 2 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (výstupní)

Lateral Symmetry [%]



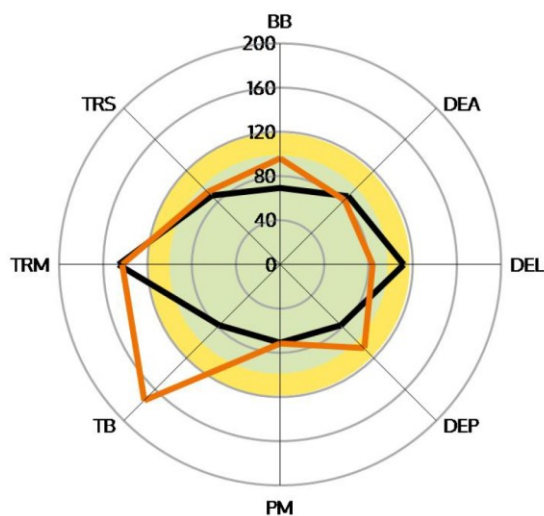
● LS ● Good Sym.

Functional Symmetry [%]



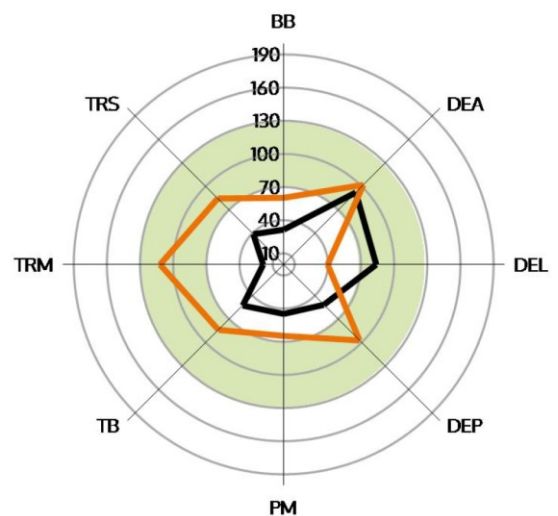
● Left ● Right ● Good Sym.

Tc / Ref (%)



● Left ● Right ● Fast ● Adequate

Dm / Ref [%]



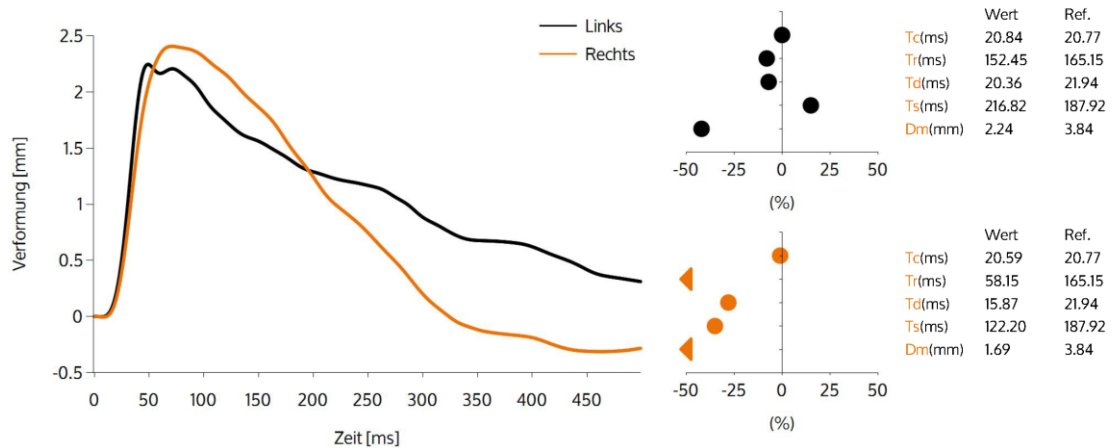
● Left ● Right ● Good Ref.

Legenda: viz graf č. 1 (vlastní zdroj)

Grafy č. 3 a 4 znázorňují podrobnější srovnání vstupního a výstupního měření pro *pars transversa m. trapezius*, u kterého došlo k nejvýraznějším změnám během intervence ze všech měřených svalů. Úroveň symetrie poklesla z 87 na 74 % (-13 %). Průměrná hodnota parametru Tc se zvýšila z 20,72 na 30,01 ms (+44,84 %), průměrná hodnota parametru Dm byla zvýšena z 1,97 na 2,51 mm (+27,41 %).

Graf č. 3 – Laterální symetrie m. trapezius (pars transversa) probanda č. 1 (vstupní)

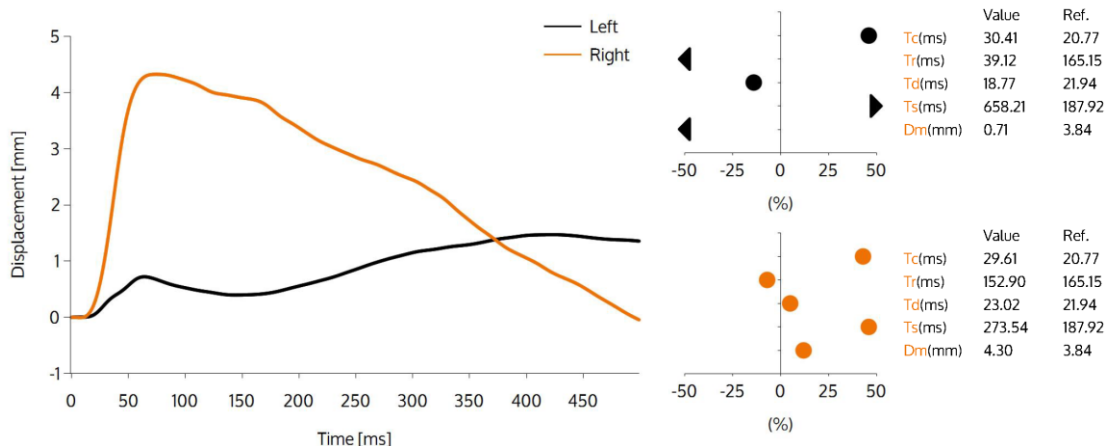
TRM - Trapezius Middle



Legenda: černá - levá strana, oranžová - pravá strana; (vlastní zdroj)

Graf č. 4 – Laterální symetrie m. trapezius (pars transversa) probanda č. 1 (výstupní)

TRM - Trapezius Middle



Legenda: černá - levá strana, oranžová - pravá strana; (vlastní zdroj)

Doporučení podle reportu TMG 100:

BB (vstupní) – aktivační cvičení vlevo; strečink bilaterálně, více vpravo

BB (výstupní) – aktivační cvičení vpravo; strečink bilaterálně, více vlevo

DEA (vstupní) – aktivační cvičení vpravo; strečink bilaterálně, více vpravo

DEA (výstupní) – bez doporučení (celková LS je dostatečně vysoká)

DEL (vstupní) – strečink bilaterálně, více vlevo

DEL (výstupní) – aktivační cvičení vlevo a strečink pro pravou stranu

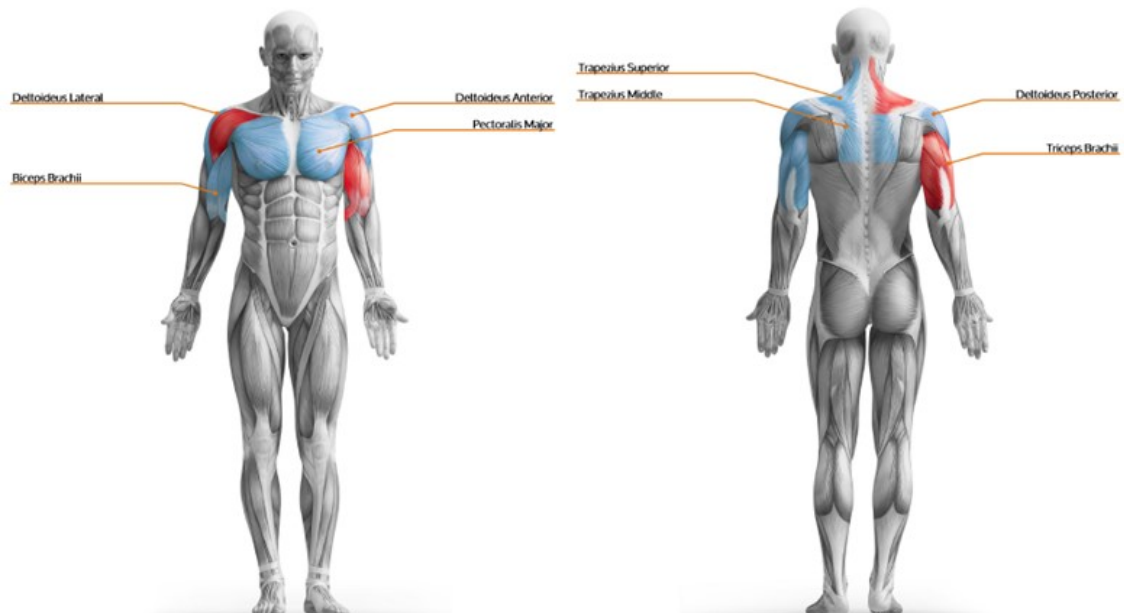
DEP (vstupní) – strečink pro obě strany se zaměřením na pravou stranu

DEP (výstupní) – strečink vlevo a aktivační cvičení pro pravou stranu

- PM (vstupní)** – strečink pro obě strany se zaměřením na pravou stranu
PM (výstupní) – strečink pro obě strany se zaměřením na levou stranu
TB (vstupní) – aktivační cvičení vpravo; strečink bilaterálně, více vlevo
TB (výstupní) – strečink vlevo a aktivační cvičení pro pravou stranu
TRM (vstupní) – strečink pro obě strany se zaměřením na pravou stranu
TRM (výstupní) – strečink a aktivační cvičení více vlevo; silová cvičení vpravo
TRS (vstupní) – aktivační cvičení vpravo; strečink bilaterálně, více vlevo
TRS (výstupní) – strečink pro levou stranu
LOKET (vstupní) – aktivační cvičení pro TB vpravo
LOKET (výstupní) – bez doporučení (celková FS je dostatečně vysoká)

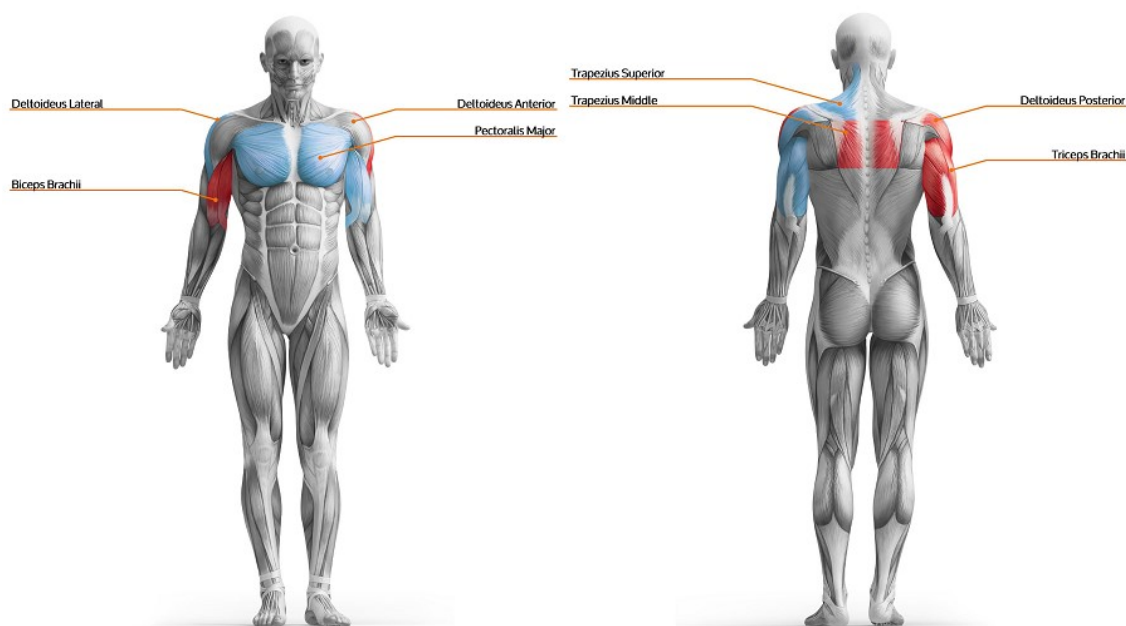
Doporučené kompenzační aktivity pro zmírnění svalových dysbalancí, zlepšení úrovně LS a FS jsou barevně vyjádřeny na obrázku č. 4 (vstupní měření) a 5 (výstupní měření) pro každý měřený sval. Dle barev obrázku č. 4 převažuje modrá barva (doporučení strečinku) nad červenou barvou (doporučení aktivačních cvičení). Na obrázku č. 5 je dle zobrazených barev měřených svalů patrné doporučení aktivačních cvičení spíše pro pravou stranu a strečinku spíše pro levou stranu těla.

Obrázek č. 4 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 1 (vstupní)



Legenda: červená - aktivační cvičení, modrá - strečink / relaxace; (vlastní zdroj)

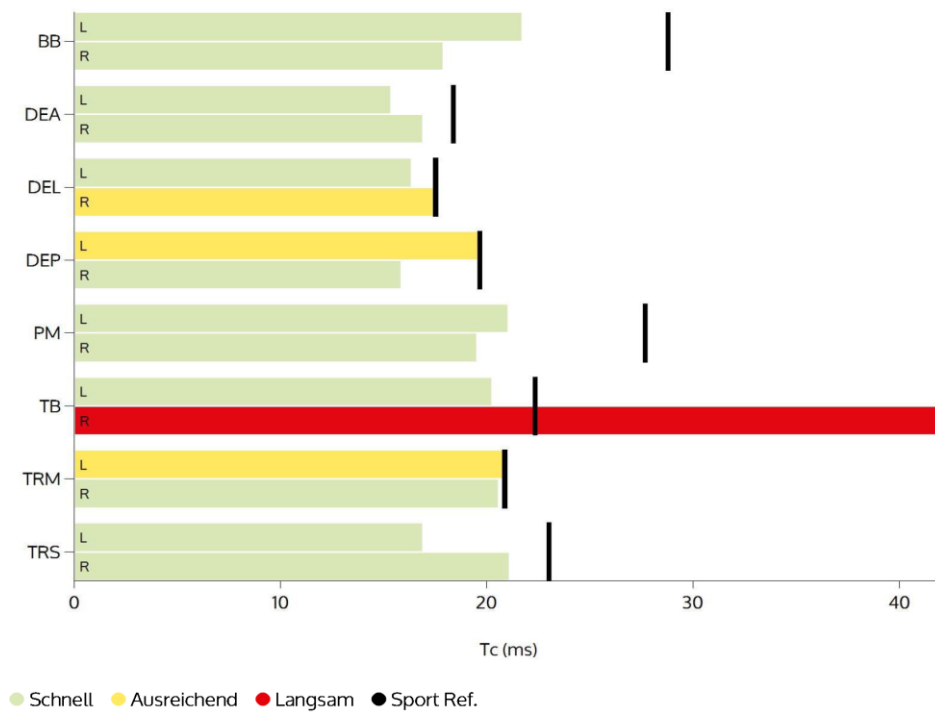
Obrázek č. 5 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 1 (výstupní)



Legenda: červená - aktivační cvičení, modrá - strečink / relaxace; (vlastní zdroj)

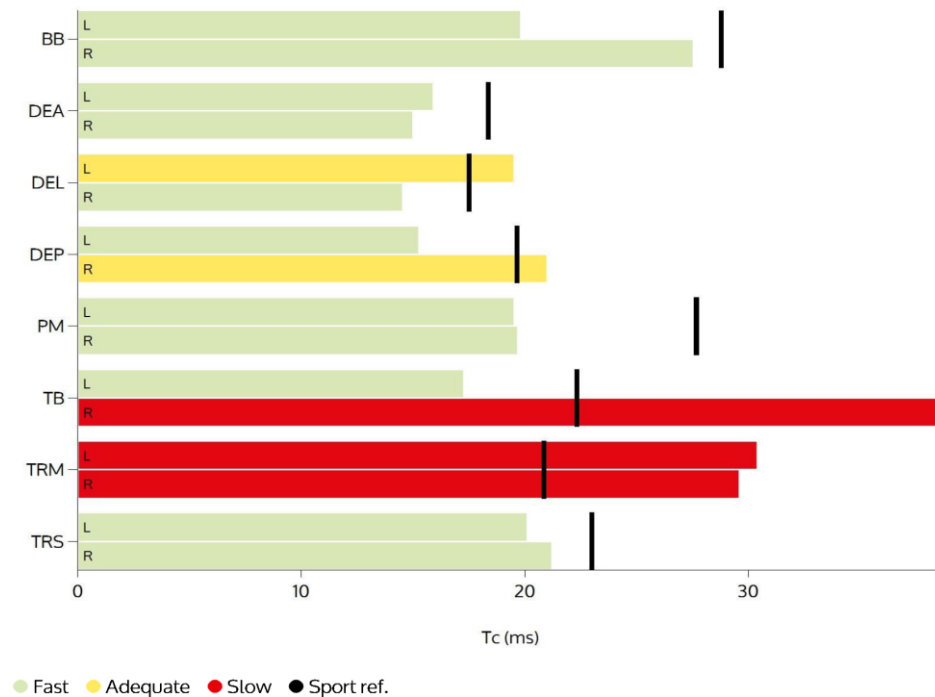
V grafu č. 5 a 6 jsou barevně znázorněny hodnoty parametru Tc po vstupním a výstupním měření probanda č. 1. Pro pravý *m. triceps brachii* byly zaznamenány nejvyšší hodnoty Tc. Po výstupním měření byla hodnota parametru Tc sice o 3,41 ms (8,1 %) nižší než při vstupním měření, ale stále dosahovala nejvyšších hodnot. Dále bylo zaznamenáno výrazné zvýšení hodnot Tc po výstupním měření u *pars transversa m. trapezius*, a sice o 9,57 ms (29,6 %) vlevo a 9,02 ms (32,3 %) vpravo. Ve všech grafech jsou znázorněny referenční hodnoty (ref.).

Graf č. 5 – Parametr Tc probanda č. 1 (vstupní)



Legenda: zelená - rychlý, žlutá - přiměřený, červená - pomalý, černá - ref.; (vlastní zdroj)

Graf č. 6 – Parametr Tc probanda č. 1 (výstupní)

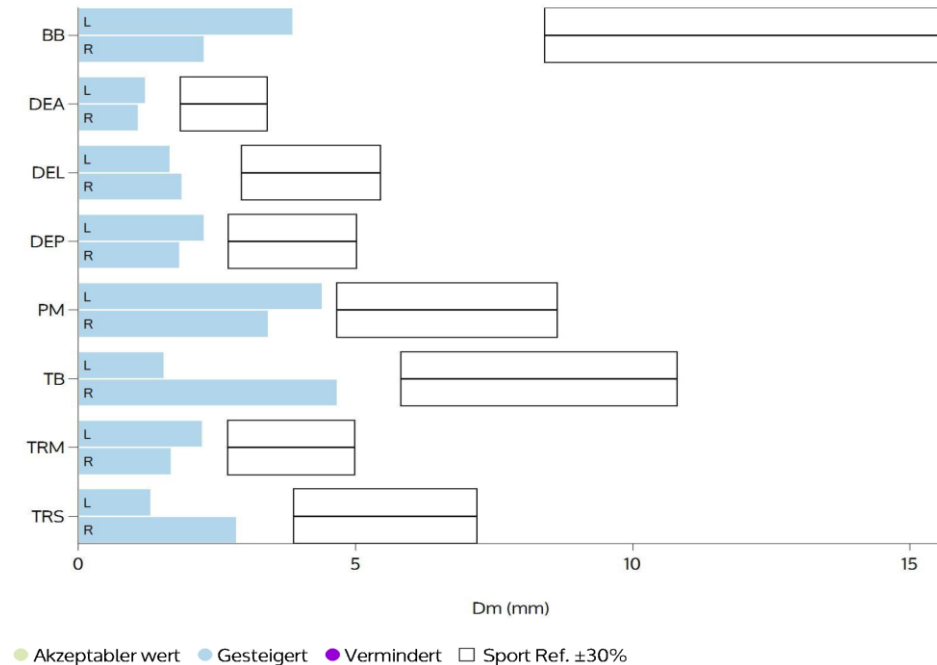


Legenda: zelená - rychlý, žlutá - přiměřený, červená - pomalý, černá - ref.; (vlastní zdroj)

Srovnání hodnot parametru Dm v rámci vstupního a výstupního měření probanda č. 1 znázorňuje graf č. 7 a 8. Po výstupním měření došlo u 5 svalů (jeden pár = 2 svaly) ke snížení hodnot Dm. Nejvýraznější snížení hodnot (1,53 mm = 68,3 %)

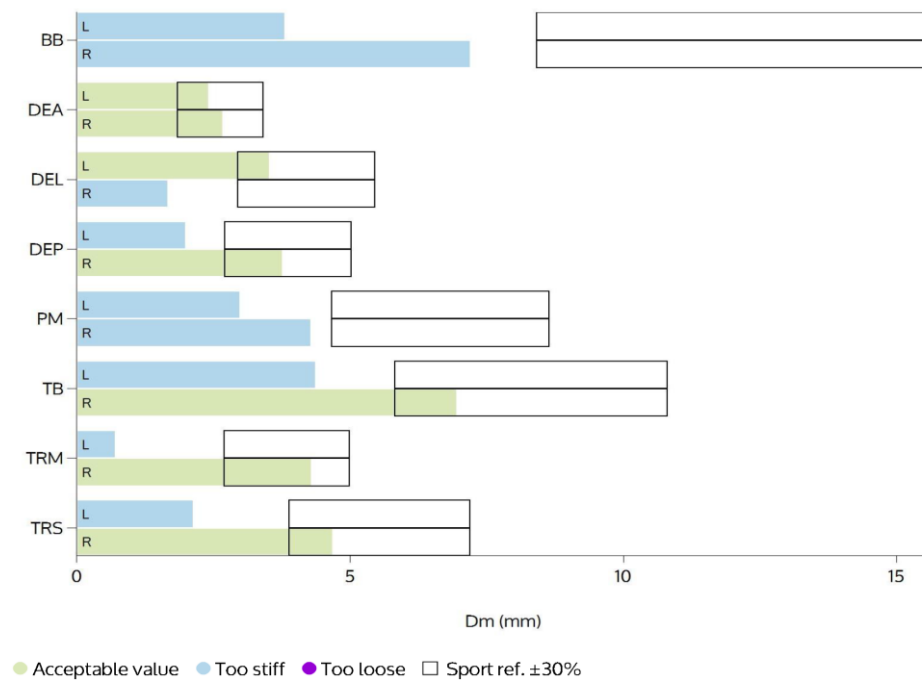
bylo zaznamenáno pro levou stranu *pars transversa m. trapezius*. Zvýšení hodnot Dm bylo po výstupním měření zaznamenáno u 11 svalů. Nejvýraznější zvýšení hodnot (4,92 mm = 315,8 %) nastalo u pravého *m. biceps brachii*.

Graf č. 7 – Parametr Dm probanda č. 1 (vstupní)



Legenda: modrá - příliš tuhý, bílá - ref.; (vlastní zdroj)

Graf č. 8 – Parametr Dm probanda č. 1 (výstupní)



Legenda: zelená - přijatelná hodnota, modrá - příliš tuhý, bílá - ref.; (vlastní zdroj)

V rámci kineziologického rozboru byl vyšetřován rozsah pohybu bilaterálně v kloubu ramenním, loketním a v zápěstí metodou SFTR (viz tabulka č. 4). Ve všech měřených kloubech byl zjištěn normální rozsah pohybu.

Tabulka č. 4 – Vstupní a výstupní vyšetření omezení rozsahu pohybu v kloubech HKK metodou SFTR (proband č. 1)

KLOUBY HKK	L. DX		L. SIN	
	AKTIVNĚ [°]	PASIVNĚ [°]	AKTIVNĚ [°]	PASIVNĚ [°]
RAMENO	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 35 - 0 - 170	S 40 - 0 - 170	S 35 - 0 - 170	S 40 - 0 - 170
	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0
	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135
	R 80 - 0 - 80	R 90 - 0 - 90	R 80 - 0 - 90	R 90 - 0 - 80
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 35 - 0 - 170	S 40 - 0 - 170	S 35 - 0 - 170	S 40 - 0 - 170
	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0
LOKET	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140
ZÁPĚSTÍ	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 75
	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 30	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 35
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 75
	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 30	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 35

Zdroj: vlastní

Dle vstupního svalového testu byl u vyšetřených svalů dosažen minimální stupeň svalové síly (SS) 3+. Dle tabulky č. 5 se na této úrovni SS nachází *m. serratus anterior* bilaterálně. U ostatních vyšetřovaných svalů byla úroveň SS na stupni 4 až 5. Dle výstupního svalového testu došlo pouze k bilaterálnímu zvýšení SS u *m. serratus anterior*, *m. deltoideus (pars anterior)*, *m. coracobrachialis*, *m. latissimus dorsi*, *m. deltoideus (pars med.)*, *m. supraspinatus* o jeden svalový stupeň.

Tabulka č. 5 – Vstupní a výstupní svalový test dle Jandy (proband č. 1)

SVALY	VSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	L. DX	L. SIN	L. DX	L. SIN
<i>m. serratus anterior</i>	3+	3+	4	4
<i>m. rhomboidei mjr. et mnr., m. trapezius (pars med.)</i>	4	4	4	4
<i>m. trapezius (pars desc.)</i>	5	5	5	5
<i>m. trapezius (pars ascend.)</i>	4	4	4	4
<i>m. deltoideus (pars ant.), m. coracobrachialis</i>	4	4	5	5
<i>m. latissimus dorsi</i>	4	4	5	5
<i>m. deltoideus (pars med.), m. supraspinatus</i>	4	4	5	5
<i>m. deltoideus (pars post.)</i>	4	4	4	4
<i>m. pectoralis major (pars clav., stern., abd.)</i>	5	5	5	5
<i>m. infraspinatus, m. teres minor</i>	4	4	4	4
<i>m. subscapularis, m. teres major</i>	4	4	4	4
<i>m. biceps brachii, m. brachialis, m. brachioradialis</i>	5	5	5	5
<i>m. triceps brachii</i>	5	5	5	5
<i>m. supinator</i>	5	5	5	5
<i>m. pronator teres et quadratus</i>	5	5	5	5

Zdroj: vlastní

Tabulka č. 6 ukazuje vstupní vyšetření nejčastěji zkrácených svalů dle Jandy. U všech vyšetřených svalů bylo zaznamenáno bilaterálně malé až velké zkrácení svalů. Po výstupním vyšetření bylo zjištěno zmírnění zkrácení *m. pectoralis (pars clavicularis, m. pectoralis minor)* a *m. trapezius (pars descendens)*.

Tabulka č. 6 – Vstupní a výstupní vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (proband č. 1)

SVALY		VSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
		L. DX	L. SIN	L. DX	L. SIN
		ZKRÁCENÍ			
<i>m. pectoralis major</i>	<i>pars clavicularis, m. pectoralis minor</i>	velké	velké	malé	malé
	<i>pars sternocostalis</i>	malé	malé	malé	malé
	<i>pars abdominalis</i>	malé	malé	malé	malé
<i>m. trapezius (pars descendens)</i>		velké	velké	malé	malé
<i>m. levator scapulae</i>		velké	velké	velké	velké
<i>m. sternocleidomastoideus</i>		malé	malé	malé	malé

Zdroj: vlastní

Dle testu hypermobility dle Jandy byla zaznamenána negativita ve všech zkouškách (viz tabulka č. 7).

Tabulka č. 7 – Vyšetření hypermobility dle Jandy (proband č. 1)

ZKOUŠKA:	VÝSLEDEK	ZKOUŠKA:	VÝSLEDEK
rotace hlavy	negativní	založených paží	negativní
šály	negativní	extendovaných loktů	negativní
zapažených paží	negativní	sepjatých rukou a sepjatých prstů	negativní

Zdroj: vlastní

Vyšetření pohybového stereotypu při jízdě na MIV (vstupní)

Typ propulze probanda č. 1 je po rovině obloukovitá, po nakloněné rovině dvousmyčková. Pravé rameno se nachází při jízdě v mírné elevaci. Hlava a krk je v anteverzi a hrudní část páteře v hyperkyfotickém postavení. Bederní část páteře kopíruje opěrku MIV, pánev je držena v neutrální pozici. Kyčelní, kolenní a hlezenní klouby se bilaterálně nacházejí v úhlu kolem 90°.

Vyšetření pohybového stereotypu při jízdě na MIV (výstupní)

Proband č. 1 používá nadále typ propulze obloukovitý, po nakloněné rovině dvousmyčkový. Aktivně koriguje elevaci pravého ramene, anteflekční postavení hlavy a krku se daří jen částečně. Hrudní část páteře je v hyperkyfotickém postavení. Bederní část páteře kopíruje opěrku MIV, pánev je držena v neutrální pozici. Kyčelní, kolenní a hlezenní klouby se bilaterálně nacházejí v úhlu kolem 90°.

INTERVENCE U PROBANDA Č. 1: VZOR

ROZEHRÁTÍ TĚLA A DYNAMICKÝ STREČINK (10 MINUT)

- rozcvičení (např. házení s míčem o stěnu)
- krouživé pohyby v ramenních, loketních kloubech, zápěstí a pohyby trupu
- krouživé pohyby hlavou

ČÁST POSILOVACÍ (25 MINUT)

- zapažování HKK**

výchozí pozice: vsedě, paže visí podél MIV, dlaně směřují ventrálně; pro lepší stabilitu je možné se přidržet jednou rukou rámu MIV, Thera-Band je upevněn na pevnou část MIV

provedení cviku: ruce uchopí Thera-Band a paže se pohybují směrem do zapažování s extenzí v lokti; ramena jsou tažena směrem od uší do stran, aby nedocházelo k mechanickému přetížení C-Th (cervikothorakálního) přechodu

2. vzpažování HKK diagonálně

výchozí pozice: vsedě, ruka je umístěna na protilehlé kyčli, dlaň je otočena směrem dolů, pomocí druhé horní končetiny je možné se přidržovat rámu MIV pro zlepšení stability, (Thera-Band je upevněn na pevnou část MIV)

provedení cviku: Thera-Band je omotán kolem zápěstí, pohyb směřuje od kyčle do vzpažení šikmo přes osu těla, během vzpažování se ruka otáčí do zevní rotace

3. upažování HKK (a)

výchozí pozice: vsedě, paže visí podél MIV, dlaň je otočena směrem k MIV, (Thera-Band je upevněn na rám MIV)

provedení cviku: s Thera-Bandem se provede upažení, dlaň je celou dobu pohybu otočená směrem dolů

4. upažování HKK (b)

výchozí pozice: vsedě, předpažené paže mírně pokrčené s dlaněmi otočenými směrem k sobě s mírně nataženým Thera-Bandem

provedení cviku: oběma HKK je proveden pohyb z předpažení do rozpažení s Thera-Bandem

5. zevní rotace HKK

výchozí pozice: vsedě, obě paže s lokty do 90° a předloktím směřujícím ventrálně, dlaně jsou otočeny směrem vzhůru

provedení cviku: je prováděno vytáčení obou předloktí současně ze středu směrem do rozpažení, oba lokty se nacházejí celou dobu co nejbližší tělu

6. flexe v lokti

výchozí pozice: vsedě, Thera-Band je jedním koncem připevněn na stupačce MIV a druhým koncem omotán kolem zápěstí, posilující horní končetina je v připažení

provedení cviku: pomalým tempem je končetina flektována v lokti v plném rozsahu pohybu

7. extenze v lokti ve vzpažení

výchozí pozice: vsedě, Thera-Band je upevněn na stupačce MIV, kolem zápěstí je omotán druhý konec Thera-Bandu, je provedeno vzpažení skrčmo vzad

provedení cviku: pomalým tempem je extendována končetina v plném rozsahu pohybu

STATICÝ STREČINK (10 MINUT)

Protahování trupového svalstva:

- a. vsedě, anteflexe trupu s dotykem rukou na kotníky i diagonálně (pravá ruka se dotkne levého kotníku a obráceně)
- b. vsedě, lateroflexe trupu s rovnými zády, na konkávní straně trupu se rukou proband přidržuje rámu MIV
- c. vsedě, obě paže jsou vytočeny a taženy s rotací trupu vpravo, ruce jsou sepnuty do sebe, totéž je provedeno na levou stranu
- d. vsedě, prohnutí zad do extenze, trup je lehce nakloněn dopředu, paže jsou podél MIV

Protahování krčního a trapézového svalstva

- a. vsedě, pravá ruka je položena přes hlavu na levém uchu, hlava je lehce tažena pravou rukou doprava, levá ruka drží rám MIV, totéž je provedeno na opačnou stranu
- b. vsedě, obě ruce jsou sepnuty za hlavou, hlava je lehce tlačena rukama do předkyvu tak, aby brada směřovala do fossa jugularis probanda

Protahování m. pectoralis, m. deltoideus (pars clavicularis)

- a. vsedě, Thera-Band je uchopen za zády na mírně širší vzdálenost než je šířka ramen, oba konce Thera-Bandu jsou obtočeny kolem obou zápěstí, dlaně směřují vpřed, HKK jsou mírně pokrčeny v loktech, Thera-Band je buď upevněn na rám MIV, nebo je obtočen kolem pasu probanda, je provedeno oboustranné zapažení (extenze v RK) s mírnou zevní rotací obou HKK, v krajní pozici následuje výdrž minimálně 15 sekund (pohyb se zopakuje minimálně dvakrát)

7.2 Proband č. 2

Základní anamnéza:

Pohlaví: muž (pravák) Věk: 46 let Výška: 197 cm Hmotnost: 100 kg
Hlavní DG: tříštivá fraktura Th8 až Th10 (přidružené onemocnění: astma bronchiale)
Příčina invalidity: ischemie v roce 2000; (proběhla operace aorty srdeční)
SA: bydlí s rodinou v RD
PA: recepční
FA: Relval
SpA: cvičení v posilovně IFC Pardubice 2 až 3 krát týdně 45 až 60 minut
RHB: doposud rehabilitoval ambulantně v Pardubicích

Výsledky vstupního měření TMG u probanda č. 2 ukazuje tabulka č. 8 v přehledu hodnot jednotlivých parametrů pro každý měřený sval bilaterálně. V posledním sloupci vpravo jsou uváděny procentuální hodnoty LS mezi pravou a levou stranou. Nejvyšší úroveň LS byla zjištěna u *pars descendens m. trapezius* (95 %), naopak nejmenší úroveň LS byla dosažena u *pars spinalis m. deltoideus* a *m. triceps brachii* (59 %). Pro oba lokty jsou mezi *m. biceps et m. triceps brachii* zaznamenány hodnoty FS v dolní části tabulky. Vpravo je zjištěna nízká úroveň FS (67 %), pro levou stranu je FS téměř shodná (66 %).

Tabulka č. 9 umožňuje srovnání hodnot jednotlivých parametrů po výstupním měření. Velmi vysoké až dostatečné úrovně a zvýšení LS byly zaznamenány u *pars descendens m. trapezius* (98 %), *m. biceps brachii* (89 %), *pars clavicularis m. deltoideus* (87 %), *pars transversa m. trapezius* (86 %), *m. triceps brachii* (78 %). První dva jmenované svaly měly i při vstupním měření dostatečnou LS. Ke snížení procentuálních hodnot LS došlo u *pars acromialis m. deltoideus* (49 %) a *pars spinalis m. deltoideus* (50 %). Došlo k bilaterálnímu zvýšení FS. Vlevo došlo k nárůstu o 1 % na 67 % a vpravo o 24 % na 91 %.

Tabulka č. 8 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (vstupní)

Laterale Symmetrie (LS)

Muskel	Seite	Tc [ms]	Ts [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Td [ms]	Sym [%]
m.BB	L	24.12	152.61	121.64	4.23	25.99	78
m.BB	R	27.82	146.29	95.23	11.04	24.99	
m.DEA	L	11.06	20.53	5.59	0.25	18.08	65
m.DEA	R	15.40	23.56	6.88	1.42	18.10	
m.DEL	L	13.63	16.87	4.08	0.66	17.74	75
m.DEL	R	15.71	20.47	5.38	2.47	17.97	
m.DEP	L	13.69	16.10	3.63	0.45	16.28	59
m.DEP	R	19.41	30.36	9.55	2.04	20.93	
m.TB	L	37.95	123.63	27.38	1.61	19.71	59
m.TB	R	17.72	148.95	15.76	1.23	16.47	
m.TRM	L	17.01	31.22	9.48	0.36	18.60	66
m.TRM	R	20.93	76.02	49.62	1.83	19.88	
m.TRS	L	23.18	301.57	77.18	4.12	23.72	95
m.TRS	R	23.01	300.59	81.36	4.99	23.06	

Funktionale Symmetrie (FS)

		Sym [%]			Sym [%]
Ellbogen: (BB/TB)	L	66	Knie: (VL&VM&RF/BF)	L	--
	R	67		R	--

Zdroj: vlastní

Tabulka č. 9 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (výstupní)

Lateral Symmetry (LS)

Muscle	Side	Tc [ms]	Ts [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Td [ms]	Sym [%]
m.BB	L	28.55	190.61	133.60	10.83	25.13	89
m.BB	R	25.73	117.75	85.41	10.61	26.13	
m.DEA	L	18.25	44.63	25.02	3.54	19.67	87
m.DEA	R	17.61	113.43	94.40	4.34	20.19	
m.DEL	L	10.21	13.00	2.95	0.27	14.49	49
m.DEL	R	18.33	24.17	6.23	1.77	18.34	
m.DEP	L	11.07	13.88	3.07	0.27	17.55	50
m.DEP	R	19.70	30.83	9.89	1.76	18.75	
m.TB	L	19.69	66.26	41.74	4.55	21.73	78
m.TB	R	23.38	114.21	86.94	7.02	22.95	
m.TRM	L	17.49	45.87	12.89	0.54	17.77	86
m.TRM	R	17.02	51.87	28.79	1.04	20.33	
m.TRS	L	23.96	299.25	79.83	4.86	23.87	98
m.TRS	R	23.99	288.07	63.76	5.00	21.87	

Functional Symmetry (FS)

		Sym [%]			Sym [%]
Elbow: (BB/TB)	L	67	Knee: (VL&VM&RF/BF)	L	--
	R	91		R	--

Zdroj: vlastní

Tabulka č. 10 podává základní statistický přehled o výsledných hodnotách LS a základních parametrech Tc a Dm. Po výstupním měření došlo ke zvýšení hodnot LS v průměru o 5,71 % a mediánu o 20 %. Minimální hodnota LS byla snížena o 10 % a maximální hodnota byla velmi mírně zvýšena o 3 %. Hodnoty průměru a mediánu Tc se po výstupním měření velmi mírně zvýšily, kromě průměru Tc pro levou stranu, kdy došlo ke snížení. Pro parametr Dm se hodnoty průměru a mediánu zvýšily oboustranně.

Tabulka č. 10 – Základní statistické zpracování parametrů probanda č. 2

Parametr	LS [%]		Tc [ms]				Dm [mm]			
	vst.	výst.	vstupní		výstupní		vstupní		výstupní	
			l. dx	l. sin	l. dx	l. sin	l. dx	l. sin	l. dx	l. sin
Průměr	71,00	76,71	20,00	20,09	20,82	18,03	3,57	1,67	4,51	3,55
Medián	66,00	86,00	19,41	17,01	19,70	17,49	2,04	0,66	4,34	3,54
Min	59,00	49,00	15,40	11,06	17,02	10,21	1,23	0,25	1,04	0,27
Max	95,00	98,00	27,82	37,95	25,73	28,55	11,04	4,23	10,61	10,83
SMODCH	11,89	18,05	4,07	8,61	3,23	6,07	3,26	1,64	3,18	3,51

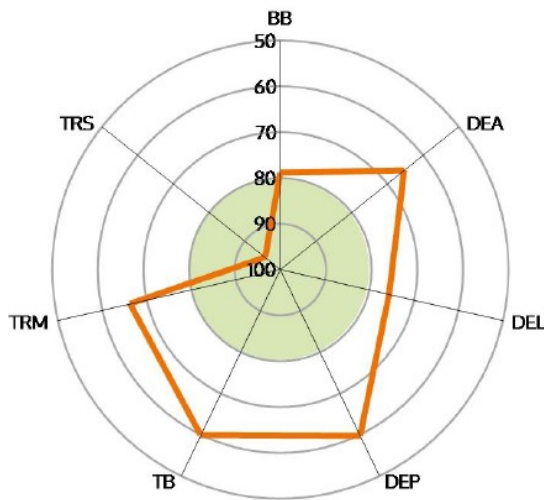
Zdroj: vlastní

Grafy č. 9 a 10 znázorňují LS, FS a parametry Tc a Dm probanda č. 2 po vstupním a výstupním měření. V levé části grafu představuje oranžová spojnice procentuální hodnoty LS. Počet naměřených svalů s nízkou úrovní LS se po výstupním měření snížil o 3. Dále bylo po výstupním měření v případě svalů, u kterých už byla zaznamenána nízká úroveň LS po vstupním měření, zaznamenáno další snížení úrovně LS u *pars spinalis et acromialis m. deltoideus*, pouze u *m. triceps brachii* bylo sice zaznamenáno výrazné zvýšení úrovně LS, ale nadále jeho výsledky neodpovídaly přijatelné LS. V pravé části grafu je znázorněna FS, kde je oranžovou linií zobrazena pravá strana, černou linií strana levá. Zelený střed představuje referenční hodnoty. Po výstupním měření byly zjištěny přijatelné hodnoty úrovně FS jen pro pravou stranu.

V dolní části grafu je bilaterální zobrazení parametru Tc a Dm. Žluté mezikruží kolem zeleného středu představuje ještě dostatečně přijatelné hodnoty parametru. Po výstupním měření došlo u parametru Tc oproti vstupnímu měření k nejvýraznějšímu zvýšení symetrie ze všech měřených svalů pro *m. triceps brachii*, kdy byl zaznamenán pokles Tc o 5,66 ms pro pravou stranu a vzestup o 21,26 ms pro levou stranu. Nejvýraznější změny parametru Dm byly zjištěny u *pars clavicolaris m. deltoideus*, kdy došlo ke zvýšení o 2,92 mm pro pravou stranu a o 3,29 mm pro stranu levou.

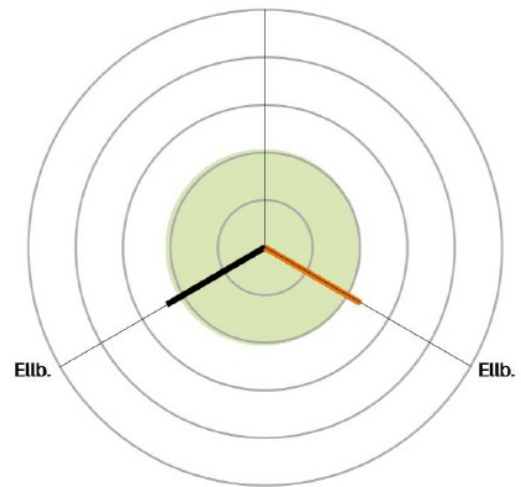
Graf č. 9 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (vstupní)

Laterale Symmetrie [%]



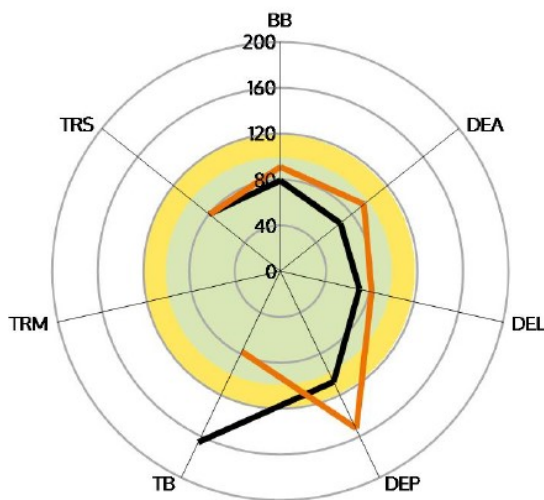
● LS ● Zielwert Sym.

Funktionale Symmetrie [%]



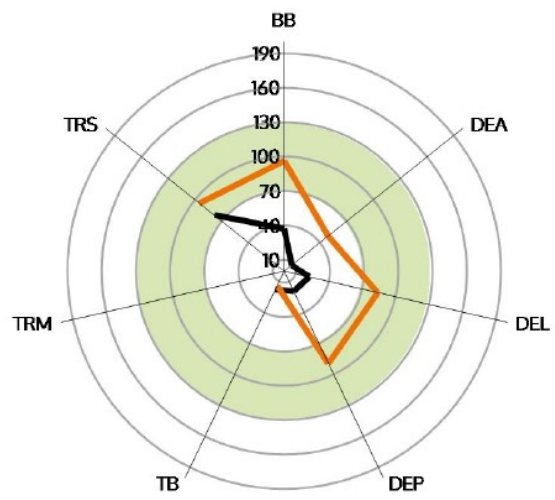
● Links ● Rechts ● Zielwert Sym.

Tc / Ref (%)



● Links ● Rechts ● Schnell ● Ausreichend

Dm / Ref [%]

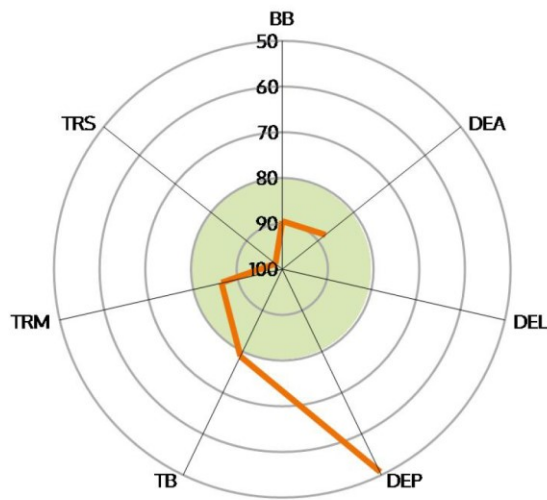


● Links ● Rechts ● Zielwert Ref.

Legenda – levá horní část: oranžová - laterální symetrie, zelená - přijatelná symetrie; pravá horní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - přijatelná symetrie; levá dolní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - rychlý, žlutá - přijatelný; pravá dolní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - přijatelný; (vlastní zdroj)

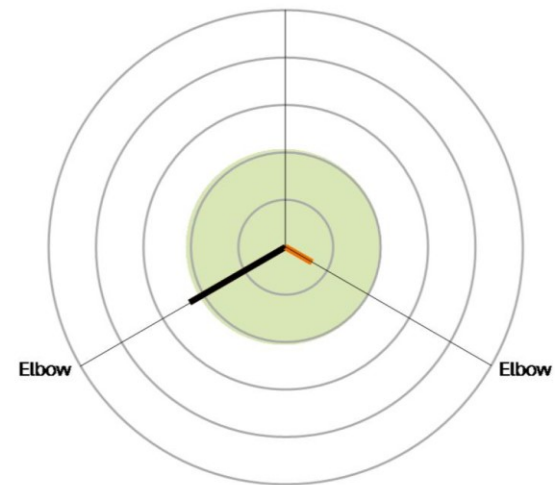
Graf č. 10 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (výstupní)

Lateral Symmetry [%]



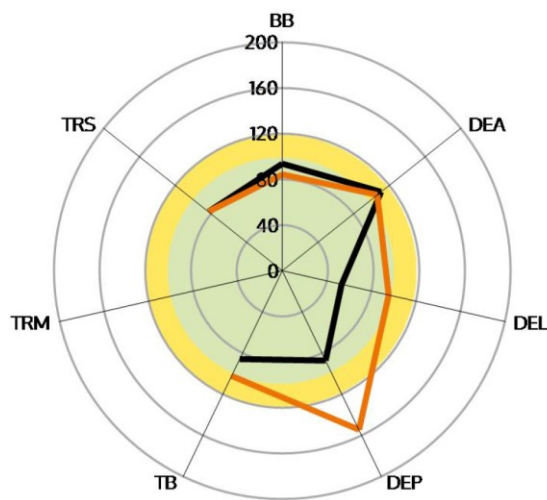
● LS ● Good Sym.

Functional Symmetry [%]



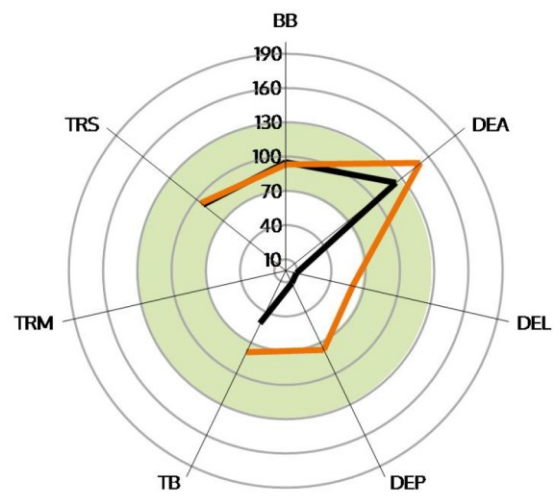
● Left ● Right ● Good Sym.

Tc / Ref (%)



● Left ● Right ● Fast ● Adequate

Dm / Ref [%]



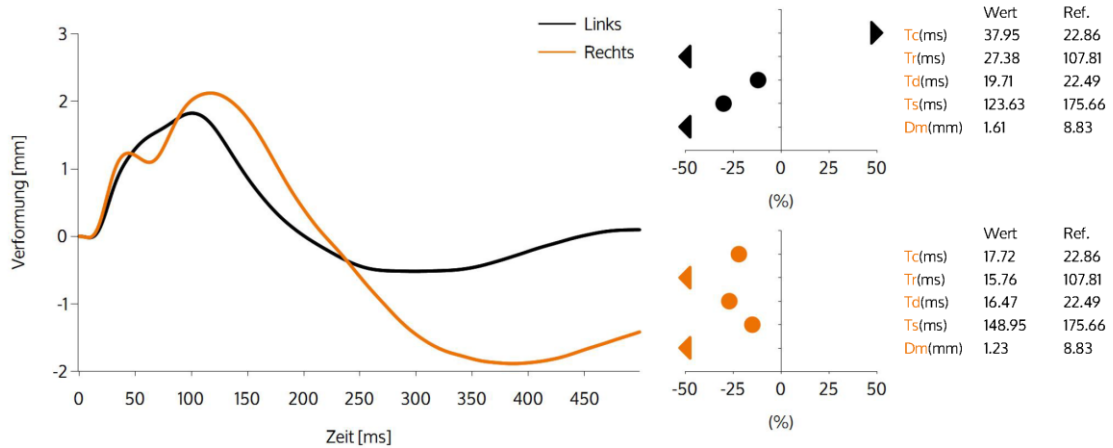
● Left ● Right ● Good Ref.

Legenda: viz graf č. 9 (vlastní zdroj)

Grafy č. 11 a 12 zobrazují podrobné srovnání vstupního a výstupního měření pro *m. triceps brachii*, u kterého došlo k nejvýraznějším změnám během intervence v rámci všech měřených svalů. Úroveň symetrie byla zvýšena z 59 na 78 % (19 %). Průměrná hodnota parametru Tc se snížila z 27,84 na 21,54 ms (-22,63 %), průměrná hodnota parametru Dm byla zvýšena z 1,42 na 5,79 mm (+307,75 %).

Graf č. 11 – Laterální symetrie m. triceps brachii probanda č. 2 (vstupní)

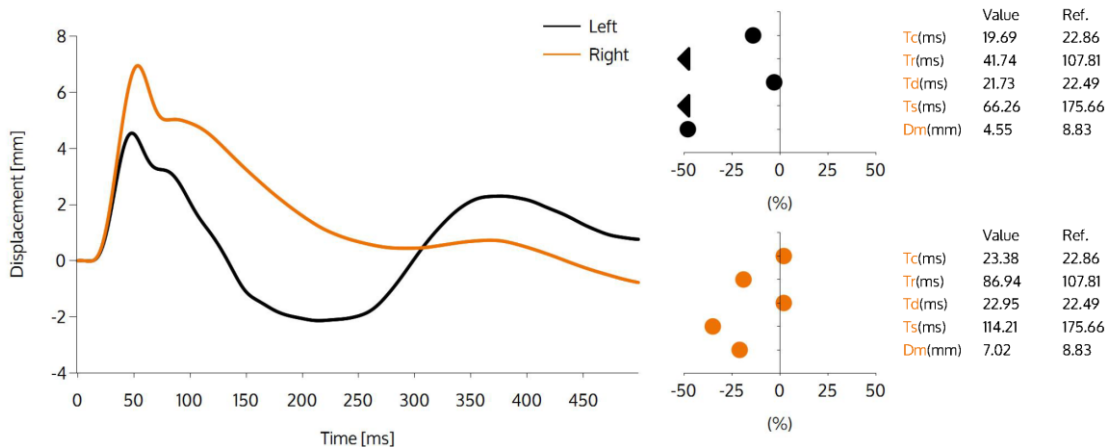
TB - Triceps Brachii



Legenda: černá - levá strana, oranžová - pravá strana; (vlastní zdroj)

Graf č. 12 – Laterální symetrie m. triceps brachii probanda č. 2 (výstupní)

TB - Triceps Brachii



Legenda: černá - levá strana, oranžová - pravá strana; (vlastní zdroj)

Doporučení podle reportu TMG 100:

BB (vstupní) – aktivační cvičení vpravo a strečink pro levou stranu

BB (výstupní) – bez doporučení (celková LS je dostatečně vysoká)

DEA (vstupní) – aktivační cvičení vpravo a strečink bilaterálně, více vlevo

DEA (výstupní) – silové cvičení pro pravou stranu

DEL (vstupní) – aktivační cvičení vpravo a strečink pro levou stranu

DEL (výstupní) – aktivační cvičení vpravo a strečink bilaterálně, více vlevo

DEP (vstupní) – aktivační cvičení vpravo a strečink pro levou stranu

DEP (výstupní) – strečink vlevo a aktivační cvičení pro pravou stranu

PM (vstupní) – probandem měření odmítnuto kvůli operaci v minulosti

TB (vstupní) – aktivační cvičení vlevo a strečink bilaterálně, více vpravo

TB (výstupní) – strečink vlevo a aktivační cvičení pro pravou stranu

TRM (vstupní) – aktivační i silové cvičení vpravo a strečink pro levou stranu

TRM (výstupní) – strečink vlevo a silové cvičení vpravo

TRS (vstupní) – bez doporučení (celková LS je dostatečně vysoká)

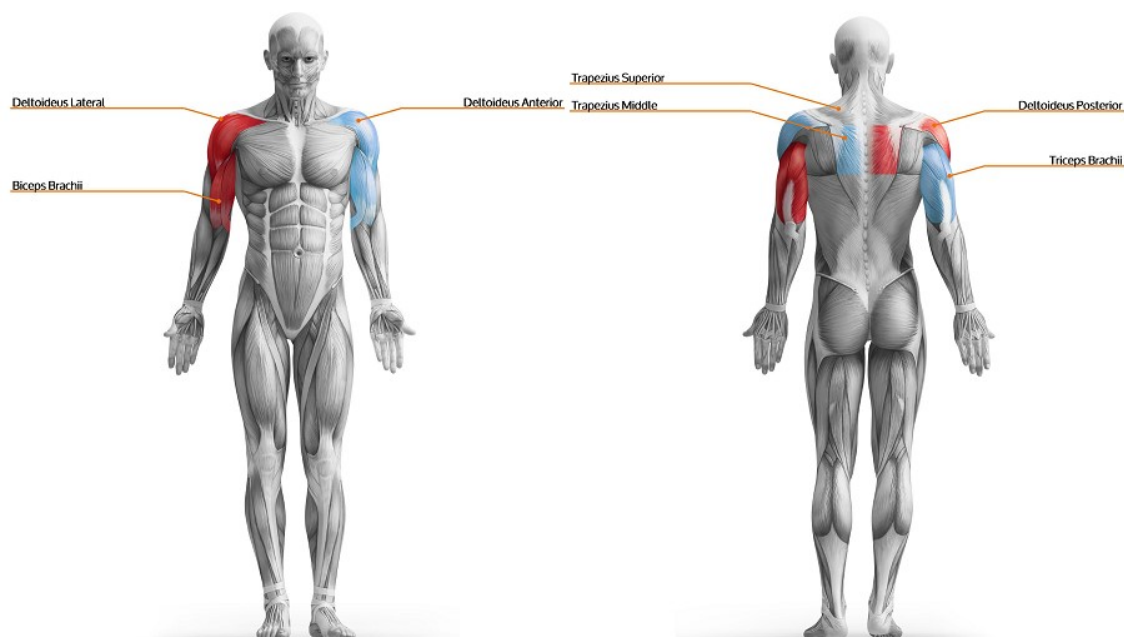
TRS (výstupní) – bez doporučení (celková LS je dostatečně vysoká)

LOKET (vstupní) – aktivační cvičení pro TB vlevo

LOKET (výstupní) – aktivační cvičení pro BB vlevo

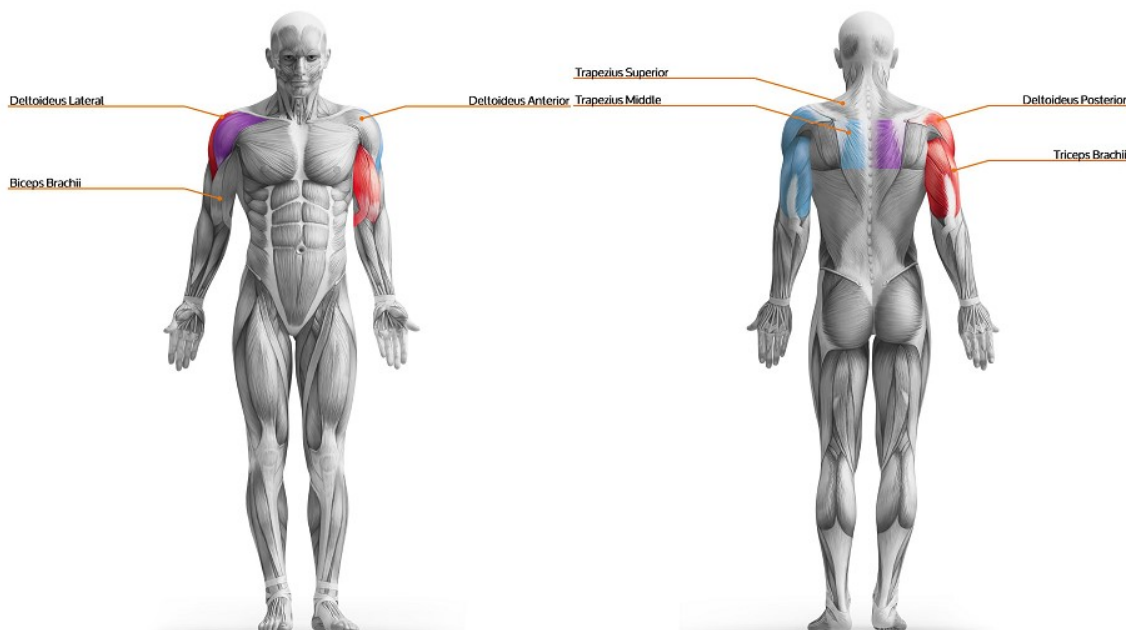
Doporučené kompenzace pro zmírnění svalových dysbalancí, zlepšení úrovně LS a FS jsou barevně vyjádřeny na obrázku č. 6 (vstupní měření) a 7 (výstupní měření) pro každý měřený sval. Z následujících obrázků je patrné, po výstupním měření došlo k ještě výraznější polarizaci mezi pravou a levou stranou probanda. Pro svalstvo pravé strany jsou doporučena aktivační cvičení či dokonce silová cvičení v případě *pars transversa m. trapezius*, pro většinu svalů levé strany těla by měl být dle doporučení aplikován spíše strečink.

Obrázek č. 6 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 2 (vstupní)



Legenda: červená - aktivační cvičení, modrá - strečink / relaxace; (vlastní zdroj)

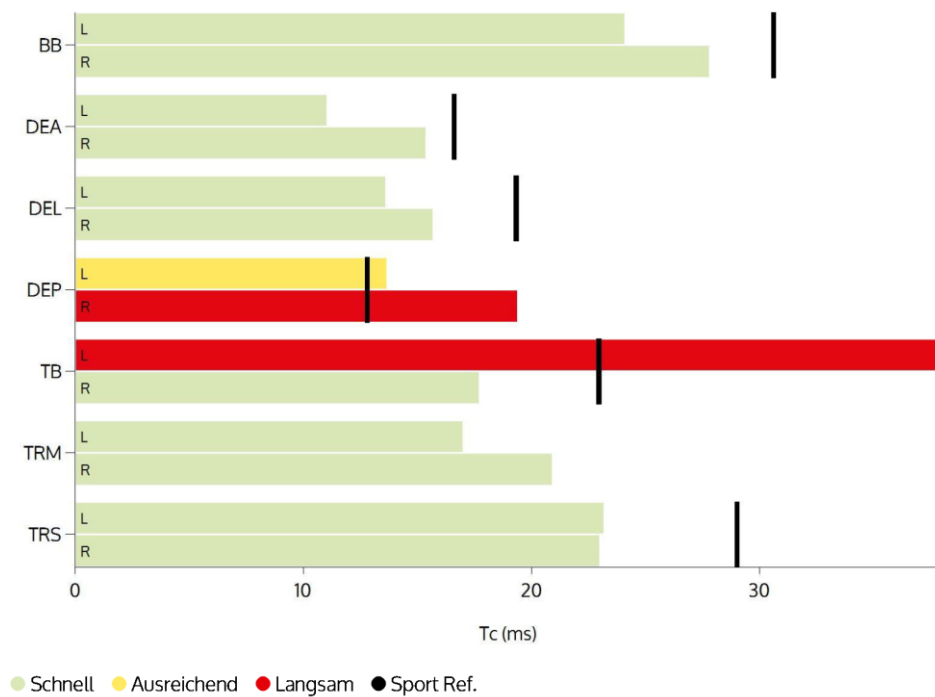
Obrázek č. 7 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 2 (výstupní)



Legenda: **fialová** - silová cvičení, **červená** - aktivační cvičení, **modrá** - strečink / relaxace; (vlastní zdroj)

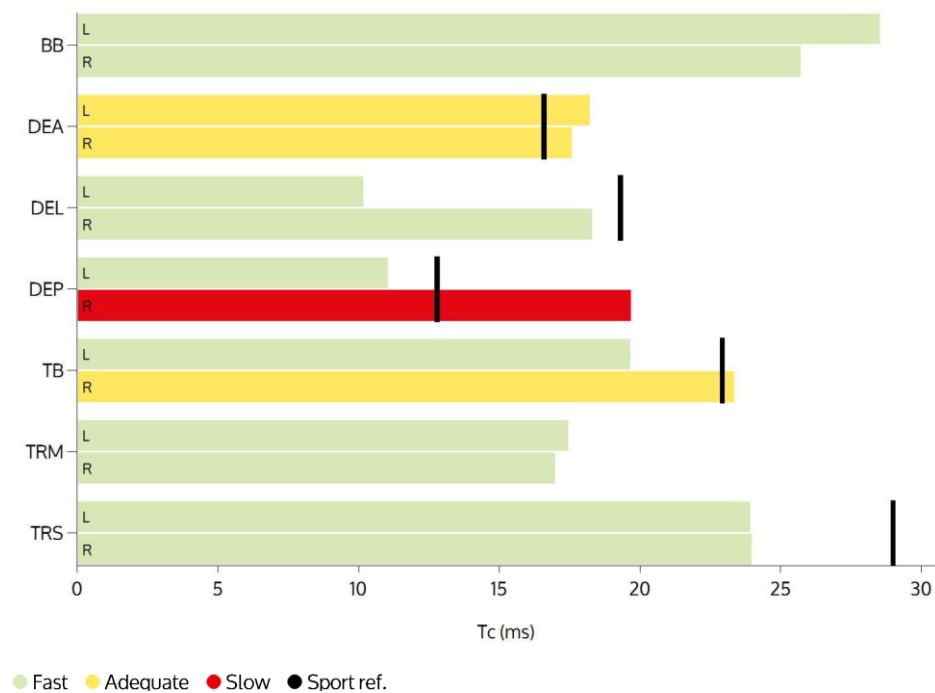
Dle grafu č. 13 při vstupním měření byly v případě levého *m. triceps brachii*, pravé spinální části *m. deltoideus* a mírně u levé spinální části *m. deltoideus* zaznamenány hodnoty Tc nad referenčními hodnotami. Po výstupním měření (viz graf č. 14) zůstala hodnota parametru Tc výrazně zvýšena nad referenční hodnoty pouze u spinální části *m. deltoideus* vpravo z 19,41 ms na 19,70 ms (o 1,5 %). Nejvýraznější snížení hodnoty Tc došlo u *m. triceps brachii* vlevo z 37,95 ms na 16,69 ms (o 56 %). Dále bylo zaznamenáno mírné zvýšení Tc pro klavikulární část *m. deltoideus* bilaterálně a *m. triceps brachii* vpravo nad referenční hodnoty.

Graf č. 13 – Parametr Tc probanda č. 2 (vstupní)



Legenda: zelená - rychlý, žlutá - přiměřený, červená - pomalý, černá - ref.; (vlastní zdroj)

Graf č. 14 – Parametr Tc probanda č. 2 (výstupní)

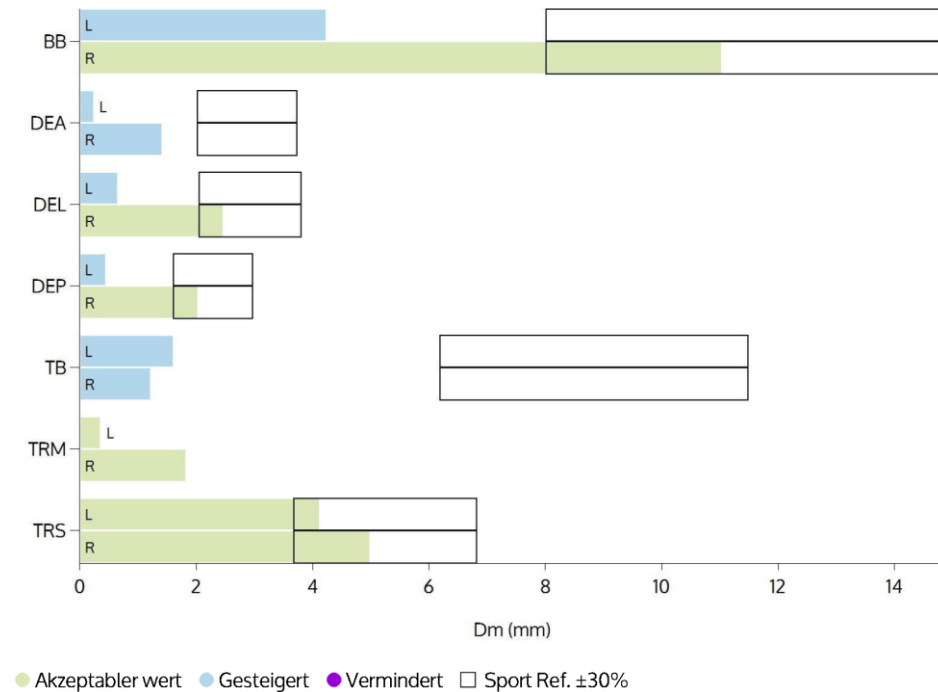


Legenda: zelená - rychlý, žlutá - přiměřený, červená - pomalý, černá - ref.; (vlastní zdroj)

Srovnání Dm při vstupním a výstupním měření probanda č. 2 ukazují grafy č. 15 a 16. Po výstupním měření došlo u 7 svalů ke snížení Dm. Nejvýraznější snížení (o 0,79 mm = 43,2 %) bylo zaznamenáno pro pravou stranu *pars transversa*

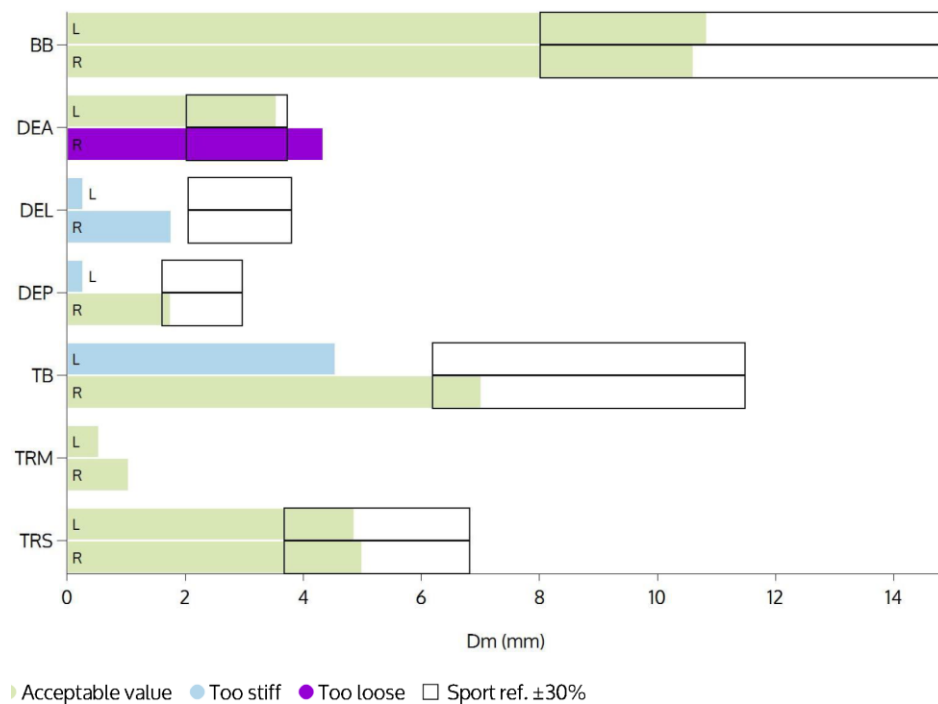
m. trapezius. Zvýšení Dm bylo po výstupním měření zaznamenáno u 7 svalů, přičemž jen pravá strana *m. deltoideus (pars clavicularis)* přesahovala referenční hodnoty. Nejvýraznější zvýšení Dm nastalo u levého *m. biceps brachii* (o 6,6 mm = 256,0 %).

Graf č. 15 – Parametr Dm probanda č. 2 (vstupní)



Legenda: zelená - přijatelná hodnota, modrá - příliš tuhý, bílá - ref.; (vlastní zdroj)

Graf č. 16 – Parametr Dm probanda č. 2 (výstupní)



Legenda: zelená - přijatelný, modrá - příliš tuhý, fialová - uvolněný, bílá - ref.; (vlastní zdroj)

Rozsah pohybu byl vyšetřován bilaterálně v kloubu ramenním, loketním a v zápěstí metodou SFTR (viz tabulka č. 11). Rozsah pohybu vyšetřovaných kloubů odpovídal normě.

Tabulka č. 11 – Vstupní a výstupní vyšetření omezení rozsahu pohybu v kloubech HKK metodou SFTR (proband č. 2)

KLOUBY HKK	L. DX		L. SIN	
	AKTIVNĚ [°]	PASIVNĚ [°]	AKTIVNĚ [°]	PASIVNĚ [°]
RAMENO	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 35 - 0 - 160	S 40 - 0 - 170	S 35 - 0 - 160	S 35 - 0 - 160
	F 165 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 160 - 0 - 0	F 165 - 0 - 0
	T 15 - 0 - 130	T 15 - 0 - 130	T 15 - 0 - 130	T 15 - 0 - 130
	R 80 - 0 - 80	R 90 - 0 - 90	R 80 - 0 - 80	R 85 - 0 - 85
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 35 - 0 - 165	S 40 - 0 - 170	S 35 - 0 - 170	S 40 - 0 - 170
	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0
T 15 - 0 - 130	T 15 - 0 - 130	T 15 - 0 - 130	T 15 - 0 - 130	
R 80 - 0 - 80	R 90 - 0 - 90	R 80 - 0 - 85	R 90 - 0 - 90	
LOKET	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 0 - 0 - 135	S 0 - 0 - 135	S 0 - 0 - 135	S 0 - 0 - 135
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 0 - 0 - 135	S 0 - 0 - 135	S 0 - 0 - 135	S 0 - 0 - 135
ZÁPĚSTÍ	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 75
	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 30
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 70	S 70 - 0 - 75
	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 25	F 10 - 0 - 30

Zdroj: vlastní

V rámci vyšetření SS dle svalového testu nebylo zjištěno výrazné svalové oslabení. Minimální stupeň SS byl zjištěn na úrovni stupně 4. Dle tabulky č. 12 se na této úrovni SS při vstupním vyšetření nacházel *m. serratus anterior*, *m. rhomboidei mjr. et mnr.*, *m. trapezius (pars med.)*, *m. trapezius (pars ascend.)*, *m. deltoideus (pars post.)*, *m. infraspinatus*, *m. teres minor*, *m. subscapularis* a *m. teres major* bilaterálně. Mezi ostatními vyšetřovanými svaly byla úroveň SS na stupni 5. Po výstupním vyšetření bylo zaznamenáno zvýšení SS o jeden stupeň pro *m. infraspinatus*, *m. teres minor* bilaterálně.

Tabulka č. 12 – Vstupní a výstupní svalový test dle Jandy (proband č. 2)

SVALY	VSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	L. DX	L. SIN	L. DX	L. SIN
<i>m. serratus anterior</i>	4	4	4	4
<i>m. rhomboidei mjr. et mnr., m. trapezius (pars med.)</i>	4	4	4	4
<i>m. trapezius (pars desc.)</i>	5	5	5	5
<i>m. trapezius (pars ascend.)</i>	4	4	4	4
<i>m. deltoideus (pars ant.), m. coracobrachialis</i>	5	5	5	5
<i>m. latissimus dorsi</i>	5	5	5	5
<i>m. deltoideus (pars med.), m. supraspinatus</i>	5	5	5	5
<i>m. deltoideus (pars post.)</i>	4	4	4	4
<i>m. pectoralis major (pars clav., stern., abd.)</i>	5	5	5	5
<i>m. infraspinatus, m. teres minor</i>	4	4	5	5
<i>m. subscapularis, m. teres major</i>	4	4	4	4
<i>m. biceps brachii, m. brachialis, m. brachioradialis</i>	5	5	5	5
<i>m. triceps brachii</i>	5	5	5	5
<i>m. supinator</i>	5	5	5	5
<i>m. pronator teres et quadratus</i>	5	5	5	5

Zdroj: vlastní

Při vstupním vyšetření bylo zjištěno velké zkrácení klavikulární části *m. pectoralis major* a *m. pectoralis minor*. Při výstupním vyšetření bylo zjištěno zmírnění zkrácení klavikulární části *m. pectoralis major* a *m. pectoralis minor* vpravo, *m. trapezius (pars desc.)* bilaterálně a *m. levator scapulae* vlevo (viz tabulka č. 13).

Tabulka č. 13 – Vstupní a výstupní vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (proband č. 2)

SVALY		VSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
		L. DX	L. SIN	L. DX	L. SIN
		ZKRÁCENÍ			
<i>m. pectoralis major</i>	<i>pars clavicularis, m. pectoralis minor</i>	velké	velké	malé	velké
	<i>pars sternocostalis</i>	malé	malé	malé	malé
	<i>pars abdominalis</i>	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
<i>m. trapezius (pars descendens)</i>		malé	malé	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
<i>m. levator scapulae</i>		malé	velké	malé	malé
<i>m. sternocleidomastoideus</i>		malé	malé	malé	malé

Zdroj: vlastní

Dle testu hypermobility dle Jandy byla zaznamenána negativita ve všech zkouškách (viz tabulka č. 14).

Tabulka č. 14 – Vyšetření hypermobility dle Jandy (proband č. 2)

ZKOUŠKA:	VÝSLEDEK	ZKOUŠKA:	VÝSLEDEK
rotace hlavy	negativní	založených paží	negativní
šály	negativní	extendovaných loktů	negativní
zapažených paží	negativní	sepjatých rukou a sepjatých prstů	negativní

Zdroj: vlastní

Vyšetření pohybového stereotypu při jízdě na MIV (vstupní)

Typ propulze probanda č. 2 je po rovině i po nakloněné rovině dvousmyčková. Horní končetiny zabírají symetricky. Hlava a krk jsou v neutrálním postavení. Páteř je v sagitální rovině držena v normě, ve frontální rovině je posun v Th-L (thorakolumbálním) přechodu vpravo. Pánev je držena v neutrální pozici. Kyčelní, kolenní a hlezenní klouby se bilaterálně nacházejí v úhlu kolem 90°.

Vyšetření pohybového stereotypu při jízdě na MIV (výstupní)

Při výstupní vyšetření proband používal po rovině i po nakloněné rovině nadále dvousmyčkový typ propulze. Horní končetiny zabírají symetricky. Aktivně koriguje správné postavení hlavy, krku a ramen. Páteř je napřímená, ve frontální rovině je patrný posun v Th-L přechodu vpravo. Postavení pánve umí aktivně korigovat správně. Kyčelní, kolenní a hlezenní klouby se nacházejí v úhlu kolem 90°.

INTERVENCE U PROBANDA Č. 2: VZOR

ROZEHRÁTÍ TĚLA A DYNAMICKÝ STREČINK (10 MINUT)

- rozcvičení (např. házení si s míčem s členem domácnosti)
- krouživé pohyby v ramenních, loketních kloubech, zápěstí a pohyby trupu
- krouživé pohyby hlavou

ČÁST POSILOVACÍ (25 MINUT)

1. zapažování HKK

výchozí pozice: vsedě, paže visí podél MIV, dlaně směřují ventrálně; pro lepší stabilitu je možné se přidržet jednou rámu MIV, Thera-Band je upevněn na rám MIV

provedení cviku: ruce uchopí Thera-Band a paže se pohybují směrem do zapažování s extenzí v lokti (ramena jsou tažena od uší směrem do stran, aby nedocházelo k mechanickému přetížení C-Th přechodu)

2. vzpažování HKK diagonálně

výchozí pozice: vsedě, ruka je umístěna na protilehlé kyčli, dlaň je otočena směrem dolů, pomocí druhé horní končetiny je možné se přidržovat rámu MIV pro zlepšení stability, (Thera-Band je upevněn na rám MIV)

provedení cviku: Thera-Band je omotán kolem zápěstí, pohyb směřuje od kyčle do vzpažení šikmo přes osu těla, během vzpažování se ruka otáčí do zevní rotace

3. předpažování povýš s aktivitou trupu

výchozí pozice: vsedě, loket je pokrčen, Thera-Band je připevněn na rám MIV na stejné straně, jako je posilovaná horní končetina

provedení cviku: posilující horní končetinou je proveden pohyb do předpažení povýš s mírným nakloněním trupu vpřed, zápěstí a ruka je držena v prodloužení předloktí

4. upažování HKK z předpažení

výchozí pozice: vsedě, předpažené paže mírně pokrčené s dlaněmi otočenými směrem k sobě s mírně nataženým Thera-Bandem

provedení cviku: oběma HKK je proveden pohyb z předpažení do rozpažení s Thera-Bandem

5. zevní rotace HKK

výchozí pozice: vsedě, obě paže s lokty do 90° a předloktím směřujícím ventrálně, dlaně jsou otočeny směrem vzhůru

provedení cviku: je prováděno vytáčení obou předloktí současně ze středu směrem do rozpažení, oba lokty se nacházejí celou dobu co nejbližší tělu

6. flexe v lokti

výchozí pozice: vsedě, Thera-Band je jedním koncem připevněn za stupačky MIV a jeho druhý konec je omotán kolem zápěstí, posilující horní končetina je v připažení

provedení cviku: pomalým tempem je končetina flektována v lokti v plném rozsahu pohybu

7. extenze v lokti ve vzpažení

výchozí pozice: vsedě, Thera-Band je upevněn za stupačky MIV, kolem zápěstí je omotán druhý konec Thera-Bandu, je provedeno vzpažení skrčmo vzad

provedení cviku: pomalým tempem je extendována končetina v plném rozsahu pohybu

STATICÝ STREČINK (10 MINUT)

Protahování trupového svalstva:

- a. vsedě, anteflexe trupu s dotykem rukou na kotníky i diagonálně (pravá ruka se dotkne levého kotníku a obráceně)
- b. vsedě, lateroflexe trupu s rovnými zády, na konkávní straně trupu se rukou proband přidržuje rámu MIV
- c. vsedě, obě paže jsou vytočeny a taženy s rotací trupu vpravo, ruce jsou sepnuty do sebe, totéž je provedeno na levou stranu
- d. vsedě, prohnutí zad do extenze, trup je lehce nakloněn dopředu, paže jsou podél MIV

Protahování krčního a trapézového svalstva

- a. vsedě, pravá ruka je položena přes hlavu na levém zátylku, hlava je lehce tažena pravou rukou šikmo vpřed doprava, levá ruka drží rám MIV, totéž je provedeno na opačnou stranu
- b. vsedě, obě ruce jsou sepnuty za hlavou, hlava je lehce tlačena rukama tak, aby brada směřovala do fossa jugularis probanda

Protahování m. pectoralis, m. deltoideus (pars clavicularis)

- a. vsedě, Thera-Band je uchopen za zády na mírně širší vzdálenost než je šířka ramen, oba konce Thera-Bandu jsou obtočeny kolem obou zápěstí, dlaně směřují vpřed, HKK jsou mírně pokrčeny v loktech, Thera-Band je buď upevněn na rám MIV, nebo je obtočen kolem pasu probanda, je provedeno oboustranné zapažení (extenze v RK) s mírnou zevní rotací obou HKK, v krajní pozici následuje výdrž minimálně 15 sekund (pohyb se zopakuje minimálně dvakrát)

7.3 Proband č. 3

Základní anamnéza:

Pohlaví: žena (pravačka) Věk: 40 let Výška: 155 cm Hmotnost: 62 kg

Hlavní DG: míšní léze Th 5/6

Příčina invalidity: dopravní nehoda

OA: pod pravou klavikulou zaveden port do tepny

SA: bezbariérový byt, bydlí s matkou

PA: invalidní důchod

FA: Vasicare, Zyrtec, Emselex, Gabanox,

SpA: speciální posilovna Centrum Paraple (před koronavirovou pandemií dvakrát týdně 60 minut, jedenkrát týdně fyzioterapie)

RHB v minulosti: FN v Motole; RÚ Kladruby; Hamzova léčebna, Luže - Košumber; VRÚ Slapy nad Vltavou; Centrum Paraple

Tabulka č. 15 ukazuje přehled výsledných hodnot vstupního měření TMG probanda č. 3. Procentuální hodnoty LS jsou uváděny v posledním sloupci vpravo. Nejvyšší úroveň LS byla zjištěna u *pars descendens m. trapezius* (82 %), dostatečné úrovně LS bylo dosaženo u *pars clavicularis m. deltoideus* (80 %). Nízké úrovně LS bylo dosaženo u *m. triceps brachii* (78 %), *pars transversa m. trapezius* (64 %) a *m. biceps brachii* (63 %). Velmi nízká úroveň LS byla zjištěna u *pars acromialis m. deltoideus* (31 %) a nejmenší úroveň LS měla *pars spinalis m. deltoideus* (25 %). V dolní části tabulky jsou uvedeny hodnoty funkční symetrie (FS) pro oba lokty mezi *m. biceps et m. triceps brachii*. Úroveň FS byla nízká bilaterálně, vpravo (43 %), vlevo (69 %).

Tabulka č. 16 umožňuje srovnání hodnot jednotlivých parametrů po výstupním měření. Dostatečné úrovně a zlepšení LS bylo zaznamenáno u *pars clavicularis m. deltoideus* (86 %), který jako jediný sval měl při vstupním i výstupním měření dostatečnou LS a u *m. triceps brachii* (84 %). Ke zvýšení hodnot LS došlo u *pars spinalis m. deltoideus* (73 %), *pars transversa m. trapezius* (67 %), *pars acromialis m. deltoideus* (53 %). Snížení LS bylo zjištěno u *m. biceps brachii* (52 %), nejvýraznější snížení LS bylo zaznamenáno u *pars descendens m. trapezius* (35 %). U levého lokte došlo ke snížení FS o 18 % na úroveň 51 % a u pravého lokte došlo naopak ke zvýšení FS o 39 % na úroveň 82 %.

Tabulka č. 15 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (vstupní)

Lateral Symmetry (LS)

Muscle	Side	Tc [ms]	Ts [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Td [ms]	Sym [%]
m.BB	L	28.05	107.43	67.69	2.87	26.82	63
m.BB	R	41.77	288.29	188.20	5.25	29.87	
m.DEA	L	19.55	396.50	282.20	1.00	18.29	80
m.DEA	R	17.74	74.32	33.27	1.35	19.56	
m.DEL	L	46.96	445.63	17.04	1.38	133.56	31
m.DEL	R	12.77	342.61	77.32	0.41	16.56	
m.DEP	L	61.78	303.87	30.24	0.83	88.15	25
m.DEP	R	14.40	21.38	5.74	0.37	16.61	
m.TB	L	19.76	201.88	165.43	3.74	20.64	78
m.TB	R	15.58	205.36	60.74	2.14	20.13	
m.TRM	L	21.04	437.97	73.86	0.83	22.50	64
m.TRM	R	27.97	654.45	282.28	0.37	59.60	
m.TRs	L	110.56	311.62	171.98	2.30	25.75	82
m.TRs	R	90.44	289.95	119.16	3.26	26.22	

Functional Symmetry (FS)

		Sym [%]			Sym [%]
Elbow: (BB/TB)	L	69	Knee: (VL&VM&RF/BF)	L	--
	R	43		R	--

Zdroj: vlastní

Tabulka č. 16 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (výstupní)

Lateral Symmetry (LS)

Muscle	Side	Tc [ms]	Ts [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Td [ms]	Sym [%]
m.BB	L	37.47	177.06	45.28	4.51	23.03	52
m.BB	R	22.31	49.26	26.83	1.80	38.56	
m.DEA	L	19.20	216.68	92.64	2.74	19.47	86
m.DEA	R	21.42	222.02	193.00	4.16	19.46	
m.DEL	L	19.45	442.95	215.95	2.05	18.83	53
m.DEL	R	50.65	222.16	39.82	1.69	17.52	
m.DEP	L	16.51	561.07	138.34	0.75	19.17	73
m.DEP	R	14.56	18.79	4.42	0.42	17.27	
m.TB	L	17.28	98.05	19.44	2.02	19.91	84
m.TB	R	19.06	58.40	33.86	2.87	20.61	
m.TRM	L	19.92	408.21	19.10	0.30	17.70	67
m.TRM	R	24.97	366.91	69.85	1.96	22.53	
m.TRs	L	19.32	383.90	32.16	0.83	17.51	35
m.TRs	R	76.91	267.92	86.84	2.69	23.84	

Functional Symmetry (FS)

		Sym [%]			Sym [%]
Elbow: (BB/TB)	L	51	Knee: (VL&VM&RF/BF)	L	--
	R	82		R	--

Zdroj: vlastní

Základní statistické informace o LS a parametrech Tc a Dm přehledně ukazuje tabulka č. 17. Po výstupním měření došlo k velmi mírnému zvýšení LS v průměru o 3,86 % a mediánu o 3 %. Mírně se zvýšila minimální (o 10 %) a maximální hodnota (o 4 %). Hodnoty průměru a mediánu Tc se po výstupním měření mírně zvýšily pro pravou stranu, pro levou stranu došlo ke snížení těchto hodnot. Průměr a medián Dm byl zvýšen pro pravou i levou stranu.

Tabulka č. 17 – Základní statistické zpracování parametrů probanda č. 3

Parametr	LS [%]		Tc [ms]				Dm [mm]			
	vst.	výst.	vstupní		výstupní		vstupní		výstupní	
			l. dx	l. sin	l. dx	l. sin	l. dx	l. sin	l. dx	l. sin
Průměr	60,43	64,29	31,52	43,96	32,84	21,31	1,88	1,85	2,23	1,89
Medián	64,00	67,00	17,74	28,05	22,31	19,32	1,35	1,38	1,96	2,02
Min	25,00	35,00	12,77	19,55	14,56	16,51	0,37	0,83	0,42	0,30
Max	82,00	86,00	90,44	110,6	76,91	37,47	5,25	3,74	4,16	4,51
SMODCH	21,70	17,24	25,85	30,99	21,00	6,70	1,70	1,06	1,08	1,34

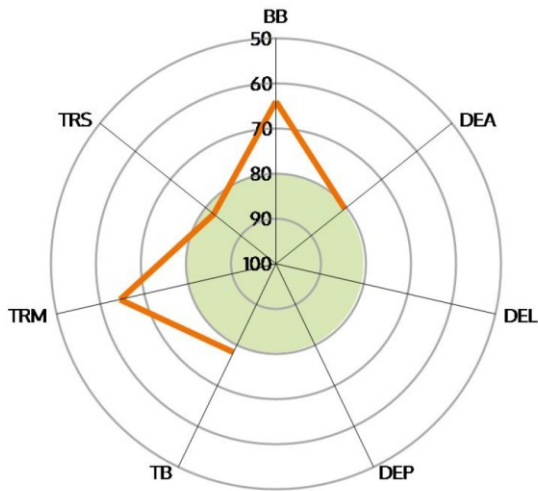
Zdroj: vlastní

Radarové grafy č. 17 a 18 znázorňují LS, FS a základní parametry Tc a Dm probanda č. 3 po vstupním a výstupním měření. V levé části grafu představují oranžové linie procentuální hodnoty LS. Počet naměřených svalů se sníženou a zvýšenou úrovní LS se po výstupním měření nelišil. Počet svalů, u kterých byla po vstupním měření zaznamenána nízká úroveň a zároveň došlo při výstupním měření ještě k dalšímu snížení úrovně LS, je jeden. Pouze u jednoho svalu došlo ke změně LS z dostatečné úrovně LS po vstupním měření na úroveň nízkou při měření výstupním. V pravé části grafu je znázorněna FS, kde je oranžovou linií zobrazena pravá strana, černou linií strana levá. Zelený střed představuje referenční hodnoty. Po výstupním měření bylo zaregistrováno prohloubení již nízké FS vlevo, po zvýšení FS vpravo byla tato úroveň již dostatečná.

V dolní části grafu je bilaterální zobrazení parametru Tc a Dm. Žluté mezikruží kolem zeleného středu představuje ještě dostatečně přijatelné hodnoty parametru. Parametr Tc byl dle vstupního a výstupního měření pro *m. biceps et triceps brachii* v mezích referenčních hodnot. Úroveň symetrie parametru Dm byla u těchto předchozích svalů po vstupním i výstupním měření mimo referenční hodnoty.

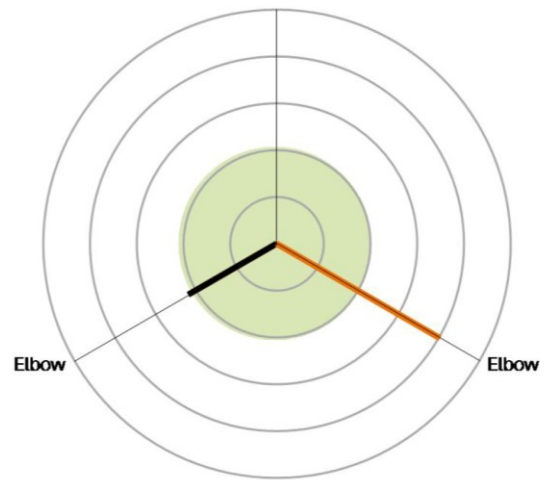
Graf č. 17 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (vstupní)

Lateral Symmetry [%]



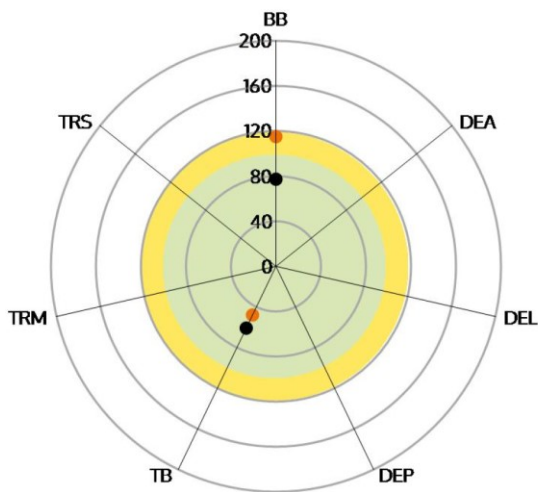
●LS ● Good Sym.

Functional Symmetry [%]



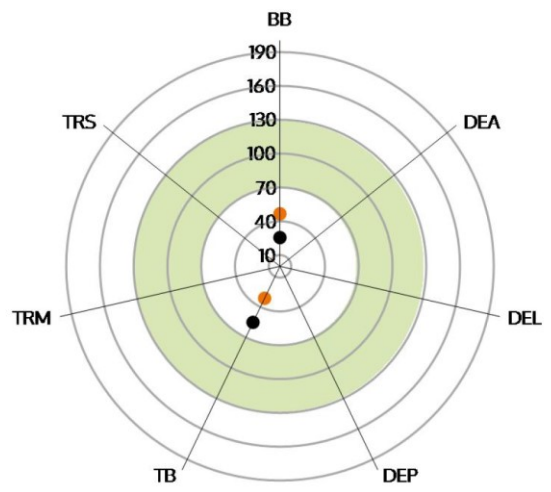
●Left ● Right ● Good Sym.

Tc / Ref (%)



●Left ● Right ● Fast ● Adequate

Dm / Ref [%]



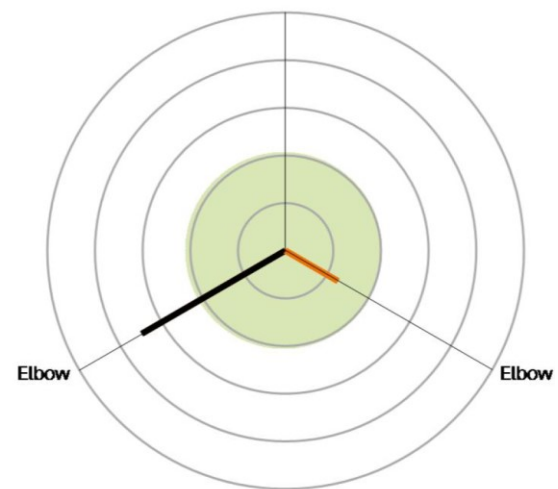
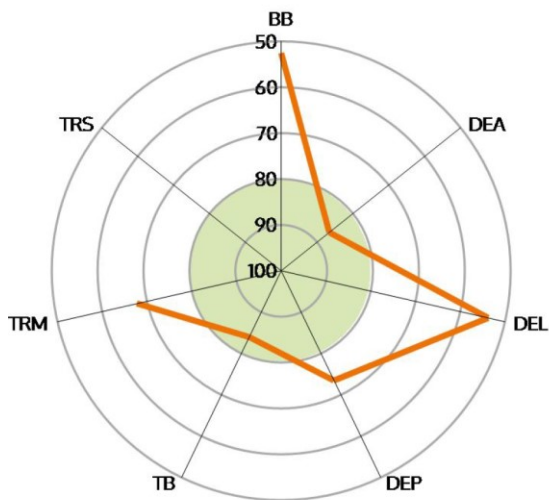
●Left ● Right ● Good Ref.

Legenda – levá horní část: oranžová - laterální symetrie, zelená - přijatelná symetrie; pravá horní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - přijatelná symetrie; levá dolní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - rychlý, žlutá - přijatelný; pravá dolní část: černá - levá strana, oranžová - pravá strana, zelená - přijatelný; (vlastní zdroj)

Graf č. 18 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (výstupní)

Lateral Symmetry [%]

Functional Symmetry [%]

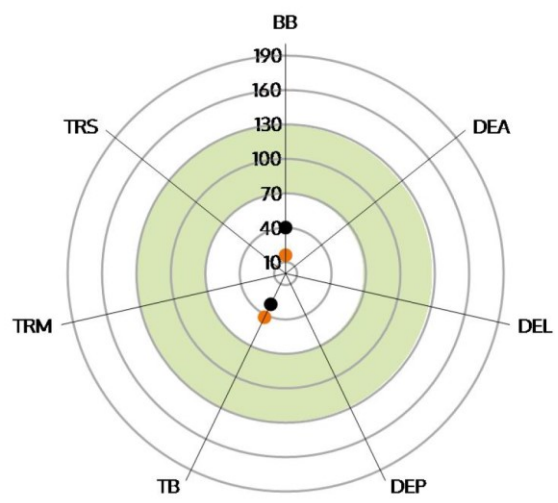
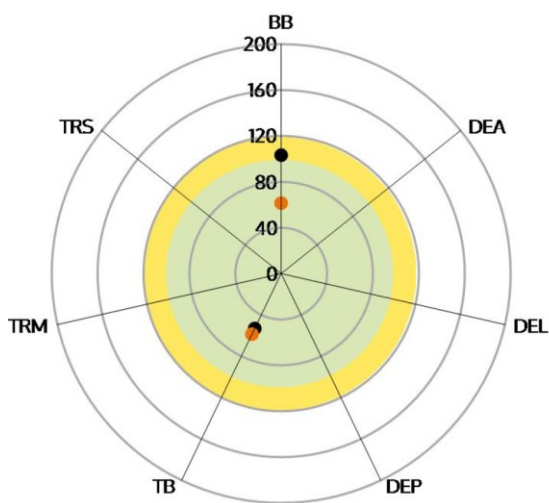


● LS ● Good Sym.

● Left ● Right ● Good Sym.

Tc / Ref (%)

Dm / Ref [%]



● Left ● Right ● Fast ● Adequate

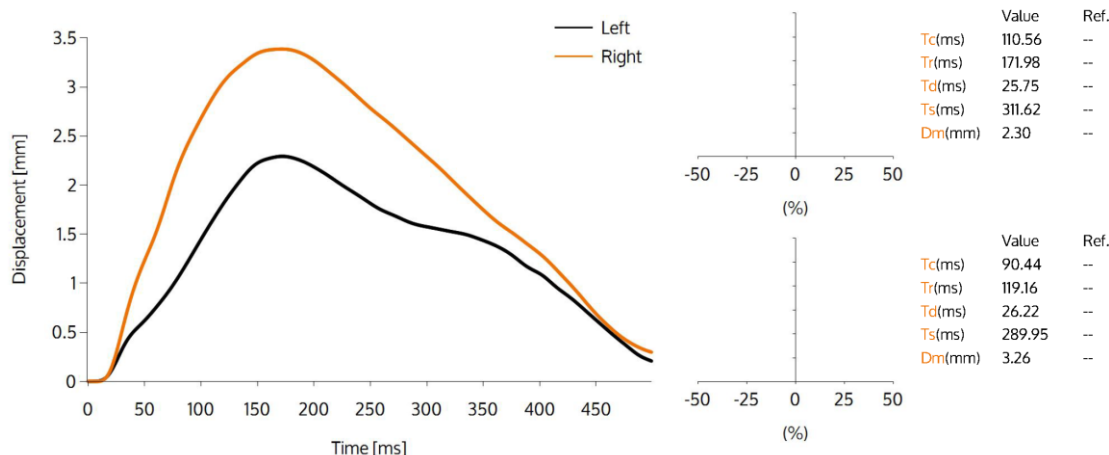
● Left ● Right ● Good Ref.

Legenda – viz graf č. 17 (vlastní zdroj)

Grafy č. 19 a 20 zobrazují srovnání vstupního a výstupního měření pro *pars descendens m. trapezius*, u kterého došlo k nejvýraznějším změnám během intervence probanda č. 3 v rámci všech měřených svalů. Úroveň symetrie byla snížena z 82 na 35 % (-47 %). Průměrná hodnota Tc byla snížena z 100,50 na 48,12 ms (-52,12 %), průměrná hodnota parametru Dm byla snížena z 2,78 na 1,76 mm (-36,69 %).

Graf č. 19 – Laterální symetrie m. trapezius (pars descendens) probanda č. 3 (vstupní)

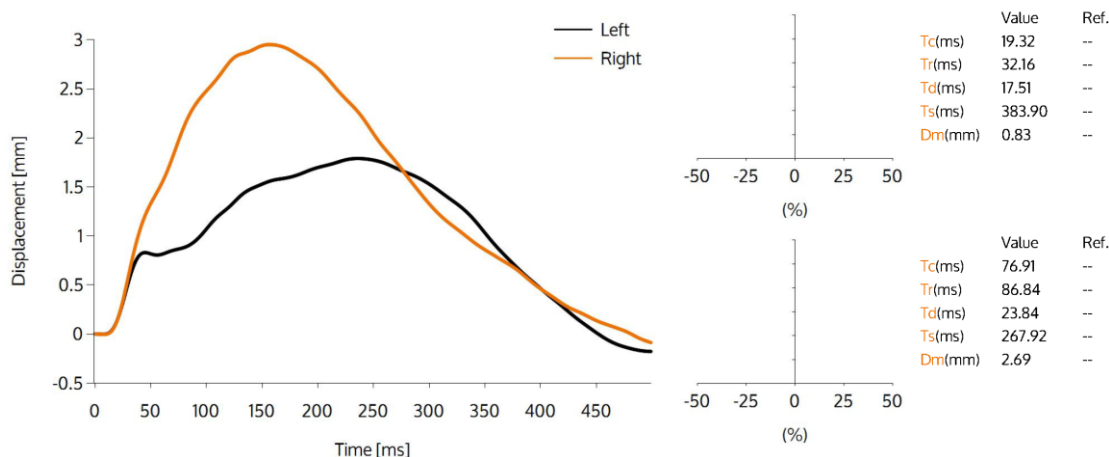
TRS - Trapezius Superior



Legenda: černá - levá strana, oranžová - pravá strana; (vlastní zdroj)

Graf č. 20 – Laterální symetrie m. trapezius (pars descendens) probanda č. 3 (výstupní)

TRS - Trapezius Superior



Legenda: černá - levá strana, oranžová - pravá strana; (vlastní zdroj)

Doporučení podle reportu TMG 100:

BB (vstupní) – aktivační cvičení vpravo a strečink bilaterálně, více vlevo

BB (výstupní) – aktivační cvičení vlevo a strečink bilaterálně, více vpravo

DEA (vstupní) – bez doporučení (celková LS je dostatečně vysoká)

DEA (výstupní) – strečink vlevo a silové cvičení pro pravou stranu

DEL (vstupní) – aktivační i silová cvičení vlevo a strečink pro pravou stranu

DEL (výstupní) – aktivační cvičení pro pravou stranu

DEP (vstupní) – aktivační i silová cvičení vlevo a strečink pro pravou stranu

DEP (výstupní) – aktivační i silová cvičení vlevo a strečink pro pravou stranu

PM (vstupní) – vzhledem k OA neměřeno

TB (vstupní) – aktivační cvičení vlevo a strečink bilaterálně, více vpravo

TB (výstupní) – strečink bilaterálně se zaměřením na levou stranu

TRM (vstupní) – silová cvičení vlevo, aktivační cvičení i strečink pro pravou stranu

TRM (výstupní) – strečink vlevo, aktivační i silová cvičení vpravo

TRS (vstupní) – bez doporučení (celková LS je dostatečně vysoká)

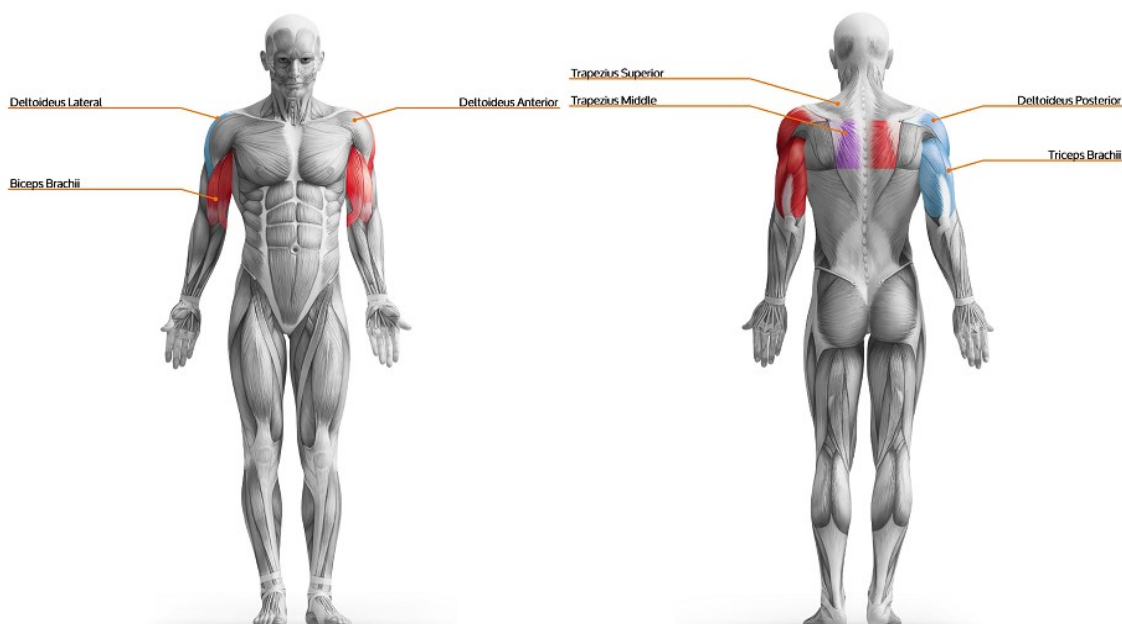
TRS (výstupní) – strečink vlevo, aktivační i silová cvičení vpravo

LOKET (vstupní) – aktivační cvičení pro BB oboustranně

LOKET (výstupní) – aktivační cvičení pro BB vlevo

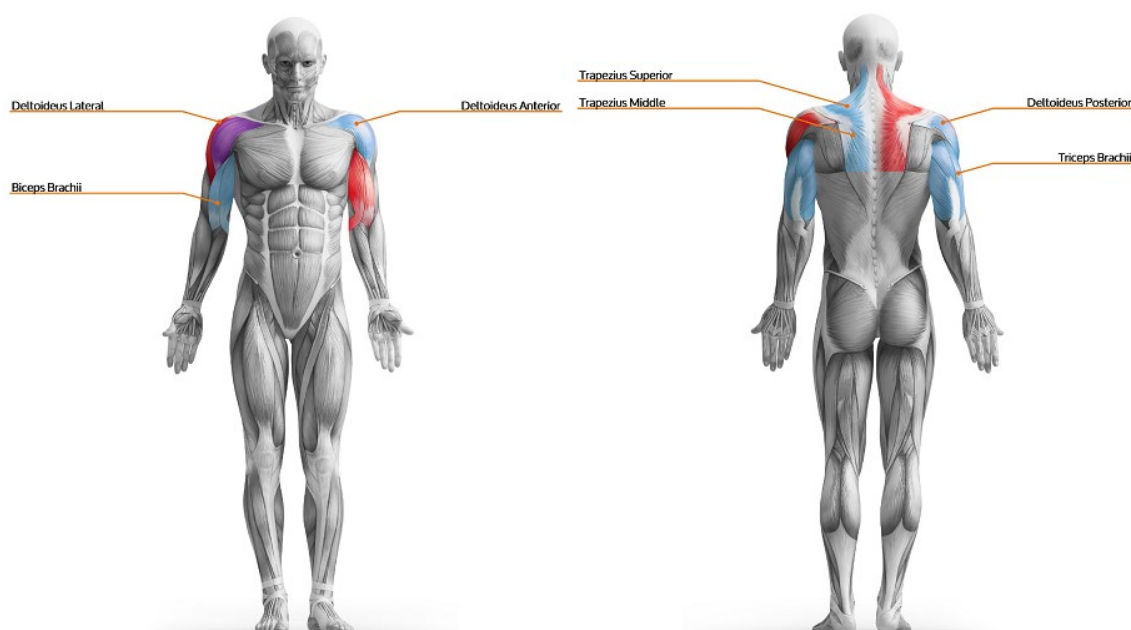
Na základě měření TMG je na obrázcích č. 8 a 9 barevně znázorněno doporučení pro každý měřený sval. Z předchozího textového doporučení a následujících obrázků zjistíme, že po výstupním měření nedošlo ke změně doporučení jen pro jediný sval na obou stranách těla: *m. deltoideus (pars spinalis)*. Silová cvičení jsou po vstupním měření doporučena pro svaly jen na levé straně: *m. deltoideus (pars spinalis et acromialis)* a *m. trapezius (pars transversa)*, kdežto při výstupním měření jsou silová cvičení doporučena kromě jednoho svalu (*m. deltoideus - pars spinalis*) jen na pravé straně: *m. trapezius (pars descendens et transversa)* a *m. deltoideus (pars clavicularis)*.

Obrázek č. 8 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 3 (vstupní)



Legenda: červená - aktivační cvičení, fialová - silové cvičení, modrá - strečink / relaxace;
(vlastní zdroj)

Obrázek č. 9 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 3 (výstupní)



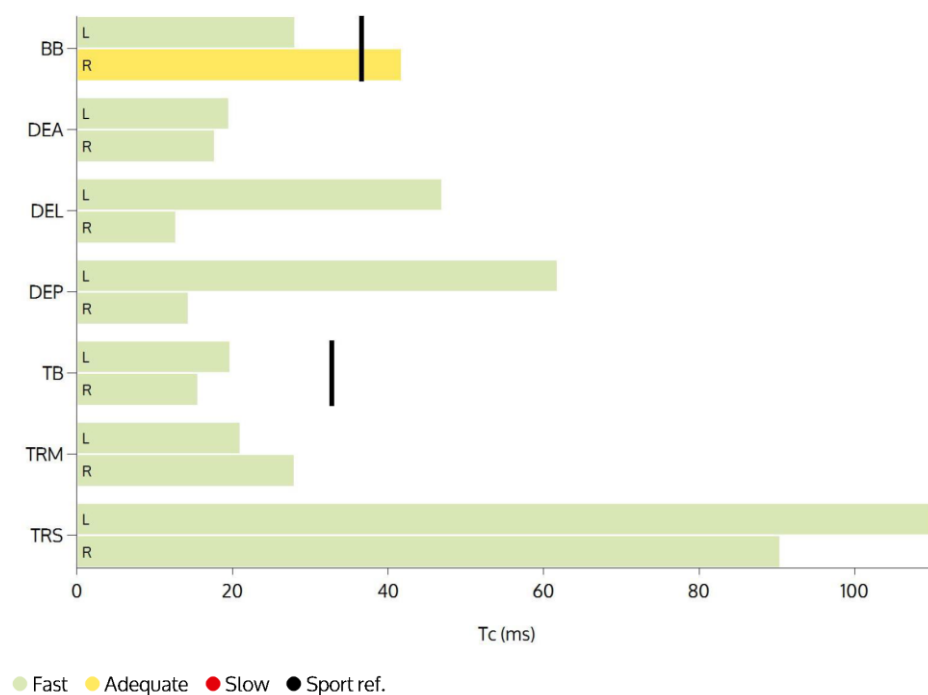
Legenda: červená - aktivační cvičení, fialová - silové cvičení, modrá - strečink / relaxace; (vlastní zdroj)

Graf č. 21 umožňuje srovnání velikosti a LS parametru Tc po vstupním měření jednotlivých měřených svalů. Nejnižší LS parametru Tc bylo zaznamenáno u *pars spinalis m. deltoideus* (23 %) a *pars acromialis m. deltoideus* (27 %). Naopak nejvyšších hodnot LS parametru Tc dosahovala *pars clavicularis m. deltoideus* (91 %) a *pars descendens m. trapezius* (82 %).

Graf č. 22 znázorňuje velikosti parametru Tc svalů po výstupním měření. Zde byla zaznamenána nejnižší LS parametru Tc u *pars descendens m. trapezius* (25 %) a *pars acromialis m. deltoideus* (38 %). Nejvyšších hodnot LS parametru Tc bylo zaznamenáno pro *m. triceps brachii* (91 %) a *pars clavicularis m. deltoideus* (90 %).

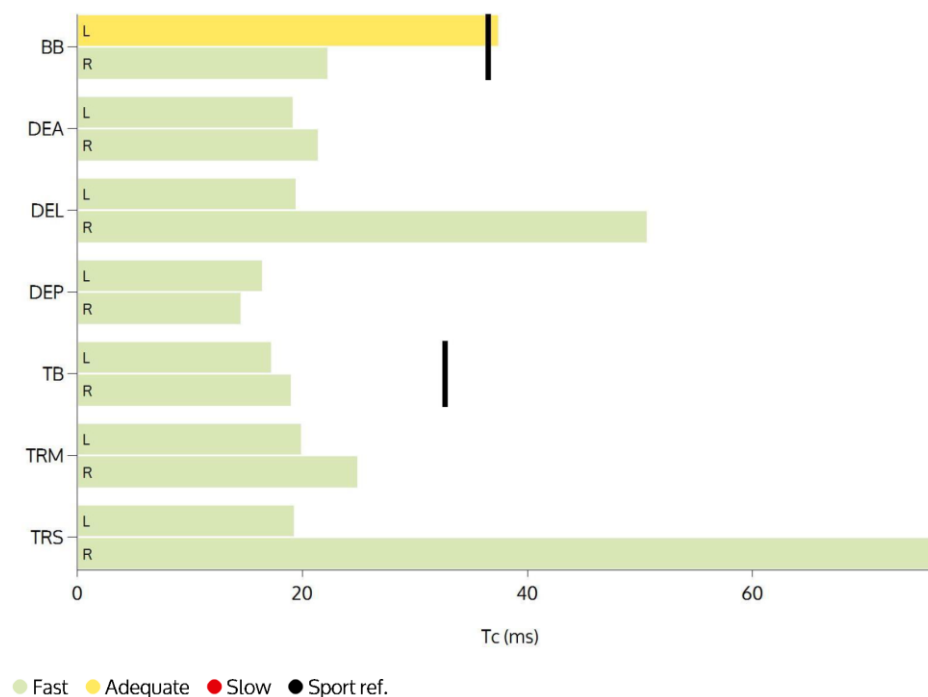
Dále bylo srovnáním výsledků předchozích grafů zaznamenáno spíše snížení parametru Tc. Snížení hodnot Tc po výstupním měření bylo pro pravou stranu zaregistrováno u *m. biceps brachii*, *pars descendens et transversa m. trapezius* a pro levou stranu mezi všemi měřenými svaly kromě *m. biceps brachii*. Nejvýraznější snížení Tc bylo zjištěno u *pars descendens m. trapezius* vlevo z 110,56 ms na 19,32 ms (o 82,53 %). Nejvýraznější zvýšení Tc bylo zjištěno u *pars acromialis m. deltoideus* vpravo z 12,77 ms na 50,65 ms (o 296,63 %).

Graf č. 21 – Parametr Tc probanda č. 3 (vstupní)



Legenda: zelená - rychlý, žlutá - přiměřený, černá - ref.; (vlastní zdroj)

Graf č. 22 – Parametr Tc probanda č. 3 (výstupní)

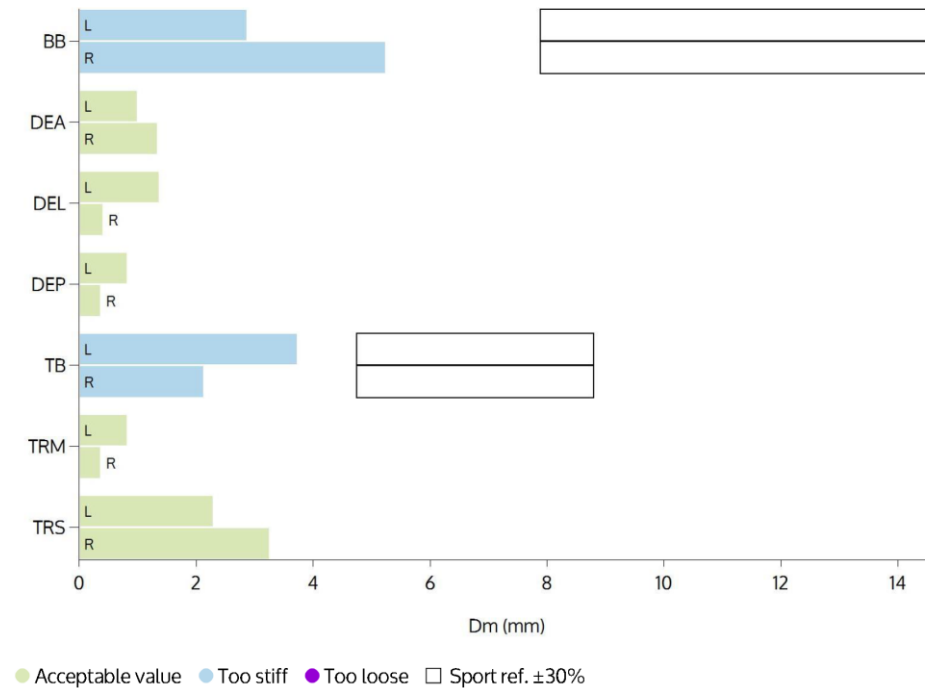


Legenda: zelená - rychlý, žlutá - přiměřený, černá - ref.; (vlastní zdroj)

Srovnání Dm při vstupním a výstupním měření probanda č. 3 ukazují grafy č. 23 a 24. Po výstupním měření došlo u 6 svalů ke snížení Dm. Nejvýraznější snížení (o 3,45 mm = 65,71 %) bylo zaznamenáno pro pravou stranu *m. biceps brachii*. Zvýšení

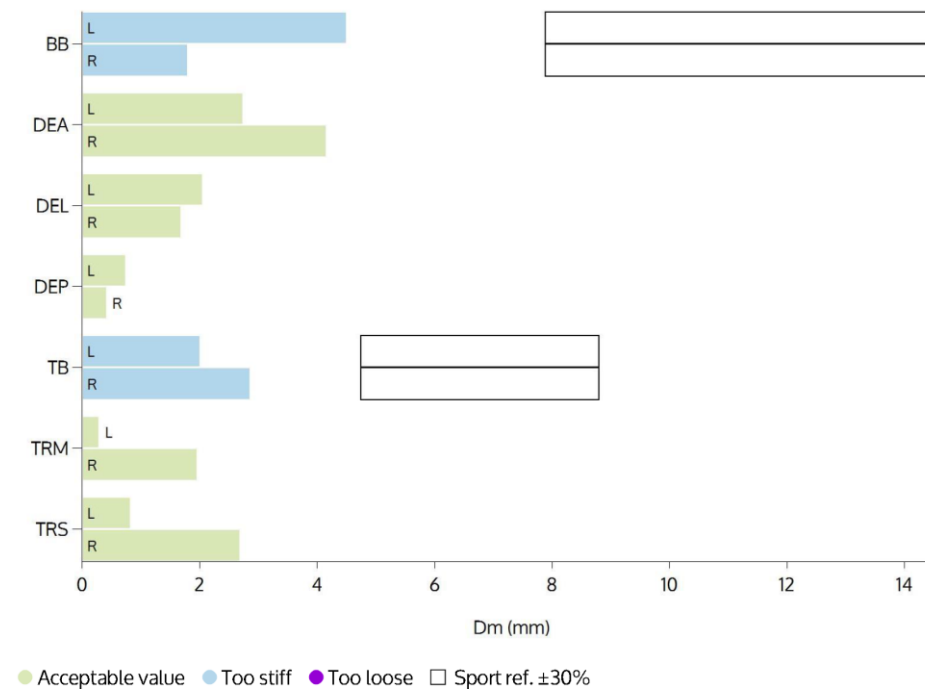
Dm bylo po výstupním měření zaznamenáno u 8 svalů. Nejvýraznější zvýšení Dm nastalo u pravé *pars clavicularis m. deltoideus* (o 2,81 mm = 208,15 %).

Graf č. 23 – Parametr Dm probanda č. 3 (vstupní)



Legenda: zelená - rychlý, modrá - příliš ztuhlý, bílá - ref.; (vlastní zdroj)

Graf č. 24 – Parametr Dm probanda č. 3 (výstupní)



Legenda: zelená - rychlý, modrá - příliš ztuhlý, bílá - ref.; (vlastní zdroj)

Rozsah pohybu byl vyšetřován bilaterálně v kloubu ramenním, loketním a v zápěstí metodou SFTR (viz tabulka č. 18). Z vyšetřovaných kloubů byl omezen levý RK sagitálně a frontálně. Při výstupním vyšetření bylo zjištěno zvýšení rozsahu pohybu RK bilaterálně při aktivním i pasivním pohybu v sagitální i frontální rovině.

Tabulka č. 18 – Vstupní a výstupní vyšetření omezení rozsahu pohybu v kloubech HKK metodou SFTR (proband č. 3)

KLOUBY HKK	L. DX		L. SIN	
	AKTIVNĚ [°]	PASIVNĚ [°]	AKTIVNĚ [°]	PASIVNĚ [°]
RAMENO	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 35 - 0 - 160	S 40 - 0 - 160	S 35 - 0 - 110	S 40 - 0 - 145
	F 160 - 0 - 0	F 165 - 0 - 0	F 110 - 0 - 0	F 155 - 0 - 0
	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135
	R 75 - 0 - 80	R 90 - 0 - 90	R 75 - 0 - 80	R 90 - 0 - 90
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 35 - 0 - 165	S 40 - 0 - 170	S 35 - 0 - 110	S 40 - 0 - 165
	F 165 - 0 - 0	F 170 - 0 - 0	F 110 - 0 - 0	F 165 - 0 - 0
T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135	T 15 - 0 - 135	
R 75 - 0 - 80	R 90 - 0 - 90	R 75 - 0 - 80	R 90 - 0 - 90	
LOKET	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140	S 0 - 0 - 140
ZÁPĚSTÍ	VSTUPNÍ		VSTUPNÍ	
	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75
	F 15 - 0 - 40	F 15 - 0 - 40	F 15 - 0 - 40	F 15 - 0 - 40
	VÝSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75	S 70 - 0 - 75
	F 15 - 0 - 40	F 15 - 0 - 40	F 15 - 0 - 40	F 15 - 0 - 40

Zdroj: vlastní

Dle tabulky č. 19 se na minimálním stupni SS 3 při vstupním vyšetření nacházel *m. rhomboidei mjr. et mnr. a m. trapezius (pars med.)* bilaterálně, *m. trapezius (pars ascend.)* bilaterálně, *m. deltoideus (pars ant.)*, *m. coracobrachialis* vlevo, *m. deltoideus (pars med.)*, *m. supraspinatus* vlevo, *m. deltoideus (pars post.)* bilaterálně. Mezi ostatními vyšetřovanými svaly byla úroveň SS na stupni 3+ až 4. Po výstupním

vyšetření bylo zaznamenáno zvýšení SS o 0,5 až 1 stupeň pro *m. serratus anterior*, *m. latissimus dorsi*, *m. deltoideus (pars med.)*, *m. supraspinatus* bilaterálně.

Tabulka č. 19 – Vstupní a výstupní svalový test dle Jandy (proband č. 3)

SVALY	VSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
	L. DX	L. SIN	L. DX	L. SIN
<i>m. serratus anterior</i>	3+	3+	4	4
<i>m. rhomboidei mjr. et mnr.</i> , <i>m. trapezius (pars med.)</i>	3	3	3	3
<i>m. trapezius (pars desc.)</i>	4	4	4	4
<i>m. trapezius (pars ascend.)</i>	3	3	3	3
<i>m. deltoideus (pars ant.)</i> , <i>m. coracobrachialis</i>	3+	3	3+	3
<i>m. latissimus dorsi</i>	3+	3+	4	4
<i>m. deltoideus (pars med.)</i> , <i>m. supraspinatus</i>	3+	3	4	3+
<i>m. deltoideus (pars post.)</i>	3	3	3	3
<i>m. pectoralis major (pars clav., stern., abd.)</i>	4	4	4	4
<i>m. infraspinatus</i> , <i>m. teres minor</i>	4	4	4	4
<i>m. subscapularis</i> , <i>m. teres major</i>	4	4	4	4
<i>m. biceps brachii</i> , <i>m. brachialis</i> , <i>m. brachioradialis</i>	4	4	4	4
<i>m. triceps brachii</i>	4	4	4	4
<i>m. supinator</i>	4	4	4	4
<i>m. pronator teres et quadratus</i>	4	4	4	4

Zdroj: vlastní

Tabulka č. 20 ukazuje výsledky vyšetření zkrácení svalů dle Jandy. Při vstupním vyšetření bylo zjištěno velké zkrácení pouze u klavikulární části *m. pectoralis major*, *m. pectoralis minor* a *m. trapezius (pars descendens)* bilaterálně. Při výstupním vyšetření bylo zjištěno zmírnění svalového zkrácení klavikulární části *m. pectoralis major*, *m. pectoralis minor* a *m. trapezius (pars descendens)* také bilaterálně.

Tabulka č. 20 – Vstupní a výstupní vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (proband č. 3)

SVALY		VSTUPNÍ		VÝSTUPNÍ	
		L. DX	L. SIN	L. DX	L. SIN
		ZKRÁCENÍ			
<i>m. pectoralis major</i>	<i>pars clavicularis, m. pectoralis minor</i>	velké	velké	malé	malé
	<i>pars sternocostalis</i>	malé	malé	malé	malé
	<i>pars abdominalis</i>	malé	malé	malé	malé
<i>m. trapezius (pars descendens)</i>		velké	velké	malé	malé
<i>m. levator scapulae</i>		malé	malé	malé	malé
<i>m. sternocleidomastoideus</i>		malé	malé	malé	malé

Zdroj: vlastní

Dle testu hypermobility dle Jandy byla zaznamenána negativita ve všech zkouškách kromě zkoušky extendovaných loktů (viz tabulka č. 21).

Tabulka č. 21 – Vyšetření hypermobility dle Jandy (proband č. 3)

ZKOUŠKA:	VÝSLEDEK	ZKOUŠKA:	VÝSLEDEK
rotace hlavy	negativní	založených paží	negativní
šály	negativní	extendovaných loktů	pozitivní
zapažených paží	negativní	sepjatých rukou a sepjatých prstů	negativní

Zdroj: vlastní

Vyšetření pohybového stereotypu při jízdě na MIV (vstupní)

Typ propulze probanda č. 3 je po rovině i po nakloněné rovině obloukovitá. Horní končetiny pracují symetricky. Obě ramena nejsou při jízdě v nadměrné elevaci. Hlava s rameny jsou v protrakci. Sed je kyfotický. Pánev se nachází v retroverzním postavení. Kyčelní klouby svírají s trupem více než 90°, kolenní a hlezenní klouby svírají bilaterálně méně než 90°.

Vyšetření pohybového stereotypu při jízdě na MIV (výstupní)

Propulzní vzorec pohybu je po přímé i nakloněné rovině obloukovitá. Horní končetiny se pohybují symetricky. Aktivně se snaží korigovat správně nastavení hlavy a ramen jen částečně, ramena nejsou v nadměrné elevaci. Kyfotický sed, pánev v retroverzním postavení se nedaří aktivně korigovat. Kyčelní klouby svírají s trupem nadále tupý úhel, kolenní a hlezenní klouby svírají bilaterálně méně než 90°.

INTERVENCE U PROBANDA Č. 3: VZOR

ROZEHRÁTÍ TĚLA A DYNAMICKÝ STREČINK (10 MINUT)

- a. rozcvičení na lyžařském trenažeru (SkiErg)
- b. krouživé pohyby v ramenních, loketních kloubech, zápěstí a pohyby trupu
- c. krouživé pohyby hlavou

ČÁST POSILOVACÍ (25 MINUT)

1. zapažování HKK

výchozí pozice: vsedě, jedna paže visí podél MIV s dlaní směřující ventrálně; druhou rukou je lépe přidržet se rámu MIV, Thera-Band je upevněn za stupačky MIV

provedení cviku: ruka uchopí Thera-Band a paže se pohybuje směrem do zapažování při extenzi v lokti; ramena jsou tažena směrem od uší do stran, aby nedocházelo k mechanickému přetížení C-Th přechodu

2. vzpažování HKK diagonálně

výchozí pozice: vsedě, ruka je umístěna na protilehlé kyčli, dlaň je otočena směrem dolů, pomocí druhé horní končetiny je možné se přidržovat rámu MIV pro zlepšení stability, (Thera-Band je upevněn na rám MIV zezadu)

provedení cviku: Thera-Band je omotán kolem zápěstí, pohyb směřuje od kyčle do vzpažení šikmo přes osu těla, během vzpažování se ruka otáčí do zevní rotace

3. upažování HKK z předpažení

výchozí pozice: vsedě, předpažené paže mírně pokrčené s dlaněmi otočenými směrem k sobě s mírně nataženým Thera-Bandem

provedení cviku: oběma HKK je proveden pohyb z předpažení do rozpažení s Thera-Bandem

4. zevní rotace HKK

výchozí pozice: vsedě, obě paže s lokty do 90° a předloktím směřujícím ventrálně, dlaně jsou otočeny směrem vzhůru

provedení cviku: je prováděno vytáčení obou předloktí současně ze středu směrem do rozpažení, ruce se v průběhu pohybu vytácejí do zevní rotace, oba lokty se nacházejí celou dobu co nejblíže tělu

5. flexe v lokti

výchozí pozice: vsedě, Thera-Band je jedním koncem připevněn za obruč MIV a jeho druhý konec je omotán kolem zápěstí, posilující horní končetina je v připažení

provedení cviku: pomalým tempem je končetina flektována v lokti v plném rozsahu pohybu

6. extenze v lokti ve vzpažení

výchozí pozice: vsedě, Thera-Band je upevněn rám MIV zezadu, kolem zápěstí je omotán konec Thera-Bandu, je provedeno vzpažení skrčmo vzad jednou horní končetinou

provedení cviku: pomalým tempem je z plné flexe horní končetina do plného rozsahu pohybu extendována

STATICKÝ STREČINK (10 MINUT)

Protahování trupového svalstva:

- a. vsedě, anteflexe trupu s dotykem rukou na kotníky i diagonálně (pravá ruka se dotkne levého kotníku a obráceně) pohyb plynule přechází do extenze zad (HKK pro kvůli stabilitě zůstávají podél pasu pro přidržení se rámu MIV)
- b. vsedě, lateroflexe trupu s rovnými zády se vzpažením horní končetiny na protilehlé straně úklonu
- c. vsedě, při rotaci trupu vpravo se přidržet levou rukou rámu MIV a PHK (pravou horní končetinou) natáhnout po směru pohybu vpravo vzad; totéž, ale obráceně je provedeno na levou stranu

Protahování krčního a trapézového svalstva

- a. vsedě, pravá ruka je položena přes hlavu na levém zátylku, hlava je lehce tažena pravou rukou šikmo vpřed doprava, levá ruka drží rám MIV, totéž je provedeno na opačnou stranu
- b. vsedě, obě ruce jsou sepnuty za hlavou, hlava je lehce tlačena rukama tak, aby brada směřovala do fossa jugularis probanda

Protahování m. pectoralis, m. deltoideus (pars clavicularis)

- a. vsedě, dlaně směřují vpřed, HKK jsou nataženy, je provedeno oboustranné zapažení (extenze v RK) se zevní rotací obou HKK do krajní pozice

7.4 Celkový souhrn výsledků výzkumu

V následující tabulce č. 22 je předložen výčet průměrných rozdílů hodnot vstupního a výstupního měření včetně kineziologických rozborů pro jednotlivé diagnostikované svaly či části svalů každého probanda.

Mezi všemi probandy bylo zjištěno zvýšení celkové úrovně LS průměrně o 2,36 %, přičemž pouze u probanda č. 1 došlo ke snížení o 2,50 %. V tabulce č. 22 není dále uvedena hodnota FS. Tento parametr vzrostl průměrně u probanda č. 1 a 2 shodně o 12,50 %, u probanda č. 3 o 10,50 %. Celkově FS vzrostla průměrně tedy o 11,83 %. Pro parametr Tc byl mezi všemi probandy zjištěn pokles o 3,38 ms v průměru. Průměrné zvýšení bylo zaznamenáno pouze u probanda č. 1. Pro další významný parametr Dm bylo zjištěno zvýšení o 0,93 mm v průměru. U každého probanda bylo zaznamenáno průměrné zvýšení. Mezi parametry Ts, Tr a Td byl zjištěn pokles hodnot v celkovém průměru za všechny probandy.

Při výstupních kineziologických rozbořech bylo u všech probandů zaznamenáno velmi mírné zvýšení SS a zmírnění zkrácení některých svalů. Při vyšetřování pohybového stereotypu byly zjištěny buď žádné, nebo jen minimální změny.

Tabulka č. 22 – Celkový souhrn průměrných výsledků všech probandů

Průměrné změny LS, parametrů a celkové výsledky kineziologického rozboru							
SVALY		LS [%]	Tc[ms]	Dm [mm]	Ts[ms]	Tr [ms]	Td [ms]
BB		-1,00	0,01	1,54	-1,59	3,10	-2,82
DEA		13,67	1,89	2,26	-54,03	-2,53	-3,70
DEL		-7,67	1,62	0,42	-76,38	32,68	-19,28
DEP		8,67	-7,77	0,19	49,98	18,01	-12,20
PM		2,00	-2,18	-0,29	-6,07	-3,86	-2,58
TB		9,67	-3,50	2,14	-43,56	-0,03	1,80
TRM		3,33	1,84	0,26	5,69	-50,53	-6,12
TRS		-11,67	-16,62	0,23	31,65	-29,51	-2,16
PROBAND	DG						
P1 (39 let)♂	TH 3/4	-2,50	1,16	1,20	18,34	16,58	-3,15
P2 (46 let)♂	TH 8-10	5,71	-0,62	1,41	-17,65	11,55	0,52
P3 (40 let)♀	TH 5/6	3,86	-10,67	0,19	-41,99	-43,40	-16,35
PRŮMĚR	VĚK						
(P1:P3)	42 let	2,36	-3,38	0,93	-13,77	-5,09	-6,33
PROBAND	GONIO	SS	ZKRAT	HYPERMOBILITA	POH. STEREOTYP		
P1	beze změny	zvýšení	zmírnění	ne	minimální změny		
P2	beze změny	zvýšení	zmírnění	ne	beze změny		
P3	zlepšení	zvýšení	zmírnění	ne	minimální změny		

Zdroj: vlastní

8 DISKUZE

Rehabilitace osob se spinálním poškozením, které patří do široké skupiny uživatelů MIV, zahrnuje poměrně značné množství terapeutických metod a přístupů od aktivního i pasivního protahování svalstva přes techniky měkkých tkání a mobilizace páteře a periferních kloubů až po sofistikovanější fyzioterapeutické postupy jako je např. Bobath koncept a Vojtova metoda. Vzhledem k pravidelnému propulznímu pohybu paraplegiků, který je vykonáván v závislosti na výšce léze specifickou částí trupu a horními končetinami, je možno předpokládat, že v oblastech pletenců ramenních bude docházet k mechanickému přetížení z nadužívání a svalové dysbalanci a z toho plynoucím možným akutním a později i chronickým bolestem, které se vyskytují, jak potvrzuje studie Wilbanks, Bickel (2016), u 85 % jedinců se spinálním poškozením.

Přítomnost svalové dysbalance ramen uživatelů MIV je vzhledem ke způsobu jejich lokomoce pro fyzioterapeuty všeobecně platná informace. Protože je z hlediska (Evidence-Based Medicine) EBM, tedy medicíny založené na důkazech, potřeba výsledky každého výzkumu nebo i terapeutického vyšetření objektivizovat, rozhodl se autor tohoto pilotního výzkumu pro způsob měření svalů pomocí metody TMG.

Diskuze k teoretické části výzkumu

Svalová dysbalance je změnou v typicky pozorovaných silových poměrech svalových skupin v RK. Bolesti ramen jsou nejběžnějším problémem všech vozíčkářů. Barbara, Spangenberg a Rho (2019) se zabývali prevalencí zranění ramen u basketbalistů vozíčkářů a zjistilo se, že 10 z 15 probandů během sledované doby pocítilo bolest ramen nebo jejich zranění, přičemž dvě třetiny z nich cítily iradiaci do horní končetiny. Ovšem případová studie Barfield et al. (2016) připomíná, že při sportech, kde vozíčkář často mění směr, brzdí, stojí a rozjíždí se, nutí k zapojení agonisty a antagonisty střídavě, nedochází k rychlé únavě svalů jako při sportech, kde je MIV nepřetržitě tlačěn vpřed, a proto tedy nemusí docházet k akutní nerovnováze svalů.

Autoři Wilbanks, Bickel (2016) uvádějí, že několik předchozích studií už prokázalo snížení bolesti ramen po silovém tréninku. Pozitivní přínos posilovacího cvičení zadní části ramen na veslovacím stroji potvrdili autoři pilotní studie Munce a Longworth (2015) na 27 dobrovolných vozíčkářích. Walford et al. (2019) se ve své studii, zabývající se bolestí ramen u vozíčkářů, zmiňuje o výzkumech, které potvrzují, že snížená síla byla prediktorem bolesti či poranění ramen. Dehail et al. (2008) ve své

průřezové studii zkoumal agonisto-antagonistický vztah ramenních svalů pomocí dynamometru u jednotlivých paraplegiků a udává, že silové rozdíly svalových skupin mohou způsobovat rozvoj sekundárních poruch mezi osobami se spinálním poškozením. Detailní studii ramen mezi uživateli MIV provedl Morrow et al. (2014). Ve výsledku mezi 10 probandy s anterolaterální bolestí ramen bylo zaznamenáno 7 částečných a 3 kompletní ruptury rotátorové manžety, 1 částečná a 3 kompletní ruptury dlouhé šlachy *m. biceps brachii*. Tito probandi trpěli artrózou 2. až 4. stupně, 5 z 10 probandů mělo snížený akromion, u 9 probandů byla zjištěna subakromiální burzitida.

Pokud je známo, nejsou provedeny studie, kde proběhlo měření svalů paraplegiků pomocí TMG. Je nutné vycházet ze studií provedené na zdravých osobách. Předpoklad citlivosti TMG na změny SS a prokázání pozitivní korelace mezi poklesem silového výkonu a změnami v měření TMG v závislosti na svalové únavě potvrzuje studie De Paula Simola et al. (2015), ve které se její autoři zabývali hodnocením neuromuskulární funkce v závislosti na silovém tréninku zdravých probandů. Neuromuskulárním hodnocením pomocí TMG se zabývala i studie Rusu et al. (2013), kde autoři závěrem dodávají, že je možné rozvíjet silový trénink, který lze sledovat účinně pomocí TMG. Popisují, že pro stanovení změn kontraktilních vlastností svalů po soutěži, tréninku nebo zotavení, je TMG použitelný. Tyto změny souvisí s únavou svalů. Ovšem omezená intenzita stimulu (110 mA) by mohla být omezení pro zkoušky maximálních parametrů u sportovců, u kterých se využívá rychlost a reaktivita, protože rychlá vlákna nemusí být při nižších intenzitách na TMG stimulovatelná (García-García et al., 2019).

Intervence našeho výzkumu byla provedena online formou domácího cvičení. Ve studii Mulroy et al. (2011) se zúčastnilo celkem 80 probandů s paraplegií v podobě domácího cvičebního programu, který zahrnoval posilovací a protahovací cviky a doporučení, jak optimalizovat přesuny, pohyby horními končetinami a pohánění MIV. Výzkum se zabýval optimálním posilováním a pohybem při bolesti ramen vozíčkářů po úraze páteře. Byla měřena bolest, SS a aktivita před a po intervenci a ještě i po 4 týdnech. Probandi byli vybaveni elastickými páskami (Dura-Band) a činkami. Mezi probandy bylo snížení bolesti ramen na jednu třetinu. Zlepšení se udrželo i po 4 týdnech po skončení intervence. Závěrem autoři dodávají, že domácí cvičení byla účinná i pro dlouhodobé bolesti ramen a byla spjata se zlepšením SS a celkového zdraví.

Diskuze k výsledkům výzkumu

Laterální symetrii diagnostikovanou pomocí TMG bychom mohli charakterizovat jako procentuální srovnání jednotlivých hodnot parametrů pravostranných a levostranných svalů. Přestože u probanda č. 1 byla průměrná LS po výstupním měření snížena o 2,50 %, celková průměrná LS vzrostla o 2,36 %. Výsledné rozdíly lze označit jako minimální. Po výstupním měření nastalo nejvýraznější zlepšení LS mezi všemi probandy u klavikulární části *m. deltoideus*. Je zajímavé, že u akromiální části téhož svalu byla zaznamenána v průměru druhá nejnižší LS.

Na stranovou symetrii má vliv dominance HKK, která byla u všech probandů pravostranná. V době výzkumu byl po určité době omezen volný pohyb osob kvůli epidemické situaci, což mohlo také přispět k redukci každodenních aktivit a ovlivnit tak výsledná měření. Jako každodenní uživatelé MIV se však i přesto pohybovali jak v interiéru, tak i v exteriéru, protože volné vycházení osob v denních hodinách zakázáno nebylo. Jak potvrzuje studie Hurd et al. (2008), která se zabývala hodnocením symetrie HKK u vozičkářů na různých povrchích, na rozvoj asymetrie u HKK má vliv pohyb v terénu např. v podmínkách příčného sklonu, kdy je dolní část paže vystavena větším nárokům na pohon. Autoři dále uvádějí, že při manuálním pohonu vozíku v terénu vzniká větší asymetrie než v interiéru.

U každého probanda bylo zaznamenáno zlepšení FS pro dominantní horní končetinu. U nedominantní horní končetiny bylo zaznamenáno u 2 probandů zhoršení FS. Jak uvádí studie Pakosz, Jakubowska-Lukanova, Gnoiński (2016), LS je výsledkem adaptivních změn. Autoři této studie dále potvrzují, že je velmi obtížné určit přímé vztahy mezi izolovanou svalovou kontrakcí a obecnou funkční účinností, protože se mohou měnit vzorce náboru svalových jednotek, aby se srovnaly disproporce svalové kontrakce. Výsledky symetrie se mohou tedy po určitém tréninku i zhoršit.

Příkladem by mohly být výsledky probanda č. 3, u kterého bylo zjištěno omezení elevace levé paže nad horizontálou a z tohoto důvodu mohlo docházet během cvičení ke kompenzačnímu pohybu horní části levého *m. trapezius*. Došlo k velmi výraznému poklesu Tc i Dm, a proto byla u tohoto svalu velmi výrazně zhoršena LS.

Další výsledky se týkají důležitých parametrů Tc a Dm. Mezi probandy bylo zjištěno, že celkově Tc průměrně klesla o 3,38 ms, přičemž byly mezi probandy zaznamenány větší rozdíly. U probanda č. 1 však došlo ke zvýšení průměrné změny Tc.

Parametr T_c závisí na podílu rychlých a pomalých svalových vláken a vyjadřuje rychlost svalové kontrakce. T_c je považována jako indikátor produkce síly. Hodnota T_c klesne, jakmile se zvýší procento vláken typu II a zvýší se, pokud je procento vláken typu II nízké a vláken typu I vysoké (Rusu et al., 2013; Wilson et al., 2019).

Přírůstek D_m byl zaznamenán u všech probandů a její hodnota se průměrně zvýšila o 0,93 mm. Parametr D_m závisí na pružnosti svalové tkáně, hodnoty se zvyšují v případě vyvinutí výbušné síly s vysokou pohybovou amplitudou a snižují se při vysokém svalovém tonu (Rusu et al., 2013). Nižší hodnoty T_c a vyšší hodnoty D_m by mohly naznačovat snížení podílu pomalých svalových vláken, zvýšení podílu rychlých svalových vláken a zvýšení pružnosti svalové tkáně. Tento náznak potvrzuje, že mezi probandy poklesla T_d průměrně o 6,33 ms, což koreluje s vyšším podílem rychlých svalových vláken. Pouze u probanda č. 2 došlo oboustranně k velmi mírnému zvýšení průměrné změny T_d . Ovšem vzestup D_m by kromě snížení tuhosti svalu, mohl znamenat snížení tuhosti šlachy nebo únavu a mění se stárnutím (Pakosz, Jakubowska-Lukanova, Gnoiński, 2016).

Wilson et al. (2019) uvádí, že u sportovců s expozicí silového tréninku nastává snížení T_c i D_m kvůli většímu podílu rychlých svalových vláken a většímu množství kontraktálního materiálu. Zvýšená svalová ztuhlost přispívá ke zlepšení svalové funkce a výkonu. Dále autoři dokládají, že zvýšené D_m může být spojené s atrofií svalstva.

Studie Dahmane et al. (2004) však udává, že procentuální distribuce každého typu vlákna se může významně lišit mezi různými oblastmi svalu (povrchová a hluboká místa). Svalová vlákna 2a jsou rozprostřena rovnoměrně v celém průřezu svalu, avšak uspořádání svalových vláken typu 1 a 2b jsou závislé na hloubce svalu. Autoři studie dále potvrzují, že existuje silná korelace mezi T_c a histochemickým stanovením procenta pomalých svalových vláken v průřezu kosterního svalu.

Z výsledků našeho výzkumu je patrné, že u každého probanda došlo pouze u pravostranného svalstva ke zvýšení T_c průměrně o 1,24 ms a ze všech svalů došlo mezi probandy k nejvýraznějšímu nárůstu D_m u klavikulární části *m. deltoideus*, a to u 2 z 3 probandů. K výraznějšímu zvýšení D_m došlo u pravostranných svalů. Podle TMG bylo podle referenčních hodnot u probanda č. 2 a 3 pro pravou klavikulární část *m. deltoideus* jako oslabenou svalovou partii doporučeno silové cvičení.

Pro parametr Ts bylo zaznamenáno celkové průměrné snížení o 13,77 ms, přičemž pouze u pravostranných svalů každého probanda bylo vždy zaznamenáno snížení tohoto parametru. Vysoké hodnoty tohoto parametru znamenají větší míru odolnosti vůči únavě (Pakosz, Jakubowska-Lukanova, Gnoiński, 2016). Největší průměrná změna Ts byla mezi všemi probandy zaznamenána u akromiální části *m. deltoideus*, kdežto kontrastně u klavikulární části téhož svalu byla zaznamenána nejmenší průměrná změna Ts. S vysokou mírou neuromuskulární únavy jsou spjaty vyšší hodnoty parametru Tr (Pakosz, Jakubowska-Lukanova, Gnoiński, (2016). Snížení tohoto parametru bylo zaznamenáno pouze u probanda č. 3.

V rámci kineziologického vyšetření nebylo zjištěno mezi probandy č. 1 a 2 omezení pohybu v žádném z vyšetřovaných kloubů ani při vstupním vyšetření. Proband č. 3 zaznamenal mírné zlepšení rozsahu pohybu v levém rameni. Omezení rozsahu pohybu je u tohoto probanda však dlouhodobé a odvíjí se podle intenzity intermitentní bolesti ramen. Mezi probandy bylo nejčastěji zaznamenáno mírné zvýšení SS pro flexi, extenzi, abdukci a zevní rotaci v RK, což byly pohyby, které byly při pohybové intervenci prováděny pravidelně. U všech probandů bylo zaznamenáno zmírnění zkrácení bilaterálně pro *m. trapezius (pars descendens)*, což by mohlo korelovat s kladnými průměrnými změnami parametru Dm, jak bylo uvedeno výše. Ovšem pro klavikulární část *m. pectoralis major*, u kterého bylo zjištěno také zmírnění svalového zkrácení, nemáme objektivní data u všech probandů, pouze u probanda č. 1, kdy byl pro levou část zaznamenán naopak pokles Dm. Vyšetření svalového zkrácení dle Jandy je však do jisté míry subjektivní diagnostika a závisí na řadě faktorů od dodržení přesného postupu až po získanou zkušenost fyzioterapeuta.

Změna pohybového stereotypu se při jízdě na MIV mezi všemi probandy změnila minimálně. Jednalo se spíše o aktivní korekci správného držení těla. Zásadní změny v pohybovém stereotypu nelze očekávat ani z důvodu diagnózy, kdy výška léze zásadně rozhoduje o větší či menší stabilitě trupu. Probandi dodržovali charakteristický styl jízdy, který se vyvíjel dlouhá léta po úraze. Negativní vliv mohla mít také osobní nepřítomnost fyzioterapeuta a změna tréninkové strategie kvůli online přístupu.

Podle mého názoru by tyto výstupy mohly být fyzioterapeuty v jejich praxi využity k pravidelnému objektivnímu screeningu uživatelů MIV pro prevenci mechanického přetížení svalů z nadužívání, protože diagnostikovaná asymetrie může být známkou budoucích úrazů. Monitoring symetrie může být užitečný při hodnocení

efektivitu tréninku a predikce, kdy jsou schopni se vozíčkáři znovu vrátit k tréninku a kteří z nich jsou nejnáchylnější k poranění. Na základě opakovaného měření lze pomocí výsledných hodnot jednotlivých parametrů hodnotit tréninkové programy.

Limitace výzkumu

Celkový výzkum a jeho výsledky byly zásadně ovlivněny výskytem pandemie koronaviru, který způsobuje onemocnění COVID-19. Při výběru účastníků výzkumu byl snížen počet probandů z původního reálného předpokladu 10 na 3 probandy, protože většina z nich účast ve výzkumu odmítla z obavy před nákazou, jelikož osoby se spinálním poškozením patří do rizikové skupiny obyvatel.

Konkrétní organizační a metodické záležitosti mohly být provedeny efektivněji. Probandi mohli být rekrutováni z většího počtu specializovaných posiloven jako je Centrum Paraple, Paracentrum Fenix, intergrační centrum v Pardubicích a Českých Budějovicích. Pro nábor probandů bylo možné zvážit stanovení peněžní odměny za účast ve výzkumu. Protože jedním z úskalí výzkumu byla velká dojezdová vzdálenost některých probandů k měření na TMG, bylo by užitečné využít mobility TMG a měřit probandy přímo doma nebo ve specializovaných posilovnách.

Kvůli dlouhodobému uzavření vnitřních sportovišť byl změněn přístup k původnímu intervenčnímu plánu, ve kterém bylo záměrem cvičit ve specializovaných posilovnách, které jsou vybaveny pro cvičení vozíčkářů. Bylo nutné přesunout cvičení s probandy do online prostoru, kde posilovací stroje a nářadí nahradila posilovací guma. Přestože schéma cvičebních jednotek a jejich časové vymezení odpovídalo původnímu plánu, konkrétní posilovací cviky se změnily. Probandi byli zatěžováni v otevřených kinematických řetězcích. Omezené sportovní vybavení probandům neumožňovalo používat jiné pozice než sed na MIV. Lze tedy předpokládat, že výsledky probandů byly ovlivněny menší silovou náročností tréninku, a neosobní přítomností fyzioterapeuta.

Výsledky byly zpracovány pro malý vzorek probandů. Nebylo možné provádět ověřování hypotéz, protože by bylo nutné provést kvantitativní studii. Pokud je známo, nebyl proveden výzkum, ve kterém byl použit TMG k hodnocení kontraktálních vlastností ramenního svalstva u paraplegiků, proto bylo nutné pro konfrontaci zjištěných výsledků s jinými autory vyhledat studie provedené na zdravých probandech.

9 ZÁVĚR

Hlavním cílem této závěrečné práce bylo zjistit, jaký vliv má silový trénink na funkční svalové napětí svalstva v oblasti pletence ramenního u paraplegiků. Intervence autora práce (fyzioterapeuta) byla prováděna online formou v podobě domácího cvičení. Úloha fyzioterapeuta bylo na základě anamnézy, kineziologického vyšetření a diagnostiky TMG vyhodnotit získaná vstupní data a po odborných konzultacích sestavit tréninkový plán jednotlivě pro každého probanda na dvanáct týdnů dopředu. Po této době proběhlo znovu kineziologické vyšetření i diagnostika na TMG.

Ověření hypotéz nebylo možné provést kvůli malému výzkumnému vzorku probandů. Pro zpracování výsledku výzkumu byly použity základní statistické funkce. Výpočet statistické významnosti by neměl valný smysl, protože nejde o kvantitativní studii.

Z výsledků je možno usoudit, že se sice celková průměrná LS po intervenci zlepšila, avšak pouze u probanda č. 2 a 3. Nešlo o zlepšení ve všech měřených svalech, u některých svalů nastalo dokonce i výrazné zhoršení LS. U každého probanda bylo zaznamenáno zlepšení LS pro klavikulární části *m. deltoideus*. Mezi všemi probandy ale došlo vždy ke zlepšení FS pro pravý loket.

Pokud pomineme rozdělení pravé a levé strany těla, byla průměrná celková změna doby kontrakce (T_c) po intervenci pro celý výzkumný soubor zkrácena. Pokud bychom přepočítali výsledky vždy na jednotlivého probanda, pak průměrná hodnota změny T_c byla u probanda č. 2 a 3 také zkrácena, ale u probanda č. 1 mírně prodloužena. Ovšem při podrobnější analýze, bychom u probandů č. 2 a 3 pozorovali rozdíl mezi pravou a levou stranou ve svalovém řetězci zpevňující pletenec ramenní. Kladná změna hodnot změny T_c byla častější pro svalstvo pravé strany těla, záporná změna hodnot T_c se objevovala spíše u svalstva levé strany těla. U probanda č. 3 nebyl zaznamenán výraznější stranový rozdíl. U každého probanda byl zaznamenán vzestup hodnoty T_c u pravé spinální části *m. deltoideus* a pokles hodnoty T_c u levé spinální části *m. deltoideus* a *m. triceps brachii*, což by mohlo souviset s pravostrannou dominancí u všech probandů. Z pohledu rozdělení svalových vláken na pomalé a rychlé nelze dogmaticky určit zlepšení či zhoršení stavu, ale v našem případě je snížení T_c vzhledem i k referenčním hodnotám relativně spíše příznivý vývoj.

S pomínutím rozdělení pravé a levé strany byla celková průměrná hodnota změny maximální amplitudy svalové kontrakce (Dm) u všech probandů kladná a pro každého probanda zvlášť taktéž. Kromě jediného svalového páru byla pro všechny tyto měřené svalové páry průměrná změna Dm kladná. Je však nutné podotknout, že v případě hodnocení každého jednotlivého svalu s přihlédnutím stranových rozdílů byly změny parametru v menším počtu i záporné. U každého probanda došlo k poklesu hodnoty Dm pro levou spinální část *m. deltoideus* a levou transversální část *m. trapezius*, kdežto pro pravý *m. triceps brachii* a oboustranně pro klavikulární část *m. deltoideus* došlo k vzestupu hodnoty Dm. Vzhledem k referenčním hodnotám není příznivé, pokud dojde k přílišnému vzestupu nebo poklesu Dm.

Na základě výsledků všech výsledných parametrů je možné předpokládat, že především u probanda č. 3 s vlivem nastaveného intervenčního režimu mohlo dojít ke zvýšení podílu rychlých svalových vláken, eventuálně posílení a zlepšení pružnosti svalstva, kdežto u probanda č. 1 a částečně probanda č. 2 mohlo dojít k opačnému trendu, a to snížení podílu rychlých svalových vláken a snížení tonu, eventuálně k svalové atrofii nejvýrazněji u fixátorů lopatek a zadních pravostranných svalů (u probanda č. 2 vzhledem k referenčním hodnotám i k ochabnutí pravé klavikulární části *m. deltoideus*). Jedná se však pouze o hypotézy, pro jejichž ověření by bylo zapotřebí zvolit dostatečný počet probandů, zavést intervenční a kontrolní výzkumný soubor a ověřit tato zjištění další objektivní vědeckou metodou.

Pro celkový nedostatek objektivních dat nelze zatím s určitostí potvrdit, že tento pohybový trénink prováděný formou videopřenosu navržený za pomoci TMG přispívá nebo nepřispívá k příznivé či nepříznivé změně specifických svalových parametrů a že cílená intervence fyzioterapeuta může ovlivnit stranovou asymetrii svalů.

REFERENČNÍ SEZNAM

AMBLER, Zdeněk. 2011. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. Vyd. 7. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-707-3.

APPLE, David F., Jr. 2004. *Physical Fitness: A Guide for Individuals with Spinal Cord Injury*. Pennsylvania: Diane Publishing Co. ISBN 0-7881-3364-0.

BARBARA, Matthew T. Santa, Jacqueline M. SPANGENBERG a Monica E. RHO. 2019. Evaluation of Shoulder Health of Collegiate Wheelchair Basketball Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 51 (Supplement), 587-588 [cit. 2019-11-07]. DOI: 10.1249/01.mss.0000562267.22352.ca. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00005768-201906001-01776>

BARFIELD, JP., Laura NEWSOME, Emmanuel B. JOHN, David SALLEE, Chris FRAMES, Rahul SOANGRA a Laurie A. MALONE. 2016. A case report of shoulder fatigue imbalance in wheelchair rugby: implications to pain and injury. *Spinal Cord Series and Cases* [online]. 2(1) [cit. 2019-11-08]. DOI: 10.1038/scsandc.2016.2. ISSN 2058-6124. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/scsandc20162>

BUCKLEY, Matthew. 2015. Gaining Muscle Performance Insight with the Tensiomyography. *Freelap USA* [online]. Pleasanton [cit. 2021-03-25]. Dostupné z: <https://www.freelapusa.com/gaining-muscleperformance-insight-with-tensiomyography>

Centrum zdravotně postižených, jižních Čech, z. s. [online]. 1. CZP JČ [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: www.1czpjc.cz

Cvičení na doma: Tetraplegie. 2014 [online]. Praha: Spinální jednotka při Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN v Motole ve spolupráci s Českou asociací paraplegiků – CZEPA [cit. 2021-01-02]. Dostupné z: <https://www.fnmotol.cz/publikace/>

ČIHÁK, Radomír. 1997. *Anatomie 3*. Vyd. 1. Praha: Grada Publishing. ISBN 9788071691402.

ČIHÁK, Radomír. 2011. *Anatomie 1*. Vyd. 3. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.

Česká asociace paraplegiků. 2010 [online]. Praha: CZEPA. [cit. 2019-09-25]. Dostupné z: www.czepa.cz

DAHMANE, Raja, Srdjan DJORDJEVIČ, Bostjan ŠIMUNIČ a Vojko VALENČIČ. 2004. Spatial fiber type distribution in normal human muscle. *Journal of Biomechanics* [online]. **38**(12), 2451-2459 [cit. 2021-7-10]. ISSN 00219290. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.020](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.020)

DEHAIL, P., D. GAGNON, L. NOREAU a S. NADEAU. 2008. Assessment of agonist–antagonist shoulder torque ratios in individuals with paraplegia: a new interpretative approach. *Spinal Cord* [online]. **46**(8), 552-558 [cit. 2019-11-08]. DOI: 10.1038/sj.sc.3102173. ISSN 1362-4393. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/3102173>

DE PAULA SIMOLA, Rauno Á., Nico HARMS, Christian RAEDER, Michael KELLMANN, Tim MEYER, Mark PFEIFFER a Alexander FERRAUTI. 2015. Assessment of Neuromuscular Function After Different Strength Training Protocols Using Tensiomyography. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **29**(5), 1339-1348 [cit. 2020-05-26]. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000768. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00124278-201505000-00024>

DIAS, Pedro S., Joan S. FORT, Daniel A. MARINHO, Albano SANTOS a Mario C. MARQUES. 2010. Tensiomyography in Physical Rehabilitation of High Level Athletes. *The Open Sports Sciences Journal* [online]. **3**(1), 47-48 [cit. 2021-03-30]. ISSN 1875399X. Dostupné z: [doi:10.2174/1875399X010030100047](https://doi.org/10.2174/1875399X010030100047)

DITROILO, Massimiliano, Iain J. SMITH, Malcolm M. FAIRWEATHER a Angus M. HUNTER. 2013. Long-term stability of tensiomyography measured under different muscle conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **23**(3), 558-563 [cit. 2021-03-29]. ISSN 10506411. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jelekin.2013.01.014](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.01.014)

FALTÝNKOVÁ, Zdeňka, KŘÍŽ, Jiří a Alena KÁBRTOVÁ. 2004. *Cesta k nezávislosti po poškození míchy*. Praha: Svaz paraplegiků - Centrum Paraple. ISBN 80-239-5555-1

GARCÍA-GARCÍA, Oscar, Jose M. CANCELA-CARRAL a Fernando HUELIN-TRILLO. 2015. Neuromuscular Profile of Top-Level Women Kayakers Assessed

Through Tensiomyography. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **29**(3), 844-853 [cit. 2020-09-06]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000000702

GARCÍA-GARCÍA, Oscar, Alba CUBA-DORADO, Tania ÁLVAREZ-YATES, Javier CARBALLO-LÓPEZ a Mario IGLESIAS-CAAMAÑO. 2019. Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. *Open Access Journal of Sports Medicine* [online]. 10, 49-69 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.2147/OAJSM.S161485. ISSN 1179-1543. Dostupné z: <https://www.dovepress.com/clinical-utility-of-tensiomyography-for-muscle-function-analysis-in-at-peer-reviewed-article-OAJSM>

HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ. 2011. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-80-7013-516-7.

HLAVATÝ, Tibor. 2016. *Základy klinického výskumu*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5713-1.

HONZÁTKOVÁ Lenka et al. 2013. Posilování vozíčkářů. *Aplikované pohybové aktivity v teorii a praxi* [online]. 4(2), 14-20 [cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/10284949-Posilovani-vozickaru-jak-na-to-praxe-redaktor-martin-kucera.html>

HURD, Wendy J., Melissa M. MORROW, Kenton R. KAUFMAN a Kai-Nan AN. 2008. Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion Over Varied Terrain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **89**(10), 1996-2002 [cit. 2021-7-8]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2008.03.020

Integrační fitness club na Dukle v Pardubicích. 2019 [online]. IFC [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <http://www.ifclub.cz/>

JANDA, Vladimír et al. 2004. *Svalové funkční testy: kniha obsahuje 401 obrázků a 65 tabulek*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0722-8.

JEBAVÝ, Radim, Vladimír HOJKA a Aleš KAPLAN. 2014. *Rozcvičení ve sportu*. Praha: Grada. Fitness, síla, kondice. ISBN 978-80-247-4525-1.

KOLÁŘ, Pavel et al. 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRAČMAR, Bronislav et al. 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3379-4.

MAEDA, Noriaki et al. 2018. Symmetry tensiomyographic neuromuscular response after chronic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **26**(2), 411-417 [cit. 2021-03-29]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-017-4460-7

MARTÍN-RODRÍGUEZ, Saúl, Irineu LOTURCO, Angus M. HUNTER, David RODRÍGUEZ-RUIZ a Diego MUNGUÍA-IZQUIERDO. 2017. Reliability and Measurement Error of Tensiomyography to Assess Mechanical Muscle Function. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **31**(12), 3524-3536 [cit. 2020-07-20]. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002250. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://journals.lww.com/00124278-201712000-00032>

MORROW, Melissa M. B., Meegan G. VAN STRAATEN, Naveen S. MURTHY, Jonathan P. BRAMAN, Elia ZANELLA a Kristin D. ZHAO. 2014. Detailed Shoulder MRI Findings in Manual Wheelchair Users with Shoulder Pain. *Bio Med Research International* [online]. 2014, 1-7 [cit. 2019-10-17]. DOI: 10.1155/2014/769649. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2014/769649/>

MULROY, Sara J. et al. 2011. Strengthening and Optimal Movements for Painful Shoulders (STOMPS) in Chronic Spinal Cord Injury: A Randomized Controlled Trial including commentary by Paula M. Ludewig with author reply. *Physical Therapy* [online]. **91**(3), 305-329 [cit. 2019-10-08]. ISSN 00319023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20100182>.

NELSON, Arnold G. a Jouko KOKKONEN. 2015. *Strečink na anatomických základech*. Druhé, přepracované vydání. Přeložil Daniela STACKEOVÁ. Praha: Grada Publishing. Sport extra. ISBN 978-80-247-5485-7.

NEUBAUEROVÁ, Lenka, Miroslava JAVORSKÁ a Karel NEUBAUER. 2012. *Ucelená rehabilitace osob s postižením centrální nervové soustavy*. Vyd. 2., upr. Hradec Králové: Gaudeamus. ISBN 978-80-7435-174-7.

PAKOSZ, Paweł, Anna JAKUBOWSKA-LUKANOVA a Mariusz GNOIŃSKI. 2016. TMG as a prevention method of athletes muscles, ligaments and joints injuries. *Polish Journal of Sports Medicine* [online]. **32**(3), 189-200 [cit. 2021-03-31]. ISSN 1232-406X. Dostupné z: doi:10.5604/1232406X.1227534

RUSU, Ligia D., Germina GH. COSMA, Sorina M. CERNAIANU, Mihnea N. MARIN, Petre Florinel A. RUSU, Daniel P. CIOCĂNESCU a Florin N. NEFERU. 2013. Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **10**(1) [cit. 2020-05-31]. DOI: 10.1186/1743-0003-10-67. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-67>

SENIAM [online]. Enschede The Netherlands: Hermens [cit. 2020-10-09]. Dostupné z: www.seniam.org

Tensiomyografie TMG. 2010. *Compek medical services: dodavatel kompletní ordinace* [online]. Jičín: Compek medical services [cit. 2020-17-07]. Dostupné z: <http://www.compek.cz/tensiomyografie-tmg.htm>

Tensiomyography: Quantifying muscle function. 2017. *TMG-BMC: science for body evolution* [online]. Ljubljana: TMG-BMC [cit. 2020-18-07]. Dostupné z: <https://www.tensiomyography.net/czech>

THURMAN, Jan. 2005. Strength training. *Sports 'n Spokes Magazine* [online]. **31**(6), 55-56 [cit. 2019-04-29]. ISSN 01616706. Dostupné z: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=8&sid=c5cf3388-3744-4d99-b68b-c45a8c776787%40sessionmgr101>

TLAPÁK, Petr. 2018. *Posilování kloubní kondice: centračně-stabilizační cvičení*. Praha: ARSCI. ISBN 978-80-7420-053-3.

TROY, Karen L., Thayne A. MUNCE a Jessica A. LONGWORTH. 2015. An exercise trial targeting posterior shoulder strength in manual wheelchair users: pilot results and

lessons learned. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. **10**(5), 415-420 [cit. 2019-11-07]. DOI: 10.3109/17483107.2014.905644. ISSN 1748-3107. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17483107.2014.905644>

URBANC, Jure. 2015. *TMG-100 - Přístroj na měření svalů: uživatelská příručka*. Verze: 3.7. Ljubljana, 31 s. Interní materiál používaný na FTVS UK.

VÉLE, František. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Vyd. 1., Praha: Grada, ISBN 80-7169-256-5.

VÉLE, František. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., rozš. a přeprac. (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VYSKOTOVÁ, Jana a Rostislav ČICHONĚ. 2013. *Kompenzační pomůcky a přístroje v rehabilitaci* [online]. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě [cit. 2020-11-13]. ISBN 978-80-7464-421-4. Dostupné z: <https://adoc.pub/queue/kompenzani-pomcky-a-pistroje-v-rehabilitaci.html>

WALFORD, Shelby L., Philip S. REQUEJO, Sara J. MULROY a Richard R. NEPTUNE. 2019. Predictors of shoulder pain in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics* [online]. 65, 1-12 [cit. 2019-10-07]. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0268003318308131?token=9C7428B9EA522C78BED30E3AF28348D7A55AA3F8A29913C48B8719CB9EE639967D99CA7C34C9B7770F5CF0CA2AB9A91D>

WENDSCHE, Peter at al. 2009. *Poranění míchy: ucelená ošetrovatelsko-rehabilitační péče*. Vyd. 2., přeprac. a rozš. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně. ISBN 978-80-7013-504-4.

Wheelchair Skills Assessment and Training. c2021. *Physiopedia* [online]. UK: Physiopedia [cit. 2021-02-02]. Dostupné z: https://www.physiopedia.com/Wheelchair_Skills_Assessment_and_Training

WILBANKS, Susan R. and C. Scott BICKEL. 2016. Scapular Stabilization and Muscle Strength in Manual Wheelchair Users with Spinal Cord Injury and Subacromial

Impingement. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* [online]. **22**(1), 60-70 [cit. 2021-7-3]. ISSN 1082-0744. Dostupné z: doi:10.1310/sci2201-60

WILSON, Matthew T., Andrew M. F. RYAN, Scott R. VALLANCE, Alastair DIAS-DOUGAN, James H. DUGDALE, Angus M. HUNTER, D. Lee HAMILTON a Lewis J. MACGREGOR. 2019. Tensiomyography Derived Parameters Reflect Skeletal Muscle Architectural Adaptations Following 6-Weeks of Lower Body Resistance Training. *Frontiers in Physiology* [online]. **10** [cit. 2021-7-13]. DOI: 10.3389/fphys.2019.01493 ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2019.01493/full>

ZVÁRA, Karel. 2013. *Základy statistiky v prostředí R*. Praha: Karolinum. Biomedicínská statistika. ISBN 978-80-246-2245-3.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu (UK FTVS)

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Příloha č. 5 – Seznam grafů

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise UK FTVS

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: Vliv intervence fyzioterapeuta na svalové dysbalance ramen a pohybový stereotyp u uživatelů mechanického invalidního vozíku

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: září 2020 až červen 2021

Předkladatel: Bc. Josef Kluska

Hlavní řešitel: Bc. Josef Kluska

Místo výzkumu (pracoviště): Laboratoř katedry fyziologie a biochemie UK FTVS

Vedoucí práce (v případě studentské práce): PhDr. Rostislav Čichoň, Ph.D.

Popis projektu: V této diplomové práci budou sledováni probandi ve specializovaných posilovnách pro vozíčkáře. Tito cvičenci budou účastni přibližně tříměsíčního individuálního tréninkového cyklu, který bude navržen dle výsledků fyzioterapeutického vyšetření a speciálních laboratorních testů, které budou prováděny v laboratoři katedry fyziologie a biochemie FTVS UK. Cílem práce je pokusit se zjistit, do jaké míry může mít dvanáctidenní trénink pod odborným vedením fyzioterapeuta ve specializované posilovně pro uživatele mechanického invalidního vozíku vliv na funkční svalové napětí v oblasti pletence ramenního bilaterálně s využitím diagnostického přístroje tensiomyografu. V úvodu a během dvanáctidenního tréninkového období bude každý proband edukován o správném pohybovém stereotypu při jízdě na mechanickém invalidním vozíku. Dodržování tréninkového plánu bude sledováno. Autorem práce bude u každého probanda proveden vstupní a výstupní kineziologický rozbor, který potrvá asi 0,5 hodiny a podle přání se může konat v jiný den než laboratorní testování. Jedná se o intervenční komparativní pilotní studii. Sběr dat bude proveden laboratorními testy prostřednictvím tensiomyografie. Tensiomyograf slouží k diagnostice svalového napětí. Přístroj je vybavený speciálním snímačem. Ten se umísťuje na kůži nad vybranou svalovou skupinou, která je uměle stimulovaná elektrostimulátorem. Na základě čidla se měří jednotlivé posunutí a časově nezávislé charakteristiky. Předpokládáme, že časová náročnost těchto laboratorních testů bude asi 45 minut a každý účastník bude testován při zahájení a po ukončení tréninkového cyklu.

Charakteristika účastníků výzkumu: K účasti na této studii budou vybráni dobrovolníci vozíčkáři z řad návštěvníků specializovaných posiloven. Předpokládaný počet účastníků je asi 10 (5 probandů v jedné posilovně). Jejich minimální věk bude 18 let a vzhledem k malému počtu dobrovolných účastníků nebude určena horní věková hranice. Nelze však přijmout účastníky, kteří mají akutní onemocnění zejména infekční nebo se nacházejí ve fyzickém stavu, který jim neumožňuje absolvovat vyšetření a cvičení v posilovně a jsou mentálně postiženi či budou v rekonvalescenci po nemoci. Účastníci budou na základě kontraindikací vybíráni autorem této závěrečné práce, který má odborné předpoklady jako fyzioterapeut, popřípadě po poradě s lékařem. Vše bude konzultováno s vedoucím práce.

Zajištění bezpečnosti: Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost po celou dobu měření bude zajištěna vyškolenými pracovníky obou laboratoří. Na bezpečnost při individuálním tréninku každého probanda bude dohlížet zodpovědný pracovník daného zařízení a fyzioterapeut (řešitel), který bude provádět svoji intervenci. Pro minimalizaci možnosti pádu během vyšetření, testování a cvičení je každý účastník pod dohledem vyškolené osoby pracoviště nebo fyzioterapeuta (řešitele). Před každým jednotlivým cvičením bude zařazena cvičební jednotka pro zahřátí a protažení svalů, což minimalizuje případné zranění. Jedná se o neinvazivní metodu.

Etické aspekty výzkumu: Cvičení vozíčkářů v integračních a specializovaných posilovnách je velice přínosné pro udržení či zlepšení jejich fyzické, ale i psychické kondice, pro udržení sociálního kontaktu a zařazení mezi běžné návštěvníky posiloven. Vzhledem k výskytu velmi závažných poranění vozíčkářů je přítomnost fyzioterapeuta velice důležitá jako prvek zlepšování kvality pohybu a dosažení co nejtrvalejší udržitelnosti pohybového rozvoje těchto cvičících osob.

Střet zájmů: Pracovní právní vztah studenta k Centru Paraple, o. p. s. nepochybně objektivnost výsledků získaných v rámci řešení DP. Klinické pracoviště není zainteresováno na výsledcích DP a jen umožňuje jeho realizaci v klinickém prostředí. Tzn., z hlediska střetu zájmu neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu tohoto výzkumu. U ostatních organizací, kde je výzkum prováděn, nejsem v pracovní právním (ani rodinném) vztahu.

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. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, pohlaví, věk, datum narození, telefonní číslo, e-mailová adresa, údaje o zdravotním stavu, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel. Uvědomuji si, 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 jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Požizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: V průběhu výzkumu mohou být pořizovány fotografie či videa, nebudou však pořizovány audio nahrávky.

Fotografie: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním nebo rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Budou bezpečně uschovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Videa: V rámci výzkumu bude pořizován videozáznam. K videozáznamům budu mít přístup já a vedoucí práce. Neanonymizované videozáznamy budou před smazáním bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčené místnosti a bezprostředně po ukončení výzkumu budou smazány. Videozáznam nebude nikdy publikován. Při pořizování videí budu dbát na to, aby na videa nebyly natáčeny osoby, které nejsou součástí výzkumu.

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: 14. 9. 2020

Podpis předkladatele:

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

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: 016/2020

dne: 14. 9. 2020

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala rozporů 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
Etická komise UK FTVS

.....
podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu (UK FTVS)

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci *diplomové práce*, s názvem *Vliv intervence fyzioterapeuta na svalové dysbalance ramen a pohybový stereotyp u uživatelů mechanického invalidního vozíku prováděné na UK FTVS v laboratoři katedry fyziologie a biochemie, José Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veleslavín*

1. Projekt bude probíhat v období: září 2020 až červen 2021.
2. Projekt není financován.
3. Cílem práce je pokusit se zjistit, do jaké míry může mít dvanáctitýdenní trénink pod odborným vedením fyzioterapeuta ve specializované posilovně pro uživatele mechanického invalidního vozíku vliv na funkční svalové napětí v oblasti pletence ramenního bilaterálně s využitím diagnostického přístroje tensiomyografu.
4. Způsob zásahu bude neinvazivní. Budete se účastnit výzkumu, který se zabývá prospěšností posilovacího tréninku u vozíčkářů se zaměřením na problémy v oblasti ramen. Každý cvičenec bude mít svůj individuální tréninkový plán - který bude vybrán autorem projektu jakožto fyzioterapeutem po konzultaci s profesionálními fyzioterapeuty a odbornými trenéry, zabývající se touto problematikou a kontrolu fyzioterapeuta. Každý cvičenec absolvuje fyzioterapeutické vyšetření, testování na tensiomyografu před a po absolvování přibližně tříměsíčního individuálního tréninkového programu. V úvodu a během dvanáctitýdenního tréninkového období bude každý proband edukován o správném pohybovém stereotypu při jízdě na mechanickém invalidním vozíku. Dodržování tréninkového plánu bude sledováno. Tensiomyograf slouží k diagnostice svalového napětí. Přístroj je vybaven speciálním snímačem. Ten se umísťuje na kůži nad vybranou svalovou skupinou, která je uměle stimulovaná elektrostimulátorem. Na základě čidla se měří jednotlivé posunutí a časově nezávislé charakteristiky.
5. Časová náročnost projektu: celková doba sledování bude přibližně tři měsíce; vyšetření a testování účastníků bude probíhat dvakrát, a to při zahájení intervence a po jejím ukončení, kineziologický rozbor bude trvat asi 0,5 h, přičemž laboratorní testy, které budou trvat asi 45 minut, se dle přání účastníka mohou konat v jiný den; frekvence a délka cvičební jednotky bude individuální dle zdravotního stavu každého probanda.
6. Projektu se mohou účastnit pouze dospělí mentálně zdraví vozíčkáři, kteří jsou schopni cvičit v posilovně. Nelze však přijmout účastníky, kteří budou mít akutní onemocnění zejména infekční nebo se nacházejí ve fyzickém stavu, který jim neumožňuje absolvovat vyšetření a cvičení v posilovně a jsou mentálně postiženi či budou v rekonvalescenci po nemoci.
7. Bezpečnost po celou dobu měření bude zajištěná vyškolenými pracovníky obou laboratoří. Na bezpečnost při individuálním tréninku každého probanda bude dohlížet zodpovědný pracovník daného zařízení a fyzioterapeut (řešitel), který bude provádět svoji intervenci. Pro minimalizaci možnosti pádu během vyšetření, testování a cvičení je každý účastník pod dohledem vyškolené osoby pracoviště nebo fyzioterapeuta (řešitele). Před každým jednotlivým cvičením bude zařazena cvičební jednotka pro zahřátí a protažení svalů, což minimalizuje případné zranění. Jedná se o neinvazivní metodu.
8. Rizika budou minimalizována dohledem při cvičení. Použité metody budou bezbolestné, veškeré nepohodlí bude ihned řešeno s dohlížející osobou (nesprávný sed, úchopy, technika cvičení, nastavení cvičebních strojů apod.).

9. Rizika výzkumného projektu nebudou vyšší než běžně očekávána rizika v rámci tohoto typu výzkumu.
10. Přínosem tohoto výzkumného projektu je přispění ke zjištění, do jaké míry může zvýšit intervence fyzioterapeuta prospěch z posilovacího tréninku vozíčkářů. Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená. Odměna za Vaši účast v projektu bude obdržení výsledků fyzické kondice v danou dobu a absolvování posilovacího tréninku pod vedením fyzioterapeuta.
11. S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na e-mailové adrese: josef.kluska@seznam.cz

Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, pohlaví, věk a datum narození, telefonní číslo, e-mailová adresa, údaje o zdravotním stavu, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, 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 jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: V průběhu výzkumu mohou být pořizovány fotografie či videa, nebudou však pořizovány audio nahrávky.

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

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Josef Kluska

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Josef Kluska Podpis:

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

Místo, datum:

Jméno a příjmení účastníka:Podpis:

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Obrázek č. 1 – Schéma zapojení TMG (Tensiomyography: Quantifying muscle function, 2017).....	36
Obrázek č. 2 – TMG křivka s parametry (Tensiomyography: Quantifying muscle function, 2017).....	37
Obrázek č. 3 – Hlavní součásti přístroje TMG-100 (Buckley, 2015).....	38
Obrázek č. 4 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 1 (vstupní) (vlastní zdroj).....	58
Obrázek č. 5 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 1 (výstupní) (vlastní zdroj).....	59
Obrázek č. 6 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 2 (vstupní) (vlastní zdroj).....	73
Obrázek č. 7 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 2 (výstupní) (vlastní zdroj).....	74
Obrázek č. 8 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 3 (vstupní) (vlastní zdroj).....	88
Obrázek č. 9 – Kompenzační doporučení svalové dysbalance probanda č. 3 (výstupní) (vlastní zdroj).....	89

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Tabulka č. 1 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (vstupní) - vlastní zdroj	53
Tabulka č. 2 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (výstupní) - vlastní zdroj	53
Tabulka č. 3 – Základní statistické zpracování parametrů probanda č. 1 - vlastní zdroj	54
Tabulka č. 4 – Vstupní a výstupní vyšetření omezení rozsahu pohybu v kloubech HKK metodou SFTR (proband č. 1) - vlastní zdroj	62
Tabulka č. 5 – Vstupní a výstupní svalový test dle Jandy (proband č. 1) - vlastní zdroj	63
Tabulka č. 6 – Vstupní a výstupní vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (proband č. 1) - vlastní zdroj	63
Tabulka č. 7 – Vyšetření hypermobility dle Jandy (proband č. 1) - vlastní zdroj	64
Tabulka č. 8 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (vstupní) - vlastní zdroj	68
Tabulka č. 9 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (výstupní) - vlastní zdroj	68
Tabulka č. 10 – Základní statistické zpracování parametrů probanda č. 2 - vlastní zdroj	69
Tabulka č. 11 – Vstupní a výstupní vyšetření omezení rozsahu pohybu v kloubech HKK metodou SFTR (proband č. 2) - vlastní zdroj	77
Tabulka č. 12 – Vstupní a výstupní svalový test dle Jandy (proband č. 2) - vlastní zdroj	78
Tabulka č. 13 – Vstupní a výstupní vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (proband č. 2) - vlastní zdroj	78
Tabulka č. 14 – Vyšetření hypermobility dle Jandy (proband č. 2) - vlastní zdroj	79
Tabulka č. 15 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (vstupní) - vlastní zdroj	83
Tabulka č. 16 – Laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (výstupní) - vlastní zdroj ..	83
Tabulka č. 17 – Základní statistické zpracování parametrů probanda č. 3 - vlastní zdroj	84
Tabulka č. 18 – Vstupní a výstupní vyšetření omezení rozsahu pohybu v kloubech HKK metodou SFTR (proband č. 3) - vlastní zdroj	92
Tabulka č. 19 – Vstupní a výstupní svalový test dle Jandy (proband č. 3) - vlastní zdroj	93
Tabulka č. 20 – Vstupní a výstupní vyšetření svalového zkrácení dle Jandy (proband č. 3) - vlastní zdroj	94
Tabulka č. 21 – Vyšetření hypermobility dle Jandy (proband č. 3) - vlastní zdroj	94
Tabulka č. 22 – Celkový souhrn průměrných výsledků všech probandů - vlastní zdroj	97

Příloha č. 5 – Seznam grafů

Graf č. 1 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (vstupní) - vlastní zdroj	55
Graf č. 2 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 1 (výstupní) - vlastní zdroj	56
Graf č. 3 – Laterální symetrie m. trapezius (pars transversa) probanda č. 1 (vstupní) - vlastní zdroj.....	57
Graf č. 4 – Laterální symetrie m. trapezius (pars transversa) probanda č. 1 (výstupní) - vlastní zdroj.....	57
Graf č. 5 – Parametr Tc probanda č. 1 (vstupní) - vlastní zdroj	60
Graf č. 6 – Parametr Tc probanda č. 1 (výstupní) - vlastní zdroj	60
Graf č. 7 – Parametr Dm probanda č. 1 (vstupní) - vlastní zdroj.....	61
Graf č. 8 – Parametr Dm probanda č. 1 (výstupní) - vlastní zdroj.....	61
Graf č. 9 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (vstupní) - vlastní zdroj	70
Graf č. 10 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 2 (výstupní) - vlastní zdroj.....	71
Graf č. 11 – Laterální symetrie m. triceps brachii probanda č. 2 (vstupní) - vlastní zdroj	72
Graf č. 12 – Laterální symetrie m. triceps brachii probanda č. 2 (výstupní) - vlastní zdroj	72
Graf č. 13 – Parametr Tc probanda č. 2 (vstupní) - vlastní zdroj	75
Graf č. 14 – Parametr Tc probanda č. 2 (výstupní) - vlastní zdroj	75
Graf č. 15 – Parametr Dm probanda č. 2 (vstupní) - vlastní zdroj.....	76
Graf č. 16 – Parametr Dm probanda č. 2 (výstupní) - vlastní zdroj.....	76
Graf č. 17 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (vstupní) - vlastní zdroj	85
Graf č. 18 – Radarový graf laterální a funkční symetrie probanda č. 3 (výstupní) - vlastní zdroj.....	86
Graf č. 19 – Laterální symetrie m. trapezius (pars descendens) probanda č. 3 (vstupní) - vlastní zdroj.....	87
Graf č. 20 – Laterální symetrie m. trapezius (pars descendens) probanda č. 3 (výstupní) - vlastní zdroj	87

Graf č. 21 – Parametr Tc probanda č. 3 (vstupní) - vlastní zdroj	90
Graf č. 22 – Parametr Tc probanda č. 3 (výstupní) - vlastní zdroj	90
Graf č. 23 – Parametr Dm probanda č. 3 (vstupní) - vlastní zdroj.....	91
Graf č. 24 – Parametr Dm probanda č. 3 (výstupní) - vlastní zdroj.....	91