

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Jan Pihera

**Volní aktivace svalů v distálním směru dle
Vojtova principu a její vliv na výkon horní
končetiny**

Diplomová práce

Praha 2022

Autor práce: **Bc. Jan Pihera**

Vedoucí práce: **Mgr. Jakub Katolický**

Oponent práce: **PhDr. Marcela Šafářová Ph.D.**

Datum obhajoby: **2022**

Bibliografický záznam

PIHERA, Jan. Volní aktivace svalů v distálním směru dle Vojtova principu a její vliv na výkon horní končetiny. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2022. 67 s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Jakub Katolický.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zaměřuje na zkoumání účinků cvičebního protokolu, vystaveného na principu volní svalové aktivace v distálním směru, na výkon horní končetiny. Teoretická část stanovuje teoretický základ nutný k zasazení přístupu do fylogenetického, anatomického i kineziologického kontextu. V práci je vypracován pohled na motorický mechanismus, který je obsažen v naší neuromotorické soustavě a v moderní fyzioterapii je přesto velmi málo zohledňován. Hlavním cílem studie bylo zhodnotit vliv cvičebního protokolu, vystaveného na principu distální aktivace svalů, na výkon horní končetiny.

Metodika: Do výzkumu bylo zařazeno celkem 20 pacientů, kteří splňovali podmínky pro vstup do studie, přičemž pouze 17 z nich (průměrný věk 24,6; SD ± 1,6) dokončilo celý program, a proto byly hodnoceny výsledky pouze těchto probandů. Ti byli náhodně rozděleni do dvou skupin v poměru 1:1. Skupina A plnila po dobu jednoho týdne na denní bázi zadání ve formě pěti minutového cvičebního protokolu vystaveného na mechanismu distálního tahu svalů, skupině B byl předložen identický cvičební plán s opačným směrem povelů. V rámci měření byla testována maximální síla stisku pomocí ručního dynamometru. Silová vytrvalost pak byla testována měřením výdrže ve statických pozicích cviků s vlastní vahou. Jednalo se o výdrž v horní pozici přitahu, výdrž ve spodní pozici vzporu ležmo a výdrž v pasivním visu. Cílem bylo určit, zda má pohybový vstup založený na bázi informací zmíněných v práci potenciál k pozitivnímu ovlivnění výkonu horní končetiny, a jestli je tento potenciál přímým důsledkem směru, ve kterém je vedena svalová aktivace. Toto bylo možné zhodnotit vytvořením kontrolní skupiny s opačným směrem totožných povelů.

Výsledky: V testovací skupině A jsme po týdenním pohybovém vstupu pozorovali statisticky významné změny výkonu v testech maximální síly stisku, výdrže v horní pozici přitahu, výdrže v dolní pozici vzporu ležmo i pasivním visu. V porovnání s kontrolní skupinou byla ovšem změna výkonu statisticky významná pouze u testu výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo.

Závěr: Na základě našich výsledků byl potvrzen statisticky významný efekt protokolu na výkon horní končetiny u všech provedených testů. V porovnání s kontrolní

skupinou se potvrdil předpoklad většího efektu u skupiny A, ale statisticky relevantní rozdíl zlepšení mezi skupinami byl potvrzen pouze u výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo. Tím byla naše hypotéza potvrzena pouze částečně, ale z důvodu velikosti vzorku není možné data hodnotit pouze statistickou perspektivou.

Klíčová slova

Vojtův princip, postura, svalová synergie, motorický program, výkon horní končetiny

Bibliographical record

PIHERA, Jan. Conscious muscle activation in distal direction based on Vojta's principle and its effect on the power of the upper extremity. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2022. 67 p. Supervisor of the master's theses Mgr. Jakub Katolický.

Abstract

This diploma thesis focuses on examining the effects of an exercise protocol on upper limb performance. Exercise protocol was based on the principle of voluntary muscle activation in the distal direction. The theoretical part sets out the theoretical basis necessary to place the approach in the phylogenetic, anatomical and kinesiological context. The study develops a view of the motor mechanism contained in our neuromotor system and is nevertheless very little taken into account in modern physiotherapy. The main aim of the study was to determine the relevance of the effect, in terms of upper limb performance, in the short-term application of an exercise protocol based on the mechanism of voluntary muscle activation in the distal direction.

Methods: A total of 20 patients who met the study requirements were enrolled in the study, with only 17 of them (mean age 24.6; SD \pm 1.6) completing the entire program and therefore the results of only these probands were evaluated. They were randomly divided into two groups in a 1: 1 ratio. Group A performed assignments in the form of a five-minute exercise protocol based on the mechanism of distal muscle activation on a daily basis, and an identical exercise plan with the opposite direction of commands was presented to group B. As part of the measured factors the maximum compression force was tested using a hand-held dynamometer. Strength endurance was then tested by measuring endurance in the static positions of bodyweight exercises. The aim was to determine whether motor input on the basis presented in the study has the potential to positively affect upper limb performance and whether this potential is a

direct consequence of the direction in which muscle activation is conducted which was the reason of a control group with commands executed in opposite directions.

Results Conclusion: Based on our results, we confirmed that the exercise protocol had a statistically significant effect on upper limb performance. Compared to the control group the assumption of a greater effect was confirmed in group A but the statistically relevant difference in improvement between the groups was confirmed only in the endurance test of holding the lower position of the push-up. Thus our hypothesis was only partially confirmed but due to the size of the sample it is not possible to evaluate the data only from a statistical perspective.

Keywords

Vojta's principle, posture, muscle synergy, motor program, upper extremity performance

Prohlášení

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

V Praze 16. 6. 2022

Bc. Jan Pihera

Poděkování

V první řadě bych chtěl poděkovat všem probandům, kteří se studie ochotně zúčastnili. Pak bych rád poděkoval vedoucímu práce Mgr. Jakobovi Katolickému, že mi vyšel vstříc při volbě tématu a následně i při všech hodnotných konzultacích. V neposlední řadě pak chci poděkovat rodině za to, že mi umožnila se na cestu, na jejímž konci se vynořila tato diplomová práce, vůbec vydat.

Obsah

1	TEORETICKÁ ČÁST	9
1.1	Fylogeneze horní končetiny	9
1.2	Anatomie horní končetiny	10
1.2.1	Funkční anatomie ramenního pletence	11
1.2.2	Funkční anatomie paže	12
1.2.3	Funkční anatomie předloktí	13
1.2.4	Funkční anatomie ruky	13
1.3	Kineziologie horní končetiny z pohledu Vojtova principu.....	15
1.3.1	Ramenní pletenec v reflexní lokomoci	15
1.3.2	Ramenní kloub v reflexní lokomoci	16
1.3.3	Loketní kloub a akrum v reflexní lokomoci.....	17
1.4	Řízení motoriky	17
1.4.1	Motorické teorie	17
1.4.2	Řídící systémy motoriky.....	20
1.5	Posturální zajištění skrze volní distální svalovou aktivaci.....	24
1.5.1	Vzpřimovací program.....	25
1.5.2	Stabilita	25
1.5.3	Opora.....	26
1.5.4	Záměr.....	27
1.5.5	Distální tah k opoře	27
2	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	29
2.1	Hlavní cíl práce.....	29
2.2	Dílčí cíle	29
2.3	Hypotézy.....	29
3	METODIKA PRÁCE.....	30
3.1	Popis sledovaného souboru	30
3.1.1	Výběr probandů.....	31
3.1.2	Rozdělení a randomizace probandů	31
3.2	Vyhodnocení dat a statistická analýza	31
3.3	Testovací metody	32
3.3.1	Měření maximální síly stisku ruky	32
3.3.2	Maximální výdrž v horní pozici přitahu	32
3.3.3	Maximální výdrž ve spodní pozici vzporu ležmo	33
3.3.4	Pasivní vis	34
3.3.5	Průběh měření	34
3.4	Obsah povelů používaných v terapii.....	35

3.5	Cvičební protokol	37
4	VÝSLEDKY.....	40
4.1	Charakteristika skupin	40
4.2	Výsledky měření	41
4.2.1	Měření č. 1	41
4.2.2	Měření č.2	42
4.2.3	Měření č.3	43
4.3	Změny měřených hodnot po intervenci.....	44
4.3.1	Výstupní data z měření č.1 a č.2.....	44
4.3.2	Změny ve skupině A.....	45
4.3.3	Změny ve skupině B.....	46
4.4	Porovnání zlepšení skupiny A a skupiny B	47
4.4.1	Porovnání změn v testu síly stisku.....	47
4.4.2	Porovnání změn v testu výdrže v horní pozici přitahu	48
4.4.3	Porovnání změn testu výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo.....	50
4.4.4	Porovnání změn testu výdrže v pasivním visu.....	51
4.5	Vyhodnocení hypotéz	53
5	DISKUZE	54
5.1	Diskuze teoretické části.....	54
5.2	Diskuze nad výsledky této práce	56
5.3	Diskuze nad otázkami plynoucími z této práce a další směřování	58
5.4	Diskuze k osobním zkušenostem autora	59
	ZÁVĚR.....	60
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	61
	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ.....	64
	SEZNAM TABULEK	65
	SEZNAM PŘÍLOH	66
	PŘÍLOHY	67

SEZNAM ZKRATEK

m. = musculus

mm. = muscoli

lig. = ligamentum

ligg. = ligamenta

art. = articulatio

artt. = articulationes

CNS = centrální nervový systém

ÚVOD

Tato práce se zabývá volní aktivací svalů v distálním směru dle Vojtova principu. Jedná se o pokus přiblížit pohybovou perspektivu vycházející z práce profesora Vojty a nastínit její praktické využití skrze praktickou aplikaci cvičebního protokolu.

Tato práce se v teoretické části věnuje, mimo zasazení horní končetiny do kontextu vývoje a strukturálních predispozic, základním kamenům motoriky tak, jak nám je připravil sám nervový systém v podobě motorických obsahů reflexní lokomoce. Právě tyto dílčí motorické vzory nás provádí motorickou ontogenezí až k svobodné a volné sociální lokomoci. Vojtova metoda umí tyto motorické projevy vytáhnout zpět na světlo světa pomocí přesně definovaného aferentního vstupu. Princip volní svalové aktivace v distálním směru se pokouší tyto svalové synergie obnovit skrze vlastní vědomou aktivitu.

Důvod výběru tohoto tématu vychází zejména z autorovi vlastní zkušenosti s představovaným přístupem, který ho už dva roky provází na jeho osobní i profesní cestě. Koncept distálního tahu svalů k bodům opory je fascinující a znovu staví do perspektivy význam Pražské rehabilitační školy a vliv, který měli její zakladatelé na náš současný způsob smýšlení o pohybu. Při srovnání pohledu zahraničních autorů na témata řízení motoriky, fyziologie pohybu nebo vývoje pohybového systému, si každý velmi rychle uvědomí, jak odlišná je mentalita fyzioterapeutů ovlivněná vývojově-funkčním nahlížením na pohybový systém.

Cílem této práce (mimo ověření objektivizovatelného vlivu cvičebního protokolu na horní končetinu) je přednést jinou možnost uvažování nad způsobem vytváření vlastního pohybu. Přimět k zamyšlení nad způsobem vedení pohybu, který nás na začátku života postavil na nohy. Kdy jsme všichni hledali dostatečně pevnou oporu, abychom udělali další krok, a který se přes veškerou snahu nedařilo udělat. V době, kdy náš záměr byl tak silný, že nám napřimoval páteř a činil tak až do té doby, dokud nás nevzpřímil mezi dospělé.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Fylogeneze horní končetiny

Končetiny se začaly vyvíjet již před 405-345 miliony let u našich ve vodě žijících předků. Už tam se formovala rozdílnost předních a zadních končetin a to zejména v oblasti pletenců. Přední končetiny byly s osovým aparátem spojeny ve spodní oblasti lebky, přechod z vodního prostředí na suchou zem však byl stimulem, který si vyžádal kaudalizaci celého spojení. Tato přestavba je dodnes odhalitelná při bližším zkoumání architektury pletence, který je k trupu převážně fixován svalovým závěsem. Proměna skeletu a ostatních částí pohybového aparátu samozřejmě nebyla omezena pouze na oblast pletenců. Jednalo se o globální přestavbu, která odpovídala požadavkům nového prostředí. Hlavními změnami prošla struktura žeber potažmo pak i konfigurace hrudníku, rovněž lebka nabrala jiné struktury a se změnou páteře pak prošla generální proměnou většina orgánových soustav. (Dylevský, 2014).

Proces, který se při zpětném hodnocení dá označit jako proces hominizace, začal odhadem 25 miliónů let zpět. V tu dobu se ve fylogenezi horní končetiny objevil komplexní sled změn, který umožnil projevení se typických znaků moderního člověka. Sled změn, který z lidoopa udělal *Homo sapiens sapiens*. Nadčeleď homonoidea je skupina značně nehomogenní a oproti ostatním zástupcům se zde u člověka objevuje velká řada odlišností. Z těch zákonitě vyplývají i rozdílné strategie směrem k lokomočním pohybům. (Kračmar, Chrástková, Bačáková, 2016)

Nejstarší funkcí pletence horní končetiny je funkce lokomoční. Ta se u hominoidních kvadrupedálních předků spoléhala na pohyby addukčně a vnitřně rotační v uzavřeném kinematickém řetězci. Následná vertikalizace vedla k morfologické reakci v podobě změn páteře, žeber a svalového závěsu lopatky. Tam se projeví zejména posunem úponů skapulohumerálních svalů. (Dylevský 2014; Michalíček, Vacek, 2014)

Další etapou vývoje horní končetiny bylo uzpůsobení se pohybu nad zemským povrchem, antigravitační funkce v arboreálním provedení – tedy při pohybu po stromech. Reakcí na takovou změnu pohybového režimu byla redukce svalů specializovaných na kvadrupedální způsob lokomoce a jejich remodelace odpovídající požadavkům nových pohybových nároků, kdy se např. původní m. pectoralis diferencioval v m. supraspinatus a m. infraspinatus. Tím se usnadnilo naplnění potřeby

většího rozsahu elevace nad horizontální úroveň, které ještě podpořil distální přesun úponu m. deltoideus, kterým byla usnadněna manipulace pažní kosti nad horizontálou. (Michalíček, Vacek, 2014)

S rostoucí potřebou úchopové funkce ruky docházelo k vzniku mechanismů, které umožňovaly použití horní končetiny ve větší úhlové variabilitě. To vedlo k mediálnější orientaci hlavice humeru, stejně jako přeměnou původního m latissimus dorsi na funkční jednotku rotátorové manžety, která zajišťovala dynamickou stabilitu pohybů do vnější a vnitřní rotace. (Michalíček, Vacek, 2014; Dylevský, 2009).

Jak postupovala změna potřeb ruky, postupovaly tak i morfologické změny hlavně patrné ve tvaru a dorzolaterálním umístění lopatky. Původní lokomoční funkce pletence se stává druhotnou oproti manipulační a úchopové, ale nejedná se o její vymizení. Ke správnému průběhu motorické ontogeneze je lokomoční funkce horní končetiny klíčovým prvkem. (Vystrčilová, Kračmar, Novotný, 2006; Michalíček, Vacek, 2014).

Horní končetina má za sebou velmi dynamický vývoj, jenž se projevil výraznou morfologickou složitostí, která umožňuje naplňování všech pohybových požadavků, jimž je horní končetina vystavována. Lokomoční funkce horní končetiny je její původní funkcí a pro efektivní pohyb člověka je nutné snoubit ji s mladšími značně specializovanými funkcemi jemné manipulace. (Michalíček, Vacek, 2014)

1.2 Anatomie horní končetiny

Relativní nedostatek omezení kostěnými strukturami má vyústí v to, že má ramenní pletenec v porovnání s jinými klouby v lidském těle největší rozsah pohybu. To se odráží v možnosti výběru mnoha funkčních poloh ruky. Horní končetina je charakteristická svým rozsahem pohybu, schopností uchopovat a jemně manipulovat s předměty. Pro uplatnění těchto vlastností efektivním způsobem je zapotřebí koordinované spolupráce napříč segmenty horní končetiny směrem k vytyčenému výsledku. Tato efektivnost horní končetiny je z velké části odvislá od schopnosti nastavit horní končetinu do optimálního postavení pro zadanou úlohu skrze pohyby v thorakoskopulárním spojení, glenohumerálním kloubu, loketním kloubu, radioulnárním skloubení a kloubech zápěstí. Horní končetinu lze rozdělit na čtyři jednotlivé úrovně: ramenní pletenec, paže, předloktí a ruka. (Veeger a van der Helm, 2007; Kapandji, 2007; Véle, 2006)

1.2.1 Funkční anatomie ramenního pletence

Pasivními komponentami ramenního pletence jsou lopatka s klíční kostí. Aktivními komponentami jsou pak svaly pletence. Tahová zátěž je dominantně přenášena do sternoklavikulárního skloubení. Napětí kloubního pouzdra je významným zdrojem nervových signálů, které upravují zapojení m. trapezius a m. pectoralis minor, pro zajištění stability klíční kosti a celého pletence. Tlaková zátěž je dominantně směřována přes fossu glenoidalis a lopatku na žebra skrze vazivový systém. Oba mechanismy přenosu nebo zajištění sil jsou reakcí na hlavní téma horní končetiny, tedy prolínání velké mobility s potřebou stability. (Dylevský, 2009)

Primární mobilita pletence je určena pohyby klíční kosti, která se sama pohybuje při jakémkoliv pohybu horní končetiny a jako distanční kost vymezuje vzdálenost hrudní kosti od horní končetiny. (Kapandji, 2007)

Sekundární mobilita je dána především specifickými vlastnostmi ramenního kloubu, které jsou vždy ovlivněny nároky a schopnostmi systému zabezpečit jeho stabilitu. Ta je v systému pletence zajišťována pohybem lopatky vůči hrudníku, který umožňuje efektivnější postavení kloubní jamky. Právě svalovina skapulothorakální je zodpovědná za poskytnutí dostatečné stability i mobility systému ramenního pletence. (Dylevský, 2009; Lunden, 2010, Faria et al., 2009)

Jamka ramenního kloubu se pohybuje po obvodu kruhu s rádiem určeným délkou klíční kosti. Mediální okraj lopatky se pohybuje po křivce s výrazně kratším poloměrem než laterální okraj. Z toho vyplývá, že vzájemná pozice lopatky a klíční kosti je stanovena volností pohybu v akromioklavikulárním skloubení, potažmo je jejich vzájemná pohyblivost omezena tuhostí tohoto skloubení. Mimo samotný kloub omezuje vzájemný pohyb také lig. coracoclaviculare. Aktivním stabilizačním faktorem pasivní struktury by se dal nazvat negativní tlak v kloubním pouzdra, který pomáhá udržovat hlavici humeru v jamce. (Dylevský, 2009; Hurov, 2009)

Lopatka se pohybuje buď posuvným nebo otáčivým způsobem. K dispozici jsou jí elevace, deprese, abdukce, addukce, protrakce, retrakce, anteverze a retroverze. Tyto pohybové možnosti jsou závislé mimo sternoklavikulárního a akromioklavikulárního skloubení na svalech ramenního pletence. (Véle, 2006)

Torakoskapulární spojení je funkční spojení pletence s trupem na jeho dorzální straně pomocí řídkého vaziva. To vyplňuje prostor mezi svaly lopatky na ventrální

straně a umožňuje tak klouzavý pohyb po hrudníku. Pohybovou i stabilizační složku torakoskapulárního spojení zajišťují svaly pletence. (Dylevský, 2009)

Do pohybů ramenního pletence zasahují svaly mnoha funkcí i původu. Lze je rozdělit dle jejich místního původu, ze kterého s ramenním pletencem komunikují. Z oblasti zad to jsou m. trapezius, m. rhomboideus major et minor, z oblasti krku m. levator scapule, z hrudní oblasti m. pectoralis minor, m. subclavius a m. serratus anterior. (Kapandji, 2007)

1.2.2 Funkční anatomie paže

Paže je nejdelším a nerobustnějším úsekem horní končetiny. S lopatkou je humerus spojen kulovitým volným kloubem. Zakřivení hlavice ovšem neodpovídá zakřivení koule, protože zakřivení ve frontální rovině je menší, než v rovině transverzální. Osa procházející středem hlavice svírá s osou diafýzy úhel 135° a osa hlavice je zakloněna o $15-20^\circ$ do retroverze. Významnou anatomickou strukturou je z mnoha důvodů sulcus intertubercularis, který má interindividuálně velkou variabilitu. Sklon vnitřní hrany žlábků se pohybuje mezi $30-90^\circ$ a proměnlivá je i jeho hloubka. Při kombinaci mělkého žlábků s malým zaúhlením vnitřní hrany vzniká větší riziko luxace šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii. (Dylevský, 2009)

Stabilitu ramenního kloubu pomáhají udržet ligg. glenohumeralia a lig. coracohumerale, přesto je hlavní složkou zajišťující stabilitu svalová aktivita. Bez ní je ramenní kloub silně náchylný k luxacím. Jamka lopatky je sice na okraji zesílena labrem glenoidale, ale ani tento kloubní lem, který je nejmohutnější ve ventrální části, nezvětšuje kontaktní plochu na více než třetinu plochy hlavice. (Kapandji, 2007)

Jedním z klinicky nejvýznamnějších faktorů, který má vypovídající hodnotu pro stav horní končetiny, je elevace paže. Ta probíhá kombinací pohybů v glenohumerálním skloubení a pak horizontalizací jamky skrze rotaci lopatky. Průběh tohoto pohybu a časování jednotlivých jeho komponent se označuje jako skapulohumerální rytmus a je předmětem dlouhodobé diskuze. Za současnou normu se považuje rozdělení pohybu v poměru 2:1 ve prospěch glenohumerálního kloubu. Na 90° abdukce paže tak připadá 60° v ramenním kloubu a 30° rotace lopatky. Pravidlem je u patologie dřívější rotace lopatky. (Kolář, 2009)

Svaly zajišťující pohyb a stabilitu v ramenním kloubu přicházející z trupu jsou m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. Svaly přicházející z pletence jsou m. deltoideus, m. teres major et minor, m. supraspinatus, m. infraspinatus a m.

subscapularis. Svaly paže ovlivňující zároveň i pohyb v ramenním kloubu jsou m. coracobrachialis, m. biceps brachii a m. triceps brachii. Z hlediska stability má dominantní roli m. supraspinatus, který fixuje hlavici do kloubní jamky. Obsáhlejší mechanismus stability vznikl srůstem šlach svalů m. teres minor, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. supraspinatus s kloubním pouzdem. Skrze toto spojení byla zmíněná čtveřice svalů zavzata do funkční jednotky zvané rotátorová manžeta, která má klíčovou funkci v zajištění ramenního kloubu v jamce. (Dylevský, 2009; Kapandji, 2007)

1.2.3 Funkční anatomie předloktí

Na distálním konci je pažní kost spojena s předloketními kostmi radiem a ulnou. Spojení je konfigurací složeným kloubem se třemi vzájemnými komunikacemi. Kladkovým kloubem mezi humerem a ulnou, kulovým kloubem mezi humerem a radiem a kolovým kloubem mezi kostmi antebrachia. Radius a ulna jsou spolu spojeny interosseální membránou a vytváří ještě jedno skloubení v distální části, které spolu s kompozicí loketního kloubu umožňuje předloktí pronaci a supinaci skrze vzájemný rotační pohyb. Ten je usnadněn specializovaným vazem lig. anulare radii. (Kapandji, 2007)

Ulna představuje v architektuře předloktí pevnou strukturu navazující na paži díky objemnému skloubení s humerem přes zobákovitý loketní výběžek. V distální části je naopak velmi subtilní a s kostmi zápěstí komunikuje pouze přes chrupavčitý diskus. (Dylevský, 2009)

Radius je pohyblivá struktura předloktí a ve své proximální části je s humerem spojen přes útlou hlavici. Pro volný pohyb okolo ulny při pronaci a supinaci je osa krčku odkloněna od střední části radia o přibližně 15°. Právě stavba uzpůsobená k dostatečné hybnosti je hlavním důvodem velké náchylnosti ke zraněním s typickým průběhem např. Collesova zlomenina. Distálně je naopak radius mohutnější z dvojice předloketních kostí a zajišťuje spojení s rukou přes art. radiocarpea. (Dylevský, 2009)

Pohyby v loketním kloubu jsou flexe, extenze, pronace a supinace. Svaly zodpovědné za tyto pohyby v loketním kloubu jsou v případě flexe m. biceps brachii, m. brachialis a m. brachioradialis. V případě extenze jde o m. triceps brachii a m. anconeus. Supinace je výsledkem aktivity m. supinator, mm. extensores carpi radiales. Pronace je pak pod správou m. pronator teres, m. pronator quadratus s pomocí mm. extensores carpi radiales, které se zapojují v obou pohybech. (Kapandji, 2007)

1.2.4 Funkční anatomie ruky

Ruka je distální zakončení horní končetiny, jehož použití je velmi variabilní-od lokomoce přes úchop či úder až po jemnou manipulaci. Pro plnění všech úloh, kterých se akrum musí zhostit je jeho členění vskutku bohaté. Skelet ruky je tvořen osmi zápěstními kostmi, pěti záprstními kostmi a čtrnácti články prstů. (Véle, 2006)

Spojení mezi předloktím a strukturami ruky zajišťuje art. radiocarpalis. Jde o složený kloub jehož se účastní distální konec radia tvořící jamku spolu s discus articularis, který komunikuje s distálním koncem ulny. Tento discus je ve většině případů příliš měkký k vytvoření skutečně pevné části skloubení podílející se na přenosu sil. Proto je odhadem 80% tlakového zatížení z ruky přenášeno přes radius. (Dylevský, 2009)

Střední kloub zápěstí je složený kloub mezi oběma řadami zápěstních kloubů. Plochy skloubení jsou určeny tvarem styčných ploch karpálních kostí, což vzhledem k jejich prostorovému uspořádání vytváří tvar kloubu v podobě písmene S. (Kapandji, 2007)

Artt. carpometacarpales nemají funkčně většího významu s výjimkou art. carpometacarpalis pollicis. Jedná se o specifický sedlový kloub mezi os trapezium a bází prvního metacarpu. Jde o nejpohyblivější skloubení ruky. Artt. metacarpophalangeales tvoří objemné hlavice záprstních kostí a jamky proximálních článků prstů. Jejich konkavita je rozšířena chrupavčítým lemem, fibrocartilago palmaris, a klouby samotné jsou zesíleny ligg. collateralia. Artt. interphalangeales jsou kladkové klouby s krátkými kloubními pouzdry. (Dylevský, 2009)

Flexe a extenze ruky probíhá mezi radiem, os lunatum a os capitatum, kdy je při flexi patrná rotace karpálních kostí volárně a při extenzi ruky je tomu obráceně. Radiální a ulnární dukce probíhá na úrovni kostěných struktur tak, že při radiální dukci se proximální řada karpů posouvá ulárně a distální řada radiálně. Při ulární dukci je pohyb opačný. Pronace je pohyb, při kterém je radius uložen křížem přes ulnu, supinace je pak návrat do paralelního postavení obou kostí. (Dylevský, 2009)

V daných pohybech figurují zejména dlouhé svaly ruky tedy: m. flexor carpi radialis et ulnaris, m. palmaris longus, m. extensor carpi radialis longus et brevis a m. extensor carpi ulnaris. Svou důležitou roli v pohybech ruky ovšem hrají i dlouhé svaly prstů v podobě m. flexor digitorum superficialis, m. flexor digitorum profundus, m. extensor digitorum, m. extensor indicis a m. extensor digiti minimi. Atitudu ruky ve formě abdukce nebo addukce metakarpů pak nastavují krátké svaly prstů mm.

lumbricales I.-IV., mm. interossei dorsales I.-IV. a mm. interossei palmares I.-III.. (Kapandji, 2007, Véle, 2006)

1.3 Kineziologie horní končetiny z pohledu Vojtova principu

„Spojení svalů do jednoduchých smyček nebo složitějších svalových řetězců integruje jejich funkci. Je proto potřeba při analýze pohybu vycházet jednak z jednotlivých svalů, které působí přímo na segment dle svalového testu, ale také ze svalových řetězců, které ovlivňují zároveň více segmentů při pohybu, do kterého je sledovaný sval začleněn. Z toho vyplývá, že není vhodné hodnotit funkci pouze jednoho svalu a v terapii se nezaměřovat na posilování jednotlivých svalů jako samostatných elementů. Je potřeba brát na zřetel funkci svalových řetězců, které dávají pohybu jeho konečný účelový průběh.“ (Véle, 2006, s. 313).

Práce s distálním směrem svalové aktivity vychází z funkčního pojetí kineziologie, která bere v potaz kromě funkce odvozené z jejich anatomické konfigurace i možnost změny svalové funkce při změně pohybového scénáře. Tuto rozdílnost svalového zapojení nazývá svalovou diferenciací a klíčovým v jeho pohledu bylo místo bodu opory, tedy punctum fixum, ke kterému je pohyb vztahován. Při svalové aktivaci směrem distálně se osový orgán stává mobilním tělesem, které se pohybuje k existujícímu nebo budoucímu pevnému bodu. Svaly získávají svým distálním směrem působení k punctum fixum lokomoční funkci, kdy současně zastávají úlohu držení těla, tak i pohybu vpřed. Svalové působení distálním směrem se nevyskytuje v žádné pohybové patologii a je předpokladem pro zdravý motorický vývoj. (Vojta, 2010)

Skrze kineziologický obsah opěrné funkce horní končetiny se můžeme orientovat ve svalových souhrách, které se při tímto způsobem vedeném lokomočním pohybu vyskytují.

1.3.1 Ramenní pletenec v reflexní lokomoci

V ramenním kloubu čelistní strany se odehrává celý otáčecí mechanismus reflexního plazení, který je veden přes lopatku směrem k punctum fixum, které se nachází na lokti. Humerus zde plní funkci opěrné páky, přes kterou má být přenesena váha. K zajištění tak labilního postavení je nutná synergistická aktivita mimo vzor agonisticko-antagonistické funkce. Dorzálně uložené svaly pohybují trup distálním směrem k opěrnému bodu. Distální aktivitou mm. rhomboidei major et minor spolu s m.

trapezius dochází v celé délce hrudní páteře k tahu za trnové výběžky obratlů, což vede k jejich rotaci a reflexnímu oslovení autochtonní muskulatury, čímž je spuštěn mimovolní proces intersegmentálního napřímení páteře. Zejména pars ascendens m. trapezius mají spolu s m. latissimus dorsi a m. serratus posterior inferior v tomto režimu své aktivace výraznou extenční funkci ve spodní části hrudní páteře. (Vojta, 2010)

Za předpokladu zajištěné lopatky jako punctum fixum se mění funkce m. serratus anterior. Hrudník je silně roztahován v laterální rovině a stává se z něj corpus mobile zavěšené na mediální hraně lopatky. Kaudální část m. serratus anterior přidává k pohybu hrudníku vůči lopatce kraniální vektor a připojuje hrudník k lokomočnímu pohybu směrem k punctum fixum. Aktivace m. serratus anterior směrem k lopatce vyvolává silnou tendenci k rotaci hrudníku směrem k punctum fixum. Tomu je zabráněno dorzálními rotátory trupu popsány výše u kterých je tímto vlivem m. serratus anterior zesílen extenční vliv na páteř. Tento synergistický vztah mezi m. serratus anterior a m. trapezius potvrdil Faria (2009) při EMG studii zaměřené na stabilitu ramenního kloubu při elevaci paže nad horizontálu. (Čumpelík, 2007; Vojta, 2010)

Při fixované lopatce se m. subscapularis dostává do situace, kdy jeho úpon i začátek jsou fixované. Právě v tento moment vstupuje do hry Vojtou popsaná antigravitační funkce, kdy vektor kontrakce směřuje kolmo k průběhu svalových vláken, tedy v tomto případě proti gravitaci. Dalším antigravitátorem je m. pectoralis major, který má podobně jak m. serratus anterior tendenci při fixovaném humeru rotovat hrudník. To znovu potencuje aktivitu dorzálních rotátorů trupu, s nimiž v synergii asymetricky iniciují aktivitu autochtonní muskulatury. To umožní působení m. pectoralis major pře páku humeru tak, že laterálně a kraniálně posouvá hrudník směrem k bodu opory. (Vojta, 2010)

1.3.2 Ramenní kloub v reflexní lokomoci

Svaly, které extendují paži se při distálním tahu svalů stávají lokomočními motory trupu. Patří sem m. latissimus dorsi, m. deltoideus, caput longum m. tricipitis brachii a mm. teres major et minor. Funkce některých svalů je v distálním směru působení nepřímá a při pouhém anatomickém uvažování v podstatě neodůvodnitelná. V případě m. deltoideus pars acromialis je totiž při distálním bodu opory jeho funkce na vzpřímení trupu nepřímá a to tím způsobem, že jeho aktivace (spolu s m. coracobrachialis a caput breve m. bicipitis brachii) táhne distálním směrem acromion a vyvolává tak protažení dorzálně uložených svalů skrze zvedání angulus inferior scapule.

(Vojta, 2010)

Dlouhá hlava m. triceps brachii táhne při distálním bodu opory fossu glenoidalis ventrálně, laterálně a kraniálně, stejně jako dlouhá hlava m. biceps brachii. Přesné opoziční uložení začátků obou svalů na lopatce je ideální pro řízení klouzavého pohybu jamky po kloubní hlavici. Oba svaly se podílejí jak na přenesení váhy směrem nad bod opory v laterálním směru, tak na generování dopředného pohybu, ale z této dvojice je dominantnějším dopředným generátorem biceps, za kterým je lopatka tažena vpřed.

U dvojice m. coracobrachialis a m. biceps brachii caput breve se k jejich dopřednému vektoru působení přes processus coracoideus objevuje stejně jako u m. deltoideus nepřímý napřimovací vliv, kdy jejich aktivita nadzvedává angulus inferior scapulae a tím potencují dorzální muskulaturu trupu. (Vojta, 2010)

1.3.3 Loketní kloub a akrum v reflexní lokomoci

Flexory lokte m. brachialis a m. brachioradialis při distálním tahu přitahují proximální konec humeru a nepřímo tím zvedají hrudník. Synergistickou funkci v roli flexoru lokte plní m. biceps brachii. Akrum se pak dostává do radiální dukce a dorzální flexe skrze aktivitu m. extensor carpi radialis longus a brevis. Tím je facilitována kontrakce m. extensor carpi ulnaris, m. extensor digitorum a m. extensor pollicis longus et brevis. Mm. interossei dorsales spolu s m. abductor pollicis longus pak nastaví abdukcí metakarpů a zpevní celou oblast pro vyvážené synergistické zapojení flexorů prstů. (Vojta, 2010)

1.4 Řízení motoriky

1.4.1 Motorické teorie

Řízení motoriky je pravděpodobně tím nejvýznamnějším a nejsložitějším úkolem mozku. Často situace vyžaduje současně koordinovanou jemnou motoriku rukou, lokomoční funkci dolních končetin, přesné zpracování vizuálních informací, interakci a manipulaci s předmětem a zároveň vyhodnocení předpokládaného pohybu ve vnějším prostředí, na který je nutné vytvořit optimální motorickou odpověď. K tomu náš mozek musí integrovat senzorycké informace o stavu našeho vlastního těla a průběhu současného motorického zadání, aby mohl naplánovat požadovanou motorickou odpověď v rámci situačního zadání (např. odehrání úderu v tenise). To vyžaduje prediktivní plánování výsledků pohybů, jak na úrovni ideového zadání, tak na biomechanické úrovni těla. Neuroanatomie řízení motoriky zahrnuje velké množství

kortikálních a subkortikálních oblastí v mozku. Po desetiletí se teorie řízení pohybu nedokázaly dohodnout na shodném názoru, jak tyto různé regiony v součinnosti koordinují tělo v rámci motorického zadání. (Haar, 2020)

Motorické řízení v sobě kombinuje dva klíčové koncepty. Jedním je vysoká komplexnost a vzájemná provázanost vzhledem k vysoké kvalitě dosažitelných motorických výstupů. Druhým je pak naopak automatizace a zjednodušení vlastního procesu exekuce. To se projevuje zejména tak, že uživatel motorického systému si je samotného motorického řízení vědom jen velmi zřídka. Právě subjektivně vnímaná snadnost dosahování požadovaných motorických výstupů vede k tendenci podceňovat složitost procesu, který je zodpovědný za jejich dosažení. (Rabischong, 2014)

Předkládané a diskutované teorie motorické kontroly se snaží, většinou na základě pozorování, vyvodit závěry, které poskytují principiální strukturu k porozumění a interpretaci projevů nervového systému. (O'Sullivan a Schmitz, 2007)

Zakladatel reflexní teorie, Charles Sherrington, přednesl perspektivu, ve které byl pohyb výsledkem reflexů a jejich kombinací. To se ukázalo jako teorie vskutku nedokonalá, neboť neposkytovala vysvětlení pohybové variability ani volní aktivity. Opačnou stranu spektra zaujala Jacksonova hierarchická teorie, která předkládala kontrolu motorického řízení dle úrovní, ale pouze ve směru shora dolů. Ze spojení obou pohledů vzešla dnešní flexibilní hierarchická teorie, která vliv reflexů zařazuje pod správu nižších center, která jsou inhibována vyššími úrovněmi řízení. Zároveň uvažuje vzájemnou provázanost úrovní a obousměrné ovlivňování. Nejvyšším stupněm jsou chápány kortikální struktury, střední stupeň představuje senzimotorický kortex, bazální ganglia, mozkový kmen a mozeček a nejnižší úrovní je spinální mícha. (Shumway-Cook a Woollacott, 2007)

Dle Bernsteina je motorická kontrola výsledkem syntézy mnoha interaktivních systémů, které společně nachází řešení pro zadaný cíl. Uvažoval vnitřní i vnější faktory, které se svou účastí ovlivňovaly konečnou podobu řešení. Z toho vyplynulo, že ze stejného impulsu z vyšších řídicích center může vyjít různá odpověď a obráceně. Z různého centrálního pokynu může vzejít stejná odpověď. Bernstein přednesl problematiku stupňů volnosti a způsoby, kterými je systém může redukovat. To je hlavní náplň koordinace, tedy nacházení efektivního způsobu, jak docházet pohybových řešení různým způsobem redukce stupňů volnosti. Z úspěšných řešení pak vzniká repertoár svalových synergií. (Loeb, 2021; Shumway-Cook a Woollacott, 2007)

Tuto teorii na základě analýzy funkčních zobrazovacích metod podpořili Ting a McKay (2007). Závěrem jejich šetření byl motorický model, který využívá svalových synergií jako základních kamenů motorické odpovědi. Ty jsou pak dle konkrétního úkolu upravovány, ale minimálně v časově omezeném scénáři reakce je motorický výstup omezen na základní repertoár svalových synergií. (Ting a McKay, 2007)

Funkční svalové synergie lze považovat za jednotlivé výstupy senzomotorického systému, který nedokáže řídit každé svalové vlákno a sval přímo, protože mozková kůra podléhá limitům procesní kapacity. Pro každý motorický úkol není možné mít připravené řešení, protože je motorických úkolů příliš mnoho. (Latash et al., 2008)

Ting a McKay (2007) uvažovali o vrozeném genetickém charakteru některých svalových synergií vzhledem k posturálním reakcím vyskytujícím se v období čtyřech až pěti měsíců. Uvažovali o uložených motorických kódech uložených na úrovni míchy nebo mozkového kmene, ale vzhledem k interindividuální variabilitě svalových synergií zhodnotili adaptivní proces jako pravděpodobnější mechanismus vzniku řečených posturálních reakcí. (Ting a McKay, 2007)

Teorie proveditelnosti (Feasibility theory) představená Cohnem et al. (2018) předkládá "spektra proveditelnosti". Jedná se o koncept výpočtu spektra motorického výstupu, ve kterém je možné vykonat požadované zadání. Teorie vychází z konceptu svalových synergií, ale představuje výpočetní rámec, který vede ke konečnému množství výsledků možné svalové koordinace, tedy "spektra proveditelnosti", pro konkrétní motorické zadání. Tento výsledek, v podobě soboru možných motorických variant, byl v získán skrze multivektorový model prstu, který opakovaně plnil stanovené zadání s rozdílnou distribucí aktivity mezi sedm simulovaných svalů za stále zvyšující se intenzity. Tím bylo dosaženo konečného množství variant motorického výstupu, který byl schopný zadání splnit. Maximální statickou sílu systému pak dokázala vyprodukovat pouze jedna konkrétní svalová koordinace. Představený systém argumentuje své výhody zejména konečností měřitelného výsledku se souběžným zahrnutím variability motorického výstupu. Dalším pozitivem studie je potenciální možnost zpětného hodnocení optimalizace ve vztahu ke "spektrům proveditelnosti". Jde o praktický přístup, který umožňuje charakterizovat všechna validní provedení konkrétního motorického zadání. (Cohn et al., 2018)

Motorické teorie zatím nadále zůstávají pouze nástroje k interpretaci a uchopování jednotlivých konceptů, ale ke komplexnímu pojetí funkce nervového

motorického řízení vede ještě dlouhá cesta. Pohyb není pouze výsledkem motorického programu ani reflexní odpovědi na prostředí, ale je výstupem zohledňující interakci jedince, pohybového zadání a prostředí. Jde vždy o výsledek percepčních, kognitivních i výkonných schopností celého systému. (Shumway-Cook a Woollacott, 2007)

1.4.2 Řídící systémy motoriky

Motorický systém má z hlediska řízení tři části. Aferentní okruh, který funguje jako zpětnovazebný kanál, eferentní okruh, se svaly jako výkonnými jednotkami a centrální nervový systém, který na základě jednoho okruhu rozhoduje o činnosti druhého. (Dylevský, 2009)

Aferentní systém interaguje přímým i nepřímým způsobem s mozkovým kmenem, mozečkem, subkortikálními i kortikálními strukturami. Senzorický vstup v konečném důsledku ovlivňuje motorický systém při volbě pohybového vzorce. Jeho funkcí není pouze přinesení exteroceptivních a interoceptivních informací, ale i účast na řízení motorického výstupu. (Patel, Jankovic a Hallett, 2014)

Účelně orientovaný pohyb je na jedné straně výsledkem působení mechanických sil a odporu pohybového aparátu, ale na druhé straně se jedná o finální výsledek celého procesu řízení CNS za dosažením konkrétního cíle. (Véle, 2007)

Před dosažením kortexu jsou již aferentní informace z kůže zakomponovány do několika úrovní eferentního okruhu motorického systému, od míšní úrovně, přes mozkový kmen až po thalamus. (Hok a Hlustik, 2020)

Spinální úroveň

Míšní úroveň vstupuje do řízení motoriky v podobě reciproční inervace ovládající svalovou koordinaci na bázi agonisticko-antagonistické funkce, a míšními reflexy. Ty jsou spouštěny díky exteroceptivním a propioceptivním informacím. V případě taktilních vstupů jde o extenzorové a flexorové reflexy, v případě propiocepce jde o nastavení gama systému v podobě principu záporné zpětné vazby, který inhibuje alfa-motoneurony. Tato úroveň je inhibována dokonalejším řízením pohybu z vyšších úrovní CNS nebo pomocí konečné společné dráhy, kde se uplatní všechny vlivy způsobující kontrakci svalu prostřednictvím alfa motoneuronů (Dylevský, 2009).

Mozkový kmen

V mozkovém kmeni jsou obsažena důležitá jádra pro posturální kontrolu a lokomoci. Mozkový kmen je zásoben aferentací ze somatosenzorických a vestibulárních jader. Na základě těchto informací se v mozkovém kmeni vytváří podklady pro tvorbu složitějších pohybových vzorů, které jsou použity ve spolupráci s korovými strukturami. Mají zde začátek všechny motorické dráhy vyjma kortikospinální dráhy a dochází zde k zásahu do řízení rovnováhy skrze tractus vestibulospinalis a tractus rubrospinalis. Zároveň se jedná o propojení míšní úrovně s vyššími rovinami CNS. (Véle, 2007; Shumway-Cook a Woollacott, 2007)

Retikulární formace

Retikulární formace je pás neuronů obsahující soubor jader, který pokračuje z prodloužené míchy do Varolova mostu a do mezimozku. Tento složitý komplex je sídlem řady životně důležitých funkcí. Retikulární formace je systém, který lze rozdělit dle jeho směřování, na systém vzestupný a sestupný. Retikulární formace plní svou funkci pod vlivem senzorycké aference. Shromažďuje všechny aferentní vstupy ze smyslových receptorů a svým působením pak ovlivňuje úroveň excitability v míše. Dále působí na zpracování informací v mozkovém kmeni, a intenzitu emocí v limbickém systému. Úroveň bdělosti a kontrola pohybu v neokortexu je také odvislá od funkce retikulární formace. Svůj vliv na motoriku uplatňuje skrze sestupný systém na činnost alfa a gama motoneuronů. Ovlivňuje tím volní i mimovolní motoriku a má facilitační vliv. Inhibiční vliv retikulární formace se uplatňuje přes vzestupné dráhy a následnou činnost mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry, na tonus extenzorů. (Dylevský, 2009; Véle, 2007)

Bazální ganglia

Skupina propojených jader uložená v kortexu složená z neostriata, globus pallidus, claustrum, nucleus subthalamicus a substantia nigra. Bazální ganglia mají koordinační úlohu při syntéze reflexní a úmyslné hybnosti. Neurony bazálních ganglií moduluji signály z motorické kůry směrem k motoneuronům stejně jako aktivitu z míchy a retikulární formace ve směru mozkové kůry. Bazální ganglia zabezpečují převod plánu pohybu do pohybového programu. V rámci své zpětnovazebné funkce integruje informace o stavu efektorů a korové podněty a zpětně nastavuje korové a spinální oblasti na optimální úroveň aktivace (Dylevský, 2009; Petrovický, 2008)

Ačkoli bazální ganglia nejsou přímo zásobena senzoryckými informacemi, jejich nepřímým zpracováním výrazně ovlivňují pohyb. Různé modely funkce bazálních ganglií naznačují, že mají dvě hlavní role při vytváření a udržování pohybů: koaktivace agonisticko-antagonistických skupin k udržení rovnováhy a sekvenční aktivaci agonistických a poté antagonistických svalů při provádění rychlých pohybů. Navíc umožňují bazální ganglia specifické pohyby, během kterých selektivně inhibují konkurenční motorické programy. Ty tak nemohou zasahovat do zamýšleného volního pohybu. Jedna z přijímaných funkcí bazálních ganglií je tedy regulace senzoryckých vstupů na různých úrovních CNS. (Patel, Jankovic a Hallett, 2014)

Mozeček

Cerebellum je struktura CNS, která se účastní všech základních složek řízení motoriky od regulace svalového tonu přes udržování vzpřímené polohy těla až po koordinaci volní hybnosti. Komunikuje se senzitivními i motorickými oblastmi mozkové kůry a je zásoben informacemi z bazálních ganglií i statokinetického čidla. Je také výrazně zásoben přímými propioceptivními a exteroceptivními informacemi. Jeho funkce je funkcí komparátoru optimální varianty vůči současnému stavu. To vede k jeho vstupu do motoriky v podobě korekcí probíhajícího pohybu. Upravuje probíhající motorický program a současně získané informace o diskrepanci posílá do motorického kortexu a subkortikálních center, pro možnou optimalizaci pohybových programů. (Dylevský, 2009; Patel, Jankovic a Hallett, 2014)

Funkční členění cerebella:

Vestibulární mozeček-pracuje zejména s informacemi ze statokinetického čidla, které získává skrze tractus vestibulocerebellaris a jeho funkcí je udržování vzpřímené pozice. Jeho poruchy se projevují jako poruchy rovnováhy.

Spinální mozeček-je zásoben informacemi z propioceptorů, exteroceptorů a interoceptorů a analyzuje změny spojené se změnou svalového napětí. Na okruhy propioceptorů má spinální mozeček inhibiční vliv, to se dotýká zvláště antigravitačních svalů. Jeho hlavní funkcí je regulace svalového tonu.

Cerebrální mozeček přijímá signály zejména z primárních motorických oblastí motorického kortexu. Také vyhodnocuje signály přicházející z retikulární formace a nesou informace z ineroceptorů a kožních exteroceptorů. Na základě těchto informací pak zajišťuje cerebrální mozeček pohybovou koordinaci. (Latash, 2008; Dylevský, 2009; Věle, 2007)

Motorické struktury thalamu

Hlavní funkcí thalamického komplexu je integrace signálů z míchy, mozkového kmene, mozečku, bazálních ganglií, zrakové a sluchové dráhy. Po integraci těchto impulzů je úloha thalamu jejich převod do mozkové kůry.

Podstatná jádra thalamu lze funkčně rozdělit na:

Nespecifická jádra-získávají informace z retikulární formace a jejich eferentní vlákna vedou informace do frontálního, parietálního laloku a bazálních ganglií. Jsou součástí aktivačního systému retikulární formace.

Specifická senzorická jádra-vedou proprioceptivní informace a signály z kožních, slizničních, zrakových a sluchových receptorů do korových oblastí dle jejich funkčního dělení.

Motorická jádra-jsou zapojená do okruhu bazálních ganglií, komunikují s mozečkem a tím se účastní regulace pohybu. (Dylevský, 2009; Petrovický, 2008)

Kortikální řízení pohybu

Motorický kortex je spojován s vyššími řídicími a integračními funkcemi, do kterých je zahrnuto vnímání, zpracování senzorických informací, schopnost vědomého rozhodování a také kontrola volního pohybu. (Latash, 2008).

Největší zastoupení v aferentním zásobení mají thalamická jádra, frontální a temporální lalok pak přijímá informace z amygdaly a do všech korových oblastí směřují vlákna z klaustra. Z nucleus basalis přichází cholinergní vlákna, z mediální části substantia nigra pak vlákna dopaminergní. Serotonergní vlákna z jader retikulární formace končí zejména v senzitivních korových oblastech. Noradrenergní vlákna z locus coeruleus směřují do motorické a somatosenzitivní oblasti, kde ovlivňují senzomotorickou integraci. Eferentní vlákna excitačního charakteru vycházejí

z neokortexu a zásobují bazální ganglia, mozkový jmen, míchu a thalamus. Jednotlivé struktury jsou zásobovány z určených korových oblastí. (Latash, 2008; Dylevský, 2009)

Primární motorická oblast je zdrojem svalové kontrakce při volním pohybu. Prostorová konfigurace neuronů respektuje somatotopické uspořádání. Skupiny neuronů dále vytvářejí jádra, která mají pod správou konkrétní svalové jednotky. Ty jsou pak součástí jednotlivých polí, která odpovídají koordinačním funkcím a vzájemně se překrývají. Aferentně je zásobena hlavně z nuclei ventrales thalami a eferentní vlákna směřují do míchy v podobě tractus corticospinalis. Jde o přímý jedno neuronový systém řízení míšní motoriky. (Dylevský, 2009)

Vedle toho vychází z motorického kortexu ještě systém extrakortikospinální, jinak známy jako extrapyramidový. Ten vstupuje do retikulární formace, nucleus ruber a tekta. Tím je určena i stavba systému, tedy tractus corticoreticularis, corticorubralis a corticotectalis. První řečený pokračuje jako tractus reticulospinalis a ovlivňuje míšní motoneurony a gama systém. Tractus corticorubralis stimuluje motoneurony flexorů a inhibuje motoneurony extenzorů. Kortikotektální dráha reguluje motoriku hlavy, zejména mimiku. Oproti pyramidovému systému, který realizuje volní rychlé pohyby, extrapyramidový systém zabezpečuje pomalejší svalové souhry a nastavuje tonus, čímž se výrazně podílí na držení vzpřímeného postoje. (Latash, 2008; Dylevský, 2009)

Premotorická oblast je aferentně zásobena stejně jako primární motorická oblast z nuclei ventrales thalami a je silně zásobena ze zrakových korových oblastí. Eferentní spoje míří hlavně do retikulární formace a do primární motorické oblasti. Hlavní funkcí je příprava pohybu při změně motorického programu. Výstupem premotorické oblasti jsou hrubé motorické programy připravené pro primární motorickou kůru. Pokud je pohyb vyvolán vnějším podnětem, aktivita v premotorické oblasti předchází zapojení primární oblasti. V případě volního pohybu nedochází v premotorické kůře k neurální aktivitě, která místo toho vychází z primární motorické oblasti. (Latash, 2008)

1.5 Posturální zajištění skrze volní distální svalovou aktivaci

Vzhledem k vypočítaným zákonitostem lidského psychomotorického vývoje lze za zaštiťující prvek tohoto procesu označit vrozený vzpřimovací program. Tento vzpřimovací program, popsáný u nás především profesorem Vojtou, je zakódován v centrální nervové soustavě a jeho obsah je interindividuálně neměnný. Dílčí části tohoto

programu lze vyvolat cílenou sumací aferentních vstupů tak, jak je popisuje Vojtova metoda. Schopnost tohoto programu projevit se skrze pohybové chování je odvislá od aferentních informací ze systému, jak ověřil Kolář (2016) rozdílnou výslednou aktivitou EMG při totožném vstupu reflexní lokomocí za rozdílného výchozí postavení. (Kolář 2016)

Obsahem a reálným projevem daného programu je schopnost napřímit osový orgán a generovat dopředný pohyb. Jedná se o program globální, tudíž zajišťující stabilitu jak na celkové, tak na lokální úrovni. (Čumpelík, 2007)

1.5.1 Vzpřimovací program

Vrozený vzpřimovací program je způsob, jakým naše nervová soustava nastavuje pohybovou soustavu tak, aby co nejefektivněji vzdorovala gravitaci a vykonávala pohyb vpřed. Nejedná se o vědomý proces nýbrž o podvědomou motorickou odpověď zprostředkovanou nervovou soustavou na základě aferentního vstupu a pohybového záměru. Vrozený posturální vzpřimovací program je v průběhu života postupně upravován na základě zkušeností, kterým je systém vystaven. Podstatným faktorem ovlivňujícím kvalitu posturálního programu je bezpochyby postupná a jen náročně vnímatelná ztráta percepce jednotlivých částí pohybového systému na základě postupné adaptace na menší aferentní rozlišení. Nedostatečná stimulace nervových drah vede k jejich nižší excitabilitě a schopnosti rozlišení. Jednou naučené pohybové programy uložené v motorických centrech v nich zůstávají, mělo by tedy být možné je kdykoliv aktivovat a aplikovat, což se samozřejmě v praxi nepotkává s realitou. Problémem není chybějící pohybový program, ale chybějící dostatečně kvalitní aferentní vstup. (Čumpelík, 2007; Véle, 2006; Sanz-Esteban, 2021)

1.5.2 Stabilita

Čumpelík (2007) rozděluje svaly vzhledem k tématu stability na dvě kategorie. Svaly lokální a svaly sektorové. Svaly lokální jsou zpravidla jednokloubové a uloženy hlouběji než svaly sektorové, které mají za úkol vzájemné propojení kloubů do návazného celku. Aby mohl systém plnit svou funkci optimálně, je zapotřebí vyvážené koordinace mezi těmito dvěma způsoby posturálního zajištění. Z hlediska volního pohybu jsou sektorové svaly snadno přístupné a umožňují provedení pohybu bez žádoucího zapojení svalů zajišťujících lokální stabilitu. To nutně vede k neefektivitě pohybu a ztrátě pohybových možností, z důvodu neoptimálního rozdělení rolí v pohybovém vzoru. Právě vědomé ovlivnění koordinace mezi lokální a sektorovou částí

svalového systému je mimo jiné předmětem vytrvalého tréninku v přístupu předloženém Čumpeříkem. (Čumpeřík, 2007; Véle, 2006)

Pokud je dosaženo rovnováhy mezi lokálním a sektorovým zajištěním, je k dispozici nejen funkční biomechanické nastavení, ale jsou k dispozici kvalitní aferentní informace pro motorické řízení a pohybový aparát je schopen generovat dynamickou a flexibilní motorickou odpověď, která není závislá na dalším volném zásahu, nýbrž je výsledkem podvědomě řízené svalové synergie. (Čumpeřík, 2007)

1.5.3 Opora

Z hlediska generování pohybu je tím nejpodstatnějším místem místo opory. Jen z něj může být pohyb veden a bez něj ho není možné vykonat. Pohyb, a jeho kvalita, bude vždy limitován kvalitou opory, ze které vychází. Čím přesnější bude aferentní informace o potenciálním místě opory, tím kvalitněji bude schopný nervový systém vytvořit reálný opěrný mechanismus skrze motorickou odpověď a tím efektivnější bude celý následný pohybový vzor. (Kolář, 2009, Čumpeřík, 2007)

Zlepšení excitability svalů předloktí na základě změněné propiocepce v ramenním kloubu naznačuje, že zlepšení aferentní informace skutečně otevírá možnost k efektivnějšímu vytvoření opory a to díky lepší prostupnosti eferentní informace systémem. Autory předpokládaný zodpovědný mechanismus je změna na kortikální úrovni s vlivem propriospinálního systému. (Ginanneschi et al, 2006)

Khademi Kalantari a Berenji Ardestani (2014) potvrdili pozitivní vliv cvičení v uzavřených kinematických řetězcích na propioceptivní zásobenění z ramenního kloubu. Zároveň vyvrátili tvrzení, že nestabilní opora vede k větší stabilizační aktivitě ramene. Reakce na nestabilitu v horní končetině probíhá v distálních segmentech a až z nich se může rozšířit k ramennímu komplexu. (Khademi Kalantari a Berenji Ardestani, 2014)

Opору vytváří v pohybovém aparátu neuromotorická soustava už při pouhém vytvoření pohybové idey. Motorický vzorec samotného pohybu je pak vytvořen na základě aferentních informací z místa opory. Lee et al. (2011) potvrdili významně pozitivní vliv aktivace distálních svalových skupin horní končetiny na aktivaci stabilizačního systému ramene při zatížení v uzavřeném kinematickém řetězci. Pokud není opora vyhodnocena jako dostatečně kvalitní, dojde k odklonu od fyziologické hybnosti a je použit náhradní kompenzační vzor, který je pro daný moment vnímán jako

efektivnější varianta. Z tohoto důvodu se zdá být vhodnou strategií adresovat i zdánlivě neškodné patologie v pohybovém systému, jako je například plochonoží. Tentokrát nikoliv z důvodu prevence potenciálního poškození tkání nebo neefektivního mechanického přenosu sil, což nemusí být důvody zcela jednoznačně opodstatněné, ale z důvodu kvalitnějšího aferentního vstupu. Lee et al (2011) potvrdili vliv aktivace distálních svalových skupin horní končetiny na aktivaci stabilizačního systému ramene. Tores a Ting (2007) potvrdili distálně-proximální strategii posturálního zajištění v sagitální rovině při stoji. (Čumpelík, 2007; Věle, 2006)

1.5.4 Záměr

Spouštěcím mechanismem pohybu je jeho cíl-myslíme na cíl, ne na aktivaci svalů. Dopředný pohyb je vždy zahájen mírným pohybem páteře kraniálním směrem. Tento pohyb je způsobem aktivací autochtonní muskulatury páteře. Ta je aktivována, pokud je v pohybové ideje obsažen dostatečně silný záměr, který spustí tuto mimovolní reakci nastavení atitudy. Pokud není záměr v pohybové představě dostatečně silný, tato reakce se nedostaví a nedojde ke změně intervertebrálního postavení. Tento mechanismus je přítomný a přirozený při vývoji dítěte, které má velmi silnou motivaci poznávat okolní prostředí a činí tak skrze pohyb. Bez tohoto silného dopředného záměru není možné využít plný potenciál hybnosti osového orgánu, což má za následek omezení možností pohybu v klíčovách kloubech. Pokud je páteř schopna pružného napřímení s intervertebrální rotací, je možné skrze trup efektivně přenášet sílu k bodě opory za využití distálního tahu svalů. (Čumpelík in Kolář, 2009; Čumpelík, 2007; Vojta, 2010)

1.5.5 Distální tah k opoře

Přestože cílem psychomotorického vývoje je bipedální lokomoce, tedy pohyb pouze po dolních končetinách, nejsou z tohoto vzoru horní končetiny vyčleněny. Zákonitosti kvadrupedálního pohybu jsou zachovány i ve vzpřímené pozici a horní končetiny jsou stejně jako dolní diferenciovány na stojnou a kročnou. Děje se tak v křížném vzoru, kdy kvalita opory o pravou dolní končetinu je odvislá od kvality opory levé horní končetiny a vice versa. Opora zde není definována jako místo kontaktu s vnějším prostředím, ale místo vnímané nervovým systémem jako výchozí bod svalového řetězení. Toho je docíleno změnou směru svalové aktivace a vytvoření pohybového vzoru s punctum fixum akrálně. Vzpřimovací program je, stejně jako

záměr vedoucí pohybovou ideu, globálním procesem, který nelze izolovat v jednotlivých subsystémech pohybového aparátu a pracovat odděleně na jednotlivých částech motorické exprese. Vždy je třeba zařazovat hodnocení lokálních subsystémů (trup, klíčové klouby, akra) pouze ve vztažnosti k jejich vlivu na celý globální vzorec. (Čumpelík, 2007; Véle, 2006)

Pohyb dle vývojového modelu má kranio-kaudální směr, to ústí v distální šíření opěrné funkce skrze pohybový systém. Na horní končetině tak nejdříve dojde k aktivaci v oblasti ramene, lokte a následně ruky, tam dojde k vytvoření opěrného bodu a odtud pak vychází vzpěrná posturální reakce zajišťující dopředný pohyb. U dolní končetiny jde analogicky o aktivaci postupující od kyčle, přes koleno až po nohu. (Vojta, 2010)

Právě na tomto mechanismu, šíření aktivace kranio-kaudálně s výslednou akrální oporou, je postaven distální směr aktivace svalů pro generování fyziologičtějšího bodu opory, potažmo celého motorického vzoru. Tento mechanismus je předkládán pro situaci vyžadující vzepření a globální lokomoční vzorec, který je tím efektivnější, čím větší část pohybového systému se podaří synergisticky zapojit. Horní končetiny totiž mohou být použity pro neodvislou aktivitu například jemného manipulačního charakteru. V tomto případě není potřeba zapojení celého hybného systému a postura může být udržována pouze dílčí částí vzpřimovacího mechanismu. I tento dílčí mechanismus by ovšem měl respektovat vytváření opory distálně od osového orgánu a zasahovat až tam, kam to motorický scénář dovoluje. V konkrétním případě jemné práce akra horní končetiny by se vzpěrný bod posunul o úroveň výše, tedy do oblasti lokte. (Čumpelík, 2007)

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Hlavní cíl práce

Hlavním cílem této studie bylo objektivizovat vliv týdenní aplikace cvičebního protokolu obsahující volní distální aktivaci svalů na výkon horní končetiny. K hodnocení výkonu byly použity čtyři metody měření, která každá vystavovala pohybový systém jinému typu zatížení. Jednalo se o měření maximální síly akra za použití hydraulického ručního dynamometru, maximální izometrickou výdrž v horní pozici přitahu na hrazdě, maximální izometrickou výdrž ve spodní pozici vzporu ležmo a maximální výdrž v pasivním visu na hrazdě. Probandi byli rozděleni do dvou skupin, přičemž kontrolní skupina dostala cvičební protokol s povely vystavenými na opačném směru svalové aktivace než skupina primární.

2.2 Dílčí cíle

Dílčím cílem práce je: Zjistit, zda bude zlepšení primární skupiny významně vyšší, než u kontrolní skupiny.

2.3 Hypotézy

H1: Výkon horní končetiny u skupiny s protokolem obsahujícím distální směr aktivace se statisticky významnělepší.

H2: Zlepšení výkonu horní končetiny u skupiny s protokolem obsahujícím distální směr aktivace bude statisticky významně větší, než u kontrolní skupiny.

3 METODIKA PRÁCE

Měření se původně účastnilo 20 zdravých probandů mužského pohlaví, rozdělených do dvou skupin. Kompletní měření dokončilo 17 probandů v rozdělení 9 ku 8 ve prospěch primární skupiny oproti skupině kontrolní.

Během studie byla provedena 3 měření, která u každého probanda proběhla v intervalu 2 týdnů a to následujícím způsobem:

1. První setkání obsahovalo seznámení probanda s jednotlivými testy a vysvětlení následujícího postupu studie. Stejně tak byli probandi obeznámeni s nutností zásadně neměnit svůj pohybový případně tréninkový režim v nadcházejících 2 týdnech. Poté proběhlo samotné měření.
2. Za týden přišel proband k druhému měření, které proběhlo stejným způsobem a po samotném měření byl náhodně zařazen do jedné ze dvou skupin. Na základě toho, do jaké skupiny byl proband vybrán, mu byl představen cvičební protokol, který měl po dobu následujícího týdne plnit na denní bázi. Spolu s instruktáží dostal každý proband i grafický model obsahující znázorněné povely doplněné popisem povelů, které byly obsahem cvičebního protokolu.
3. Po uplynutí týdne přišli probandi na finální měření, které mělo reflektovat výsledek 7 absolvovaných cvičebních jednotek dle obdrženého protokolu.

3.1 Popis sledovaného souboru

Sběr dat probíhal v období od března 2022 do dubna 2022. Do studie bylo zařazeno celkem 20 osob. Kritériem výběru byly podmínky specifikované v kap. 3.1.1. V průběhu studie 3 probandi odstoupili, a proto jejich výsledky nemohly být zařazeny k hodnocení.

Studii kompletně dokončilo 17 lidí, všichni muži, náhodně rozdělených do dvou skupin v poměru 1:1. Všichni souhlasili s účastí a všemi náležitostmi s ní spojenými podpisem informovaného souhlasu, jehož obsah je součástí Přílohy 1.

3.1.1 Výběr probandů

Probandi byli zařazeni do studie, pokud splňovali tyto podmínky:

- neměli v anamnéze žádnou operaci horní končetiny nebo osového orgánu ani neutrpěli zranění, která by mohla narušovat kineziologii horní poloviny těla
- pohybovali se ve věkovém rozmezí od 20 do 30 let
- měli za sebou alespoň minimální zkušenost s fyzickým tréninkem zahrnujícím cvičením s vlastní vahou
- nebyli v aktivní fázi fyzické přípravy v rámci profesionálního nebo rekreačního sportu přesahující 3 tréninkové jednotky týdně zaměřené na výkon horní poloviny těla
- nenavštěvovali v době trvání studie fyzioterapeuta či jiného pohybového specialistu, který by vstupoval do jejich pohybového chování
- neměli zkušenost s přístupem vystaveném na distální svalové aktivaci

3.1.2 Rozdělení a randomizace probandů

Pacienti byli náhodně rozděleni do dvou skupin (Skupina A, Skupina B) v poměru 1:1. Vzhledem k tomu, že byla většina testů zaměřena na výkon odvislý od tělesné hmotnosti, byla při rozdělení zohledněna právě hmotnost probandů z prvního měření. Tím bylo zamezeno, aby nerovnoměrným rozlosováním nebyly výsledky ovlivněny z důvodu hmotnostní nesourodosti měřených skupin. Původních 20 zúčastněných bylo proto rozděleno na poloviny (skupina do 76,6 kg a skupina nad 76,6 kg) z nichž pak byli následně náhodným způsobem rozděleni do jednotlivých skupin. Ze skupiny nad 76,6 kg nedokončili 3 probandi kompletní měření a proto nebyli do studie zahrnuti. Skupina A mezi druhým a třetím měřením plnila cvičební plán dle protokolu vystaveného na distální aktivaci svalů, skupina B postupovala podle protokolu s opačnými povely.

3.2 Vyhodnocení dat a statistická analýza

Ke zpracování a vyhodnocení dat byl použit program *Jamovi*. Pro hodnocení statistické významnosti rozdílu výkonnosti po absolvování týdenní aplikace cvičebního protokolu postaveného na principu distální aktivace svalů byl použit dvou výběrový párový t-test. Pro statistické porovnání změn v kontrolní skupině byl vybrán opět párový t-test.

Statistické porovnání výstupních výsledků mezi skupinou A a skupinou B bylo provedeno pomocí ANOVA testu. Součástí kapitoly s výsledky je také popisná statistika obou skupin.

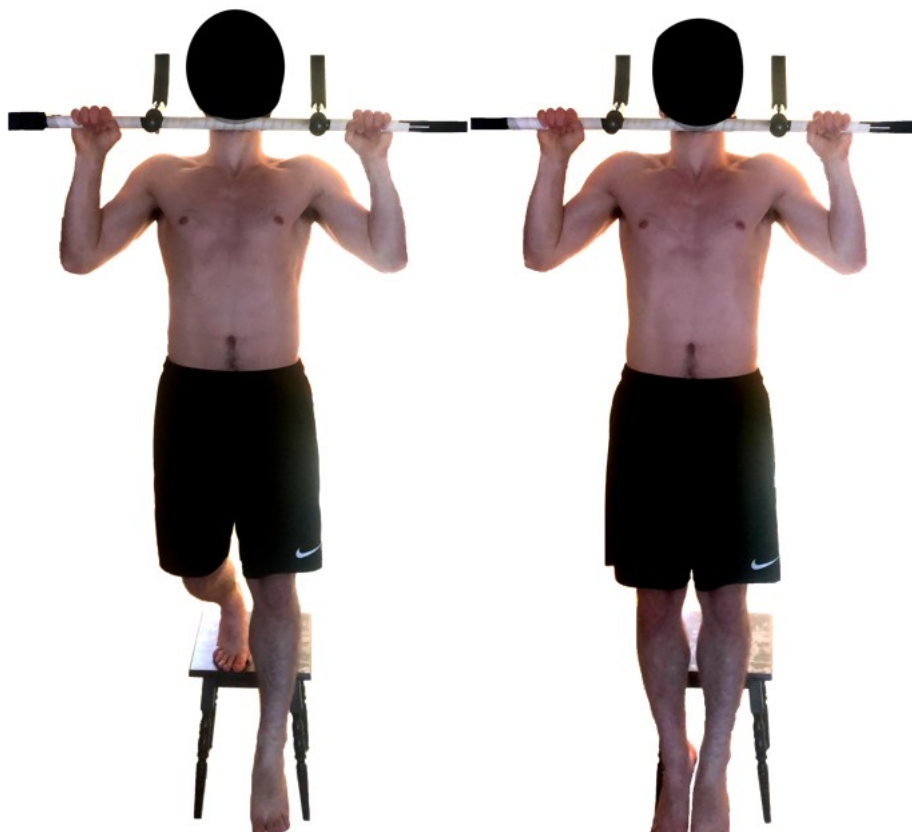
3.3 Testovací metody

3.3.1 Měření maximální síly stisku ruky

K měření byl použit hydraulický ruční dynamometr Saehan SH5001. Při získávání hodnoty se zapisovala pouze nejvyšší naměřená hodnota ze tří pokusů, které probandi absolvovali v řadě za sebou při každém z měření. Tímto postupem jsou z měření eliminovány nepřesnosti spojené s neoptimálním úchopem, který by nedovoloval přenést maximální možnou sílu na akrum. Testování probíhalo v sedu bez opření a pouze na dominantní končetině. Pozice horní končetina byla goniometrem kontrolována za účelem udržení 90° flexe v loketním kloubu. Neutrální pozici předloktí udržoval proband přes zachování svislé polohy dynamometru. Dynamometr nabízí pět stupňů vzdálenosti rukojeti, přičemž bylo pro každého probanda upraveno nastavení vzdálenosti tak, aby byly na rukojeti druhé články prstů. Výsledkem testování byla maximální síla flexorů prstů. (Ozimek et al., 2017; Stein et al., 2022)

3.3.2 Maximální výdrž v horní pozici přitahu

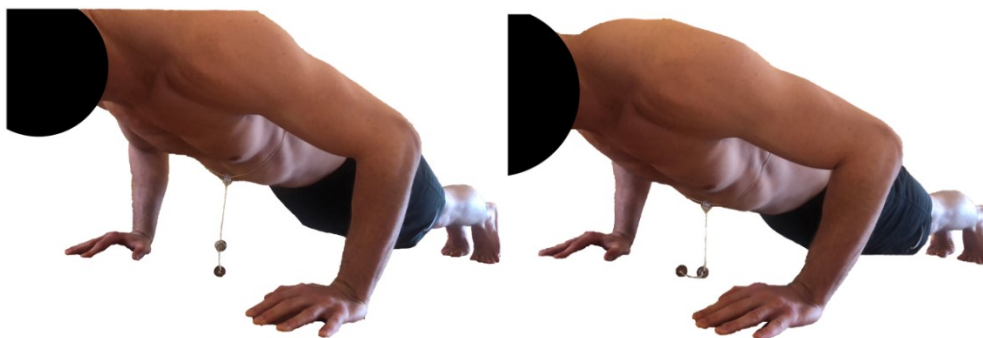
Měření výdrže v přitahu probíhalo na hrazdě o průměru cca 3 cm. Probandi nejdříve nastavili libovolnou šíři úchopu nadhmatem s opozicí palce. Tato šíře byla zaznamenána a následně použita při následujících měřeních, pro zachování stejného úhlového nastavení kloubů při výdrži. Proband se postavil na stoličku, nastavil úchop horních končetin, zaujal pozici s bradou nad hrazdou a následně byl vyzván k sestoupení ze stoličky. Měření bylo zahájeno, když druhá dolní končetina opustila stoličku. Probandi byli instruováni, aby sestup ze stoličky provedli tak, aby došlo pokud možno k co nejmenšímu rozhoupání těžiště, aby bylo zamezeno zvětšení nutnosti dynamické korekce pozice. Čas byl zastaven v momentě, kdy proband neudržel bradu nad úrovní hrazdy. Hlavní testované svaly ve výdrži: m. biceps brachii, m. brachioradialis, m. trapezius, m. deltoideus, m. latissimus dorsi, m. infraspinatus a m. teres major. (Dickie et al., 2017; Johnson et al., 2009; Saul et al., 2019, Mackenzie et al., 2020)



Obrázek 1. Nástup do měřené pozice (archiv autora)

3.3.3 Maximální výdrž ve spodní pozici vzporu ležmo

Izometrická vydrž ve vzporu ležmo byla měřena v pozici, ve které abdukce humeru nepřesahovala 30° a flexe v lokti dosahovala přibližně 90° . Opět byla změřena vzdálenost aker, aby bylo v největší možné míře zachováno úhlové nastavení v kloubech mezi jednotlivými měřeními. Zároveň byl probandovi okolo hrudníku v úrovni xiphosternálního spojení, připevněn provázek, na jehož konci byly pověšeny dvě závaží ve vzdálenosti 4 cm. Po prvotním nastavení pozice byla upravena délka konce provázku, který visel od středu hrudníku směrem k zemi, tak, aby se spodní závaží dotýkalo země. Tím byla pozice omezena vertikálně na 4 cm, protože byl před měřením proband zainstruován, aby udržoval pozici takovým způsobem, aby spodní závaží zůstalo v kontaktu se zemí a zároveň nenastal kontakt horního závaží se zemí, dokud to jen bude možné. Proband byl následně vyzván, aby se dostal do horní pozice vzporu ležmo a následně ke snížení se do měřené pozice. Čas začal běžet, když se proband dostal do pozice, ve které se spodní závaží dotýkalo země. V momentě, kdy proband neudržel pozici a horní závaží se dotklo země byl čas zastaven. Hlavními testovanými svaly při této pozici byly: m. pectoralis major, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. biceps brachii a m. latissimus dorsi. (Gottschall et al., 2018)



Obrázek 2. Výchozí pozice a konec měření (archiv autora)

3.3.4 Pasivní vis

Hodnocení izometrické výdrže v pasivním visu probíhalo na hrazdě o průměru 3 cm. Probandi si sami zvolili preferovanou šíři úchopu, která byla zaznamenána a další měření probíhala se stejným rozpětím. Výška hrazdy neumožňovala úplné vyvěšení dolních končetin, měření tedy probíhalo v pozici s flektovanými bércei. Čas byl spuštěn tehdy, když obě dolní končetiny opustily zem a zastaven v momentě, kdy proband nedokázal pozici udržet a z hrazdy se pustil. Testovanými svaly byla celá flexorová skupina prstů. (Stien et al., 2022; López-Rivera a González-Badillo, 2019)

3.3.5 Průběh měření

Měření proběhla vždy s týdenním rozestupem ve stejnou denní dobu a byla pokaždé provedena ve stejné posloupnosti a časovém harmonogramu. Prvně probandi dostali deset minut na individuální rozcvičení se, které bylo při prvním měření zaznamenáno, aby u všech tří pokusů bylo provedeno stejné rozcvičení. Měření začínalo měřením síly stisku, následovalo testem výdrže v horní pozici přitahu, pak byla testována výdrž ve spodní pozici vzporu ležmo a na závěr výdrž v pasivním visu. Mezi jednotlivými testy byla dodržována pětiminutová přestávka. Celé měření i s rozcvičením nepřesáhlo 45 minut.

3.4 Obsah povelů používaných v terapii

Pro obsah této práce byly vybrány čtyři povely spojené s funkcí horní končetiny, které jsou v rámci pohybového vstupu používány ke změně motorického chování. Pokud je pohyb vykonáván, opora už musela být vytvořena. Tento bod opory, ze kterého je pohyb veden je obsažen v samotném pohybovém vzoru, pro který je používán.

Pokud je naším cílem změnit průběh a mechanismus pohybu, je nutné změnit buď záměr, se kterým je pohyb prováděn, nebo oporu, ze které je veden. Nebo obojí. V ideálním případě je naším cílem oddělit původně přiřazený bod opory od účelového pohybového výstupu (např. uchopení předmětu) tak, že vytvoříme vědomě punctum fixum, ze kterého kontrolovaně a záměrně vedeme pohyb a vytváříme tak nový aferentní obraz v motorickém repertoáru. Naším úkolem je vytvořit nový aferentní obraz tak, aby k pohybovým vzorům přiřazené body opory odpovídaly těm, které jsou ontogeneticky výhodné pro fyziologickou svalovou souhru. Změna aferentní informace na periférii aplikovaná v dostatečné intenzitě a dostatečnou dobu vyvolává plastické změny v motorickém kortexu. (Chipchase, Schabrun a Hodges, 2011) Používané povely jsou na základě empirické zkušenosti vystavěny tak, aby byla opora vytvářena na končetinách a to skrze volní zaujímání atitudy za použití distálního směru svalové aktivace. (Čumpelík, 2007)

1. Protážení malíkové hrany

Protážení ulnární strany předloktí dovedené až k distálnímu konci malíčku je prvním z povelů, který mění nastavení horní končetiny. Skrze aktivitu m. extensor carpi radialis je facilitována funkce m. extensor carpi ulnaris, který, při udržení záměru protážení se za malíkem, začne pracovat distálním směrem a napřimovat předloktí vůči akru. Na to zareaguje m. triceps brachii a jeho dlouhá hlava abdukuje lopatku. (Vojta, 2010)

2. Vytažení mediálního epikondylu

Aktivací paže směrem ven do prodloužení se dále potencuje abdukční působení

m. triceps brachii na který reaguje m. biceps brachii koaktivací, která zabraňuje extenzi lokte. Společným působením m. biceps brachii a m. triceps brachii se z lopatky stane punctum fixum pro m. serratus anterior, který začne přitahovat hrudní koš směrem k horní končetině. Na dorzální straně trupu se pak značně směrem k lopatce, potažmo horní končetině, aktivovat skupina svalů, která má skrze své působení na autochtonní muskulaturu vliv na extenzi hrudní páteře. V horní části trupu jde o m. trapezius spolu s mm. rhomboidei major et minor, na úrovni thorakolumbálního přechodu pak působí m. latissimus dorsi. (Vojta, 2010)

3. Vnější rotace ramenního kloubu

Tento povel by se mohl v první fázi jmenovat spíše: povolení prsního svalu, protože pro provedení tohoto pohybu je naprosto klíčovým úkolem zrelaxovat m. pectoralis major, který je v absolutní většině případů používán jako vnitřní rotátor a adduktor paže. Než je tedy možné začít umocňovat vnější rotaci v rameni zejména skrze aktivitu m. teres minor a m. infraspinatus, je stěžejní naučit se udržet ostatní povely v aktivitě bez přílišného zapojení m. pectoralis major. Za předpokladu, že se nám podaří zrelaxovat prsní sval, ideálně ve směru k jeho úponu na paži, rotační pohyb v ramenní získává mnohem větší volnost a je spojen s velmi intenzivní aktivací m. serratus anterior. (Vojta, 2010)

4. Aktivace spodní části žeber směrem k lokti

Představa přitažení spodní části žeber směrem k lokti kopíruje směr působení m. serratus anterior a umocňuje jeho aktivitu. Zároveň je zde úkolem vymanit žebra z kaudálního tahu m. rectus abdominis, který by měl jako synergista pracovat s latissimem dorsi kraniálně. Stejně jako u m. pectoralis major je ovšem vypnutí této zafixované funkce značně obtížné. (Vojta, 2010)

Konkrétní povely představují drobné pohyby zaměřené na potencování izometrické, směrově zacílené aktivity nikoliv pohyby o výrazném rozsahu. Cílem je prožitek průběhu svalové kontrakce a změna dostupných pohybových možností, která je výsledkem postupného ukotvování bodů opory (v motorickém schématu i fyzicky) a posturálních mechanismů schopných je udržovat. Ty se pak z vědomého provádění cvičení přenáší do spontánní hybnosti. Kromě efektivnějšího provedení pohybu je pozitivní zpětnou vazbou na kvalitní vytvoření opory na horních končetinách bezúsilné kostální dýchání, které je výsledkem aktivity m. serratus anterior a jeho laterálního rozšiřování hrudníku. (Čumpelík, 2007)

3.5 Cvičební protokol

Probandům byly po druhém měření předány instrukce ke cvičení, které měli následující týden na denní bázi absolvovat. Tento cvičební protokol pak dostali v písemné podobě. Ten se sestával z pětiminutové statické pozice, ve které měli probandi izometricky zapojovat svaly horního pletence podle čtyř výše popsaných povelů.

Probandi nebyli informováni o tom, že jsou ve studii dvě rozdílné skupiny, o tomto rozdělení věděl pouze autor. Aby bylo alespoň částečně zajištěno, že nebudou výsledky zkresleny přístupem autora k předkládanému cvičení, byla instruktáž časově omezena na pět minut, tedy dobu trvání jedné cvičební jednotky. Cílem bylo zamezit terapeutickému vstupu autora a zajistit pouze předání instrukcí, které měli probandi samostatně aplikovat. Obsahem instruktáže bylo vysvětlení pozice, směru povelů a hlavně způsobu provedení izometrické aktivace v určeném směru. Probandi byli instruováni k tomu, aby cvičení prováděli v uvolnění a směřovali pozornost k reakcím těla na jednotlivé povelů. Probandi nebyli blíže naváděni k dodržování pravidelnosti cvičení ve stejnou dobu, pouze byli poučeni o nutnosti plnit protokol na denní bázi k tomu, aby mohly být použity výsledky z jejich měření.

Písemné instrukce pro probandy ze skupiny A:

Pozice: lež na zádech

pokrčená kolena

nohy na šířku pánve

horní končetiny ideálně dvakrát pravý úhel (při nekomfortu posunout ruce výše)

Povelů: vytažení za malíčky

vytažení vnitřní strany loktů směrem do prodloužení paže

povolení prsního svalu směrem k rameni-uvolnění vyrotování ramene

přitažení spodních žeber směrem k loktům



Obrázek 3. Pozice na zádech s graficky znázorněnými směry povelů pro skupinu A (archiv autora)

Písemné instrukce pro probandy ze skupiny B:

Pozice: lež na zádech

pokrčená kolena

nohy na šířku pánve

horní končetiny ideálně dvakrát pravý úhel (při nekomfortu posunout ruce výše)

Povely: stažení malíčků směrem k loktům

přitažení vnitřní strany loktů směrem do ramenního kloubu

povolení prsního svalu směrem k hrudní kosti

stahování spodních žeber směrem od loktů



Obrázek 4. Pozice na zádech s graficky znázorněnými směry povelů pro skupinu B (archiv autora)

4 VÝSLEDKY

Do studie bylo zařazeno 20 probandů, kteří absolvovali vstupní měření a následně byli rozřazeni v poměru 1:1 do skupiny A a skupiny B. V průběhu však 3 probandi ze studie odstoupili (skupina A: n-1; skupina B: n-2), a proto nemohla být jejich data použita ke zpracování. Dva probandi odstoupili z osobních důvodů, kdy se jim nepodařilo splnit denní cvičební zadání. Jeden proband pak utrpěl zranění horní končetiny, které ho z měření vyřadilo.

Statistická analýza výsledků jednotlivých skupin je tedy zpracována z dat 17 probandů, kteří absolvovali všechny 3 měření a mezi druhým a třetím měřením plnili týdenní cvičební protokol.

4.1 Charakteristika skupin

Do skupiny A bylo zařazeno celkem 9 mužů. Věkový průměr byl $24,4 \pm 1,7$ let (medián 25 let), BMI $23,3 \pm 1,6$ kg/m² (medián 23,4 kg/m²) a výška $182 \pm 6,9$ cm (medián 183cm).

Do skupiny B bylo zařazeno celkem 8 mužů. Věkový průměr byl $25,1 \pm 1,7$ let (medián 26 let) a BMI $23,6 \pm 0,9$ kg/m² (medián 23,6 kg/m²) a výška $180 \pm 7,2$ cm (medián 178 cm). Souhrnná popisná statistika obou skupin je uvedena v Tabulce 1.

Tabulka 1 – Popisná statistika skupin A a B

Descriptives					
	Skupina	Váha	Výška	BMI	Věk
N	A	9	9	9	9
	B	8	8	8	7
Mean	A	76.9	182	23.3	24.4
	B	76.5	180	23.6	25.1
Median	A	74	183	23.4	25
	B	77.0	178	23.6	26
Standard deviation	A	6.92	6.91	1.45	1.74
	B	6.46	7.26	0.864	1.68
Minimum	A	67	170	20.8	22
	B	68	172	22.6	22
Maximum	A	87	191	25.4	27
	B	86	192	24.7	27

4.2 Výsledky měření

Vzhledem ke skutečnosti, že kromě vyšetření síly stisku ruky nebyly v rámci studie použity standardizované testy, bylo nutné velmi pečlivě analyzovat data z prvních dvou měření, aby bylo možné zvolit takový způsob zpracování, který přinese relevantní výchozí data umožňující směřovatné zhodnocení efektu cvičebního protokolu.

4.2.1 Měření č. 1

Při úvodním měření byla ve skupině A průměrná síla naměřená při testu maximální síly stisku ruky $43,7 \pm 8,8$ kg (medián 44,5 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $31,2 \pm 7,0$ s (medián 30 s), průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $35,7 \pm 6,4$ (medián 38) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $61,0 \pm 19,3$ s (medián 56 s).

Ve skupině B byla průměrná síla naměřená při testu maximální síly stisku ruky $47,6 \pm 6,8$ kg (medián 47,5 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $30,3 \pm 9,1$ s (medián 29,5 s), průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $35,1 \pm 7,5$ (medián 34) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $64,1 \pm 17,8$ s (medián 60 s).

Pro zhodnocení validity dat ve skupinách byl použit Shapiro-Wilk test, který u obou skupin potvrdil normální rozložení dat v rámci skupiny u všech testů. Při srovnání výsledků obou skupin pak bylo zřejmé, že nedošlo k nerovnoměrnému výkonnostnímu rozložení a je možné v měření pokračovat.

Tabulka 2 – výsledky obou skupin z měření č. 1

Měření č.1	Skupina A				Skupina B			
	Stisk	Přítah	Klik	Vis	Stisk	Přítah	Klik	Vis
Průměr	43,7	31,2	35,7	61	47,6	30,9	35,1	64,1
Medián	44,5	30	38	56	47,5	29,5	34	60
SO*	8,8	7,0	6,4	19,3	6,8	9,1	7,5	17,8
Min	32,5	22	26	38	37,0	18	25	39
Max	56,0	45	43	103	56,5	45	46	88
Shapiro-Wilk W	0,921	0,948	0,880	0,912	0,965	0,963	0,957	0,939

Pozn.: SO*-Směrodatná odchylka

4.2.2 Měření č.2

Při druhém měření byla ve skupině A průměrná síla naměřená při testu maximální síly stisku ruky $45,2 \pm 9,0$ kg (medián 45,5 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $31,7 \pm 7,6$ s (medián 29 s) , průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $36,1 \pm 6,2$ (medián 39) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $62,6 \pm 20,3$ s (medián 57 s).

Ve skupině B byla průměrná síla naměřená při testu maximální síly stisku ruky $48,1 \pm 7,6$ kg (medián 47,8 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $31,5 \pm 9,5$ s (medián 30 s) , průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $37,4 \pm 9,0$ (medián 36,5) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $65,8 \pm 17,2$ s (medián 62 s).

Pro zhodnocení validity dat ve skupinách byl opět použit Shapiro-Wilk test, který u obou skupin potvrdil normální rozložení dat v rámci skupiny u všech testů.

Tabulka 3 – výsledky obou skupin z měření č. 2

Měření č.2	Skupina A				Skupina B			
	Stisk	Přítah	Klik	Vis	Stisk	Přítah	Klik	Vis
Průměr	45,2	31,7	36,1	62,6	48,1	31,5	37,4	65,8
Medián	45,5	29	39	57	47,8	30	36,5	62
SO*	9,0	7,6	6,2	20,3	7,6	9,5	9,0	17,2
Min	34,0	25	27	43	36,5	19	24	46
Max	57,5	49	43	110	59,5	46	49	92
Shapiro-Wilk W	0,905	0,811	0,883	0,820	0,990	0,943	0,951	0,923

Pozn.: SO*-Směrodatná odchylka

4.2.3 Měření č.3

Při třetím měření byla ve skupině A průměrná síla naměřená při testu maximální síly stisku ruky $46,6 \pm 10,0$ kg (medián 44,0 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $43,0 \pm 10,5$ s (medián 40 s), průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $50,3 \pm 8,7$ (medián 53) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $67,3 \pm 20,5$ s (medián 64 s).

Ve skupině B byla průměrná síla naměřená při testu maximální síly stisku ruky $49,6 \pm 7,1$ kg (medián 48,0 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $33,4 \pm 8,4$ s (medián 31,5 s), průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $39,1 \pm 7,7$ (medián 39,5 s) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $68,3 \pm 17,4$ s (medián 62 s).

Pro zhodnocení validity dat ve skupinách byl opět použit Shapiro-Wilk test, který u obou skupin potvrdil normální rozložení dat v rámci skupiny u všech testů.

Tabulka 4 – výsledky obou skupin z měření č. 3

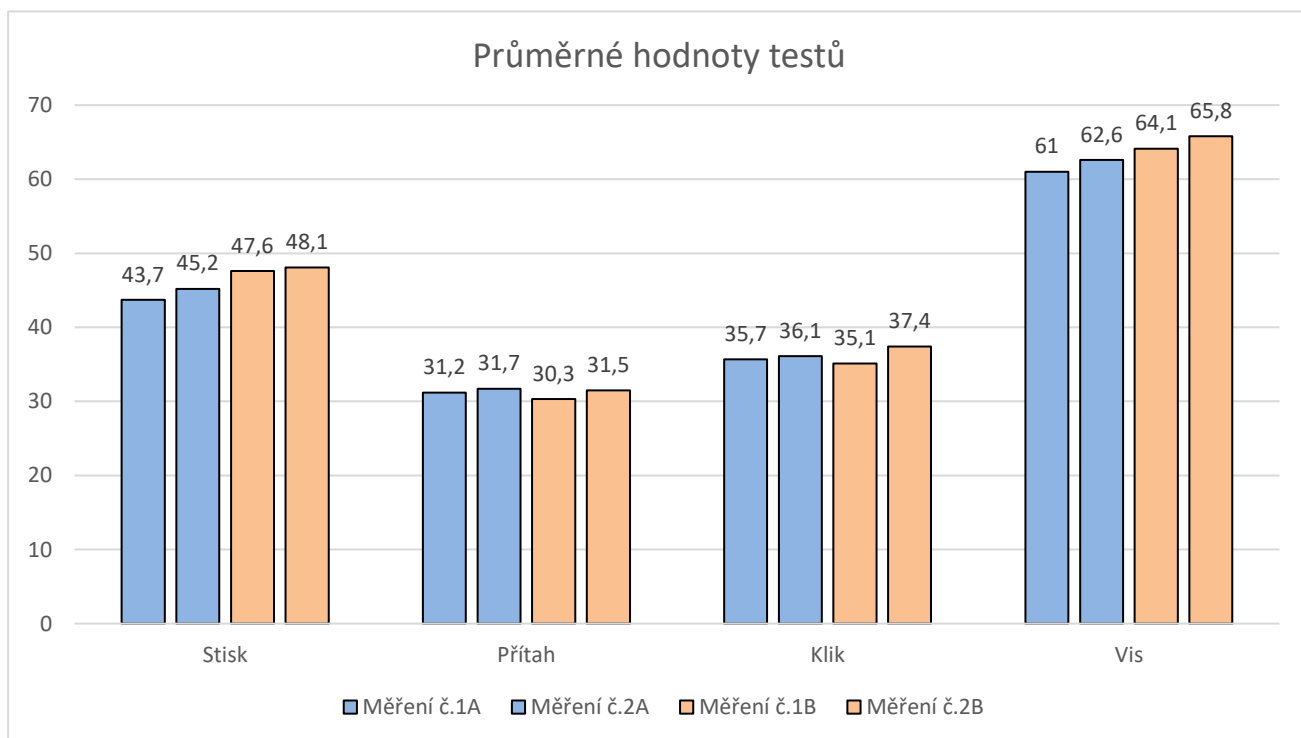
Měření č.3	Skupina A				Skupina B			
	Stisk	Přítah	Klik	Vis	Stisk	Přítah	Klik	Vis
Průměr	46,6	43,0	50,3	67,3	49,6	33,4	39,1	68,3
Medián	44,0	40	53	64	48,0	31,5	39,5	62
SO*	10,0	10,5	8,7	20,5	7,1	8,4	7,7	17,4
Min	34,0	32	36	45	38,0	23	28	48
Max	61,0	61	61	115	59,0	46	52	94
Shapiro-Wilk W	0,921	0,884	0,940	0,853	0,948	0,921	0,969	0,903

Pozn.: SO*-Směrodatná odchylka

4.3 Změny měřených hodnot po intervenci

4.3.1 Výstupní data z měření č.1 a č.2

Mezi měřeními došlo k nepatrnému, ale konzistentnímu nárůstu průměrných hodnot ve všech testech (Graf č. 1). Z toho důvodu bylo rozhodnuto, že srovnávat zprůměrovanou hodnotu z obou měření by nebylo dostatečně relevantním výchozím bodem pro vyhodnocení účinku cvičebního protokolu. Byl proto vytvořen průměr výběrem lepších dosažených výsledků u jednotlivých testů v prvních dvou měřeních u každého jednotlivce, aby byla pro následné srovnání použita data, která přesněji reflektovala výchozí bod výkonnosti horní končetiny.



Graf 1 – Porovnání průměrných hodnot z měření č.1 a měření č.2 u skupiny A (modrá) a skupiny B (oranžová).

Po zpracování výsledků z obou měření byly výsledné hodnoty následující. Ve skupině A byla průměrná hodnota z úspěšnějších testů maximální síly stisku ruky $45,2 \pm 9,0$ kg (medián 45,5 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $33,1 \pm 7,3$ s (medián 32 s), průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $36,7 \pm 6,2$ (medián 39) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $63,6 \pm 20,1$ s (medián 57 s).

Ve skupině B byla průměrná hodnota z úspěšnějších testů síly maximální síly stisku ruky $48,4 \pm 7,5$ kg (medián 48,3 kg), průměrný čas výdrže v horní pozici přitahu byl $31,8 \pm 9,3$ s (medián 30 s), průměrný čas výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl $37,5 \pm 8,8$ (medián 36,5) a průměrná vydrž v pasivním visu byla $67 \pm 17,6$ s (medián 63 s).

Tabulka 5 – výsledky obou skupin při kombinaci úspěšnějších výsledků každého jednotlivce z měření č.1 a č.2

Kombinovaný průměr	Skupina A				Skupina B			
	Stisk	Přítah	Klik	Vis	Stisk	Přítah	Klik	Vis
Průměr	45,2	33,1	36,7	63,6	48,4	31,8	37,5	67,0
Medián	45,5	32	39	57	48,3	30	36,5	63
SO*	9,0	7,3	6,2	20,1	7,5	9,3	8,8	17,6
Min	34,0	25	27	43	37,0	19	25	46
Max	57,5	49	43	110	59,5	46	49	92
Shapiro-Wilk W	0,905	0,903	0,876	0,846	0,989	0,945	0,945	0,907

Pozn.: SO*-Směrodatná odchylka

4.3.2 Změny ve skupině A

V Tabulce 6 jsou uvedeny hodnoty a statistická významnost rozdílů průměrů mezi výchozím stavem (stanoveným zpracováním lepších výsledků u každého jednotlivce z měření č.1 a č.2) a stavem po intervenci u skupiny A. Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování maximální síly stisku ruky byl 1,3 kg (SEM = 0,5; CI 95%: 0,9 – 2,5) a byl statisticky významný ($p = 0,029$). Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování výdrže v horní pozici přitahu byl 9,9 s (SEM = 1,5; CI 95%: 6,5 – 13,3) a byl statisticky významný ($p < 0,001$). Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl 13,7 (SEM = 1,2; CI 95%: 10,8 – 16,5) a byl statisticky významný ($p < 0,001$). Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování vydrže v pasivním visu byl 3,8 s (SEM = 0,6; CI 95%: 2,5 – 5,1) a byl statisticky významný ($p < 0,001$).

Tabulka 6 – Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování, jejich statistická významnost, standartní chyba průměru a limity pro konfidenční interval (CI) 95%

Skupina A t-test	Skupina A rozdíl průměrů	Hodnota <i>p</i>	Standartní chyba průměru	CI 95% limity
Stisk	1,33	0,029**	0,5	0,9-2,5
Přítah	9,9	< 0,001***	1,5	6,5-13,3
Klik	13,7	< 0,001***	1,2	10,8-16,5
Vis	3,8	< 0,001***	0,6	2,5-5,1

Pozn.: Hodnoty byly upraveny, aby jejich znaménka odpovídala. Statisticky významné hodnoty jsou označeny (*) pro $p < 0,05$, (**) pro $p < 0,01$ a (***) pro $p < 0,001$.

4.3.3 Změny ve skupině B

V Tabulce 7 jsou uvedeny hodnoty a statistická významnost rozdílů průměrů mezi výchozím stavem (stanoveným zpracováním lepších výsledků u každého jednotlivce z měření č.1 a č.2) a stavem po intervenci u skupiny B. Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování maximální síly stisku ruky byl 1,2 kg (SEM = 0,5; CI 95%: 0,01 – 2,4) tedy na hranici statistické významnosti ($p = 0,052$). Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování výdrže v horní pozici přitahu byl 1,6 s (SEM = 0,9; CI 95%: 0,4 – 3,7) a nebyl statisticky významný ($p = 0,102$). Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo byl 1,2 (SEM = 1,2; CI 95%: 1,2 – 4,5) a nebyl statisticky významný ($p = 0,216$). Rozdíl průměru pro hodnoty získané při testování výdrže v pasivním visu byl 1,3 s (SEM = 1,0; CI 95%: 1,0 – 3,5) a nebyl statisticky významný ($p = 0,234$).

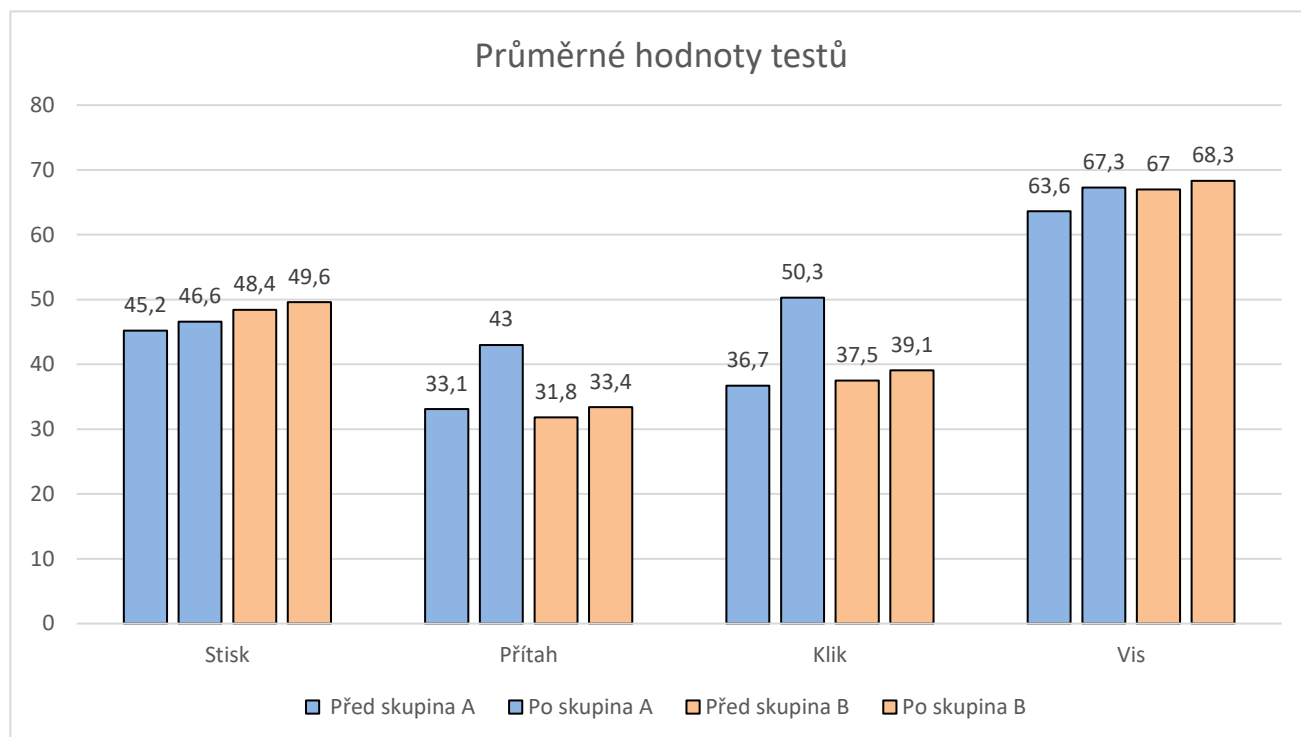
Tabulka 7 – Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování, jejich statistická významnost, standartní chyba průměru a limity pro konfidenční interval (CI) 95%

	Skupina B t-test	Skupina B rozdíl průměrů	Hodnota <i>p</i>	Standartní chyba průměru	CI 95% limity
Pozn.:	Stisk	1,2	0,052	0,5	0,01-2,4
	Přítah	1,6	< 0,102	0,9	0,4-3,7
	Klik	1,2	< 0,216	1,2	1,2-4,5
	Vis	1,3	< 0,234	1,0	1,0-3,5

Hodnoty byly upraveny, aby jejich znaménka odpovídala. Statisticky významné hodnoty jsou označeny (*) pro $p < 0,05$, (**) pro $p < 0,01$ a (***) pro $p < 0,001$.

4.4 Porovnání zlepšení skupiny A a skupiny B

Zásadním datovým výstupem studie je zlepšení skupiny A v porovnání s kontrolní skupinou.

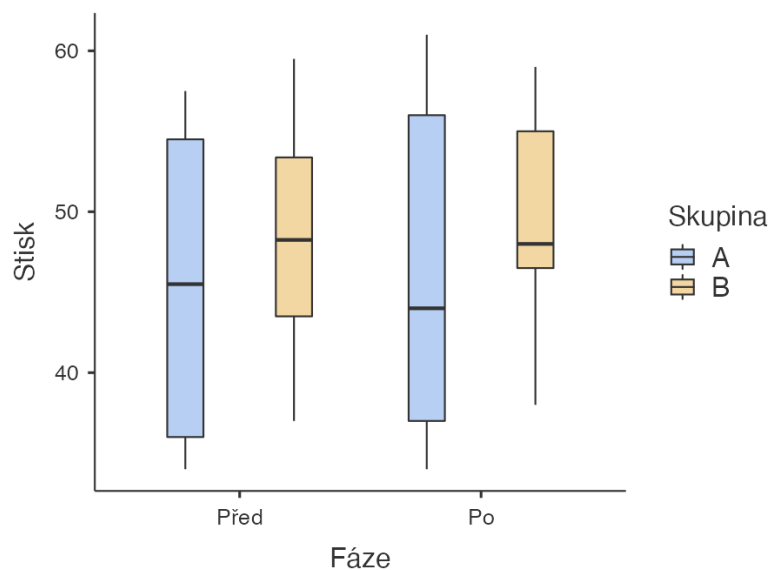


Graf 2 – Porovnání průměrných hodnot před a po intervenci u skupiny A (modrá) a skupiny B (oranžová)

4.4.1 Porovnání změn v testu síly stisku

Výsledky testu síly stisku u skupiny A dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $45,2 \pm 9,0$ kg s mediánem 45,5 kg, nejnižší naměřenou hodnotou 34 kg a nejvyšší 57,5 kg. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $46,6 \pm 10,0$ kg s mediánem 44,0 kg, nejnižší naměřenou hodnotou 34 kg a nejvyšší 61,0 kg.

Výsledky testu síly stisku u skupiny B dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $48,4 \pm 7,5$ kg s mediánem 48,3 kg, nejnižší naměřenou hodnotou 37 kg a nejvyšší 59,5 kg. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $49,6 \pm 7,1$ kg s mediánem 48,0 kg, nejnižší naměřenou hodnotou 38 kg a nejvyšší 59 kg.



Graf 3 – Východí výsledky testu síly stisku (syntéza měření č.1 a č.2) v porovnání s měřením č.3; Skupina A (modrá) a skupina B (oranžová), hodnoty uvedené v kilogramech

Pro ověření statistické významnosti většího zlepšení u skupiny A byla provedena analýza ANOVA doplněná výpočtem Cohenova d pro zjištění velikosti efektu. Velikost efektu byla pro obě skupiny významná (skupina A: $d = 0,9$; skupina B: $d = 0,8$). U obou skupin lze tedy hovořit o znatelném efektu, ale vzhledem k výsledku analýzy ANOVA ($p = 0,980$) nebyl efekt u skupiny A statisticky významně větší oproti kontrolní skupině.

Tabulka 8 – Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování síly stisku, limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d -effect size a analýza ANOVA

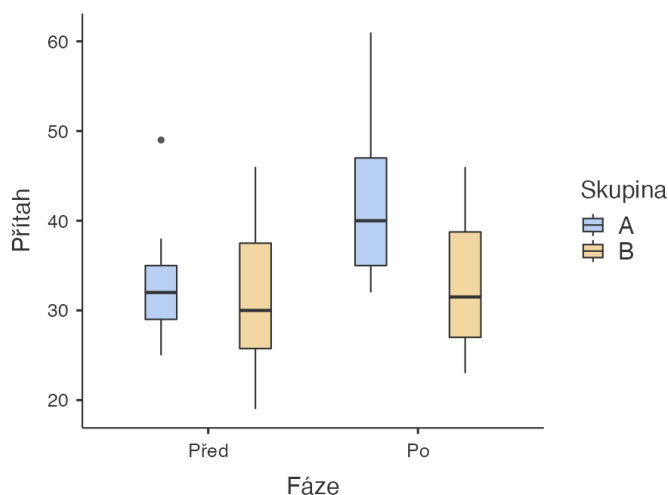
		N	Rozdíl průměrů	CI 95% limity	Cohenovo d	ANOVA p
STISK	A	9	1,3	0,09 – 1,7	0,9	0,980
	B	8	1,2	0,01 – 1,2	0,8	

4.4.2 Porovnání změn v testu výdrže v horní pozici přitahu

Výsledky testu výdrže v horní pozici přitahu u skupiny A dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $33,1 \pm 7,3$ s. Výsledný medián byl 32 s, nejnižší naměřená hodnota 25 s a nejvyšší 49 s. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $43 \pm 10,5$ s. Výsledný medián byl 40 s, nejnižší naměřená hodnota 32 s a nejvyšší 61 s.

Výsledky testu výdrže v horní pozici přitahu u skupiny B dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $31,8 \pm 9,3$ s. Výsledný medián byl 30 s, nejnižší naměřená hodnota 19 s a nejvyšší 46 s. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $33,4 \pm 8,4$ s. Výsledný medián byl 31,5 s, nejnižší naměřená hodnota 23 s a nejvyšší 46 s.

Velikost efektu byla pro skupinu A velmi významná, pro skupinu B středně významná (skupina A: $d = 2,2$; skupina B: $d = 0,7$). Přestože byla velikost efektu u skupiny A výrazně větší, výsledek analýzy ANOVA ($p = 0,190$) nepotvrdil statistickou významnost zlepšení skupiny A oproti kontrolní skupině.



Graf 4 – Výchozí výsledky testu výdrže v přitahu (syntéza měření č.1 a č.2) v porovnání s měřením č.3.; Skupina A (modrá) a skupina B (oranžová), hodnoty uvedené v sekundách

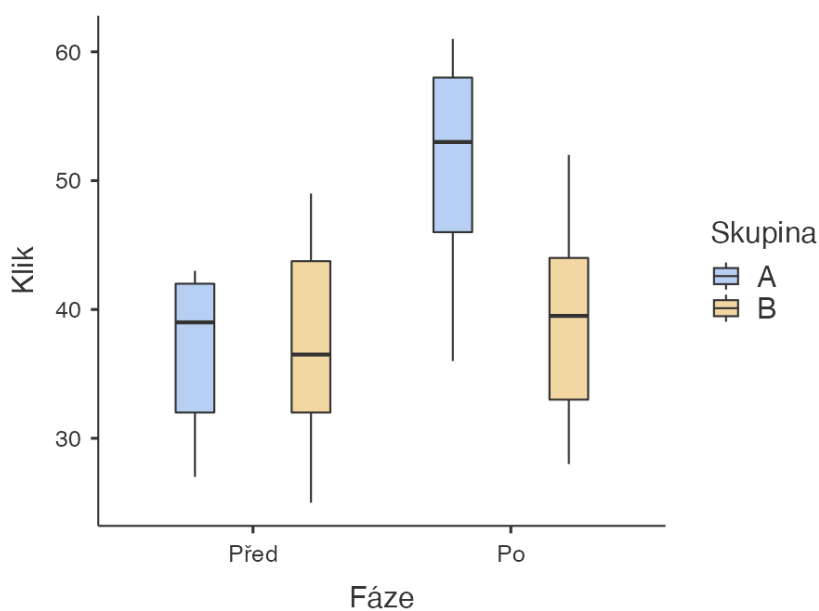
Tabulka 9 – Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování výdrže v přitahu, limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d -effect size a analýza ANOVA

		N	Rozdíl průměrů	CI 95% limity	Cohenovo d	ANOVA p
PŘÍTAH	A	9	9,9	1,0 – 2,2	2,2	0,190
	B	8	1,6	0,1 – 1,4	0,7	

4.4.3 Porovnání změn testu výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo

Výsledky testu výdrže v horní pozici přitahu u skupiny A dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $36,7 \pm 6,2$ s. Výsledný medián byl 39 s, nejnižší naměřená hodnota 27 s a nejvyšší 43 s. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $50,3 \pm 8,7$ s. Výsledný medián byl 53 s, nejnižší naměřená hodnota 36 s a nejvyšší 61 s.

Výsledky testu výdrže v horní pozici přitahu u skupiny B dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $37,5 \pm 8,8$ s. Výsledný medián byl 36,5 s, nejnižší naměřená hodnota 25 s a nejvyšší 49 s. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $39,1 \pm 7,7$ s. Výsledný medián byl 39,5 s, nejnižší naměřená hodnota 25 s a nejvyšší 52 s.



Graf 5 – Východí výsledky testu výdrže vzporu ležmo (klik) (syntéza měření č.1 a č.2) v porovnání s měřením č.3.; Skupina A (modrá) a skupina B (oranžová), hodnoty uvedené v sekundách

Velikost efektu byla pro skupinu A velmi významná, pro skupinu B středně významná (skupina A: $d = 3,7$; skupina B: $d = 0,7$). Velikost efektu u skupiny A byla výrazně větší a výsledky analýzy ANOVA ($p = 0,034$) následně potvrdily statistickou významnost zlepšení skupiny A oproti kontrolní skupině.

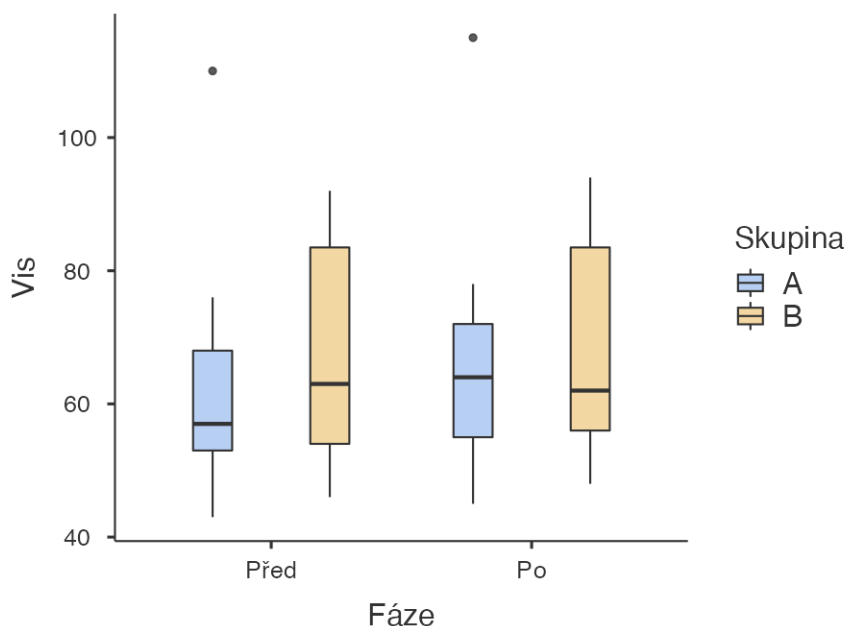
Tabulka 10 – Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování výdrže v vzporu ležmo (klik), limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d-effect size a analýza ANOVA

		N	Rozdíl průměrů	CI 95% limity	Cohenovo d	ANOVA p
KLIK	A	9	13,7	1,8 – 5,6	3,7	0,034
	B	8	1,6	0,3 – 1,2	0,5	

4.4.4 Porovnání změn testu výdrže v pasivním visu

Výsledky testu výdrže v pasivním visu u skupiny A dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $63,6 \pm 20,1$ s. Výsledný medián byl 57 s, nejnižší naměřená hodnota 43 s a nejvyšší 110 s. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $67,3 \pm 20,5$ s. Výsledný medián byl 64 s, nejnižší naměřená hodnota 45 s a nejvyšší 115 s.

Výsledky testu výdrže v horní pozici přitahu u skupiny B dosahovaly před pohybovým vstupem průměrné hodnoty $37,5 \pm 8,8$ s. Výsledný medián byl 36,5 s, nejnižší naměřená hodnota 25 s a nejvyšší 49 s. Po intervenci dosahovaly výsledky průměrné hodnoty $39,1 \pm 7,7$ s. Výsledný medián byl 39,5 s, nejnižší naměřená hodnota 25 s a nejvyšší 52 s.



Graf 6 – Výchozí výsledky testu výdrže vzporu ležmo (klik) (syntéza měření č.1 a č.2) v porovnání s měřením č.3.; Skupina A (modrá) a skupina B (oranžová), hodnoty uvedené v sekundách

Velikost efektu byla pro skupinu A velmi významná, pro skupinu B středně významná (skupina A: $d = 2,2$; skupina B: $d = 0,5$). Velikost efektu u skupiny A byla výrazně větší, ale výsledky analýzy ANOVA ($p = 0,848$) nepotvrdily statistickou významnost zlepšení skupiny A oproti kontrolní skupině.

Tabulka 11 – Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování výdrže v pasivním visu, limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d -effect size a analýza ANOVA

		N	Rozdíl průměrů	CI 95% limity	Cohenovo d	ANOVA p
VIS	A	9	3,8	0,9 – 3,4	2,2	0,848
	B	8	1,3	0,3 – 1,2	0,5	

4.5 Vyhodnocení hypotéz

H1: Z dostupných výsledků lze říci, že cvičební protokol přinesl statisticky významné zlepšení ve všech provedených testech a tuto hypotézu lze potvrdit.

H2: Ačkoliv bylo zlepšení u skupiny A konzistentně větší, než u skupiny B statisticky významný byl tento rozdíl pouze u testu výdrže v dolní pozici vzporu ležmo. Hypotéza se tedy naplnila pouze v jedno ze čtyř testů a nelze ji potvrdit.

5 DISKUZE

5.1 Diskuze teoretické části

Prvním cílem teoretické části bylo shrnutí dispozic horní končetiny směrem k lokomočně-posturální funkci z hlediska fylogenetického, strukturálního, ale zejména funkčně kineziologického. Problematika volnosti pohybu horní končetiny a nutnosti její stabilizace je dlouhodobě zkoumané téma. (Veeger a van der Helm , 2007; Faria et al., 2009; Khademi Kalantari a Berenji Ardestani, 2014)

Hlavním záměrem bylo dostatečně konkrétně představit kineziologický obsah pohybu horní končetiny během reflexní lokomoce. Dílčí vzory obsažené v reflexním plazení protkávají celou motorickou ontogenezi až k volné chůzi. Je to tedy minimální motorický repertoár, kterým by měla pohybová soustava člověka vládnout, aby se dokázala efektivně pohybovat. Každý motorický deficit, odchylka nebo patologie v těchto základních stavebních kamenech se bude manifestovat narušením schopnosti efektivně zajistit tělo v prostoru. Míra deficitu může být zcela minimální, ale každá nefyziologická svalová souhra vede k horší schopnosti reagovat na odchylky od rovnovážného stavu.

Zejména v kontextu rešerše teorií motorického řízení se zdá být přínos profesora Vojty nedocenitelným. Existence vrozeného motorického programu, který je přístupný skrze senzoryckou stimulaci, je věc sama o sobě fascinující. Ovšem existence takového programu s fyziologickým obsahem je potom těžko zcela pojmutelná, pokud člověk skutečně domyslí důsledky této skutečnosti. Ačkoliv je logické, že v sobě přirozeně nervový systém uchovává pro něj výhodnou odpověď na stimul-nikoliv chybnou. Existence tohoto programu byla experimentálně prokázána (Sanz-Esteban, 2021; Kolář, 2016) a empirie vycházející z výsledků Vojtovy metody je minimálně u nás velmi významná.

Skutečné pochopení obráceného směru aktivace svalů a z něj vycházejících synergií vede ke zcela novému pohledu na pohyb a jeho generování. Opěrný bod se stává punctum fixum a osový orgán se stává mobilním tělesem, které se pohybuje k existujícímu nebo budoucímu pevnému bodu. Svalová aktivace směrem k bodu opory, který tam v daný moment není, je z počátku těžko představitelný vjem. Může nám pomoci představa chůze po zábradlí. Prvním dojem člověka, který při balancování na zábradlí roztáhne ruce bude, že je zvedl, aby jimi vyvažoval, tedy přenášel váhu ze

strany na stranu. To je do jisté míry samozřejmě pravda, ale ve skutečnosti jeho ruce hledají bod opory, který je svalovou aktivitou na akrech skutečně vytvořen. Právě schopnost aktivovat opěrný mechanismus k virtuální opoře je předpoklad k maximálnímu vytěžení posturálních kapacit pohybového systému ve volném prostoru.

Schopnost vytvoření bodu opory v distálních částech pohybového aparátu (nehledě na přítomnost nebo nepřítomnost fyzické opory) a následný pohyb s intenzivním pohybovým záměrem, za udržení distální složky svalového působení, je obsahem přístupu doktora Čumpelíka. Prvotním krokem ovšem je právě otočení směru svalové aktivity. I z toho důvodu byla právě distální aktivace svalů vybrána jako zkoumaný mechanismus pro tuto práci. Cílem bylo zjistit, jestli změny a zlepšení pozorované v klinické praxi u pacientů bude možné reprodukovat na větším vzorku lidí.

Dynamická stabilita nevychází z volní svalové aktivace, nýbrž z podvědomě generované svalové synergie, která je výsledkem kvalitní aferentní informace poskytované motorickému řízení. Cílem volní aktivace je ke kvalitní aferentní situaci dojít nebo tam alespoň směřovat.

V závěru stěžejní publikace pro tuto diplomovou práci Čumpelík (2007) uznává, že mechanismy posturální stabilizace předkládané v jeho přístupu nejsou opřeny o tvrdá data vědeckého výzkumu, ale spíše o klinickou praxi, zkušenost a dlouhodobé věnování se dané problematice. Nicméně dodává, že jsou tyto vhledy postaveny na premisách mechanismů, které jsou jen velmi obtížně měřitelné a některým z nich stále nerozumíme v dostatečném rozsahu, aby bylo možné dojít k prakticky uplatnitelným závěrům. Toto tvrzení bylo minimálně částečně potvrzeno výsledky rešerše na téma teorie motorického řízení. Zatím je převažující přístup stále velmi mechanistický a redukcionistický. (Cohn et al., 2018)

Ačkoliv je v současné době výpočetní kapacita podobných přístupů taková, že je výsledkem matematicky skutečně optimální motorická odpověď velmi složitého systému, stále jde o pouhý model, který nedokáže uvažovat zpětnou vazbu neuromotorického systému. Nejlepším možným výstupem takového způsobu zkoumání bude vždy pouze hypotetická podoba efektivního motorického výstupu, která má pro další výzkum bezpochyby nezměrnou hodnotu, ale nepřináší odpovědi, které by ozřejmovaly zákonitosti systému, kterému se původně snaží porozumět. Pouze vytváří v určitých charakteristikách podobný systém, který ale podléhá zcela jinému způsobu řízení a možná nebude vůbec možné jeho výsledky aplikovat. Tato úvaha vznikla

paradoxně z nadšení, které vyvolala předložená teorie (Feasibility theory) a její výstup optimální svalové synergie. Po počátečním nadšení ovšem přišel střet s nemožností zařadit výsledky do celkového pohledu na fyziologii pohybu.

Právě fyziologie pohybu je v pohledu Pražské rehabilitační školy pevně spjata s aferentní informací a zákonitostmi motorické ontogeneze. Až při hlubším ponoření se do tématu generování pohybu skrze svalové synergie popsané profesorem Vojtou vyvstává v celistvosti perspektiva skutečně funkčního přístupu k tělu. Důležitost kvalitní aferentace vysvětluje Čumpelík (2017) na principu rigidní a dynamické stability. Dynamická stabilita nevychází z volní svalové aktivace, nýbrž z podvědomě generované svalové synergie, která je výsledkem kvalitní aferentní informace poskytované motorickému řízení. Cílem volní aktivace je k tak kvalitní aferentní situaci dojít. Nepřístupnost svalové aktivace případně konkrétních synergií ochuzuje motorický repertoár. To funguje na rovině globálních pohybových vzorců i na rovině drobných svalových souher. V otázce zdraví je nutnost bohatosti tohoto repertoáru diskutabilní, protože jde zejména o kvalitu používaných pohybových řešení, která nepřetěžují pohybový aparát. V otázce výkonu se ovšem podmínky zásadně mění. Co znamená výkon a co znamená zdraví? Jaké jsou cíle, kterých chceme s pohybovou soustavou dosáhnout? Tyto všechny proměnné budou zásadně ovlivňovat odpověď na otázku, co je pro člověka fyziologický motorický vzor.

5.2 Diskuze nad výsledky této práce

Měření změny výkonu s sebou vždy přináší úskalí objektivizace. Prvním limitem měření, který byl v této práci cíleně nastaven, bylo vymezení testované skupiny pouze na muže mezi 20 a 30 lety života. Bylo tak učiněno z důvodu homogenosti skupiny a pohlavně determinovaných rozdílů v možnostech generování síly horní končetiny. Výsledky této práce je proto možné vztahovat pouze k mužské části populace.

Při měření byl k testu maximální síly stisku použit hydraulický dynamometr a pro testování silové vytrvalosti horní končetiny pak byly použity testy využívající vlastní váhu. K tomu bylo přistoupeno z toho důvodu, že je předkládaný pohybový přístup poměrně rozšířen mezi lezeckou komunitou z důvodu spolupráce Adama Ondry s doktorem Čumpelíkem a Jakubem Novotným (Novotný, 2022). Z toho vyplývající klinická zkušenost s lezci a tím už vytvořená konkrétní představa vlivu představených postupů na výkon při lezeckém pohybu, vedly k tomu, že byly zvoleny testy používané

pro hodnocení fyzické připravenosti lezců. Tedy maximální síla stisku, výdrž v horní pozici přitahu a pasivní vis. Ačkoliv jde o nestandardizované testy, jejich použití je v rámci hodnocení výkonnosti lezců značně rozšířené (Ozimek et al., 2017; Dickie et al., 2017; Johnson et al., 2009; Saul et al., 2019; Mackenzie et al., 2020; Gottschall et al., 2018; Stien et al., 2022; López-Rivera a González-Badillo, 2019). Výdrž v horní pozici přitahu, jinak také známý jako bent-arm-test, byl dokonce vyhodnocen jako test s nejspolehlivější predikční hodnotou ve vztahu ke skutečnému lezeckému výkonu. (Mackenzie et al., 2020). Výdrž ve spodní pozici vzporu ležmo pak byla do studie zařazena proto, aby byla do měření zařazena i pozice ze své podstaty oporná a reprezentující uzavřené kinematické řetězce.

Dalším limitem práce byla bezpochyby kontrolní skupina s opačným směrem povelů a předávání cvičebních instrukcí z pozice autora. Povelů pro kontrolní skupinu byly zvoleny tímto způsobem z toho důvodu, aby byla skutečně protestována hypotéza, že za zlepšením výkonu horní končetiny stojí právě tento směr svalové kontrakce a nikoliv pouze pravidelné intervaly koncentrované pozornosti do klíčových bodů pohybového systému. Zásadním úskalím samozřejmě bylo předání cvičebních povelů, které se neshodovaly s vnitřním postojem autora, tudíž jejich komunikace směrem k probandům musela nutně probíhat jinak, ačkoliv byly podniknuty kroky k co největšímu omezení tohoto vlivu. Přesto se varianta opačného směru povelů osvědčila, a to nejen z důvodu srovnání opačného směru svalové aktivace, ale i pro potvrzení progresivního zlepšování se s každým dalším testem a to na úrovni obou skupin jako celků.

Vzhledem ke zmíněnému progresivnímu nárůstu výkonu pozorovaného u obou skupin s každým dalším měřením lze uvažovat, že se probandi postupně adaptovali na testovací proces a dosahovali průměrně lepších výsledků, nezávisle od cvičebního protokolu.

Nosným výsledkem měření tak bylo statisticky signifikantní zlepšení skupiny A oproti skupině B ($n = 0,034$) v testu výdrže ve spodní pozici vzporu ležmo. To potvrdilo i původní předpoklad, že se cvičební protokol zaměřený na vytváření distálních bodů opory projeví nejvíce v uzavřeném kinematickém řetězci.

Z pohledu autora je patrné nezanedbatelně větší zlepšení i u testu výdrže v horní pozici přitahu, ačkoliv tento vztah nebyl statisticky potvrzen ($n = 0,190$). Vzhledem k signifikantně výraznějšímu zlepšení v pozicích komplexnějšího charakteru (oproti

testům maximální síly a výdrže jedné konkrétní svalové skupiny) se dá vyvodit závěr, že efekt cvičebního protokolu po jednom týdnu není dostatečný na zefektivnění izolovaného pohybu. Vliv na koordinačně složitější pozice byl ovšem v práci potvrzen i statisticky a ačkoliv nebyla potvrzená kompletní hypotéza, lze označit výsledky měření za příznivě ve vztahu k validnosti představeného přístupu.

5.3 Diskuze nad otázkami plynoucími z této práce a další směřování

Vzhledem k pouze částečnému potvrzení hypotéz na straně jedné a signifikantnímu vlivu na výkon horní končetiny na straně druhé je určitě otázkou, jakým způsobem se pokusit daný pohybový přístup objektivizovat pro jeho další validaci. Minimálně stejnou měrou by mělo být zvaženo, jakým způsobem postupovat v záležitosti objasnění mechanismů, na kterých je tento přístup vystaven. V první řadě se nabízí experimentální studie s měřením EMG, která by pomohla osvětlit změny, které probíhají ve výkonné části motorického systému. Jako další možnost se jeví extenzivní rešeršní šetření vlivu změny aferentních informací na jednotlivé části motorického řízení a vytvoření hypotéz o konkrétních úrovních řídicích mechanismů, díky kterým dochází ke změně motorického výstupu.

Současná premisa obsahuje: zvýšené propioceptivní zásobení na základě protažení svalových a fasciálních struktur při jejich protažení v distálním směru (podobné iniciační protažení je popsáno v počátečních fázích reflexní lokomoce jako zdroj velkého množství aferentních informací); propioceptivní informace z kloubních struktur, které se při distální koaktivaci dostávají do centrovaného postavení; vyrušení přetrvávající patologické aferentní informace ze svalů, které v kompenzačních mechanismech zastávají hlavní úlohu (např. m. pectoralis major, m. rectus abdominis); vědomým tréninkem zjemněnou/zpřesněnou kontrolu motorických jednotek a z toho plynoucí možnosti preciznějšího nastavení lokální stability pro efektivnější přenos sil v globálním vzoru a v neposlední řadě aktivaci autochtonní muskulatury páteře přes její podráždění tahem dorzální svaloviny trupu za trnové výběžky obratlů.

Vliv a skutečná funkce těchto mechanismů v daném přístupu není ověřena a je tedy otázkou, které z těchto mechanismů se skutečně daří oslovovat a na které úrovni motorického systému skutečně ke změně dochází, případně zda k nim nedochází na zcela jiném podkladě.

Expresí potenciálu je plně závislá na vystavení vnějším podmínkám. Podobně

jako nebude schopen tolerovat zátěž pohybový systém disponující fyziologicky bezchybným motorickým vzorem, který ovšem nikdy nebyl vystavený zátěži, tak nebude hybný systém na zátěž adaptovaný, který ovšem nebyl nikdy postaven před možnost (případně nutnost) využít svůj nejfyziologičtější motorický vzor, schopen tento optimální pohybový vzor generovat. Stejně jako je pro fyziologický vzor možné adaptovat se na zátěž, je pro na zátěž zadaptovaný systém možné se propracovat k fyziologii (za předpokladu, že adaptace probíhala i za vlivu kompenzace). Nestane se tak ovšem bez optimálního vystavení stimulu, který bude dostatečně potentní k vyvolání kýžené změny. Vzhledem k předložené teorii tvoření posturálního zajištění se tedy nabízí závěr, že nejfyziologičtějším posturálním nastavením je právě takové, které ze své biomechanické i neurofyziologické podstaty poskytne co nejbohatší aferentní informace pro řídicí systém, jako dostatečně potentní stimul ke změně.

5.4 Diskuze k osobním zkušenostem autora

Při zpětném hodnocení vlastní dvouleté pohybové praxe podle principů používaných doktorem Čumpelíkem se postupně vyjevila přiléhavá analogie. Diferenciace lokálního a sektorového posturálního zajištění s distálním vytvářením opor je proces, který na první pohled připomíná sérii příspěvků na sociálních sítích s líbivým vizuálem a podtónem snadno dosažitelné naděje. Na pohled druhý pak připomíná knihu s hlubokým příběhem, který je propleten křížem krážem skrze tělo a konečně připravuje dlouho očekávané zodpovězení palčivých otázek. A v konečné fázi mi tento přístup připomíná spíše spletitou knižní sérii, u které se člověk neustále vrací k předchozím dílům, aby se vůbec mohl pokusit pochopit příčiny a následky právě probíhajících událostí. Obrovsky důležitým detailem je ovšem fakt, že se nejedná o příběh vědomostí a znalostí, nýbrž dovedností a prožitku vlastního těla. Vnímat, cítit, rozpoznat, rozlišit, aktivovat, použít, povolit, zacílit. Přes veškerou znalost provedení je totiž někdy kýžená aktivace v nedohlednu a když po několika týdnech snažení dojde k průlomům, člověk už automaticky sahá po předchozím svazku, aby se zorientoval, do jaké části příběhu se to vůbec dostal a jak to mění vyznění celého děje. Zcela jistě nejde o cestu pro každého a jednoznačně se pohybujeme za hranicí bezbolestného fungování pohybového aparátu v rámci každodenní existence. Je to cesta za poznáním sebe skrze sebe a z jejích pokladů mohou bezpochyby těžit i ti, kdo se rozhodnou absolvovat jen její část.

ZÁVĚR

Z výsledků práce můžeme vyvodit, že jsme naplnili vytyčené cíle, potvrdili či vyvrátili námi stanovené hypotézy a současně nastínili předpokládaný směr, kterým by se mělo ubírat další zkoumání.

Hlavním cílem bylo specifikovat základní složku přístupu doktora Čumpelíka v podobě distální aktivace svalů. Dalším cílem bylo přednést teoretický základ potřebný k pochopení původu přednesených pohybových konceptů. Z tohoto základu měla vzejít odůvodnění a premisa účinku cvičebního protokolu. Tato odůvodnění jsme následně podrobili reálné zkoušce v podobě praktického měření. Na základě zkušenosti s efektem daného přístupu u horolezců, bylo praktické šetření provedeno za použití testů výhodných pro hodnocení fyzických atributů spojených s lezeckým výkonem. Jednalo se o vyšetření maximální síly hydraulickým dynamometrem, výdrž v horní pozici přitahu, výdrž ve spodní pozici vzporu ležmo a výdrž v pasivním visu.

Měření částečně potvrdilo relevanci našich předpokladů i v porovnání s kontrolní skupinou, ale zároveň zviditelnilo nedostatky zvoleného způsobu měření při finálním statistickém zpracování dat. Tento relativně malý vzorek nám umožnil ověření základní premisy konceptu, ale pro objektivně validní hodnocení nebyl dostatečný. Došli jsme k závěru, že týdenní praktikování cvičebního protokolu má signifikantní vliv na výdrž v koordinačně komplexních pozicích konkrétně v horní pozici přitahu a spodní pozici vzporu ležmo.

Směrem k vysvětlení účinku cvičebního protokolu, potažmo přístupu podle kterého byl vytvořen, je ještě nutné vynaložit značné úsilí neboť se opírá o mechanismy těžko kvantifikovatelné či měřitelné.

REFERENČNÍ SEZNAM

1. DYLEVSKÝ, I., Ivan. Anatomie dítěte: Nipioanatomie 1. díl, Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2014. ISBN 978-80-01-05094-1, 297-330
2. KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. Fylogeneze lidské lokomoce. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-2463-379-4
3. MICHALÍČEK, P., VACEK, J., 2014 . Rameno v kostce - I. část., Rehabilitace a fyzikální lékařství, č.3, s. 151-162.
4. DYLEVSKÝ, I., Speciální kineziologie. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
5. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ P.: Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2006, 2, s. 92-98
6. VEEGER, H.e.j. a F.c.t. VAN DER HELM, 2007. Review: Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. Journal of Biomechanics [online]. 1.1., roč. 40, s. 2119–2129. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.016
7. KAPANDJI, A.I. 2007. The physiology of the joints. Volume 1, The upper limb. 6th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2007. ISBN 978-0-4431-0350-6
8. VÉLE, František. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9
9. FARIA, Christina Danielli Coelho de Moraes, Luci Fuscaldi TEIXEIRA-SALMELA a Pollyanna Figueiredo GOMES, 2009. Basic Science and Elbow: Applicability of the coactivation method in assessing synergies of the scapular stabilizing muscles. Journal of Shoulder and Elbow Surgery [online]. 1.1., roč. 18, s. 764–772. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2009.02.019
10. LUNDEN, Jason B., Jonathan P. BRAMAN, Robert F. LAPRADE a Paula M. LUDEWIG, 2010. Basic Science: Shoulder kinematics during the wall push-up plus exercise. Journal of Shoulder and Elbow Surgery [online]. 1.1., roč. 19, s. 216–223. ISSN 1058-2746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2009.06.003
11. HUROV, J., 2009. Anatomy and Mechanics of the Shoulder: Review of Current Concepts. Journal of Hand Therapy [online]. roč. 22, č. 4, s. 328–343. ISSN 08941130. Dostupné z: doi:10.1016/j.jht.2009.05.002
12. KOLÁŘ, P. 2009. Rehabilitace v klinické praxi. 2009, 1. vyd., Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
13. VOJTA, V., PETERS, A. 2010. Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi. Přeložila Denisa MENDELOVÁ, překlad 3, Praha: Grada, ISBN 978-80-247-2710-3.
14. ČUMPELÍK, Jiří, LIEBENSON, Craig, ed. *Rehabilitation of the Spine: A Practitioner's Manual: A new approach to postural function*. 2 nd edition. Philadelphia: Lippincott & Wilkins, 2007. ISBN 0781729971.
15. HAAR, Shlomi a Opher DONCHIN. A Revised Computational Neuroanatomy for Motor Control. *Journal of Cognitive Neuroscience* [online]. 2020, **32**(10), 1823-1836 [cit. 2022-04-15]. ISSN 0898-929X. Dostupné z: doi:10.1162/jocn_a_01602
16. RABISCHONG, Pierre. *Comprehensive Anatomy of Motor Functions* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2014 [cit. 2022-04-15]. ISBN 978-3-319-04168-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-04169-8
17. O'SULLIVAN, S. & SCHMITZ, T. J. Physical rehabilitation. 5.vyd. Philadelphia: F. A. Davis Company, 2007. ISBN 13: 978-0-8036-1247-1.

18. SHUMWAY-COOK, A. & WOOLAACOTT, M. H. Motor control: Translating Research into Clinical Practic. 3rd ed. Philadelphia: Williams and Wilkins, 2007. ISBN 13:978-0-7817-6691-3.
19. LOEB, Gerald E. Learning to Use Muscles. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2021, **76**(1), 9-33 [cit. 2022-04-15]. ISSN 1899-7562. Dostupné z: doi:10.2478/hukin-2020-0084
20. TING, Lena H a J Lucas MCKAY. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2007, **17**(6), 622-628 [cit. 2022-04-16]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi:10.1016/j.conb.2008.01.002
21. LATASH, M. L. Neurophysiological basis of movement. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics, 2008. ISBN -10: 0-7360-6367-6.
22. COHN, Brian A., May SZEDLÁK, Bernd GÄRTNER a Francisco J. VALERO-CUEVAS. Feasibility Theory Reconciles and Informs Alternative Approaches to Neuromuscular Control. *Frontiers in Computational Neuroscience* [online]. 2018, **12** [cit. 2022-04-15]. ISSN 1662-5188. Dostupné z: doi:10.3389/fncom.2018.00062
23. PATEL, Neepa, Joseph JANKOVIC a Mark HALLETT. Sensory aspects of movement disorders. *The Lancet Neurology* [online]. 2014, **13**(1), 100-112 [cit. 2022-04-15]. ISSN 14744422. Dostupné z: doi:10.1016/S1474-4422(13)70213-8
24. HOK, Pavel a Petr HLUSTIK. Modulation of the human sensorimotor system by afferent somatosensory input: evidence from experimental pressure stimulation and physiotherapy. *Biomedical Papers* [online]. 2020, **164**(4), 371-379 [cit. 2022-04-15]. ISSN 12138118. Dostupné z: doi:10.5507/bp.2020.052
25. PETROVICKÝ, Pavel. *Klinická neuroanatomie CNS s aplikovanou neurologií a neurochirurgií*. Praha: Triton, 2008. ISBN 978-80-7387-039-3.
26. SANZ-ESTEBAN, Ismael, Roberto CANO-DE-LA-CUERDA, Ana SAN-MARTIN-GOMEZ, Carmen JIMENEZ-ANTONA, Esther MONGE-PEREIRA, Cecilia ESTRADA-BARRANCO, Pablo Cesar GARCIA-SANCHEZ a Jose Ignacio SERRANO. Innate Muscle Patterns Reproduction During Afferent Somatosensory Input With Vojta Therapy in Healthy Adults. A Randomized Controlled Trial. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2021, **29**, 2232-2241 [cit. 2022-04-15]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: doi:10.1109/TNSRE.2021.3120369
27. GINANNESCHI, Federica, Federica DOMINICI, Alessia BIASELLA, Francesca GELLI a Alessandro ROSSI. Changes in corticomotor excitability of forearm muscles in relation to static shoulder positions. *Brain Research* [online]. 2006, **1073-1074**, 332-338 [cit. 2022-04-14]. ISSN 00068993. Dostupné z: doi:10.1016/j.brainres.2005.12.021
28. KHADEMI KALANTARI, Khosro a Simin BERENJI ARDESTANI, 2013. Muscle physiology: The effect of base of support stability on shoulder muscle activity during closed kinematic chain exercises. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 27.8. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2013.08.005
29. LEE, S.-Y. (1), J.-M. (2) JUNG a G. (3) HWANGBO, 2011. The effects on shoulder stabilizer activation of finger flexor activation during the push-up plus exercise. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. roč. 23, č. 4, s. 575–577. ISSN 09155287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.23.575
30. OZIMEK, Mariusz, Robert ROKOWSKI, Paweł DRAGA, et al. The role of physique, strength and endurance in the achievements of elite climbers. *PLOS ONE* [online]. 2017, **12**(8) [cit. 2022-04-16]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0182026
31. STIEN, Nicolay, Atle Hole SAETERBAKKEN a Vidar ANDERSEN. Tests and Procedures for Measuring Endurance, Strength, and Power in Climbing—A Mini-Review. *Frontiers in Sports and Active Living* [online]. 2022, **4** [cit. 2022-04-16]. ISSN 2624-9367. Dostupné z: doi:10.3389/fspor.2022.847447

32. DICKIE, James A., James A. FAULKNER, Matthew J. BARNES a Sally D. LARK. Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2017, **32**, 30-36 [cit. 2022-04-17]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2016.11.004
33. JOHNSON, Doug, James LYNCH, Kedren NASH, Joe CYGAN a Jerry L MAYHEW. Relationship of Lat-Pull Repetitions and Pull-Ups to Maximal Lat-Pull and Pull-Up Strength in Men and Women. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2009, **23**(3), 1022-1028 [cit. 2022-04-17]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3181a2d7f5
34. SAUL, Dominik, Gino STEINMETZ, Wolfgang LEHMANN a Arndt F. SCHILLING. Determinants for success in climbing: A systematic review. *Journal of Exercise Science & Fitness* [online]. 2019, **17**(3), 91-100 [cit. 2022-04-16]. ISSN 1728869X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jesf.2019.04.002
35. MACKENZIE, Robert, Linda MONAGHAN, Robert A. MASSON, Alice K. WERNER, Tansinee S. CAPREZ, Lynsey JOHNSTON a Ole J. KEMI. Physical and Physiological Determinants of Rock Climbing. *International Journal of Sports Physiology and Performance* [online]. 2020, **15**(2), 168-179 [cit. 2022-04-18]. ISSN 1555-0265. Dostupné z: doi:10.1123/ijsp.2018-0901
36. GOTTSCHALL, Jinger S., Bryce HASTINGS a Zachary BECKER. Muscle Activity Patterns do not Differ Between Push-Up and Bench Press Exercises. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2018, **34**(6), 442-447 [cit. 2022-04-16]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2017-0063
37. LÓPEZ-RIVERA, Eva a Juan José GONZÁLEZ-BADILLO. Comparison of the Effects of Three Hangboard Strength and Endurance Training Programs on Grip Endurance in Sport Climbers. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2019, **66**(1), 183-195 [cit. 2022-04-16]. ISSN 1899-7562. Dostupné z: doi:10.2478/hukin-2018-0057
38. CHIPCHASE, L.S., S.M. SCHABRUN a P.W. HODGES. Peripheral electrical stimulation to induce cortical plasticity: A systematic review of stimulus parameters. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2011, **122**(3), 456-463 [cit. 2022-04-15]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2010.07.025
39. Novotný, J. (12. dubna 2022). SKRYTÁ SÍLA: 2. Mýtus natažených rukou | Hanibal.cz – Jakub Novotný [Video]. Youtube. <https://www.youtube.com/watch?v=TtNNLNUVxE>

SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obrázek 1: Nástup do měřené pozice (archiv autora).....	33
Obrázek 2: Výchozí pozice a konec měření (archiv autora)	34
Obrázek 3: Pozice na zádech s graficky znázorněnými směry povelů pro skupinu A (archiv autora).....	38
Obrázek 4: Pozice na zádech s graficky znázorněnými směry povelů pro skupinu B (archiv autora).....	39
Graf 1: Porovnání průměrných hodnot z měření č.1 a měření č.2 u skupiny A (modrá) a skupiny B (oranžová).	44
Graf 2: Porovnání průměrných hodnot před a po intervenci u skupiny A (modrá) a skupiny B (oranžová)	47

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Popisná statistika skupin A a B.....	40
Tabulka 2: výsledky obou skupin z měření č. 1.....	41
Tabulka 3: výsledky obou skupin z měření č. 2.....	42
Tabulka 4: výsledky obou skupin z měření č. 3.....	43
Tabulka 5: výsledky obou skupin při kombinaci úspěšnějších výsledků každého jednotlivce z měření č.1 a č.2.....	45
Tabulka 6: Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování, jejich statistická významnost, standartní chyba průměru a limity pro konfidenční interval (CI) 95%.....	46
Tabulka 7: Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování, jejich statistická významnost, standartní chyba průměru a limity pro konfidenční interval (CI) 95%.....	46
Tabulka 8: Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování síly stisku, limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d-effect size a analýza ANOVA.....	48
Tabulka 9: Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování výdrže v přitahu, limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d-effect size a analýza ANOVA.....	49
Tabulka 10: Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování výdrže v vzporu ležmo (klik), limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d-effect size a analýza ANOVA.....	51
Tabulka 11: Rozdíl průměrů hodnot získaných při testování výdrže v pasivním visu, limity pro konfidenční interval (CI) 95%, Cohenovo d-effect size a analýza ANOVA.....	52

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Informovaný souhlas	67
--------------------------------------	----

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS PRO ÚČASTNÍKA VÝZKUMU

Souhlasím s poskytnutím informací Janu Piherovi a Mgr. Jakubovi Katolickému pro účely výzkumu. Souhlasím s použitím získaných údajů pro účely diplomové práce a s jejich anonymním publikováním. Souhlasím taktéž s pořízením obrazového materiálu během vyšetření. Jsem informován/a, mám možnost spolupráci kdykoliv ukončit.

V Praze Dne: 8. 3. 2022

Jméno:

Podpis.....