UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Jiří Hájek

Korelace změny těžiště a maximální svalové síly stisku ruky

Diplomová práce

Praha 2024

Autor práce: **Jiří Hájek**

Vedoucí práce: **Mgr. Martin Jirásek**

Oponent práce: **Mgr. Lenka Oplatková**

Datum obhajoby: **16. 9. 2024**

Bibliografický záznam

HÁJEK, Jiří. *Korelace změny těžiště a maximální svalové síly stisku ruky* Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2024. 67 s., Vedoucí diplomové práce Mgr. Martin Jirásek

Abstrakt

Tato diplomová práce byla zaměřena na prokázání spojení síly stisku a změny těžiště ve stoje. V rámci teoretické části byly shrnuty poznatky ohledně řízení motoriky kineziologie nohy a ruky, významu maximální svalové kontrakce stisku a význam těžiště.

METODIKA: V této práci bylo 57 probandů ve věku 15-35 let rozděleno losem do dvou skupin A (31 probandů, z toho 17 žen; 29 dominantní horní končetinu pravá) a B (14 probandů, z toho 8 žen; 14 dominantní horní končetinu pravá). Bylo provedeno celkem 12 měření maximální síly stisku pro každého probanda, 6 měření pro pravou horní končetinu a 6 měření pro levou horní končetinu, pro danou horní končetinu vždy 3 měření probíhala s přenosem váhy na paty a 3 s přenosem váhy na špičky. Hodnocení a kontrola přenosu váhy probíhalo pomocí plošiny PhysioSensing v modu: Static Analysis. Všechna celkově naměřená data z jednotlivých měření byla následně statisticky zpracována pomocí programu Jamovi verze 2.2.5.

VÝSLEDKY: Z hlavních výsledků práce i z výsledků subanalýzy vyplývá, že ani u jedné horní končetiny nedošlo ke statisticky významnému výsledku (pro všechny výsledky platí: $p>0,05$) ve změnách síly stisku při přenesení váhy na paty nebo na špičky.

ZÁVĚR: Výsledky této práce nepotvrzují, žádnou vzájemnou vazbu mezi změnou těžiště a změnou síly stisku ruky.

Klíčová slova

maximální síla stisku ruky, těžiště, dynamometrie, pedobarografie, PhysioSensing, handgrip

Bibliographic record

HÁJEK, Jiří. *Correlations of change in centre of preassure and maximum muscle force of hand grip*. Prague, 2024, 67pages. Masters thesis. Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine. Supervisor Mgr. Martin Jirásek.

Abstract

This thesis focused on demonstrating the connection between compression force and change in centre of gravity in standing. The theoretical part summarised the findings regarding motor control of leg and hand kinesiology, the importance of maximal muscle contraction of the grip and the importance of centre of gravity.

METHODS: In this study, 57 probands aged 15-35 years were randomly divided into two groups A (31 probands, 17 females; 29 right upper limb dominant) and B (14 probands, 8 females; 14 right upper limb dominant). A total of 12 measurements of maximal grip strength were performed for each proband, 6 measurements for the right upper limb and 6 measurements for the left upper limb; for a given upper limb, 3 measurements were always performed with weight transfer to the heels and 3 with weight transfer to the toes. Assessment and control of weight transfer was performed using the PhysioSensing platform in the Static Analysis module. All total data from each measurement were then statistically processed using Jamovi version 2.2.5.

RESULTS: The main results of the study and the results of the sub-analysis show that there was no statistically significant result (for all results: $p>0.05$) in changes in grip strength when weight was transferred to the heels or toes.

CONCLUSION: The results of this study do not support any correlation between change in center of gravity and change in hand grip strength.

Keywords

maximum hand grip force, centre of gravity, dynamometry, pedobarography, PhysioSensing, handgrip

Prohlášení

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

V Praze dne 14. 8. 2024 Jiří Hájek

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucí práce Mgr. Martinovi Jiráskovi za odborné vedení práce, trpělivost, přátelský přístup, poskytnutí konzultací a cenných rad. Velmi děkuji také osobám blízkým, především pak mé přítelkyni Zdislavě Tučkové, za podporu a trpělivost.

OBSAH

OBSAH ... **3**

SEZNAM ZKRATEK ... **7**

ÚVOD ... **9**

1 PŘEHLED POZNATKŮ ... **10**

1.1 PRINCIPY ŘÍZENÍ MOTORIKY VOLNÍHO POHYBU ... 10
1.1.1 Úrovně řízení motoriky a jejich neurofyziologie ... *10*
1.1.2 Cílenost pohybu ... *12*
1.1.3 Opora a její význam při pohybu ... *13*
1.1.4 Funkční zapojení svalů ... *14*
1.1.5 Nábor motorických jednotek ... *14*
1.1.6 Hrubá a jemná motorika ... *15*
1.2 KOORDINACE POHYBU ... 16
1.2.1 Svalové skupiny ... *17*
1.2.2 Svalové smyčky ... *18*
1.2.3 Svalové řetězce, tensegrity ... *18*
1.2.4 Propojení svalové síly horní končetiny a opory o dolní končetiny ... *22*
1.3 ZÁKLADY KINEZIOLOGIE NOHY ... 23
1.3.1 Anatomie a biomechanika nohy ... *23*
1.3.2 Funkce nohy ... *24*
1.4 ZÁKLADY KINEZIOLOGIE RUKY ... 25
1.4.1 Anatomie a biomechanika ruky ... *25*
1.4.2 Funkce ruky ... *26*
1.5 ÚCHOP RUKY, SÍLA A VÝZNAM SÍLY ÚCHOPU ... 27
1.5.1 Význam síly stisku ruky a jejího měření ... *27*
1.5.2 Faktory ovlivňující sílu úchopu ... *29*
1.5.3 Měření síly stisku – dynamometrie ... *30*
1.6 KINETICKÁ A KINEMATICKÁ ANALÝZA ... 31
1.6.1 Kinetika ... *31*
1.6.2 Kinematika ... *32*
1.7 TĚŽIŠTĚ TĚLA ... 32
1.7.1 Těžiště tlaku = Center of Pressure (COP) ... *32*
1.7.2 Hmotnostní střed = Centre of Mass (COM) ... *33*
1.7.3 Těžiště = Centre of Gravity (COG) ... *33*
1.7.4 Hodnocení a vyšetření kinetických veličin ... *33*
1.7.5 Stabilometrie a posturografie ... *33*

2 CÍLE A HYPOTÉZY ... **35**

2.1 CÍLE ... 35
2.2 HYPOTÉZY ... 35

3 METODIKA ... **36**

3.1 DESIGN STUDIE ... 36
3.2 CHARAKTERISTIKA MĚŘENÉHO SOUBORU ... 36
3.2.1 Inkluzivní kritéria ... *36*
3.2.2 Exkluzivní kritéria ... *36*
3.3 RANDOMIZACE ... 36
3.4 POUŽITÉ PŘÍSTROJE ... 36
3.4.1 Pedobarografie a stabilometrie PhysioSensing (Obrázek 7) ... *36*
3.4.2 Dynamometr CAMRY EH-101 ... *40*
3.5 PRŮBĚH MĚŘENÍ SÍLY STISKU ... 40
3.5.1 Instrukce pro probandy ... *41*
3.6 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT ... 42

4 VÝSLEDKY 43
4.1 SKUPINA A – PATY 44
4.2 SKUPINA B – ŠPIČKY 45
4.3 SUBANALÝZA 46
4.3.1 Zatížení >50 % 47
4.3.2 Zatížení ≥60 % 48
4.3.3 Zatížení ≥70 % 49
4.4 VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ 50
4.4.1 Hypotéza H1 50
5 DISKUSE 51
5.1 LIMITY PRÁCE 55
ZÁVĚR 57
REFERENČNÍ SEZNAM 58
SEZNAM TABULEK 66
SEZNAM OBRÁZKŮ 67
SEZNAM GRAFŮ 68
PŘÍLOHA 1 69

SEZNAM ZKRATEK

BG – bazální ganglia

Cca – cirka

cm^2 – centimetr čtverečný

CNS – centrální nervový systém

COG – centre of gravity, těžiště

COM – centre of Mass, hmotnostní střed

COP – centre of pressure, těžiště tlaku

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

EMG – elektromyografie

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

Kg - kilogram

Lb – libra

LHK – levá horní končetina

m. – musculus

mm. – musculi

MDC – minimal detectable change

N – Newton

PDF – Portable Document Format

PHK – pravá horní končetina

PL – paty levá

PNF – Proprioceptivní Neuromuskulární Facilitace

PP – paty pravá

RF – retikulární formace

RM – repetition maximum

SEM – standard error of the mean

SL – špičky levá

SP – špičky pravá

Th12 – 12. hrudní obratel

ÚVOD

Budu se opakovat, jak řekl Aristoteles: „Celek je větší než součet jeho částí.“ Tato slova jsou velmi přiléhavá k popisu fungování celého pohybového organismu. Všechny části organismu však spolu komunikují, spolupracují a vytvářejí velmi sofistikovaně fungující celek, který nabízí velké pole působnosti pro studování těchto dějů.

V posledních letech se věnuje stále více pozornosti studiu souvislostí mezi detailním nastavením jednotlivých částí lidského těla a jejich vlivem na pohybové dovednosti, sílu, bolest a funkci. Přestože se jednoduchým empirickým testem dá ověřit, zdali tato souvislost má pozitivní či negativní dopad, měřitelnost těchto pochodů je mnohem složitější a také v literatuře se nevyskytují žádné zdroje, které popisují přesnou souvislost takových dějů.

Jedním z takových testů, který se dá snadno otestovat, je například vzpažení horní končetiny a změna těžiště přenosem váhy více na paty či na špičky, tak aby stále celé chodidlo zůstalo v kontaktu s povrchem. Pakliže vyvineme sílu na horní končetinu ve směru k zemi, je velmi patrná změna síly v oblasti celé horní končetiny. U většiny jedinců je možné pozorovat při větším zatížení na špičkách větší sílu horní končetiny než při zatížení na patách. Avšak tato spojitost mezi změnou těžiště a změnou síly horních končetin je neprobádaná stran vědeckého měření a neexistují žádné relevantní zdroje, které by takový vztah popisovaly. I přesto, že takový vztah by mohl být důležitým při analýze stability a koordinace pohybů, což má zásadní význam nejen pro sportovce, ale i pro běžnou populaci v rámci každodenních činností.

Maximální svalová síla stisku ruky je ukazatelem celkové fyzické zdatnosti a může být odrazem síly svalového systému celého těla. Změna těžiště, ať už při dynamických nebo statických činnostech, by mohla být jednoduchým ukazatelem kontroly pohybu. V této diplomové práci se tedy dále budeme zabývat možnou souvislostí mezi změnou těžiště a změnou maximální síly stisku ruky.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Principy řízení motoriky volního pohybu

V první kapitole se práce bude krátce zabývat principy řízení motoriky volního pohybu. Zmíní se o neurofyziologii řízení motoriky, dále také o funkci jednotlivých částí a etáží centrálního nervového systému (dále CNS) a jejich roli pro řízení motoriky. Role CNS je velice důležitou pro jakýkoli prováděný pohyb, ať už pro jeho anticipaci, tak i pro samotné provedení a zpětnovazebné informace o něm. Tato kapitola je věnována právě této problematice, jelikož i při korelaci síly stisku ruky v závislosti na změně zatížení plosky nohy je CNS a jeho jednotlivé části neoddělitelnou a důležitou součástí, jelikož řídí samotný proces a děje na něj navázané.

1.1.1 Úrovně řízení motoriky a jejich neurofyziologie

Řízení motoriky je regulováno CNS, který reguluje svaly jako efektory a zpětnovazebné informace jsou odesílány z receptorů aferentním systémem zpět.

Jak uvádí Dylevský (2009a), motoriku dělíme na 3 typy:

1. Archemotorika je systémem, jež řídí hlavně mimovolní emoční motorické projevy. Ovlivňuje všechny svalové skupiny hlavy, trupu i končetin. Její funkce je hlavně nastavení jejich svalového tonu a ovlivnění vegetativních funkcí.

2. Paleomotorika je část motoriky, která řídí a kontroluje hlavně hrubou motoriku trupu a kořenových svalů končetin. Ovlivňuje nastavení jejich svalového tonu. Tyto svaly mají hlavně antigravitační funkci, udržují vzpřímené držení těla v prostoru a podílí se na bipedální lokomoci.

3. Neomotorika je nejnovějším systémem a jeho úloha je plánování a realizace složitějších pohybů. Do tohoto systému a procesů se zapojuje hlavně mozková kůra a mozeček. Ten má svou důležitou funkci v plánování pohybu i ve zpracovávání eferentních informací o prováděném pohybu (Dylevský 2009a).

Úroveň mozkové kůry

Pro plánování a provedení pohybu jsou důležitými oblastmi primární a sekundární motorická oblast, premotorická a suplementární motorická oblast a frontální okohybné pole. Primární motorická oblast zajišťuje volní motoriku a je uspořádána somatotopicky jako motorický homunkulus. Svaly pro jemnou motoriku

(svaly ruky, svaly jazyka a hrtanu) mají větší zobrazení než ostatní svaly. Sekundární motorická oblast se podílí na tvorbě složitějších pohybů a iniciaci pohybu. Premotorická a suplementární motorická oblast nejdříve připravuje a v průběhu činnosti také mění pohyby společně ve spolupráci s frontálním okohybným polem. Premotorická oblast má také funkci koordinace pohybů obou stran těla a polohy těla v prostoru (Kittnar 2020).

Úroveň mozečku

Hlavní funkcí mozečku je příjem, porovnávání a upravování informací z ostatních struktur CNS, proprioceptorů a exteroreceptorů. Aferentní cestou přichází informace potřebné k provedení pohybu a informace o probíhajícím pohybu. Mozeček tyto informace porovnává, zhodnotí odchylky a programy poté upravuje. Dělí se na tři části. Vestibulární mozeček přijímá aferentní informace ze statokinetického orgánu, podílí se na udržování vzpřímené polohy těla. Spinální mozeček přijímá aferenci z proprioceptorů, exteroreceptorů a interoreceptorů. Jeho hlavním úkolem je regulace svalového tonu. Cerebrální mozeček komunikuje s primární motorickou oblastí mozkové kůry, dostává informace z interoreceptorů a kožních exteroreceptorů. Podílí se a je důležitou součástí hlavně pro zajištění správné koordinace pohybu (Dylevský 2009b; Hudák et al. 2017).

Úroveň bazálních ganglií

Bazální ganglia jsou hlavně inhibiční částí CNS. Dochází zde k výběru a vyčištění nejideálnějšího programu. Jejich funkce je důležitá při řízení volních i mimovolních pohybů a při procesu učení. Dávají přesné informace o provedení pohybu (směr, rychlost, síla a amplituda pohybu). Jsou v těsné komunikaci s talamem a informace ovlivňují pomocí dvou drah, přímé a nepřímé, kdy obě mají inhibiční charakter pro thalamus a motorické oblasti (Dylevský 2009b; Kittnar 2020).

Úroveň mozkového kmene

Důležitou částí této úrovně je retikulární formace. Její hlavní funkcí je řídit svalový tonus, dále také působí na antigravitační svaly, kterými jsou hlavně extenzory končetin a trupu. Přijímá informace z proprioceptorů šíjových svalů, vestibulárních jader, mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry. Podílí se na funkci souhybu očí a hlavy při pohybu. Mozkový kmen je také místem uložení jader hlavových nervů,

které zajišťují volní okulomotoriku. Podílí se také na tvorbě mimické odpovědi na taktilní, algické a zvukové podněty (Dylevský 2009b; Čihák 2016).

Tractus corticospinalis

Tractus corticospinalis neboli pyramidová dráha je hlavní dráhou vedoucí informace z CNS k efektoru pohybu. Ve svém průběhu se částečně kříží. Laterální svazky se kříží na úrovni mozkového kmene a inervují alfamotoneurony kontralaterální strany těla, informace vede k alfamotoneuronům distálních svalů končetin. Ventrální svazky se nekříží a přes interneurony jdou také na alfamotoneurony. Inervují proximální svaly končetin a osové svaly (Čihák 2016; Kittnar 2020).

Úroveň míšní

Na míšní úrovni alfa motoneurony řídí extrafuzální svalová vlákna a gama motoneurony řídí intrafuzální svalová vlákna. Na této úrovni hrají velmi důležitou roli také interneurony. Mimo jiné zajišťují princip reciproční inervace, tedy děj, kdy aktivací agonistů a synergistů dojde k částečnému utlumení antagonistů. Tento princip zajišťuje provádění koordinovaného pohybu a ochranu měkkých tkání kloubů. Intrafuzální svalová vlákna se nachází uvnitř svalového vřeténka a jsou inervována gama motoneurony. Jejich zapojení je paralelní s extrafuzálními vlákny, což jsou vlákna kosterních svalů inervována alfa motoneurony. Svalová vřeténka registrují natažení a zkrácení svalu a jsou zapojena do reflexní dráhy na míšní úrovni. Aferentní informace o natažení vřeténka při protažení svalu je dostředivými vlákny vedena do zadních rohů míšních. Reakcí je kontrakce svalu zajištěná přes alfa motoneurony předních rohů míšních, a tím dojde ke snížení dráždění svalových vřetének. Dále jsou vřeténka zapojena také do systému gama kličky, který nastavuje svalový tonus komunikací s retikulární formací. Eferentní informace z retikulární formace jde přes gama motoneurony do svalového vřeténka, které se kontrahuje. Tím se aktivuje reflexní dráha na úrovní míchy a dochází ke kontrakci extrafuzálního svalového vlákna již přes alfa motoneurony. Tímto neustálým zpětnovazebným procesem dochází k nastavování a udržování svalového tonu (Dylevský 2009a; Kittnar 2020).

1.1.2 Cílenost pohybu

Volní pohyb je pohybem účelovým (teleologickým), zároveň je řízen i myšlenkou (je tedy i ideokinetický). Proto je důležitou součástí volního pohybu myšlení, které jej řídí. Volní pohyb za jasným účelem je pohyb vědomý, může však

probíhat i podvědomě a být ovlivňován různými faktory. Zajímavostí je, že pohyb může probíhat i zcela podvědomě, a přesto účelově a koordinovaně. Příkladem jsou náměsíčné stavy. Když vezmeme v potaz tyto informace, je nutné zohledňovat také sociální a společenské vlivy v pohybovém chování, což je však zatíženo velkou mírou subjektivity, jelikož mnoho informací nelze zhodnotit čistě objektivně (Véle 2012).

Čumpelík (2017) uvádí důležitost představy o cíli a účelu pohybu. Představa je důležitou hlavně před začátkem pohybu pro fázi anticipace. Při anticipaci dochází k mírnému napřímení páteře, zvýší se také její stabilita v sagitální rovině, a to umožní více přenést váhu na končetiny (Čumpelík 2017).

1.1.3 Opora a její význam při pohybu

Opora je z pohledu biomechaniky pevný bod, na který působí páka. Pevný bod je kloub a ten působí pákou tvořenou svalem na kost. Pohyb je tedy tvořen soustavou pák, na něž působí svalová síla. Síla pohybu se rovná síle, kterou vyvíjí sval na páku. U člověka jako u živé soustavy je ještě klíčové pro tvorbu opory právě úmysl pohyb provést. Tím se automaticky nastartuje vrozený vzpřimovací program. Takové nastavení opory proběhne ještě před začátkem pohybu a kvalita opory odpovídá kvalitě dalšího pohybu. O kvalitě vypovídá také stabilita výchozí polohy pro pohyb. Informace z těchto opěrných bodů jdou zpět do CNS a jejich vyhodnocení je důležité pro nastavení držení těla a další provádění pohybu (Čumpelík 2017).

Kolář (2009) užívá k popisu pohybu pojmy punctum fixum a punctum mobile. Umístění se mění dle druhu práce končetin, které buď pracují jako opěrné nebo jako kročné. U opěrných končetin je punctum fixum distálně, punctum mobile proximálně. U kročných končetin je punctum fixum proximálně, punctum mobile distálně. Svaly pracují směrem k punctu fixu. U opěrných končetin probíhá pohyb kloubní jamky vůči hlavici, u kročných končetin se pohybuje kloubní hlavice vůči jamce. Opěrná a kročná končetina provádí opačný pohyb a v koordinované spolupráci jsou součástí každého pohybu (Kolář 2009).

Kontakt pokožky s povrchem vytváří aferenci, jež vyvolává specifickou odpověď závislou na místě kontaktu. Kontaktem pokožky společně s aferencí z polohy těla a jeho segmentů je tvořena velice specifická aference do CNS, kterou lze využít i terapeuticky či jen pozorovat vzájemné změny. Stejně tak změna polohy segmentu a celého těla vyvolává specifické reakce lokální nebo celkové, kdy dochází ke korekci

nebo zaujetí nové polohy. Důležité je hodnocení výsledné dynamiky pohybu v důsledku této změny, ne se pouze zaměřovat na lokální segmenty a jejich změny (Véle 2006).

1.1.4 Funkční zapojení svalů

K postupnému uzrávání, vývoji opor, stability trupu a fázické funkce končetin dochází v rámci ontogenetického vývoje hlavně během 1. roku života. V tomto čase dochází ke zrání a diferenciaci funkcí různých svalových skupin. Postupně se vyvíjí opory na končetinách a s nimi spojené funkce agonistických a antagonistických svalových skupin, které společně pracují směrem k bodu opory. Tímto způsobem také dochází ke vzpřimování a k vertikalizaci až do stoje a následně k bipedální lokomoci. Koordinace agonistických a antagonistických svalových skupin je spojena také se selektivním ovládáním svalového tonu. Tato funkce vzniká v CNS na základě spontánní motoriky, kdy CNS vybírá optimální vzorec pro cílený pohyb na základě aference z těla, z okolí a dřívější zkušenosti. Literatura uvádí, že zapojení svalových skupin probíhá v charakteristických řetězcích (Vojta a Peters 2010).

Také Véle (2012) uvádí, že pohybu se vždy účastní více svalů a skupin svalů ve vzájemné koordinaci. Výsledkem má být zajištění jisté polohy těla a jeho pohybu proti gravitaci. Důležité pro správnou koordinaci je dobré časování aktivity jednotlivých svalů, a dále také vynaložená svalová síla pro daný pohyb. Pohyb má být ekonomický a šetřící energii (Véle 2012).

Důležité pro pohyb vpřed je zapojení svalu v distálním směru, kde opět hraje významnou roli svalová diferenciace. CNS vnímá a tvoří pohyb v celých pohybových vzorech ne podle jednotlivých svalů. Pokud dojde k porušení svalu ve vzorci, postupně se oslabí řetězec a dochází k vytvoření vzorce náhradního. Při koordinovaném pohybu vpřed se vytváří punctum fixum na končetinách, jsou tedy opěrnými body. Dále dochází k přenosu váhy dopředu a ke vzpřímení. Tyto děje jsou automatické. Nejdříve dochází ke vzpřímení trupu, poté ke vzpřímení končetin Následuje přesun trupu dopředu (Vojta a Peters 2010).

1.1.5 Nábor motorických jednotek

Při kontrakci svalu dochází k postupnému náboru motorických jednotek dle velikosti svalové kontrakce. Díky tomuto postupnému zapojování je možný postupný přechod od jemných svalových kontrakcí malých skupin po velké svalové kontrakce velkých skupin svalů. Zapojování motorických jednotek dle silových

požadavků kontrakce popsal Elwood Henneman v 60. letech 20. století. E. Henneman vyslovil také Hennemanovo pravidlo mluvící právě o postupném zapojování motorických jednotek. Motorické jednotky jsou zapojovány podle velikosti od nejmenších po největší. Malé motorické jednotky inervují svalová vlákna typu I pro pomalejší a delší typ kontrakce. Tato svalová vlákna jsou také méně unavitelná. Se zvýšenými nároky na potřebnou sílu se zapojují větší motorické jednotky, které inervují svalová vlákna typu IIa a IIb. Tato vlákna jsou schopna tvorby větší síly, ale také jsou více unavitelná. Zapojují se i pro dosažení maximální síly. Tento vzorec postupného zapojení motorických jednotek od menších po větší je energeticky efektivní (Hodson-Tole a Wakeling 2008).

V praktické části této práce se budeme zabývat měřením právě maximální síly svalové kontrakce při stisku ruky, kterou budeme měřit pomocí dynamometru.

1.1.6 Hrubá a jemná motorika

Motoriku lze rozdělit na motoriku hrubou, kam se řadí posturální a lokomoční motorika, a motoriku jemnou. Všechny typy motoriky však pracují v úzké vzájemné spolupráci tak, aby vytvořily ideální pohybový vzorec těla, a zajišťují bezpečný a ekonomický pohyb, kdy se snaží zatížit všechny kloubní plochy rovnoměrně a vyvinout co nejlepší účinnost (tedy dobrý poměr výkonu a síly pohybu). Hrubá motorika má na starost hlavně udržování polohy a postury těla v prostoru a lokomoci. Pokud dochází ke změně polohy, předchází tomu již příprava při rozhodování o pohybu, kdy se tato příprava a tvorba logistického vzorce děje v rámci celého CNS. Jedná se o nastavení dráždivosti motoneuronů a změnu orientace postury před samotným provedením pohybu. Toto je fáze přípravná, na kterou poté navazuje fáze aktivního pohybu. Udržování těla a postury v prostoru je velice dynamický děj, i když se na první pohled může zdát velice statickým. Neustále dochází k vyvažování zaujaté polohy i při drobných změnách segmentů. Pokud dochází k nesouladu mezi pohybem a posturální motorikou, může to vést ke zhoršení efektivity pohybu až ke vzniku poranění. Dle typu pohybu poté lze rozlišit pohyb podpůrný, který právě udržuje posturu. Dále pohyb teleokinetický, neboli účelový, který se podílí na změnách polohy segmentů či těla při lokomoci za určitým cílem. Pohyb ideomotorický, zamýšlený, má na starost již specifickou plánovanou motoriku a pohyb respirační zajišťuje dýchání jako elementární životní funkci. Lokomoční pohyb je uskutečňován pomocí končetin, avšak je zde neoddělitelná spolupráce osového orgánu, tedy opět

se jedná o velice úzkou až překrývající se spolupráci posturální a lokomoční motoriky. Při provádění lokomoce musí dojít k mírnému utlumení posturálních funkcí, aby bylo možné pohyb provést. Naopak zase posturální systém pohyb přibržďuje a podílí se na stabilizaci během provádění pohybu i při jeho ukončení. Během pohybu má funkci spíše brzdící a zajišťuje tak lepší koordinaci a plynulost provedení daného pohybu. Pro každé udržování polohy a každý pohyb je třeba velkého množství senzorických informací. Studie provedené s pomocí EEG ukázaly, že větší senzorická aference velmi zvyšuje excitabilitu CNS i při vzniku pohybového programu a vhodně jej adresuje dle záměru pro výběr nejlepšího motorického vzoru (Véle 2006).

Druhou složkou motoriky je motorika jemná, díky níž jsou prováděny cílené činnosti, a slouží také jako komunikační nástroj. Jedná se o fylogeneticky vyšší a mladší stupeň motoriky. Jemná motorika je řízena z CNS, kde velkou roli v řízení hraje mozeček. Následně jsou pohyby jemné motoriky realizovány hlavně distálními částmi končetin a mimickým svalstvem. Avšak i přesto existuje velice úzká spolupráce mezi hrubou a jemnou motorikou. Rozdíl mezi hrubou a jemnou motorikou je i v počtu neuronů, kdy dráhy pro posturální a lokomoční motoriku jsou tří a více neuronové, dráhy pro jemnou motoriku jsou hlavně dvou neuronové, což jim zajišťuje větší přesnost a cílení pohybu. U jemné motoriky dochází také k masivnějšímu zpětnovazebnému toku informací. Roli zde hraje také emoční tlak, který má velice důležitou funkci na konečný výsledek jemné motoriky (Véle 2006).

1.2 Koordinace pohybu

Základem pohybové koordinace je mezisvalová souhra. Účastní se jí svaly přímo pohyb vykonávající, svaly pomocné i svaly posturální. Jako výsledek dobré souhry je koordinovaný pohyb. Pro dobrou koordinaci je třeba kvalitní propriocepce, koordinace mozečku, dobré časování zapojení svalů a dobrá intenzita síly zapojení jednotlivých svalů. Při častém opakování pohybu dochází také ke zlepšení koordinace jednotlivého pohybu (Véle 2012).

Jednotlivé svaly jsou propojeny vazivovými a kostními strukturami do větších funkčních celků. Svaly vytvářejí svalové skupiny, svalové smyčky a svalové řetězce, kterým se bude práce krátce věnovat dále v této kapitole. Základní svalové skupiny jsou synergisté, agonisté a antagonisté. Skupiny svalů se navzájem ovlivňují a podílejí se na společné funkci a souhře v pohybu. Právě souhra svalových skupin je klíčová pro koordinaci pohybu a celkový svalový výkon. Koordinovaný pohyb je harmonický,

ekonomický a sílu šetřící. Vzniká dobrou koordinovanou souhrou svalových skupin. Souhru agonistů a antagonistů je možné označit jako svalovou koaktivaci. Kolem kloubu tvoří svaly funkční svalovou skupinu, která ovládá pohyb v daném segmentu. Při vyvážené aktivitě nedochází k omezení rozsahu pohybu ani k decentraci kloubu (Véle 2006; Vojta a Peters 2010).

Jednotlivé svalové řetězce nemají pouze strukturální souvislost, ale také společnou organizační složku v rámci CNS. Při měření či posilování pouze jednoho svalu z celého řetězce je aktivita vytržena z celkového kontextu, jelikož není zohledněn vliv okolních svalů řetězce na funkci jednoho svalu (Véle 2006).

Pro praxi je důležité zlepšovat kvalitu pohybu a koordinace, ne se jen analyticky zaměřovat na jednotlivé svaly. Pro posílení jednoho svalu je výhodné jej zapojit do vhodné svalové souhry pro ovlivnění účinnosti pohybu i ekonomiky. Svaly a svalové smyčky vytvářejí také pohybové programy. Véle (2006): *„Pohybový program je organizovaný soubor jednoduchých pohybových vzorů uložených v paměti, ze které se dají vyvolat. Tyto vzory (podprogramy) skládají dohromady pohybový program jako dynamickou mozaiku.“* Při posuzování celkového pohybu a programu je důležité jej hodnotit jako celek a mít v povědomí také řídící složku celého procesu pro řízení strategie, taktiky a cíle pohybu. Je také nutné počítat s individualitou mezi osobami, jelikož neexistuje jediný ideální model ideomotoriky vykonání daného pohybu pro každého. Každý má tedy svůj vlastní způsob provedení, který se i tak může lišit při jednotlivých opakováních. Dále je důležité pro celkové pohyby vzít v potaz také nastavení mysli a psychické rozpoložení jedince, které může pozitivně i negativně ovlivnit provedení pohybu i výkon (Véle 2006; 2012).

1.2.1 Svalové skupiny

Janda (2004) uvádí základní dělení svalů či svalových skupin na agonisty, antagonisty, synergisty a svaly fixační. Agonisté jsou hlavní svaly pro pohyb, tedy největší účastníci pohybu. Antagonisté jsou svaly s opačnou funkcí, aktivitou agonistů dochází k jejich natažení (Janda 2004).

Synergisté jsou svaly pomocné pro provádění pohybu, samostatně však nejsou schopni pohyb provést. Původ slova synergie je z řečtiny, kdy synergos znamená spolupracovat. Synergisté spolu tedy spolupracují a vytvářejí koordinovaný pohyb. Každý jednotlivý sval může být součást synergie stejně a svalová synergie může zapojovat různé svaly. Dělení svalů do synergistických skupin není sjednocené.

Nejčastější určení a popsání je pomocí elektromyografického (EMG) měření během různých aktivit (např. chůze, zvedání horní končetiny (HK) či jízda na kole) (Dischiavi et al. 2018; Janda 2004; Wojtara et al. 2014).

Další skupinou jsou svaly fixační, které samy o sobě explicitně neprovádějí pohyb. Udržují však segment ve výhodné poloze pro provedení pohybu, což je velmi důležitá funkce pro kvalitní a koordinované provedení pohybu (Janda, 2004).

Podle hlavní funkce můžeme svaly dělit na flexory, extenzory, abduktory, adduktory, rotátory, fixátory a stabilizátory (Hudák et al. 2017).

1.2.2 Svalové smyčky

Svalová smyčka je uspořádání svalů, které tvoří spojení dvou kostí volnější než kloubní spojení. Svaly smyčky pohyblivý segment mezi sebou buď fixují, nebo jím cíleně pohybují ve směru svých tahů. Propojení jednotlivých svalů ve smyčce je strukturální, tedy přímé nebo programové, tedy nepřímé. Při neideálním výchozím postavení vlivem svalové aktivity dojde k narušení svalové rovnováhy, a tím vznikají náhradní pohybové vzory, které mohou vést až k opotřebení či strukturální deformitě segmentu (Véle 2012).

1.2.3 Svalové řetězce, tensegrity

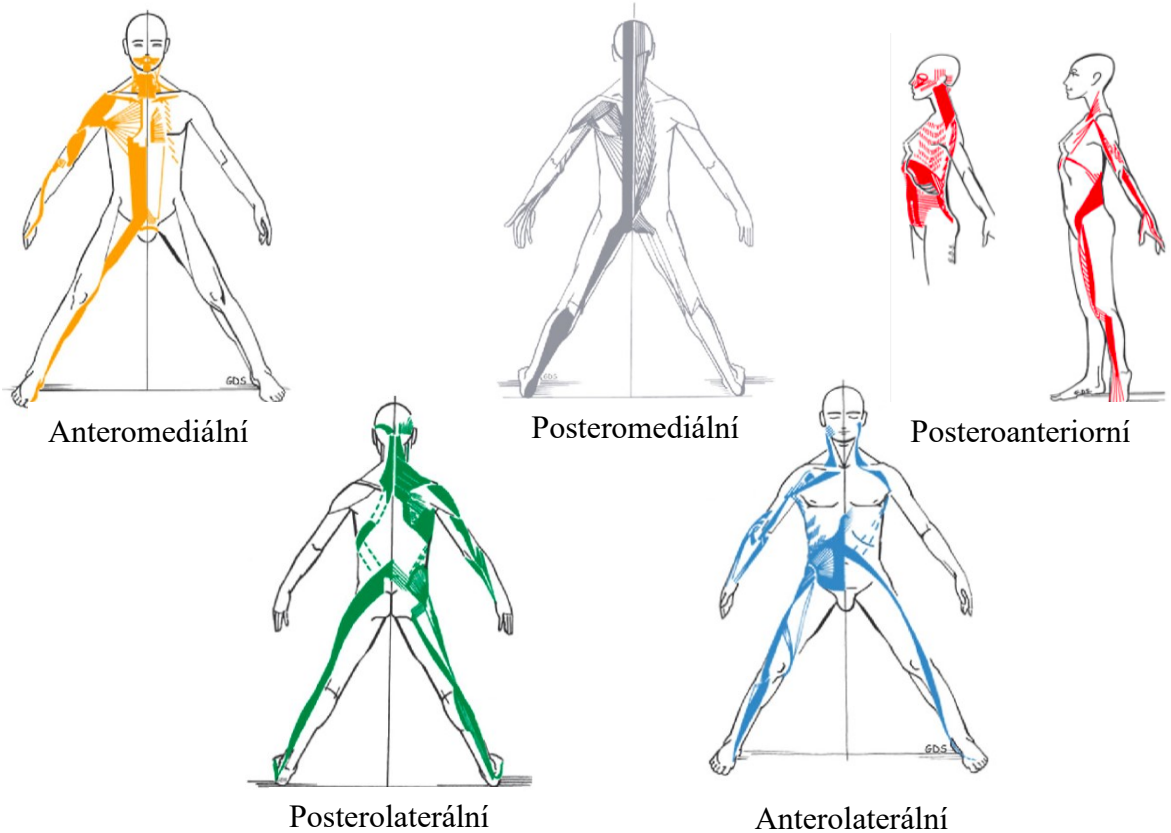
Svalový řetězec je propojení skupiny svalů svalovými, vazivovými, fasciálními, šlachovými a kloubními strukturami do dlouhého řetězce. Díky tomuto spojení může být prováděn pohyb a přenos síly a zátěže. Funkce řetězců funkčních i strukturálních je řízena z CNS. Jejich zapojení do funkce je geneticky připraveno a vytváří motorické rysy jedince. Jsou to například funkce vzpřímení, lokomoce a úchopu. Pro tyto funkce se vždy spojí více svalových řetězců a vzniká tím pohybový program (Véle 2012).

Tensegrit popisuje globální propojení svalových řetězců. Základem je myšlenka sériově zapojených struktur v těle, které jsou odolné v tlaku, ale nemají navzájem pevné spojení. Jedná se o síť viskoelastických elementů, za které jsou považovány svaly a vazivové struktury. Pro živé soustavy je lépe využitelný pojem biotensegrit. Základní myšlenka je shodná s definicí tensegritu, jen je obohacená o informaci neustálého přizpůsobování přenosu a působení mechanického napětí bez narušení, poškození a deformace integrity a funkce systému. Dále fascintegrit zahrnuje do definice i tělesné tekutiny. Stále je však myšlenka jen na úrovni mechanické. Velkou míru hrají také

emoce a působení bolesti na tyto systémové modely, které však často nejsou zahrnuty a brány v potaz (Krause et al. 2016; Turvey a Fonseca 2014).

Mnozí autoři se věnovali různým modelům zapojení do myofasciálních řetězců. Jednou z prvních se fasciálnímu zřetězení začala věnovat Ida Rolf již ve 20. letech 20. století. Dalšími průkopníky byli také Dr. Herman Kabat s Margaret Knott, kteří přišli s metodou proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), kde využívají pohybových diagonál. V těchto diagonálách jsou také svaly spojeny do diagonálních řetězců. Ucelený průlom a pohled na propojení svalů vypracovala také rodina Stecco. Vypracovali systém propojení fasciálních tkání, který se nachází skrz celé tělo. Tento systém je dobrým základem pro další zkoumání i terapeutické metody. Dalšími autory zkoumající tento koncept je například G. Struyf-Denys a W. Myers, který definoval konkrétní svalově-fasciální řetězce. I on ve své práci bral na vědomí princip tensegritů a fasciální propojení tkání. (Fred Smedes a Stępień 2016; Myers 2009; Stecco 2014).

Struyf-Denys popsala 6 svalových řetězců, které byly následně i rozpracovány v rámci metody GDS (Metody Godelieve Denys-Struyf). Popisuje řetězec anteromediální, posteromediální, posteroanteriorní-anteroposteriorní, anterolaterální, posterolaterální. Popis řetězců spojuje hodně s psychikou jedince, jejíž stav se promítá do nastavení pohybového systému (Denys-Struyf 1983).



Obrázek 1 Řetězce dle Godelieve Denys-Struyf (Denys-Struyf 1983)

W. Myers v 90. letech 20. století při pitvách objevil různá opakující se myofasciální propojení a spojil jednotlivé svaly do řetězců. V roce 2001 vydal první knihu Anatomy Trains, kde řetězce popisuje. Právě Myers pracuje s pojmem bio-tensegrit, kdy kosti jsou nosnými pro vazivovou elastickou tkáň, přes kterou probíhá přenos sil. Definuje 12 myofasciálních drah, po kterých je přenášen tah svalů. Jsou to následující linie: povrchová zadní linie, povrchová přední linie, hluboká přední linie, boční linie pro každou stranu trupu, spirálovitá linie, čtyři linie horních končetin, dvě funkční linie (Bordoni a Myers 2020; Myers 2020).

Hluboká přední linie | Povrchová přední linie | Povrchová zadní linie | Boční linie

Spirálovitá linie

Linie HK – povrchová a hluboká přední, povrchová a hluboká zadní

Obrázek 2 Řetězce dle Myerse, zdroj: Myers (2020)

Funkční linie

Obrázek 3 Řetězce dle Myerse, zdroj: Myers (2020)

Na obrázcích 2 a 3 jsou vyobrazeny jednotlivé řetězce. Je důležité si povšimnout existujícího propojení mezi horními a dolními končetinami. Pro účely této práce budou detailněji popsány dvě funkční linie a linie horních končetin.

Začátek přední funkční linie je úpon m. pectoralis major, pokračuje přes 5. a 6. žebro, m. rectus abdominis a m. obliqus externus abdominis na os pubis, dále přes m. adduktor longus na linea, kde již pokračují řetězci dolních končetin. Začátek zadní funkční linie je úpon m. latissimus dorsi, pokračuje přes thorakolumbální fascii, lumbosakrální přechod, spodní vlákna m. gluteus maximus, přes tuberositas glutea na m. vastus lateralis na tuberositas tibiae. Dále navazuje na řetězec m. tibialis anterior, který vede až do nohy (Myers 2009, 2020).

Na horních končetinách jsou 4 linie, hluboká a povrchová přední linie a hluboká a povrchová zadní linie. Tyto řetězce jsou mezi sebou propojeny a jsou schopny zajistit jemnou motoriku. Propojují se také s většinou šikmých a funkčních řetězců na trupu, konkrétně s laterální, spirálovitou a funkční linií. Hluboká přední linie začíná na m. pectoralis minor, pokračuje ventrální stranou paže a předloktí až na konec palce. Povrchová přední linie začíná na m. pectoralis major a pokračuje ventrální stranou paže a předloktí na palmární stranu prstů. Povrchová přední linie má díky svému začátku velmi blízkou spojitost se svaly zad, konkrétně m. latissimus dorsi a m. teres major. Hluboká zadní linie začíná na occiputu, spinálních výběžcích C7 a obratlích horní hrudní páteře, pokračuje na svaly rotátorové manžety, přes dorzální stranu paže

a předloktí na konec malíčku. Povrchová zadní linie začíná od occiputu po processus spinosus Th12, pokračuje přes lopatku a m. deltoideus, po boční straně paže a předloktí na dorzální stranu prstů (Myers 2009, 2020).

Stecco uvádí myofasciální systém jako 3D kontinuální síť, jež se rozpíná přes celé tělo ve více vrstvách a propojuje jeho jednotlivé části. Jedná se proto o velice komplexní systém, který nelze separovat na menší kompartmenty. I přesto jsou určené skupiny svalů a vazů, jež jsou ve vzájemném propojení a navazují na sebe. Stecco popisuje myofasciální diagonály a spirály. Průběh diagonál se částečně shoduje s průběhem diagonál dle Kabata a PNF. Diagonály začínají akrálně a končí proximálně, kdy při pohybu dochází k synergické aktivaci dvou sousedních diagonál. Naopak ve spirálách pracují jako synergisté agonistická a antagonistická linie (Day et al. 2012; Stecco 2014).

1.2.4 Propojení svalové síly horní končetiny a opory o dolní končetiny

Vyvinutou silou lze působit na předměty třemi hlavními způsoby, a to lineární aplikací, tedy tahem a tlakem, úderem a převodem síly na točivý pohyb. Tažení a tlak se využívá právě například pro měření síly stisku ruky. Jedná se o způsob, kdy je třeba použití velké síly pro překonání velkého odporu. Velikost síly, kterou je nutné vyvinout, musí být větší, než hmotnost pohybovaného objektu nebo odpor, který objekt klade. Pevnost opěrné báze ovlivní účinek použité síly. Maximální síly lze dosáhnout aktivitou většího počtu segmentů a také dobře zacíleným směrem síly. Největší účinnost bude při orientaci segmentů do směru vyvíjené síly. Pevná opora dolních končetin má významný vliv na účinnost použité síly. Tato síla má závislost na stabilizaci polohy v prostoru, a právě výsledný výkon závisí na výkonu jednotlivých svalů a také na jejich dokonalé koordinaci. Tato koordinace je rozdílná mezi jedinci a může se měnit i v rámci jednotlivce, například i změnou opory na nohou. Důležitým aspektem je opět funkce CNS, která má za úkol vybrat nejefektivnější a nejekonomičtější provedení pohybu (Véle 2006).

1.3 Základy kineziologie nohy

1.3.1 Anatomie a biomechanika nohy

Noha je konečným segmentem dolní končetiny složený z mnoha kostí, svalů a vazů. Vůči tělu představuje malou plochu opory, která je však nesmírně důležitá pro udržení rovnováhy a pro funkce stability celého těla (Dylevský 2009b).

Noha je složena z 26 kostí, které jsou mezi sebou navzájem skloubeny. Topograficky je možné je rozdělit na zánoží, středonoží a přednoží. Součástí je i hlezenní kloub, který je tvořen tibií a fibulou, které se kloubí s talem. Talus se dále kloubí s calcaneem a os naviculare. Os cuboideum je skloubena s os naviculare a calcaneem. Součástí jsou také cuneiformní kosti, které se kloubí s metatarzálními kostmi. Mezi zánožím a středonožím se nachází Chopartův kloub, mezi středonožím a přednožím kloub Lisfrankův. Na metatarzální kosti nasedají kosti prstů, které jsou u palce dvoučlánkové, u ostatních prstců tříčlánkové. Kosti jsou mezi sebou skloubeny a tato kloubní spojení jsou zpevněna množstvím vazů a také drobnými svaly nohy a svaly bérce, které se upínají na kosti nohy a přednoží (Angin a Demirbüken 2020; Dylevský 2009b; Kapandji a Judet 2019).

Pohyby v hlezenním kloubu jsou do plantární a dorzální flexe. Při opoře nohy a zvětšování dorzální flexe kotníku se posouvá tibie po talu směrem dopředu. Tento malý pohyb se dá předpokládat právě i při přenosu váhy směrem na špičku, přednoží. Naopak při přenosu váhy směrem na patu se tibie posouvá po talu směrem dozadu. V subtalárním kloubu se dějí pohyby do supinace, pronace, abdukce, addukce a složené pohyby inverze a everze přednoží. Další klouby nohy se podílejí malými, ale důležitými rozsahy na těchto pohybech (Angin a Demirbüken 2020; Kapandji, 2019).

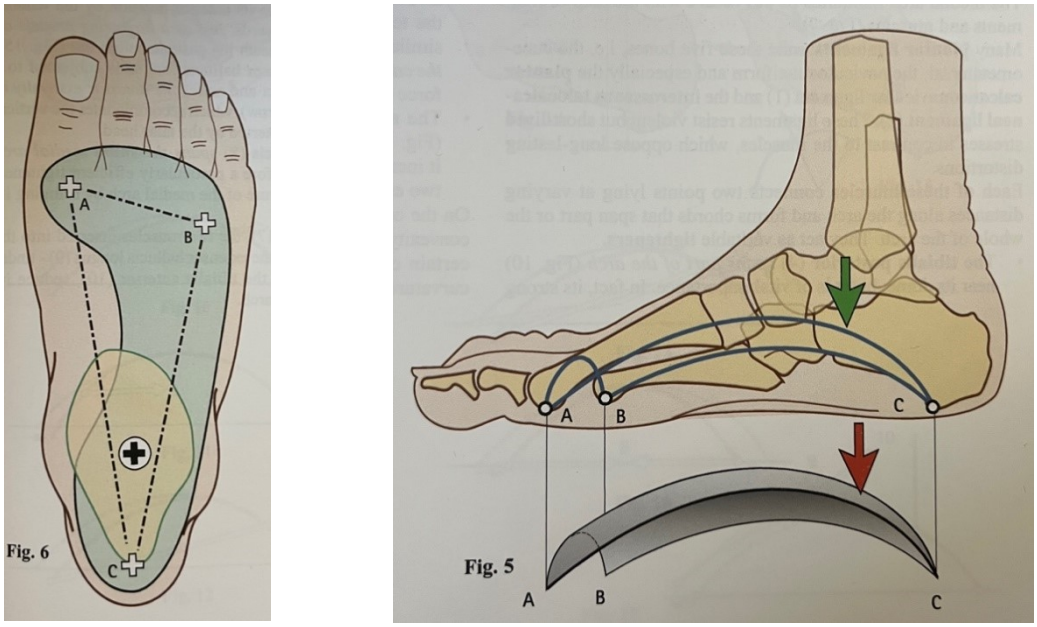
Chodidlo je složeno z 33 kloubů a je schopné vykonávat pohyby ve třech osách, tedy trojrozměrné. Nelze však odizolovat pohyby jednotlivých kloubů, jelikož jsou mezi sebou velmi provázané a tvoří pevnou a pohyblivou strukturu, která má zároveň nosnou funkci (Kapandji a Judet 2019).

Na noze je velké množství krátkých svalů, které mají začátek i úpon v rámci nohy a přednoží. Tyto svaly se podílejí na funkci nohy jako nosného aparátu, podílejí se na tvorbě kleneb, na mechanismu kroku i udržování rovnováhy. Dalšími důležitými svaly i z hlediska formování tvaru nohy jsou svaly bérce, jedná se o svaly přední skupiny, dále také zadní skupiny povrchové i hluboké a boční skupiny. Pro příklad můžeme jmenovat m. tibialis anterior, m. tibialis posterior mm. fibulares. Tyto svaly

nejsou pouze izolovanými jednotkami, ale jsou také zapojeny do řetězců, tedy spolupracují s dalšími svaly a skupinami v rámci tohoto řetězení. Kosti, vazy a svaly nohy tvoří komplex tří kleneb, které mají za úkol zajistit pružnost a dobrou nosnost chodidla (Angin a Demirbüken 2020; Čihák et al. 2002; Véle 2006).

1.3.2 Funkce nohy

Důležitou funkcí nohy je nést váhu těla, přijímat informace z okolí pomocí proprioceptorů a zajišťovat schopnost vertikalizace a lokomoce. Noha a svalové řetězce celé dolní končetiny jsou také velice důležitými pro stabilizaci těla ve vzpřímeném stoji a při lokomoci. Chodidlo je důležitým senzorickým orgánem a podílí se na zajištění polohocitu i pohybocitu těla. Senzorický podnět je aferentní informace zpracovaná v CNS, a právě aferentní a následně eferentní výměna těchto informací tvoří základ pro řízení stabilizačního procesu. Důležitým prvkem pro zajištění pružnosti a dobré nosnosti chodidla je systém kleneb nohy. Jsou popisovány dvě podélné – mediální a laterální, a jedna příčná klenba. Klenby jsou tvořeny soustavou kostí, vazů a drženy jsou také aktivitou svalů, která je velice důležitou a neoddělitelnou složkou pro jejich funkci. Vazivové struktury se podílí hlavně na udržení statických, kratších zatížení, svalové struktury naopak více pracují v dynamických situacích vyvíjených na nohu, a takto se tyto dvě složky navzájem doplňují. Důležitými svaly pro tvorbu kleneb jsou krátké svaly nohy a také svaly bérce, jak již bylo zmíněno výše v textu. Plantární fascie je vazivový útvar, který dělá spojnici mezi začátkem a koncem dvou podélných kleneb (Angin a Demirbüken 2020; Kapandji a Judet 2019; Véle 2006).



Obrázek 4 Tři body opory na noze - vlevo a tři klenby nohy - vpravo(Kapanji a Judet 2019, s 235)

Při změnách těžiště je to právě noha, která má velice důležitou funkci při přijímání i zpracování informací o těchto změnách. Ve stoji celkové rozložení zátěže chodidla kolísá. Do této reakce na změny rozložení jsou zahrnuty všechny struktury nohy, které se jemně formují tak, aby stále byla co nejlépe zachována rovnovážná funkce. Rozložení váhy na nohu by ideálně mělo být do 3 bodů opory, a to pod patou a pod hlavičkou prvního a pátého metatarsu. Při pohybu trupu a končetin se mění distribuce zátěže chodidla, opět dochází k velké aferenci do CNS a na jejím základě je vyhodnocen nejlepší vzor. Oblast nohou a kolen je také propojena dlouhými řetězci, které probíhají od horních končetin přes dorzální a ventrální stranu trupu právě na dolní končetiny. Při experimentu praktické části této práce bylo využito vychylování těžiště více nad špičku a nad patu, aniž by však došlo ke ztrátě kontaktu plosky nohy s povrchem. Tím se rozložení váhy zcela jistě změnilo, avšak i přesto všechny tři stěžejní body opory by měly být zachovány i při jiném rozložení zatížení (Angin a Demirbüken 2020; Kapandji a Judet 2019; Kolář 2009).

1.4 Základy kineziologie ruky

1.4.1 Anatomie a biomechanika ruky

Anatomická struktura ruky je složitá, jsou zde však velké podobnosti s uspořádáním a strukturou s anatomií nohy. Ruka je tvořena 27 kostmi, které jsou rozděleny na kosti karpální, metakarpální, a falangy neboli články prstů. Jednotlivé kosti jsou dohromady skloubeny a tvoří 15 kloubů mimo karpálních a metakarpálních kloubů. Jejich pevnost je dána opět vazy a svaly, které se na ně upínají. Anatomicky se rozlišuje zápěstní kloub a ruka, avšak funkčně tvoří jeden celek. Zápěstní kloub je tvořen radiem, os scaphoideum, os lunatum a kloubním diskem. Pohyby zápěstního kloubu jsou radiální a ulnární dukce a složený pohyb s rotací zvaný cirkumdukce. Skloubení mezi metakarpálními a záprstními kostmi umožňuje pohyblivost ruky v různých směrech a její flexibilitu. Celkově má ruka 20 stupňů volnosti pohybu, které jsou však podmíněny také pohybem trupu a paží. Pohyblivost ruky je důležitá pro umožnění a zachování funkcí ruky. V oblasti ruky je také mnoho krátkých svalů ruky, jejichž funkce je provádět pohyby v rámci ruky a prstů, tedy vykonávání jemné motoriky. Svaly mají začátky a úpony na kostech ruky a zajišťují pohyby prstů do flexe, extenze, abdukce i addukce. Jejich úkolem je také zajištění úchopů. Důležitými svaly

pro funkci a úchop jsou také svaly předloktí, které se do oblasti ruky a jejích kostí upínají (Ayhan a Ayhan 2020; Feix et al. 2015; Kapandji et al. 2019).

1.4.2 Funkce ruky

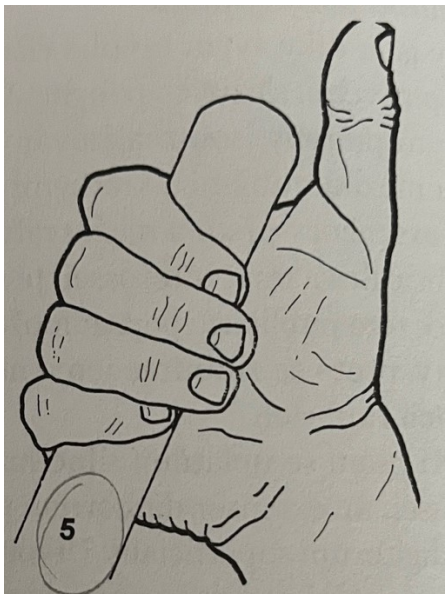
Ruka je hlavním orgánem pro sebeobsluhu člověka. Véle (2006) říká: *„Její funkce závisí nejen na složitosti anatomické struktury, ale především na její schopnosti vnímání prostoru (stereognozii), tj. poznávání předmětu hmatem při úchopu i bez kontroly zrakem.“* Umožňuje vykonávání jemné motoriky, zajištění každodenních činností i vyšších pohybových vzorců, které jsou již více propracované a specializované. Důležitou funkcí ruky je také funkce úchopová. Úchopová funkce se vyvíjí v raném stádiu života během prvního roku života a poté se již více rozvíjí a zdokonaluje. Úchop je důležitou funkcí pro zajištění sebeobsluhy a samostatnosti. Jeho síla je také prediktorem fyzické zdatnosti, míry dožití a také schopnosti rekonvalescence. Schopnost manipulace ruky je zajištěna velmi precizními pohyby a velice dobrou schopností spolupráce svalů a předloktí, ruky a prstů. (Hudák et al. 2017; Kolář 2009; Véle 2006).

Za úchop je možné považovat jakoukoli statickou pozici, kdy je předmět držen bezpečně jednou rukou. Schopnost úchopu je dána koordinací mezi rozevřením a zavřením ruky, je zde potřebná vyrovnaná aktivita mezi flexory a extenzory ruky a prstů, kteří jsou si navzájem antagonisty, avšak pracují ve vzájemné spolupráci. Při úchopu je nutné brát v úvahu funkční a anatomické možnosti horní končetiny i vlastnosti samotného uchopovaného předmětu. Důležitými pro úchop a jeho sílu jsou také oblouky ruky, které rozdělujeme na podélný a transverzální. Ty zajišťují optimální biomechanické nastavení ruky a její dobrou funkci i sílu stisku (Feix et al. 2015; Vyskotová a Macháčková 2013).

Na ruce jsou popsány 3 osy, ve kterých je prováděn úchop a vyvíjena jeho síla. První osa je mezi palcem a ostatními prsty, kdy tato osa je většinou u jemných úchopů. Další osa popisuje transverzální postavení prstů vůči dlani a využívá se většinou při bočních úchopech předmětů. Třetí osa popisuje postavení prstů kolmo na dlaň a vyskytuje se u úchopu větších předmětů. U silového úchopu je však nutné zapojení i svalových skupin předloktí a paže, pro vyvolání opravdu maximální síly úchopu (Feix et al. 2015).

1.5 Úchop ruky, síla a význam síly úchopu

Úchop je možné rozdělit na 6 hlavních typů, kde 4 potřebují funkci thenaru. Jedná se úchop štipce, který je určen pro přesný úchop jemných věcí. Dalším typem je úchop pinzetový, který umožňuje uchopení malého předmětu mezi bříška palce a ukazováku. Dále se jedná o úchop klepetový s laterální opozicí. Dalším úchopem je palmární úchop s palcovým zámkem, který vyžaduje součinnost flexorů i extenzorů prstů i zapojení thenarových svalů. Dalším typem je úchop interdigitální, který umožňuje držet předmět mezi prsty. Posledním typem je úchop digitopalmární mezi dlaní a prsty, kdy se nepoužívá palec, avšak velice důležitými jsou flexory i extenzory. Tento typ úchopu je velmi důležitým i pro tuto práci, kdy právě tímto typem úchopů byla měřena síla stisku ruky (Véle 2006).



Obrázek 5 Digitopalmární úchop (Véle 2006)

1.5.1 Význam síly stisku ruky a jejího měření

Schopnost udržet stabilní úchop předmětů je nezbytná pro různé každodenní úkoly a pracovní činnosti. Stabilita úchopu je dána složitou souhrou mezi nervovou kontrolou svalů a mechanickými vlastnostmi ruky a prstů (Funk et al., 2019; Granacher et al. 2016).

Síla stisku ruky měřená maximální silou, kterou lze vyvinout, je považována za klíčový ukazatel celkové síly horní části těla a prediktor fyzické výkonnosti (Jensen et al. 2023). Wang et al. (2018) také ukazují, že tento parametr může být použitelným ukazatelem celkové svalové síly. Na úchopu se podílí více svalových skupiny celé horní končetiny, aktivita je propojena až do horní části trupu. Díky svalovým řetězcům

je možné uvažovat i nad myšlenkou, že se aktivita propojuje i do dalších segmentů, a to nejen v rámci horní končetiny. Proto tedy síla úchopu může být vypovídající hodnotou také pro celkovou sílu horní končetiny a horních segmentů trupu. Pro maximální výkon dochází k postupnému zapojení i velkých motorických jednotek, tedy i velkých svalových skupin předloktí, paže a případně ramene (Hodson-Tole a Wakeling 2008; Wang et al. 2018).

Síla úchopu ruky je často využívanou veličinou pro měření a hodnocení. Důvody jsou určitě jednoduchost a nekomplikovanost měření. Dalším důvodem jsou předpoklady, že síla úchopu může podávat informaci o celkové svalové síle. Důležitými aspekty a důvody pro použití tohoto měření jsou také klinicky a prognosticky vypovídající hodnoty měření. Podává informace o celkové síle jednotlivce, dále také informuje o nutričním stavu, svalové hmotě, fyzickém a zdravotním stavu jednotlivce. Síla úchopu může být obecně prediktorem délky hospitalizace, délky zotavení se po operacích a znovunabytí funkčních schopností (Bohannon 2015; Vaishya et al. 2024).

Hodnocení síly úchopu se používá také u populace sportovců v souvislosti s hodnocením sportovního výkonu. Opět se pracuje s myšlenkou korelace vyšší síly úchopu ruky a vyššího výkonu. Síla úchopu je důležitá u mnoha sportů, které využívají úchop buď k držení sportovního náčiní či k držení vlastní váhy těla. Avšak literatura zmiňuje korelaci síly stisku ruky s výkonem i u bojových umění. Jedním z důležitých vlivů na sílu úchopu je síla svalů předloktí. Většinou síla stisku přímo koreluje s celkovou fyzickou kondicí a stavem svalů horních končetin i ostatních svalových skupin (Cronin et al. 2017; Iermakov et al. 2016).

Posuzování výsledků síly úchopu je pomocí určených norem. Normy byly získány měřením velkého vzorku zdravé populace v různých věkových kategoriích. Existují normy pro věkové kategorie, pro dominantní i nedominantní končetinu, vždy jsou brány v potaz pohlaví a věk. Pro přesnější normování se užívají veličiny jako výška, hmotnost a hodnocení zdravotního a funkčního postižení. Hodnocení T-skóre poskytuje standart pro mladý věk, se kterým lze porovnat výsledky populace staršího věku. Hodnocení je podobné jako u vyšetřování kostní denzity. Takové hodnocení je důležité pro srovnání poklesu v rámci síly jedince, nejen v rámci své věkové kategorie (Bohannon 2015).

Sílu stisku ruky je možné hodnotit i pro definici křehkosti, sarkopenie. Důležitý faktor je to i pro funkční hodnocení. Rychlost chůze u starších dospělých může mít korelaci právě se silou úchopu (Bohannon 2015).

Lopes et al. (2018) udávají data pro zdravé muže i ženy ve věku 20-30 a 30-39 let. v těchto věkových kategoriích se také pohybuje výzkumná skupina praktické části této práce. Tato data jsou uvedena v tabulce 1.

	Muži		Ženy	
Věk (roky)	Síla dominantní ruky (kg)	Síla nedominantní ruky (kg)	Síla dominantní ruky (kg)	Síla nedominantní ruky (kg)
20-29	44.6 ± 6.0	41.4 ± 5.5	26.9 ± 4.1	24.1 ± 4.6
30-39	45 ± 7.1	45.1 ± 6.8	28.7 ± 5	26.2 ± 3.9

Tabulka 1 Síla stisku dominantní a nedominantní končetiny dle věku a pohlaví (Lopes et al., 2018)

1.5.2 Faktory ovlivňující sílu úchopu

Faktorem ovlivňujícím sílu úchopu je pohlaví. Dle obecných výsledků mají muži větší hodnotu síly úchopu než ženy. Důvodem je pravděpodobně rozdíl ve svalové hmotě, dalším faktorem mohou být také hormonální rozdíly. Stejně tak mohou hrát roli antropometrické rozdíly velikosti ruky, délky prstů, ale také délky paže, výšky a váhy. Vyšší hladiny testosteronu a růstového hormonu mají vliv na růst svalové hmoty a síly. Fyzickým tréninkem se však ženy mohou dostat do hodnot, které odpovídají mužské populaci (Arvandi et al. 2016; Leyk et al. 2007).

Věk je dalším ovlivňujícím faktorem. Se vzrůstajícím věkem dochází ke snížení hodnot síly stisku ruky (Bohannon 2015).

Dominance ruky hraje také roli u hodnot síly stisku. U dominantní ruky jsou hodnoty obvykle o 5-10 % vyšší než u nedominantní (Lopes et al. 2018; Agtuahene et al. 2023).

Síla stisku ruky je ovlivněna také celkovým zdravotním stavem. Chronická onemocnění mají negativní dopad na sílu stisku ruky (Cheung et al. 2013).

Vliv má také složení svalových vláken ve svalech. Vyšší podíl rychlých vláken může vyvinout větší sílu stisku. Klíčová je také synchronizace motorických jednotek pro maximální sílu stisku ruky. Právě při maximální kontrakci jsou rekrutována rychlá svalová vlákna, což přispívá vyšší síle stisku (Chan et al. 2022; Trinidad-Fernández et al. 2020).

Důležitým faktorem je také únava, která může snížit sílu úchopu. Únava může být způsobená jednorázových intenzivním používáním nebo dlouhodobým přetížením. Stejně tak je snižujícím faktorem zranění ruky, zápěstí či předloktí (Jäkel et al. 2021).

1.5.3 Měření síly stisku – dynamometrie

Dynamometr je přístroj vyžívaný obecně pro měření síly. V této práci se budeme zabývat dynamometry pro měření síly stisku ruky. Velice dobrou metodou pro měření svalové síly je fixní dynamometrie, která zahrnuje velké snímače síly. Její nevýhodou je však vysoká cena a nedostatek dat pro srovnání výsledků kvůli nesnadné přenositelnosti. Tím se snižuje také jejich klinická použitelnost. Příklady fixních dynamometrů jsou například Cybex, CSMi, HUMAC NORM, Stoughton, MA (Du et al. 2024).

Ruční dynamometry jsou naopak přenosná cenově dostupná zařízení, která většinou obsahují bezdrátový snímač zatížení s vestavěným mikroprocesorem pro hodnocení izometrické svalové síly. Díky tomu jsou ruční dynamometry velmi často užívanými přístroji kvantifikace svalové síly pro klinické i studijní účely (Du et al. 2024).

Existuje více typů dynamometrů, které lze rozdělit dle fyzikálních principů na hydraulický dynamometr, kde je síla úchopu měřena pomocí hydraulického zařízení a hlavním představitelem je Jamar dynamometr. Jeho výhodou je možnost využití pěti různých pozic rukojeti pro variabilitu stisku ruky či přizpůsobení se anatomickým parametrům ruky. Tento dynamometr je obecně brán za přesný díky své vysoké spolehlivosti a přesnosti při opakovaných měřeních, proto je i využíván pro srovnání přesnosti s ostatními typy dynamometrů. Dále pneumatický dynamometr, kde je síla stisku ruky měřena pomocí gumového balónku, jedná se o klasický balónkový dynamometr. Dalším typem je pružinový dynamometr, kde je síla stisku měřena pomocí pružinového systému. Pružinový dynamometr je CAMRY dynamometr. Čtvrtým typem je deformační ruční dynamometr, jenž je založen na měření změny elektrického odporu v důsledku napětí, které na něj působí (Huang et al. 2022).

Huang et al. (2022) ve své studii srovnávají právě reliabilitu a validitu Jamar a CAMRY dynamometru, studie obsahovala měření 1064 zdravých dospělých jedinců. Naměřená data z obou dynamometrů jsou téměř shodná. Procentuální hodnota SEM a MDC ukázaly na vysokou spolehlivost dynamometru CAMRY. Dynamometr

CAMRY má tedy vynikající spolehlivost i přesnost měření a jeho použití je zdrojem relevantních výstupních dat (Huang et al. 2022). Také Du et al. (2024) uvádějí, že je možné užívat různé typy ručních dynamometrů pro opakované měření, jejichž výsledky jsou srovnatelné, což zvyšuje užitečnost v klinickém i výzkumném užití dynamometrů.

Panují nejednotné názory na přesnou metodiku měření stran intervalu nutného pro odpočinek mezi jednotlivými stisky ruky. Wu ChihHsing et al. (2014) uvádějí pauzu 30 sekund, jiné zdroje pouze 6 sekund, jiné také až 1 minutu. Obecně se udává, že pauza delší než 15 sekund je již přínosná pro regeneraci a snížení únavnosti během opakování měření. Dalším aspektem, který ovlivňuje výsledky měření, je poloha měření a pozice postavení ramene a lokte. Již Mathiowetz et al. (1985) uvádějí vyšší sílu stisku v 90°flexi lokte. V pozici flexe v rameni v 90°a 180° jsou výsledky nejednoznačné. Pro tuto práci byla nakonec zvolena pozice s HKK podél těla a extenzí v loketním kloubu (Huang et al. 2022).

1.6 Kinetická a kinematická analýza

Definice v další kapitole jsou většinou brány čistě biomechanicky a zohledňují pouze zevní odpor v zatížení distálního segmentu. To se odráží v jejich původním označení jako *kinetické.* Zjednodušeně lze řetězce vnímat podle toho, zda lze provést pohyb právě v jednom kloubu spojujícím segmenty, nebo zda se pojí pohyb v kloubu s pohyby i v jiných segmentech. V tomto případě definice nezahrnuje působení sil a hmotností, a proto je možné řetězce označit za *kinematické* (Vařeka a Vařeková 2009).

1.6.1 Kinetika

Kinetika (dynamika) se považuje za jeden ze dvou základů klasické mechaniky spolu s kinematikou. Kinetika označuje odvětví klasické mechaniky zabývající se určováním dráhy pohybujících se hmotných bodů a těles ze známých působících sil a momentů sil, včetně vlastností těchto těles (hmotnost, setrvačnost). V mechanice byl termín „kinetika“ od poloviny 20. století nahrazen výrazem „dynamika“.

Příklad využití v rehabilitaci – **Kinetická analýza**

„Kinetická analýza využívá tenzometrické plošiny, které měří velikost, směr a vektory reakční síly plosky nohy během stojné fáze chůze.“ (Kolář 2009, s. 50)

1.6.2 Kinematika

Kinematika je odvětví klasické mechaniky, studuje pohyb objektu nebo skupiny objektů bez ohledu na faktory jako hmotnost objektu nebo síly působící pohyb objektu.

V robotice a biomechanice kinematika studuje pohyb složitých systémů, jako je robotické rameno nebo komplexní lidský pohyb.

Příklad využití v rehabilitaci – **Kinematická analýza**

„Kinematická analýza je analýzou změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru, velkosti úhlových změn mezi segmenty, které odpovídají lineární a úhlové rychlosti a zrychlení segmentů těla. Kinematické měření může být uskutečněno ve 2D (dvojdimenzionálním) a 3D (trojdimenzionálním) prostoru. 3D měření vyžaduje snímání pohybujícího se objektu pomocí dvou nebo více videokamer.“ (Kolář 2009, s 50).

1.7 Těžiště těla

1.7.1 Těžiště tlaku = Center of Pressure (COP)

Bod v tělese, který představuje průměrnou polohu veškeré hmoty těla.

Těžiště tlaku (COP) je základním pojmem pro posuzování lidského pohybu a rovnováhy. Při stoji či chůzi působí člověk na zem silou gravitační, zem reaguje stejnou silou opačného směru, která se nazývá silou reakční. COP je bod, kde se soustřeďuje celková reakční síla, která působí na chodidlo či chodidla člověka. Tento bod je důležitým faktorem pro udržení stability a prevenci pádů. Trajektorie COP se označuje jako stabilogram. Používá se k měření posturální kontroly při statickém vyšetření. Při stoji je COP ukazatelem motorických mechanismů, jež se podílejí na udržování rovnováhy udržováním těžiště hmotnosti uvnitř opěrné báze. Posun COP na hranici stability koreluje se zvýšeným rizikem pádu (Quijoux et al. 2021; Richmond et al. 2021).

Pro měření COP se užívají silové plošiny. COP je možné měřit při různých činnostech, např. stoj, chůze, poskoky, skoky a jiné dynamické pohyby. Měření a vyšetření COP se využívá také k posouzení rizika pádu, vyšetření a terapii poruch rovnováhy, užití nachází také v optimalizaci sportovní aktivity (Quijoux et al. 2021).

1.7.2 Hmotnostní střed = Centre of Mass (COM)

Hmotnostní střed je místo, kolem kterého je rovnoměrné rozložení hmoty. Při určování se zanedbává vliv gravitace. Obecně jej nacházíme ve středu objektu, pokud je symetricky rozložená hmota objektu (Richmond et al. 2021).

1.7.3 Těžiště = Centre of Gravity (COG)

Těžiště je místo, kde je hmotnost rozložena symetricky do všech směrů a celé tělo je v rovnováze vzhledem ke gravitaci. Je bodem, kde se soustřeďuje hmotnost těla a kde působí gravitační síla směrem dolů. Jedná se o hypotetický bod, jelikož nemusí být umístěn uvnitř těla. V anatomické poloze těla je COG asi před obratlem S2 ve středu pánve. Při každém pohybu se však COG posouvá. Pokud se COG posune až mimo oporu, jsou nutné posturální reakce pro udržení rovnováhy, jelikož subjekt je nestabilní. Když je COG uvnitř opěrné báze, vypovídá to o stabilitě subjektu. Poté také větší opěrná báze zvyšuje stabilitu (Egoyan a Moistsrapishvili 2013; Hall 2019; Le Huec et al. 2011).

1.7.4 Hodnocení a vyšetření kinetických veličin

Všechny výše zmíněné veličiny lze zařadit do oblasti kinetiky. Kinetika je odvětví klasické mechaniky, které se zabývá určováním dráhy pohybujících se hmotných bodů a těles, na něž působí známé síly a momenty sil. Zabývá se také vlastností těchto těles – hmotnost, setrvačnost. V rehabilitaci se využívá kinetická analýza. *„Kinetická analýza využívá tenzometrické plošiny, které měří velikost, směr a vektory reakční síly plosky nohy během stojné fáze chůze.“* (Kolář 2009, s. 50).

1.7.5 Stabilometrie a posturografie

Stabilometrie je způsob hodnocení opory a opěrné báze. Využívají se pro to tenzometrické plošiny, které snímají a měří síly a tlaky, které na ni působí. Plošiny obsahují senzory, které snímají mechanické napětí a deformace. Je tedy možné přesně měřit a hodnotit distribuci hmotnosti, síly a dalších mechanických parametrů. Jednoduché tenzometrické plošiny se užívají k měření síly a tlaku, víceosé plošiny jsou schopné snímat a měřit ve třech osách, tedy mohou provést komplexní analýzu (Takada et al. 2021; Nagymáté et al. 2018).

Posturografie je také důležitou pro posouzení míry stability a možného rizika pádu u zdravé i nemocné populace. Statická posturografie dává velmi citlivé informace

o oscilaci těžiště při vzpřímeném stoji. Díky tomuto lze posuzovat tyto výchylky u zdravé i nemocné populace a případně objevit abnormální výchylky rovnováhy (Escamilla-Martínez et al. 2021).

Jedním z přístrojů je například PhysioSensing. Jedná se o balanční a tlakovou plošinu. Přístroj může vyšetřovat stabilometrii, posturografii a rovnováhu. Využití může být pro vyšetření rovnovážných schopností u pacientů s poruchami rovnováhy různé etiologie. Může sloužit zároveň i terapeuticky pro zlepšení různých modalit, hlavně zaměřených na rovnovážné schopnosti. V takovém případě se jedná o využití vizuálního biofeedbacku. Zároveň lze sledovat i progresi v rámci terapie (Silva et al. 2021).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle

Cílem této práce je shrnutí teoretických poznatků ohledně kineziologie nohy, stisku ruky a jejich vzájemného propojení.

Dalším cílem práce je porovnat sílu stisku ruky ve dvou pozicích, a to při přenosu váhy na paty, aniž by se odlepily prsty, a při přenosu váhy na špičky, aniž by se odlepily paty. Měření vždy zvláště pro dominantní a nedominantní horní končetinu.

2.2 Hypotézy

Hypotéza H1: Síla stisku bude větší u přenosu váhy na špičky než u přenosu váhy na paty.

3 METODIKA

3.1 Design studie

Pro účely této práce byla zvolena observační studie o měření maximální svalové síly stisku v závislosti na změně těžiště.

3.2 Charakteristika měřeného souboru

Padesát-sedm jedinců splňujících inkluzivní kritéria bylo rekrutováno z řad zdravé populace.

3.2.1 Inkluzivní kritéria

- Starší 15 let
- Zdravý
- Schopnost samostatného stoje bez opory

3.2.2 Exkluzivní kritéria

- Deformity nohy či ruky, které by bránili správnému vyšetření
- Současně probíhající fyzioterapie
- Gravidita
- Neschopnost provést měření (kognitivní deficit, jazyková bariéra)

3.3 Randomizace

Probandi byli výběrem ze dvou lístečků před začátkem měření rozděleni do skupiny A nebo B podle toho, zdali budou začínat měření stisku ruky s přenesenou váhou na patách (Skupina A) nebo na špičkách (Skupina B).

3.4 Použité přístroje

3.4.1 Pedobarografie a stabilometrie PhysioSensing (Obrázek 7)

Pro praktickou část diplomové práce byla využita posturografická a stabilometrická plošina PhysioSensing, pomocí níž byl u probandů kontrolován dostatečný přenos váhy v procentech tělesné hmotnosti. Díky programu PhysioSensing Podo byla získána data pro splnění inkluzivních kritérií vypovídajících o dostatečném

přenosu váhy těla. Zároveň byly automaticky vygenerovány grafické záznamy z jednotlivých testování, které umožnily zpětnou evaluaci, zdali proband při daném maximálním stisku měl přenesenou váhu dle požadovaných kritérií.

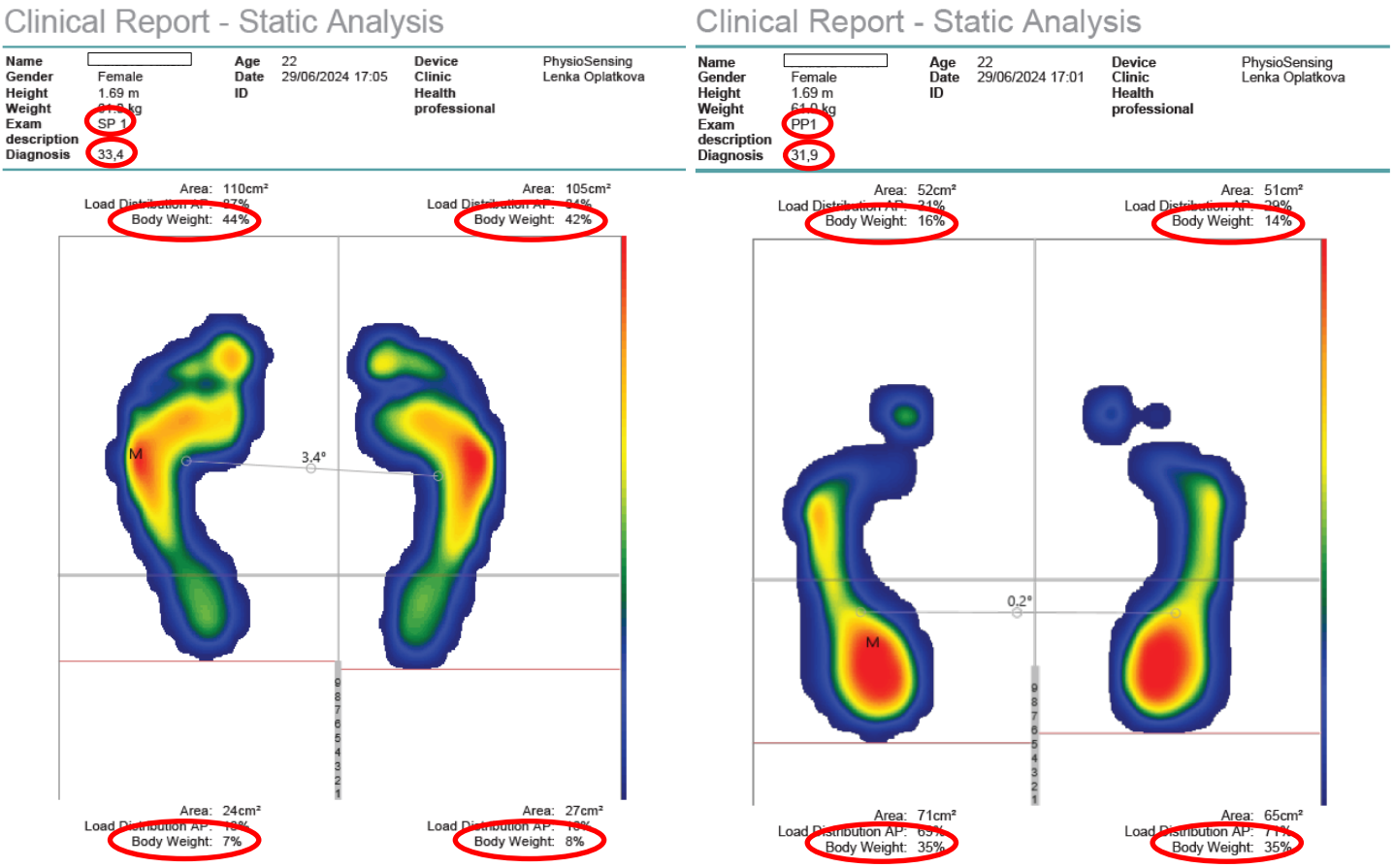
Balanční a tlaková plošina PhysioSensing zaznamenává naměřené hodnoty v reálném čase do předinstalovaných programů v PC, a to do programu PhysioSensing Balance programu PhysioSensing Podo. Plošina nabízí širokou paletu možností testování posturografie, stabilometrie, motorické kontroly a vyšetření rovnováhy. Přístroj nabízí také speciální tréninkové a herní programy využívané pro nácvik a zlepšení výše jmenovaných modalit. Přístroj PhysioSensing se tedy dá využít pro vědecké, hodnotící i terapeutické potřeby, při terapiích využívá technologie vizuálního biofeedbacku. Z vyjmenovaných možností programů byl použit pouze mód Static Analysis.

Program Static Analysis

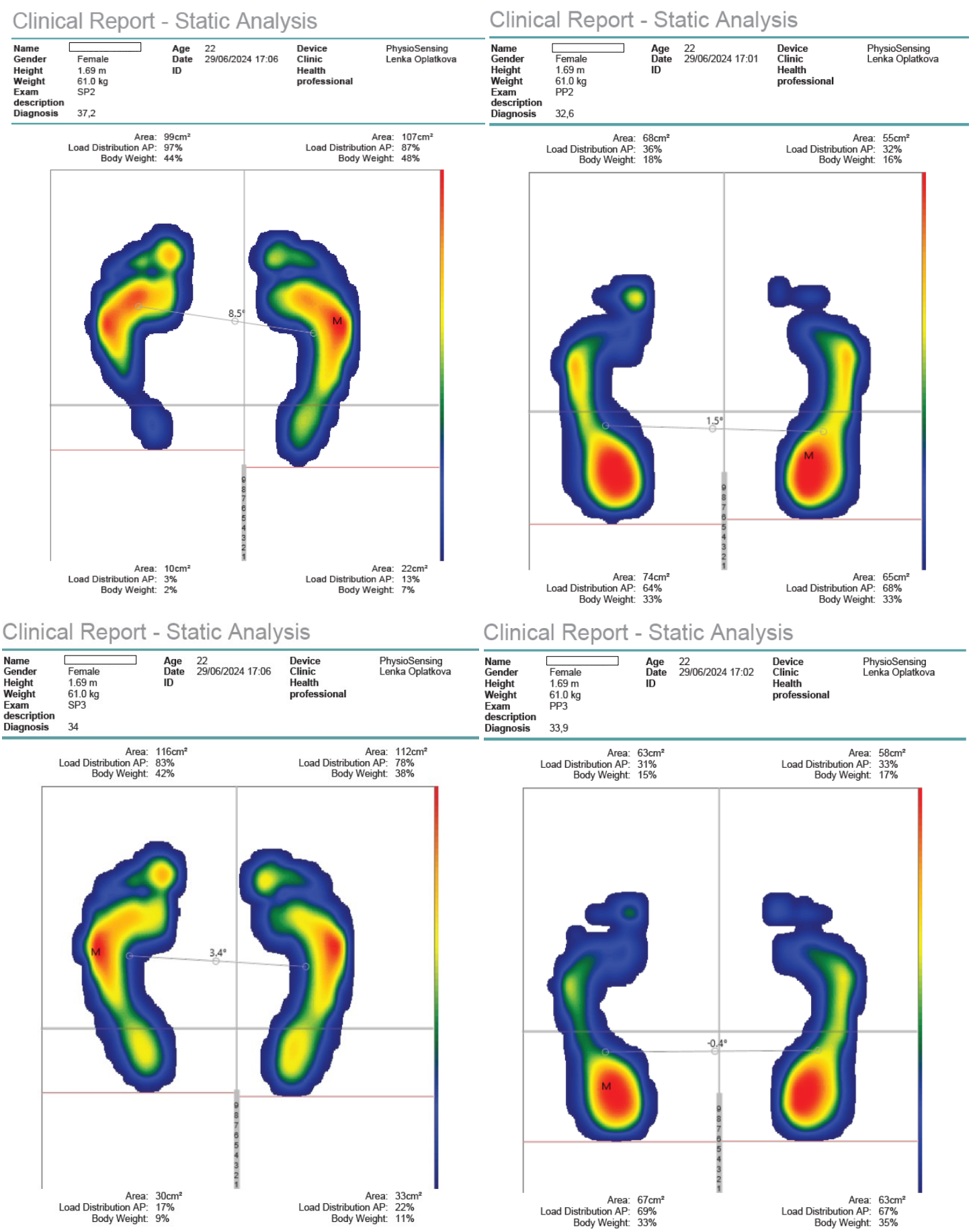
Při testu Static Analysis proband stojí oběma nohama na plošině, ruce má podél těla a pohled směřuje vpřed. Protokol statické analýzy chodidel nabízí zobrazení rozložení plantárního tlaku označovaný jako Plantar pressure distribution. Tento tlak je hodnocen pomocí tlakové mapy zanesen do obrázku v rámci jednotlivých měření. Tento obrázek je rozdělen na kvadranty pravé a levé nohy, přednoží a zánoží. Za standardních podmínek zobrazení je viditelná distribuce tlaku pomocí barevné palety od modré po červenou. Červená barva zastupuje vyšší tlakové hodnoty a modrá barva pak zastupuje hodnoty nižší. Toto standartní zobrazení však záměrně nebylo využíváno jako vizuální zpětná vazba pro probandy. Do uloženého PDF dokumentu se promítá mnoho proměnných. Do tlakové mapy se promítají centra tlaku pro pravou a levou nohu a celkové centrum tlaku, zobrazené vždy v šedém kroužku. Tato centra tlaku jsou spojena šedou spojnicí, která popisuje tzv. center of pressure of rotation degree, tj. úhel mezi centrem tlaku na pravé a levé noze. Dalším parametrem je Area neboli opěrná plocha v daném kvadrantu udávaná v cm^2. Dále využíváme test statické analýzy pro zisk parametrů sagitální roviny, a to pro hodnoty Maximum a Average pressure, tedy hodnoty maximálního a průměrného tlaku z obou plosek. Místo maximálního tlaku je v tlakové mapě zaznačeno pomocí písmene M.

Pro nás směrodatnou hodnotou byl parametr Body Weight, tedy rozložení tělesné váhy v daném kvadrantu udávané v procentech. Součet body Weight pro obě DKK byl pro nás parametrem značícím dostatečný přenos váhy.

Na následujících obrázcích je uveden příklad rozložení váhy pro měření pro PHK. V poli *Exam* je zanesen popis měření, tedy špičky pravá (SP) nebo paty pravá (PP), a číslo měření. V políčku *Diagnosis* je poté uvedena hodnota maximální síly stisku ruky v kg. Na levé polovině obrázku jsou měření pro špičky, na pravé polovině pro paty. Všechny hodnoty jsou zohledněny při měření a jsou zaznačeny v prvním měření červenými elipsami.



Obrázek 6 Příklad měření 1 pro PHK, špičky – vlevo; paty - vpravo



Obrázek 7 Příklad měření 2 a 3 pro PHK, špičky – vlevo; paty - vpravo

3.4.2 *Dynamometr **CAMRY EH-101***

Obrázek 8 Dynamometr CAMRY EH-101

V této práci je využívaný pružinový dynamometr CAMRY EH-101. Jedná se o pružinový ruční dynamometr, který umožňuje měření síly stisku ruky. Dále je možné v předvolbách zvolit věk a pohlaví, což umožňuje maximální sílu zařadit do kategorie průměru, nadprůměru či podprůměru hodnot vzhledem k věku a pohlaví. Tato funkce však nebyla při tvorbě této práce použita, jelikož cílem nebylo porovnávat data s normou, ale v rámci jednotlivce. Zároveň chybí normativní data pro ČR. Přístroj také umožňuje uložení výsledků pro jednotlivé uživatele. Dynamometr měří v kg nebo librách (lb). Převodní vztah mezi těmito jednotkami je 1 lb je cca 0,45 kg. Jeho maximální kapacita je 90 kg nebo 198 lb, tolerance měření je 0,5 kg nebo 1 lb. Má 4 tlačítka pro ovládání. Pomocí tlačítka ON/SET se přístroj zapne a nastaví se parametry věku a pohlaví. Pomocí tlačítka USER lze procházet různými uloženými uživateli či nastavit vyšší hodnotu. Dalším tlačítkem se lze dostat do paměti uložených dat či nastavit nižší hodnotu. Pomocí tlačítka START se začíná měření nebo resetuje hodnota pro další měření. Design a stavba přístroje jsou velmi ergonomické, přístroj je uživatelsky příjemný pro držení a stisk. Měření probíhá pomocí stisku madla dynamometru, pomocí nastavovacího kolečka lze upravit počáteční pozici madla pro dosažení ideálního stisku ruky. Pro měření práce však byla zvolena jednotná pozice madla, a to pozice střední.

3.5 Průběh měření síly stisku

Před začátkem měření byla odebrána deskriptivní data o probandovi, následně proběhla edukace o průběhu měření a instruktáž k zaujetí a držení pozice. Samotné měření probíhalo v rámci jednoho setkání o délce přibližně dvaceti minut bez následujícího folow upu. Měření vždy začínalo na dominantní horní končetině a přenesením váhy dle výsledku z vylosovaného lístečku na paty či na špičky. Váha měla být přenesena takovým způsobem, aby bylo zatíženo přednoží či pata, ale opačná strana plosky se stále dotýkala plošiny a neodlepovala se od povrchu. Nastavení pozice bylo kontrolováno vizuálně také na monitoru počítače připojeného k plošině

PhysioSensing. Poté následovala tři měření maximální síly stisku pro danou pozici za povzbuzování třikrát slovy: „Zaber! Zaber! Zaber!“ s postupným zvyšováním hlasitosti od nejtišší po nejhlasitější. Následně byla ve stejné pozici dle vylosovaného lístečku změřena síla stisku nedominantní horní končetiny. Opět byl proband slovně povzbuzován pokyny „Zaber! Zaber! Zaber!“ s postupným zvyšováním hlasitosti od nejtišší po nejhlasitější. Dále proband změnil výchozí pozici na opačnou, než si vylosoval na lístečku a opět následovalo měření na dominantní horní končetině. V této pozici, opět byl povzbuzován pokyny „Zaber! Zaber! Zaber!“ s postupným zvyšováním hlasitosti od nejtišší po nejhlasitější. Následně si proband opět přendal dynamometr do ruky nedominantní horní končetiny a byla provedena 3 měření, opět se slovním povzbuzením „Zaber! Zaber! Zaber!“ s postupným zvyšováním hlasitosti od nejtišší po nejhlasitější. Celkem tedy bylo provedeno 12 měření u každého probanda, 6 měření pro PHK a 6 měření pro LHK. Kontrola a vizuální kontrola přenosu váhy byly hodnoceny pomocí plošiny PhysioSensing v modu: Static Analysis a snímek byl pořízen při třetím slovním pokynu „Zaber!“, kdy měl proband potenciál největšího stisku stran motivace.

3.5.1 Instrukce pro probandy

Výchozí postavení:

- Postavit se na plošinu, nohy na šířku pánve,
- Špičky v jedné rovině – jedna nepředbíhá druhou
- Propnout kolena
- Ruce podél těla

V případě nesplnění výše zmíněných podmínek byl pacient slovně instruován k nápravě pozice.

Pozice během stisku:

- Udržet přenos váhy tak, aby opačná méně zatížená část plosky zůstala stále v kontaktu s povrchem plošiny (viz. Pokyny pro přenos váhy)
- Udržet během měření stále stejnou pozici těla v prostoru a zatížení plosky dle instrukcí
- Během stisku udržet propnutá kolena, nekrčit je
- Držet stále výchozí postavení předloktí – netočit zevně ani vnitřně

Pokyny pro přenos váhy:

- Přenes co nejvíce váhu na špičky tak, aby paty stále zůstaly v kontaktu s podložkou. (Obrázek 1 vlevo)
- Přenes váhu co nejvíce na paty tak, aby prsty stále zůstaly v kontaktu s podložkou. (Obrázek 2 vpravo)
- A zmáčkni, až ti řeknu „Teď".

Obrázek 9 Výchozí pozice pro měření na špičkách- vlevo, na patách - vpravo

3.6 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl využit program Jamovi, verze 2.2.5.0. Pro vytvoření souhrnných tabulek s výsledky byl využit program Microsoft Office - Excel 2010.

4 VÝSLEDKY

Do studie bylo rekrutováno 57 probandů. Z této skupiny byli 3 probandi vyřazeni pro zranění prstu, jeden pro zranění nohy a jeden pro boreliózu. Dále 8 probandů bylo vyřazeno pro nesplnění potřebného přenosu váhy na paty. Před měřením byli probandi losem rozřazeni do skupiny A (paty) nebo B (špičky)

Pro testování normality dat byl zvolen Shapiro-Wilk test. Z tohoto testu vzešlo nenormálního rozložení dat ($p>0,05$). Pro skupinu B je test falešně negativní vzhledem k malé velikosti vzorku. A proto pro další statistické zpracování dat byl využit Mann-Whitney test, který se užívá pro zpracování neparametricky rozložených dat.

Zde v tabulce 2 jsou vložena normativní data pro populaci ve věku 14-39 let, od výrobce CAMRY dynamometru, pro muže i ženy převedené z liber na kilogramy. Tento věkový rozptyl odpovídá věku měřených probandů v této práci.

VĚK	Muži			Ženy		
	Slabý	Normální	Slabý	Normální	Slabý	Normální
14-15	<28,3	28,3-44,0	>44,0	<15,4	15,4-27,1	>27,1
16-17	<32,4	32,4-52,0	>52,0	<17,1	17,1-28,8	>28,8
18-19	<35,4	35,4-55,1	>55,1	<19,0	19,0-30,7	>30,7
20-24	<36,5	36,5-56,2	>56,2	<21,3	21,3-35,0	>35,0
25-29	<37,4	37,4-57,1	>57,1	<25,4	25,4-41,1	>41,1
30-34	<35,7	35,7-55,4	>55,4	<21,3	21,3-35,0	>35,0
35-39	<35,5	35,5-55,2	>55,2	<20,2	20,2-33,8	>33,8

Tabulka 2 Normativní data pro věk 15-39 let, muže i ženy v jednotkách kilogramy

4.1 Skupina A – paty

Skupina A obsahovala 31 probandů (z toho 17 žen). 29 z nich mělo dominantní horní končetinu pravou. Dle popisných dat měření Skupiny A v tabulce 4 a výsledků v tabulce 5 (Mann-Whintey p>0,05 pro obě HKK) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl síly stisku na PHK ani LHK při přenosu váhy na špičky oproti přenosu váhy na paty.

Skupina A	N	Průměr	Medián	SD	Min	Max
Skupina A věk (roky)	31	24.5	24	3.57	17	34
Skupina A váha (kg)	31	67.1	67	11.92	42	101
Skupina A výška (cm)	31	172.6	170	8.67	155	192

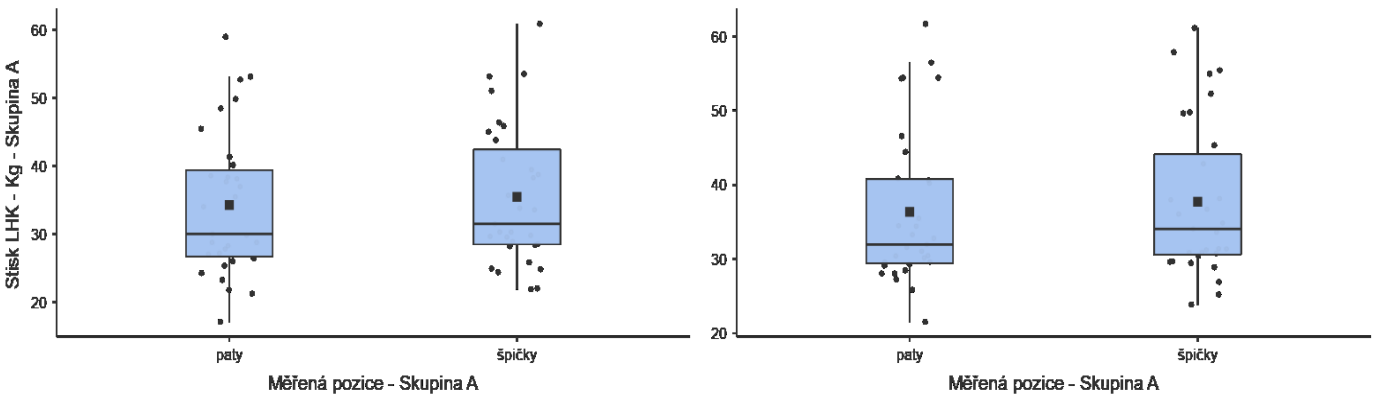
Tabulka 3 Popis vzorku Skupina A

Měření maximální síly stisku Skupina A									Shapiro-Wilk	
Končetina	Měřená pozice	N	Průměr	Medián	Modus	SD	Min	Max	W	p
Stisk PHK - Kg	paty	31	36.4	32.0	28.1 [a]	10.4	21.5	61.7	0.857	< .001
	špičky	31	37.7	34.1	38.0	10.4	23.9	61.2	0.883	0.003
Stisk LHK - Kg	paty	31	34.3	30.1	28.8	10.6	17.1	59.0	0.943	0.103
	špičky	31	35.5	31.5	30.3	10.3	21.9	60.9	0.923	0.029

Tabulka 4 Popisná statistika pro Skupinu A; [a] Poznámka: Existuje více než jeden modus, uvádí se pouze první; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina

Mann-Whitney Test - Skupina A		Statistic	p
Stisk PHK - Kg	Mann-Whitney U	424	0.215
Stisk LHK - Kg	Mann-Whitney U	433	0.254

Tabulka 5 Výsledky Mann- Whitney Skupina A; Poznámka: H_a μ paty < μ špičky; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina



Graf 1 Data vzorku Skupinu A zanesená do grafického zobrazení vlevo pro LHK vpravo pak pro PHK

4.2 Skupina B – špičky

Skupina B obsahovala 14 probandů (z toho 8 žen). 14 z nich mělo dominantní horní končetinu pravou. Dle popisných dat měření Skupiny B v tabulce 7 a výsledků v tabulce 8 (Mann-Whintey p>0,05 pro obě HKK) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl síly stisku na PHK ani LHK při přenosu váhy na špičky oproti přenosu váhy na paty.

Skupina B	N	Průměr	Medián	SD	Min	Max
Skupina B věk (roky)	14	22.9	23.5	3.28	15	28
Skupina B váha (kg)	14	66.7	66.0	8.92	53	82
Skupina B výška (cm)	14	173.4	174.0	7.77	156	186

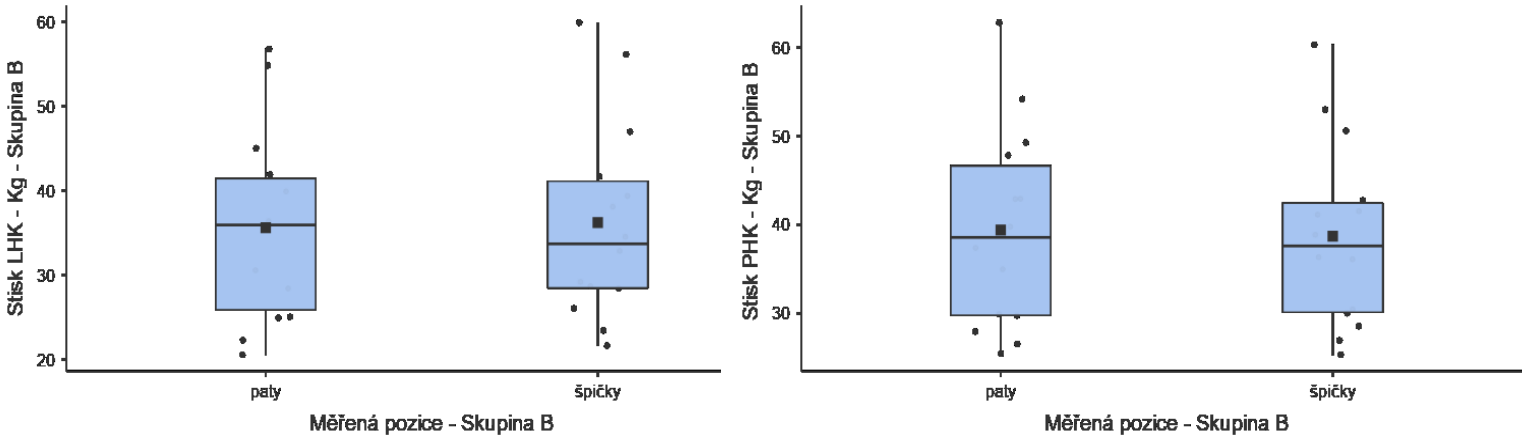
Tabulka 6 Popis vzorku Skupina B

Měření maximální síly stisku Skupina B									Shapiro-Wilk	
Končetina	Měřená pozice -	N	Průměr	Medián	Modus	SD	Min	Max	W	p
Stisk PHK - Kg	paty	14	39.4	38.6	25.4 [a]	11.3	25.4	62.8	0.943	0.458
	špičky	14	38.7	37.6	25.3 [a]	10.5	25.3	60.3	0.940	0.423
Stisk LHK - Kg -	paty	14	35.6	36.0	36.0	11.3	20.6	56.8	0.940	0.422
	špičky	14	36.3	33.7	21.7 [a]	11.7	21.7	59.9	0.923	0.241

Tabulka 7 Popisná statistika pro Skupinu B; [a] Poznámka: Existuje více než jeden modus, uvádí se pouze první; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina

Mann-Whitney Test		Statistic	p
Stisk PHK - Kg - Skupina B	Mann-Whitney U	95.0	0.563
Stisk LHK - Kg - Skupina B	Mann-Whitney U	95.0	0.454

Tabulka 8 Výsledky Mann- Whitney Skupina B; Poznámka: H_a μ paty < μ špičky; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina



Graf 2 Data vzorku Skupinu B zanesená do grafického zobrazení vlevo pro LHK vpravo pak pro PHK

4.3 Subanalýza

Jelikož ve Skupině A ani B nebyl nalezen statisticky významný rozdíl síly stisku na PHK ani LHK při přenosu váhy na špičky oproti přenosu váhy na paty, provedli jsme subanalýzu vybraných probandů, kde nebyla zohledněna randomizace, a rozdělili jsme probandy do 3 podskupin: *Zatížení >50 %*, *Zatížení ≥60 %*a *Zatížení ≥70 %.* Rozdělení bylo provedeno v závislosti na tom, kolik procent celkové váhy přenesli probandi na paty. Ve skupině Zatížení >50 % se jednalo o přenos váhy na paty více než z padesáti procent celkové hmotnosti, ve skupině Zatížení ≥60 % se jednalo o přenos váhy na paty alespoň ze šedesáti procent celkové hmotnosti a ve skupině Zatížení ≥70 % se jednalo o přenos váhy na paty alespoň ze sedmdesáti procent celkové hmotnosti. Tomu také odpovídají celkové počty měření ve skupině. Pokud nesplňovalo podmínku přenosu požadované váhy právě jedno ze třech měření, tak hodnota naměřené síly stisku pro dané měření nebyla započtena a průměr byl proveden ze zbývajících dvou měření. V případě že existovala takováto měření dvě právě pro jednu ruku, proband nebyl do dané skupiny zařazen.

4.3.1 Zatížení >50 %

Soubor Zatížení >50 % zahrnoval celkem 45 probandů, z čehož bylo 25 žen a 43 praváků. Dle popisných dat měření Zatížení >50 % v tabulce 10 a výsledků v tabulce 11 (Mann-Whintey p>0,05 pro obě HKK) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl síly stisku na PHK ani LHK při přenosu váhy na špičky oproti přenosu váhy na paty.

Popis vzorku Zatížení >50

	N	Průměr	Medián	Modus	SD	Min	Max
věk (roky)	45	24.0	24	24.0	3.53	15	34
váha (kg)	45	67.0	67	60.0 [a]	10.98	42	101
výška (cm)	45	172.9	173	170.0 [a]	8.32	155	192

Tabulka 9 Popis vzorku Zatížení >50 %; [a] Poznámka: Vyskytuje se více než jeden Modus a je zapsán pouze první z nich

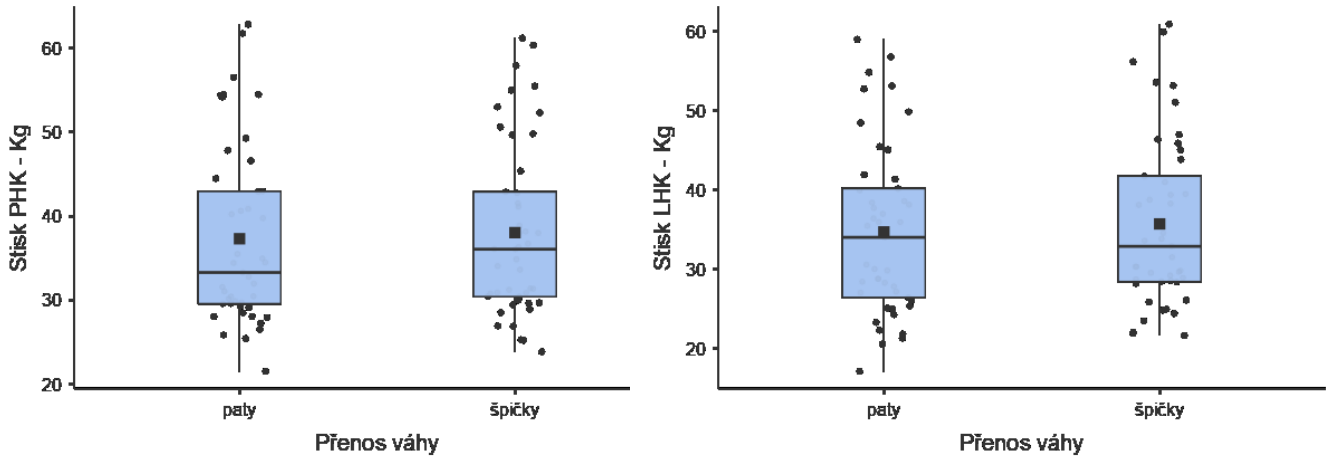
Popisná statistika pro Zatížení >50 %

									Shapiro-Wilk	
	Přenos váhy	N	Mean	Median	Mode	SD	Mini	Max	W	p
Stisk PHK - Kg	paty	45	37.3	33.3	28.1 [a]	10.7	21.5	62.8	0.894	< .001
	špičky	45	38.0	36.1	38.0	10.3	23.9	61.2	0.906	0.001
Stisk LHK - Kg	paty	45	34.7	34.0	28.8 [a]	10.7	17.1	59.0	0.946	0.035
	špičky	45	35.7	32.9	30.3	10.6	21.7	60.9	0.922	0.005

Tabulka 10 Popisná statistika pro Zatížení >50 %; [a] Poznámka: Existuje více než jeden modus, uvádí se pouze první; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina

Mann-Whitney Test pro Zatížení >50 %		Statistic	p
Stisk PHK - Kg	Mann-Whitney U	943	0.287
Stisk LHK - Kg	Mann-Whitney U	944	0.292

Tabulka 11 Výsledky Mann- Whitney Zatížení 50> %; Poznámka: H_a μ paty < μ špičky; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina



Graf 3 Data vzorku pro skupinu Zatížení >50% zanesená do grafického zobrazení vlevo pro LHK vpravo pak pro PHK

4.3.2 Zatížení ≥60 %

Soubor Zatížení ≥ 60 % zahrnoval celkem 39 probandů, z čehož bylo 22 žen a 37 praváků. Dle popisných dat měření Zatížení ≥ 60 % v tabulce 13 a výsledků v tabulce 14 (Mann-Whintey p>0,05 pro obě HKK) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl síly stisku na PHK ani LHK při přenosu váhy na špičky oproti přenosu váhy na paty.

Popis vzorku Zatížení ≥60 %	**N**	**Průměr**	**Medián**	**Modus**	**SD**	**Min**	**Max**
věk (roky)	39	23.7	24.0	24.0	3.27	15.0	31.0
váha (kg)	39	67.0	65.0	60.0	10.20	52.0	101.0
výška (cm)	39	173.1	172.0	170.0 [a]	7.98	156.0	192.0

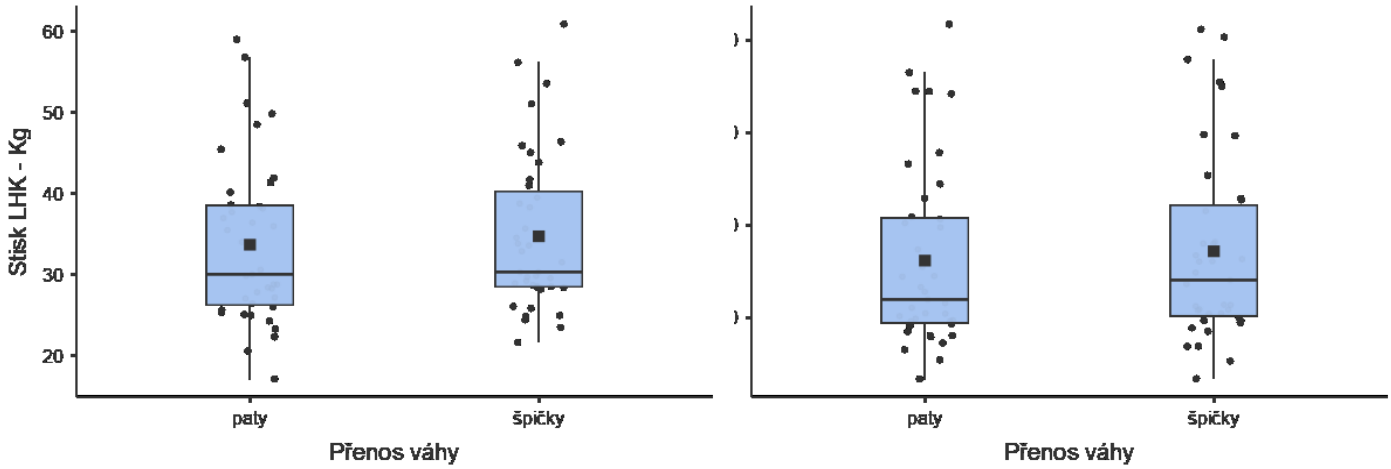
Tabulka 12 Popis vzorku Zatížení ≥60 %

Popisná statistika pro Zatížení ≥60 %									**Shapiro-Wilk**	
	Přenos váhy	**N**	**Průměr**	**Medián**	**Modus**	**SD**	**Min**	**Max**	**W**	**p**
Stisk PHK - Kg	paty	39	36.2	32.0	28.1 [a]	9.81	23.4	61.7	0.869	< .001
	špičky	39	37.2	34.1	38.0	10.15	23.4	61.2	0.874	< .001
Stisk LHK - Kg	paty	39	33.7	30.1	28.8	10.01	17.1	59.0	0.934	0.025
	špičky	39	34.7	30.3	30.3	9.64	21.7	60.9	0.898	0.002

Tabulka 13 Popisná statistika pro Zatížení≥60 %; [a] Poznámka: Existuje více než jeden modus, uvádí se pouze první; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina

Mann-Whitney Test pro Zatížení ≥60 %		**Statistic**	**p**
Stisk PHK - Kg	Mann-Whitney U	689	0.237
Stisk LHK - Kg	Mann-Whitney U	695	0.256

Tabulka 14 Výsledky Mann- Whitney Zatížení ≥60 %; Poznámka: H_a μ paty < μ špičky; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina



Graf 4 Data vzorku pro skupinu Zatížení ≥60% zanesená do grafického zobrazení vlevo pro LHK vpravo pak pro PHK

4.3.3 Zatížení ≥70 %

Soubor Zatížení ≥ 70 % zahrnoval celkem 20 probandů, z čehož bylo 10 žen a 19 praváků. Dle popisných dat měření Zatížení ≥ 60 % v tabulce 13 a výsledků v tabulce 14 (Mann-Whintey p>0,05 pro obě HKK) nebyl nalezen statisticky významný rozdíl síly stisku na PHK ani LHK při přenosu váhy na špičky oproti přenosu váhy na paty.

Popis vzorku Zatížení ≥70 %	**N**	**Průměr**	**Medián**	**Modus**	**SD**	**Min**	**Max**
věk (roky)	20	24.3	24.0	22.0	2.85	20	31
váha (kg)	20	67.7	67.5	67.0 [a]	8.37	52	82
výška (cm)	20	174.0	173.5	168.0	8.27	159	192

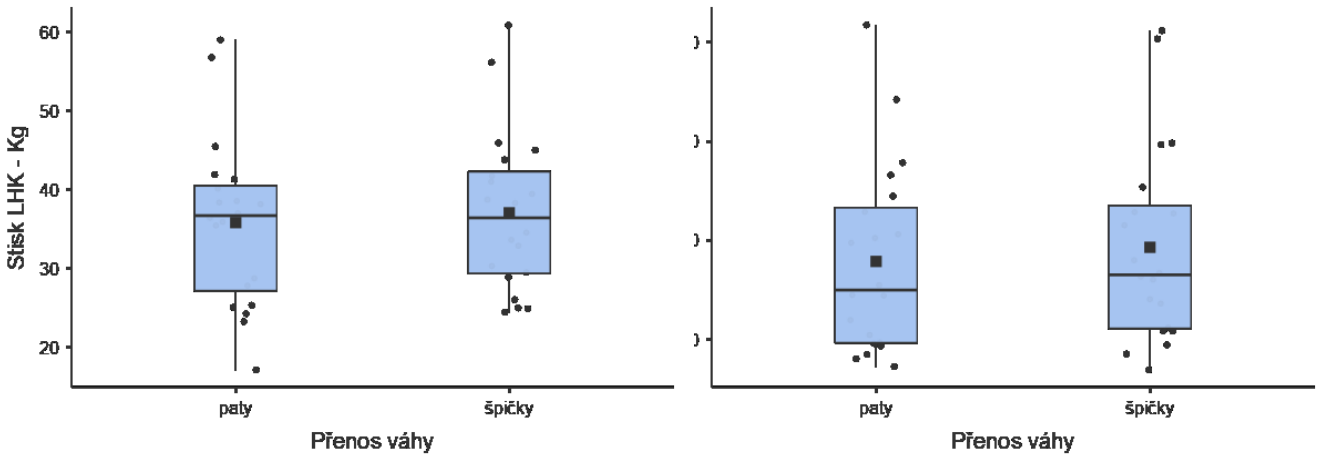
Tabulka 15 Popis vzorku pro Zatížení≥70 %; [a]Poznámka: Existuje více než jeden modus, uvádí se pouze první

Popisná statistika pro Zatížení≥70 %									**Shapiro-Wilk**	
	Přenos váhy	**N**	**Průměr**	**Medián**	**Mode**	**SD**	**Min**	**Max**	**W**	**p**
Stisk PHK - Kg	paty	20	37.9	35.0	27.3 [a]	9.51	27.3	61.7	0.902	0.046
	špičky	20	39.3	36.5	26.9 [a]	9.90	26.9	61.2	0.906	0.053
Stisk LHK - Kg	paty	20	35.8	36.7	17.1 [a]	10.65	17.1	59.0	0.946	0.315
	špičky	20	37.1	36.4	24.4 [a]	10.12	24.4	60.9	0.932	0.169

Tabulka 16 Popisná statistika pro Zatížení≥70 %; Poznámka: Existuje více než jeden modus, uvádí se pouze první

Mann-Whitney Test pro Zatížení ≥70 %		**Statistic**	**p**
Stisk PHK - Kg	Mann-Whitney U	180	0.301
Stisk LHK - Kg	Mann-Whitney U	183	0.329

Tabulka 17 Výsledky Mann- Whitney Zatížení ≥70 %; Poznámka: H_a μ paty < μ špičky; PHK – pravá horní končetina, LHK Levá horní končetina



Graf 5 Data vzorku pro skupinu Zatížení ≥70% zanesená do grafického zobrazení vlevo pro LHK vpravo pak pro PHK

4.4 Vyhodnocení hypotéz

4.4.1 Hypotéza H1

H1: Síla stisku bude větší u přenosu váhy na špičky než u přenosu váhy na paty

Na základě výsledků Mann-Whitney testů ve *Skupinách A a B* a ve skupinách *Zatížení >50 %, Zatížení ≥60 %*a *Zatížení ≥70 %*

V žádné ze skupin nenacházíme statisticky významný rozdíl mezi sílou stisku a přenosem váhy. Proto hypotézu H1 nemůžeme přijmout a prohlásit za platnou.

5 DISKUSE

V této práci jsme se zabývali vlivem přenosu váhy na špičky a na paty na sílu stisku ruky. V teoretické části jsme probrali základy neurofyziologie řízení pohybu, která je velice důležitou částí pro pochopení složitosti dějů a změn, které se dějí už jen při mírné změně těžiště ve vzpřímeném stoji.

Jak popisují Véle (2006) a Dylevský (2009b), pro stoj je velice důležitá aference senzorických informací z těla a velmi významnou částí pro získávání těchto informací jsou právě plosky nohou. Na nich vnímáme i změny těžiště, COP. Na této změně se podílí velké množství svalů, které jsou uspořádány do vzájemných svalových řetězců a smyček.

Jak píše Myers (2009) a Stecco (2014), tyto řetězce jsou různě dlouhé a procházejí přes dolní končetiny a trup až k horním končetinám. Naší myšlenkou při tvorbě této práce byla změna práce jednotlivých svalových řetězců v závislosti na změně těžiště a opory o plosky nohou a vliv této změny na sílu stisku ruky.

Maximální síla stisku ruky je nejsnáze proveditelným a opakovatelným měřením pro sílu horní končetiny a může být brána i za odraz svalové síly jedince (Jensen et al. 2023, Wang et al. 2018, Vaishya et al. 2024).

Změna těžiště při dynamických i statických činnostech velice úzce souvisí s kontrolou pohybu a udržováním rovnováhy. Na těchto dějích se podílí celý pohybový aparát. Korelace proměnných síly stisku ruky a změny těžiště je málo probádanou oblastí a mohla by nám ozřejmit vzájemný reaktivní vztah mezi horními a dolními končetinami, který je často popisován stran propojení svalovými řetězci a smyčkami (Denys-Struyf 1983; Fred Smedes a Stępień 2016; Myers 2009; Stecco 2014).

Zde stojí za zmínění propojení horních a dolních končetin dle konceptu Myersových linií. Konkrétně Myers (2009, 2020) udává spojitost linií horních končetin s trupovou linií laterální, spirálovitou a funkční. Povrchová přední linie horní končetiny je popisována od m. pectoralis major, který je společný také pro funkční linii, jež vede až na dolní končetiny. Tato linie má svým začátkem také velmi blízkou spojitost se svaly m. latissimus dorsi a m. teres major, které jsou součástí funkční a dalších trupových linií, které přecházejí až na dolní končetiny a vedou k plosce nohy. Také Denys-Struyf (1983) má všechny své řetězce popsané od dolních končetin po končetiny horní. Vidíme tedy možné fasciálně-svalové propojení horních a dolních končetin

napříč autory. V literatuře však nejsou již zdroje, které by kvantifikovali a objektivizovali tuto spojitost, jelikož většina takových popisů vznikla na základě empirického pozorování, často u neživých kadaverů. Proto jsme se touto prací snažili o možnou objektivizaci těchto vztahů.

Výsledky práce naznačují, že nebyla potvrzena významná korelace mezi změnou COP a maximální silou stisku ruky. Výsledek není v souladu s naší původní myšlenkou, kterou jsme si dali na začátku práce na základě empirického klinického testu síly paže popsaného v úvodu práce. Také teoretické základy (Hudák et al. 2017; Kittnar 2020; Véle 2006) by mohly korelovat s platností naší hypotézy. Avšak stále v této oblasti se nám nepodařilo dohledat žádné výzkumy, které by zkoumaly spojitost těchto dvou proměnných a naznačovaly jejich potenciální spojitost.

Jak udává Čumpelík (2017), pro cílený pohyb je také důležitá představa o účelu pohybu, a to hlavně ve fázi anticipace pohybu, kdy dochází již předem k napřímení a zvýšení stability páteře, což umožní lepší přenos váhy na končetiny. K tomu Véle (2006) také uvádí důležitost myšlenky pro provedení pohybu na tvorbu kvalitní opory. Opět zmiňuje automatismus tvorby opory společně se spuštěním vzpřimovacího programu. Kvalita vytvořené opory je důležitá pro stabilitu a také pro kvalitu pohybu (Čumpelík 2017; Véle 2006).

Z těchto tvrzení jsme uvažovali nad lepším zapojením svalů horních končetin a větší síle stisku ruky vázané na danou oporu a aferenci z nohy. Proto jsme se domnívali, že by se určitá spojitost mezi změnou COP a silou stisku ruky mohla objevit. To však naše výsledky nepotvrzují.

Jak dále uvádí Véle (2006), kontakt těla s povrchem vytváří aferenci, jež vyvolává specifickou odpověď závislou na místě kontaktu. Dále také říká, že vzájemnou koordinovanou spoluprací více svalů je zajištěna jistá poloha těla a jeho pohybu proti gravitaci. Důležité je také dobré načasování aktivity jednotlivých svalů ve spojitosti s vynaloženou silou pro daný pohyb, kde tyto dvě komponenty by měli vytvořit energeticky výhodný pohyb. Změna polohy segmentu i celého těla vyvolává specifické reakce lokální nebo celkové, kdy dochází ke korekci postury nebo zaujetí nové polohy. Proto i změna těžiště, je výsledkem koordinační aktivity nejen svalů horních a dolních končetin, ale svalů celého těla, zahrnující také svaly trupu a páteře.

Dle Véleho (2006) má také pevná opora dolních končetin obecný význam na účinnost síly díky ideálnější stabilizaci v prostoru. Nicméně tato opora není nijak více definována a může se rozcházet s pojetím opory, kterou uvádí například Kapandji

a Judet (2019). Zároveň nejsou blíže popsány svaly, které by měly takto reagovat. Tato práce se zabývala čistě přenosem těžiště a naše závěry nepotvrzují spojitost jeho změny s výstupy měření síly stisku ruky.

Angin a Demirbüken (2020), Kapandji a Judet (2019) a Kolář (2009) uvádějí, že pro změny těžiště má noha velice důležitou funkci v aferenci zpracování informací o změnách. Na změny rozložení reagují všechny struktury nohy tak, aby stále byla co nejlépe zachována rovnovážná funkce. Rozložení váhy je popisováno do 3 bodů opory, pod patou a pod hlavičkou prvního a pátého metatarsu. Distribuce zátěže chodidla se během pohybu mění, čímž dochází k velké aferenci do CNS a vyhodnocení nejlepšího vzoru. Od nohou a kolenních kloubů probíhají přes dorzální a ventrální stranu trupu dlouhé svalové řetězce na horní končetiny. Při experimentu praktické části naší práce jsme využili vychylování těžiště více nad špičku a nad patu bez ztráty kontaktu plosky nohy s povrchem. Tím se rozložení váhy zcela jistě změnilo, avšak i přesto všechny tři stěžejní body opory by měly být zachovány i při tomto rozdílném rozložení zatížení. Výsledky naší práce však naznačují, že nerovnoměrné rozložení váhy mezi tyto tři body opory zásadně neovlivní sílu stisku horní končetiny

Jedním z aspektů, které mohou do velké míry ovlivnit výsledky naší studie, je povaha zkoumaných proměnných. Richmond et al. (2021) uvádí, že změna těžiště je dynamický proces, který je výsledkem integrace vjemů z mnoha somatosenzorických systémů, je dobře posuzovatelný pomocí tlakových plošin, avšak stále je velmi komplexním dějem pro jednoduché hodnocení a stanovení závěru. Naopak maximální síla stisku ruky, jak uvádí například i Vaishya et al. (2024) je parametrem relativně jednoduše měřitelným, který posuzuje izolovanou svalovou sílu ruky, potažmo horní končetiny. Díky dostupnosti normativních hodnot pro měření je možné se jednoduše vyslovit o výsledku měření síly ve smyslu dostatečné síly nebo slabosti. Tento parametr je také proto často užívaným v klinické praxi pro posouzení síly u různých skupin pacientů a také jako nástroj pro odhad délky hospitalizace a rekonvalescence (Bohannon 2015; Vaishya et al. 2024). Jeho závislost na změně těžiště však zůstává málo prozkoumaným parametrem.

S výhodou by bylo v dalších výzkumech stanovit měření síly stisku v různých pozicích horní končetiny, jak popisují Mathiowetz et al. (1985). Tito autoři uvádějí vyšší sílu stisku v 90°flexi lokte. V pozici flexe v rameni v 90°a 180° jsou výsledky nejednoznačné (Huang et al. 2022). Pro účely této práce byla zvolena pozice s HKK podél těla a extenzí v loketním kloubu a neutrálním postavení předloktí. Jelikož

jsme chtěli zjistit změnu síly stisku v závislosti na přenosu těžiště a necílili jsme na měření maximální svalové síly stisku jako takové. Zvolená pozice v ose těla se jevila jako snazší pro korekci než pozice 90°flexe v lokti.

Garcia-Hernandez et al. (2018) ve své studii popisují efekt cvičení síly stisku horní končetiny spojeného s EMG biofeedbackem, kde uvádí, že míra motivace vede k vyšším výkonům v síle stisku ruky. To se nabízí jako alternativa či doplňkový nástroj vedle slovního povzbuzování, které jsme zvolili v této práci, k motivaci pro další výzkum.

Teorie motivační intenzity, kterou popisují ve své studii Stanek a Richter (2021), hovoří o investování energie stran požadavků na konečný výsledek. Dle této studie většinou lidé volí větší množství energie, než jaká je potřebná pro vykonání daného úkolu. Pokud se k tomuto tvrzení přidá ještě faktor vnitřní motivace či tlaku na jedince, může docházet k ovlivnění výsledků síly stisku ruky. S tímto se pojí i osobní vnímání svého výkonu v posouzení s normativními daty, které také může být pozitivním i negativním stresovým faktorem. Proto tedy i měření svalové síly stisku ruky může být citlivé z hlediska těchto psychologických faktorů, jako je motivace, úroveň pozornosti a stres. Pokud někteří účastníci nedosáhli svého maximálního výkonu, může to zkreslit výsledky a vést k podhodnocení jejich skutečných schopností. Během měření jsme se snažili maximálně motivovat všechny účastníky stejnými pokyny: „Zaber! Zaber! Zaber!“, avšak i takovéto povzbuzení je vnímáno u každého jedince subjektivně jinak, proto jeho dopad na výkon není shodný u všech probandů.

Dalším důležitým aspektem, který nebyl v této studii zkoumán, ale který může ovlivnit výsledky, je únava. Cronin et al. (2017) a Iermakov et al. (2016) uvádějí také souvislost síly stisku ruky s celkovou fyzickou kondicí a silou svalů horních končetin. Toto nás vede k myšlence, jakou roli může hrát ve výsledcích unavitelnost svalů horní končetiny při větším počtu opakování maximální silové kontrakce stisku ruky. Fyzická i mentální únava mohou výrazně ovlivnit kvalitu schopnosti udržet rovnováhu a generovat svalovou sílu.

Jak říkají Jäkel et al. (2021), únava může být způsobená jednorázových intenzivním používáním nebo dlouhodobým přetížením. Například probandi pro tuto práci, kteří byli testováni po fyzicky náročném dni nebo po dlouhém tréninku, mohli vykazovat sníženou schopnost udržet rovnováhu v obou pozicích a zároveň dosáhnout maximální svalové síly, která opět nemusela být v jejich osobním maximálním výkonu. Žádný takto kompromitovaný jedinec se však v našem malém vzorku nevyskytl, je však

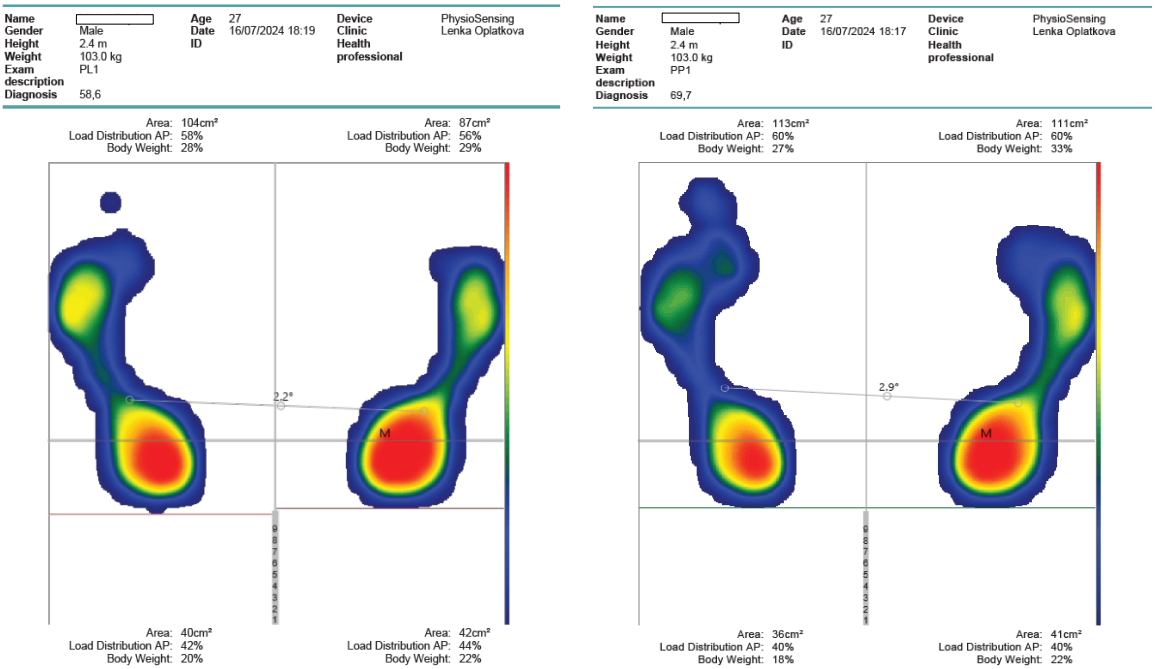
pravděpodobné, že ve větším vzorku by bylo záhodno tento parametr zohlednit. Nicméně pro náš výzkum byla důležitá změna síly v zavilosti na změně těžiště nikoliv maximální sila jako taková. Pokud by tato informace o zvýšené únavě zůstala zatajena, mohla by vést k podhodnocení skutečných schopností probandů a tím k devalvaci dat, pokud by se nejednalo o skupinu zdravých probandů.

Pro další výzkum by bylo také vhodné zahrnout větší a rozmanitější, rovnoměrně zastoupený, vzorek účastníků, aby bylo možné přesněji stanovit, zda existuje korelace mezi změnou těžiště a maximální silou stisku ruky pro širší populaci, případně pouze pro různé demografické skupiny.

5.1 Limity práce

Mezi největší metodologické omezení a limit této práce, které mohou významně přispívat k nejednoznačnosti výsledků, se řadí subjektivní určování přenesení váhy na paty a na špičky. Probandi měli za úkol přenést váhu na špičky tak, aby se neodlepily paty a naopak na paty tak, aby se neodlepily špičky. Tento úkol měli provést pomocí čistě subjektivního vnímání své polohy a váhy rozložené na ploskách nohou. Nejvíce problematické hodnoty jsou při přenesení váhy na paty, kde se hodnoty procenta přenesené váhy z váhy celkové různí od méně jak 50 % až po téměř 100 %. Z tohoto důvodu byla data retrospektivně rozdělena, abychom mohli určit, zdali je zde určitá větší podoba závislosti při větším přenosu váhy. Tento limit by se pro další studie dal preventovat kontrolou zatížení špičky nebo paty již při měření pomocí tlakové plošiny a nespoléhat pouze na subjektivní vnímání zatížení probandů. Dalším možným řešením by bylo poskytnutí vizuální zpětné vazby o zatížení chodidel přímo probandům, která by však mohla být také zavádějící. Často se vyskytujícím fenoménem totiž bylo také červeně zobrazené místo zatížení na špičce nebo na patě, které by mohlo značit již dostatečné zatížení vůči rozložení ostatních částí, avšak procentuální hodnota z celkové váhy takového zatížení neodpovídá ani 50 % váhy. Tyto situace uvádíme na obrázku 11.

Mezi další limit studie patří špatná volba randomizace v rámci Skupin A a B. Pro příští studie bychom doporučovali zvolit jiný typ randomizace, který by zajistil rozdělení probandů do stejně velkých skupin, například blokovou randomizaci.



Obrázek 10 Diskrepance v měření Static Analysis

Jako další z limitů, který bychom měli zmínit, je teplé letní prostředí v kombinaci s plastovým madlem dynamometru, které znesnadňovaly měření. Zpocené ruce mohly více klouzat a zkreslit tak měření i přesto, že jsme nepočítali ta měření, kdy probandi uvedli smeknutí nebo nepohodlné držení dynamometru. Stejně tak teplo působilo negativně také na senzorické vnímání informací z plosek nohou, které vlivem tepla byly zpocené a způsobovaly nekvalitní oporu a mírné klouzání po povrchu tlakové desky. Pro příští měření by tento prvek šel eliminovat využitím magnézia, jakožto používají lezci nebo gymnasté.

V rámci nastavení madla dynamometru jsme nechali nastavenou jednu danou hodnotu vzdálenosti rukojeti ve středním postavení, bez dalších úprav. Individuální úprava pro každého probanda by vyžadovala detailnější upřesnění a neměli by všichni shodné podmínky měření. Jelikož jsme hodnotili hodnoty navzájem mezi sebou v rámci každého probanda, tak by toto nastavení, i když mohlo být neideální, nemuselo přinést mnoho neadekvátních změn a ovlivnit tak výsledek síly měření stisku. Avšak pokud je poloha již na začátku neideální, nemusí již změna těžiště znamenat velkou změnu a proband nemusí naměřit hodnoty maximální síly stisku ruky ani v jedné z měřených situací. Pro další zkoumání by bylo dobré tento fakt zohlednit a nastavit jasně definovanou fixní hodnotu vzdálenosti rukojeti vázanou například na velikost dlaně, jak nabízí například Jamar dynamometr.

Dalším limitem je relativně malý vzorek účastníků, který mohl snížit statistickou sílu analýzy a tím zvýšit riziko chyby II. typu.

ZÁVĚR

Tato práce nepotvrdila žádnou statisticky významnou souvislost mezi změnou těžiště těla a změnou maximální svalové síly stisku ruky. I když byla provedena měření s využitím moderních přístrojů, ukázalo se, že má tato práce metodické limitace. Cílem práce je sloužit jako pilotní projekt pro další měření, zabývající se vlivem přenosu váhy na paty nebo špičky na sílu stisku ruky a případně dalšími možnostmi spojení mezi jednotlivými částmi těla.

Výsledky naznačují, že tyto dva faktory mohou fungovat nezávisle na sobě, alespoň v rámci podmínek a metod použitých v rámci našeho výzkumu. Tato zjištění přispívají k hlubšímu pochopení mechaniky lidského těla a mohou být podnětem pro další výzkumy zaměřené na analýzu stability a koordinace pohybů, které by mohly mít vliv zejména v oblasti rehabilitace a sportovní medicíny

Z praktického hlediska se nepodařilo objektivně dokázat vztah mezi těžištěm a sílou stisku ruky. Jedná se o první studii, která se zabývá problematikou svalových smyček, jež se týkají závislosti změny těžiště a síly stisku, a snaží se o jejich objektivizaci. Tento vztah se nám nepodařilo prokázat a vyžaduje další zkoumání.

REFERENČNÍ SEZNAM

AGTUAHENE, Mercy A, Jonathan QUARTEY a Samuel KWAKYE, 2023. Influence of hand dominance, gender, and body mass index on hand grip strength. *South African Journal of Physiotherapy*. **79**(1), 1923. ISSN 0379-6175.

ANGIN, Salih a İlkşan DEMIRBÜKEN, 2020. Chapter 23 - Ankle and foot complex. In: Salih ANGIN a Ibrahim Engin ŞIMŞEK, ed. *Comparative Kinesiology of the Human Body* [online]. B.m.: Academic Press, s. 411–439. ISBN 978-0-12-812162-7. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-812162-7.00023-0

ARVANDI, Marjan, Barbara STRASSER, Christa MEISINGER, Konstantinos VOLAKLIS, Raffaella Matteucci GOTHE, Uwe SIEBERT, Karl-Heinz LADWIG, Eva GRILL, Alexander HORSCH, Michael LAXY, Annette PETERS a Barbara THORAND, 2016. Gender differences in the association between grip strength and mortality in older adults: results from the KORA-age study. *BMC Geriatrics* [online]. **16**(1), 201. ISSN 1471-2318. Dostupné z: doi:10.1186/s12877-016-0381-4

AYHAN, Çiğdem a Egemen AYHAN, 2020. Chapter 13 - Kinesiology of the wrist and the hand. In: Salih ANGIN a Ibrahim Engin ŞIMŞEK, ed. *Comparative Kinesiology of the Human Body* [online]. B.m.: Academic Press, s. 211–282. ISBN 978-0-12-812162-7. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-812162-7.00013-8

BOHANNON, Richard W, 2015. Muscle strength: clinical and prognostic value of hand-grip dynamometry. *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*. **18**(5), 465–470. ISSN 1363-1950.

BORDONI, Bruno a Thomas MYERS, 2020. A review of the theoretical fascial models: biotensegrity, fascintegrity, and myofascial chains. *Cureus*. **12**(2).

CRONIN, John, Trent LAWTON, Nigel HARRIS, Andrew KILDING a Daniel T MCMASTER, 2017. A brief review of handgrip strength and sport performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. **31**(11), 3187–3217. ISSN 1064-8011.

ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM, Rastislav DRUGA a Ivan HELEKAL, 2002. *Anatomie*. B.m.: Grada. ISBN 80-247-0143-X.

ČUMPELÍK, Jiří, 2017. Vztah mezi posturou a dýcháním. *Umění fyzioterapie*. (4), 53–63. ISSN 2464-6784.

DAY, Julie Ann, Lorenzo COPETTI a Giorgio RUCLI, 2012. From clinical experience to a model for the human fascial system. *Journal of bodywork and movement therapies*. **16**(3), 372–380. ISSN 1360-8592.

DENYS-STRUYF, Godelieve, 1983. Método GDS | Curso GDS. *Método GDS* [online] [vid. 2024-08-13]. Dostupné z: https://www.cursogds.com.br/metodo-gds/

DISCHIAVI, S. L., A. A. WRIGHT, E. J. HEGEDUS a C. M. BLEAKLEY, 2018. Biotensegrity and myofascial chains: A global approach to an integrated kinetic chain. *Medical Hypotheses* [online]. **110**, 90–96. ISSN 0306-9877. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.mehy.2017.11.008

DU, William, Kayla MD CORNETT, Gabrielle A DONLEVY, Joshua BURNS a Marnee J MCKAY, 2024. Variability between Different Hand-Held Dynamometers for Measuring Muscle Strength. *Sensors*. **24**(6), 1861. ISSN 1424-8220.

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009a. *Funkční anatomie*. B.m.: Grada Publishing as. ISBN 80-247-3240-8.

DYLEVSKÝ, Ivan, 2009b. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

EGOYAN, Alexander a Karlo MOISTSRAPISHVILI, 2013. Equilibrium and Stability of the Upright Human Body. *General Science Journal*.

ESCAMILLA-MARTÍNEZ, Elena, Ana GÓMEZ-MALDONADO, Beatriz GÓMEZ-MARTÍN, Aurora CASTRO-MÉNDEZ, Juan Antonio DÍAZ-MANCHA a Lourdes María FERNÁNDEZ-SEGUÍN, 2021. An assessment of balance through Posturography in healthy about women: an observational study. *Sensors*. **21**(22), 7684. ISSN 1424-8220.

FEIX, Thomas, Javier ROMERO, Heinz-Bodo SCHMIEDMAYER, Aaron M DOLLAR a Danica KRAGIC, 2015. The grasp taxonomy of human grasp types. *IEEE Transactions on human-machine systems*. **46**(1), 66–77. ISSN 2168-2291.

FRED SMEDES, Nicola Fischer, Marianne Heidmann, Carsten Schäfer a Agnieszka STĘPIEŃ, 2016. The proprioceptive neuromuscular facilitation-concept; the state of the evidence, a narrative review. *Physical Therapy Reviews* [online]. **21**(1), 17–31. Dostupné z: doi:10.1080/10833196.2016.1216764

GARCIA-HERNANDEZ, Nadia, Karen GARZA-MARTINEZ a Vicente PARRA-VEGA, 2018. Electromyography biofeedback exergames to enhance grip strength and motivation. *Games for health journal*. **7**(1), 75–82. ISSN 2161-783X.

GRANACHER, Urs, Melanie LESINSKI, Dirk BÜSCH, Thomas MUEHLBAUER, Olaf PRIESKE, Christian PUTA, Albert GOLLHOFER a David G. BEHM, 2016. Effects of Resistance Training in Youth Athletes on Muscular Fitness and Athletic Performance: A Conceptual Model for Long-Term Athlete Development. *Frontiers in Physiology* [online]. **7** [vid. 2024-07-16]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2016.00164

HALL, Susan J., 2019. Equilibrium and Human Movement. In: *Basic Biomechanics, 8e* [online]. New York, NY: McGraw-Hill Education [vid. 2024-07-20]. Dostupné z: accessphysiotherapy.mhmedical.com/content.aspx?aid=1154159483

HODSON-TOLE, Emma F. a James M. WAKELING, 2008. Motor unit recruitment patterns 2: the influence of myoelectric intensity and muscle fascicle strain rate. *Journal of Experimental Biology* [online]. **211**(12), 1893–1902. ISSN 0022-0949. Dostupné z: doi:10.1242/jeb.014415

HUANG, Li, Yadong LIU, Taiping LIN, Lisha HOU, Quhong SONG, Ning GE a Jirong YUE, 2022. Reliability and validity of two hand dynamometers when used by community-dwelling adults aged over 50 years. *BMC geriatrics*. **22**(1), 580. ISSN 1471-2318.

HUDÁK, Radovan, David KACHLÍK, Jan BALKO a Šárka ZAVÁZALOVÁ, 2017. *Memorix anatomie*. 4. vyd. Praha: Triton. ISBN 978-80-7553-420-0.

CHAN, Jessica, Yi-Chien LU, Melissa Min-Szu YAO a Russell Oliver KOSIK, 2022. Correlation between hand grip strength and regional muscle mass in older Asian adults: an observational study. *BMC Geriatrics* [online]. **22**(1), 206. ISSN 1471-2318. Dostupné z: doi:10.1186/s12877-022-02898-8

CHEUNG, Ching-Lung, Uyen-Sa D. T. NGUYEN, Eleanor AU, Kathryn C. B. TAN a Annie W. C. KUNG, 2013. Association of handgrip strength with chronic diseases and multimorbidity: A cross-sectional study. *AGE* [online]. **35**(3), 929–941. ISSN 0161-9152, 1574-4647. Dostupné z: doi:10.1007/s11357-012-9385-y

IERMAKOV, Sergii, Leonid Vladimirovich PODRIGALO a Władysław JAGIEŁŁO, 2016. Hand-grip strength as an indicator for predicting the success in martial arts athletes.

JÄKEL, Bianka, Claudia KEDOR, Patricia GRABOWSKI, Kirsten WITTKE, Silvia THIEL, Nadja SCHERBAKOV, Wolfram DOEHNER, Carmen SCHEIBENBOGEN a Helma FREITAG, 2021. Hand grip strength and fatigability: correlation with clinical parameters and diagnostic suitability in ME/CFS. *Journal of Translational Medicine* [online]. **19**(1), 159. ISSN 1479-5876. Dostupné z: doi:10.1186/s12967-021-02774-w

JANDA, Vladimír, 2004. *Svalové funkcní testy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0722-8.

JENSEN, Clint A., Dillanie SUMANTHIRAN, Heather L. KIRKORIAN, Brittany G. TRAVERS, Karl S. ROSENGREN a Timothy T. ROGERS, 2023. Human perception and machine vision reveal rich latent structure in human figure drawings. *Frontiers in Psychology* [online]. **14**, 1029808. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2023.1029808

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim a Thierry JUDET, 2019. *The physiology of the joints - Volume 2: The Lower Limb*. London: Handspring Publishing Limited. ISBN 978-1-912085-60-6.

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, Carrie OWERKO a Alexara ANDERSON, 2019. *The physiology of the joints - Volume 1: The Upper Limb*. Velká Británie: Jessica Kingsley Publishers. ISBN 978-1-912085-59-0.

KITTNAR, Otomar, 2020. *Lékařská fyziologie 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1963-4.

KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRAUSE, Frieder, Jan WILKE, Lutz VOGT a Winfried BANZER, 2016. Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. *Journal of Anatomy* [online]. **228**(6), 910–918. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1111/joa.12464

LE HUEC, J. C., R. SADDIKI, J. FRANKE, J. RIGAL a S. AUNOBLE, 2011. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *European Spine Journal* [online]. **20**(5), 558. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-011-1939-7

LEYK, D., W. GORGES, D. RIDDER, M. WUNDERLICH, T. RÜTHER, A. SIEVERT a D. ESSFELD, 2007. Hand-grip strength of young men, women and highly trained female athletes. *European Journal of Applied Physiology* [online]. **99**(4), 415–421. ISSN 1439-6327. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-006-0351-1

LOPES, Jordão, Samantha Torres GRAMS, Edy Floriano DA SILVA, Luana Adriano DE MEDEIROS, Christina May Moran DE BRITO a Wellington Pereira YAMAGUTI, 2018. Reference equations for handgrip strength: Normative values in young adult and middle-aged subjects. *Clinical Nutrition*. **37**(3), 914–918. ISSN 0261-5614.

MATHIOWETZ, Virgil, Cheryl RENNELLS a Lori DONAHOE, 1985. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. *The Journal of hand surgery*. **10**(5), 694–697. ISSN 0363-5023.

MYERS, Thomas W, 2020. *Anatomy Trains E-Book: Anatomy Trains E-Book*. B.m.: Elsevier Health Sciences. ISBN 0-7020-7814-X.

NAGYMÁTÉ, Gergely, Zsanett ORLOVITS a Rita M KISS, 2018. Reliability analysis of a sensitive and independent stabilometry parameter set. *PloS one*. **13**(4), e0195995. ISSN 1932-6203.

QUIJOUX, Flavien, Alice NICOLAÏ, Ikram CHAIRI, Ioannis BARGIOTAS, Damien RICARD, Alain YELNIK, Laurent OUDRE, François BERTIN-HUGAULT, Pierre-

Paul VIDAL, Nicolas VAYATIS, Stéphane BUFFAT a Julien AUDIFFREN, 2021. A review of center of pressure (COP) variables to quantify standing balance in elderly people: Algorithms and open-access code*. *Physiological Reports* [online]. **9**(22) [vid. 2024-07-16]. ISSN 2051-817X, 2051-817X. Dostupné z: doi:10.14814/phy2.15067

RICHMOND, Sutton B., Brett W. FLING, Hyunglae LEE a Daniel S. PETERSON, 2021. The assessment of center of mass and center of pressure during quiet stance: Current applications and future directions. *Journal of Biomechanics* [online]. **123**, 110485. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110485

SILVA, João, Mariana CARVALHO, Mário BASTO a Ricardo SIMOES, 2021. Usability evaluation of ICT in the elderly community in a living lab context using observational methods. In: *2021 16th Iberian Conference on Information Systems and Technologies (CISTI)*. B.m.: IEEE, s. 1–6. ISBN 989-54-6591-2.

STANEK, Joséphine C. a Michael RICHTER, 2021. Energy investment and motivation: The additive impact of task demand and reward value on exerted force in hand grip tasks. *Motivation and Emotion* [online]. **45**(2), 131–145. ISSN 1573-6644. Dostupné z: doi:10.1007/s11031-020-09862-2

STECCO, Carla, 2014. *Functional atlas of the human fascial system*. B.m.: Elsevier Health Sciences.

TAKADA, Hiroki, Rentarou ONO, Kohki NAKANE, Fumiya KINOSHITA a Meiho NAKAYAMA, 2021. Stabilometry. *Bio-information for Hygiene*. 93–111. ISSN 981152159X.

TRINIDAD-FERNÁNDEZ, Manuel, Francisco GONZÁLEZ-MOLINA, Alejandro MOYA-ESTEBAN, Cristina ROLDÁN-JIMÉNEZ, Manuel GONZÁLEZ-SÁNCHEZ a Antonio Ignacio CUESTA-VARGAS, 2020. Muscle activity and architecture as a predictor of hand-grip strength. *Physiological Measurement*. **41**(7), 075008. ISSN 0967-3334.

TURVEY, Michael T. a Sérgio T. FONSECA, 2014. The Medium of Haptic Perception: A Tensegrity Hypothesis. *Journal of Motor Behavior* [online]. **46**(3), 143–187. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2013.798252

VAISHYA, Raju, Anoop MISRA, Abhishek VAISH, Nicola URSINO a Riccardo D'AMBROSI, 2024. Hand grip strength as a proposed new vital sign of health: a narrative review of evidences. *Journal of Health, Population and Nutrition* [online]. **43**(1), 7. ISSN 2072-1315. Dostupné z: doi:10.1186/s41043-024-00500-y

VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ, 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, František, 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. B.m.: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, František, 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci.* Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-608-1.

VOJTA, Václav a Annegret PETERS, 2010. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. ISBN 978-80-247-2710-3.

VYSKOTOVÁ, Jana a Kateřina MACHÁČKOVÁ, 2013. Jemná motorika. *Praha: Grada*.

WANG, Ying-Chih, Richard W. BOHANNON, Xiaoyan LI, Bhagwant SINDHU a Jay KAPELLUSCH, 2018. Hand-Grip Strength: Normative Reference Values and Equations for Individuals 18 to 85 Years of Age Residing in the United States. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **48**(9), 685–693. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2018.7851

WOJTARA, Tytus, Fady ALNAJJAR, Shingo SHIMODA a Hidenori KIMURA, 2014. Muscle synergy stability and human balance maintenance. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **11**(1), 129. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-129

WU CHIHHSING, Wu ChihHsing, Chen KuanTing CHEN KUANTING, Hou MengTzu HOU MENGTZU, Chang YinFan CHANG YINFAN, Chang ChinSung CHANG CHINSUNG, Liu PingYen LIU PINGYEN, Wu ShinJiuan WU SHINJIUAN, Chiu ChingJu CHIU CHINGJU, Jou IMing JOU IMING a Chen ChuanYu CHEN CHUANYU, 2014. Prevalence and associated factors of sarcopenia and severe

sarcopenia in older Taiwanese living in rural community: The Tianliao Old People study 04.

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Síla stisku dominantní a nedominantní končetiny dle věku a pohlaví (Lopes et al., 2018) 29
Tabulka 2 Normativní data pro věk 15-39 let, muže i ženy v jednotkách kilogramy .. 43
Tabulka 3 Popis vzorku Skupina A 44
Tabulka 4 Popisná statistika pro Skupinu A 44
Tabulka 5 Výsledky Mann- Whitney Skupina A 44
Tabulka 6 Popis vzorku Skupina B 45
Tabulka 7 Popisná statistika pro Skupinu B 45
Tabulka 8 Výsledky Mann- Whitney Skupina B 45
Tabulka 9 Popis vzorku Zatížení >50 % 47
Tabulka 10 Popisná statistika pro Zatížení >50 % 47
Tabulka 11 Výsledky Mann- Whitney Zatížení 50> % 47
Tabulka 12 Popis vzorku Zatížení ≥60 % 48
Tabulka 13 Popisná statistika pro Zatížení≥60 % 48
Tabulka 14 Výsledky Mann- Whitney Zatížení ≥60 % 48
Tabulka 15 Popis vzorku pro Zatížení≥70 % 49
Tabulka 16 Popisná statistika pro Zatížení≥70 % 49
Tabulka 17 Výsledky Mann- Whitney Zatížení ≥70 % 49

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Řetězce dle Godelieve Denys-Struyf 19
Obrázek 2 Řetězce dle Myerse 20
Obrázek 3 Řetězce dle Myerse 21
Obrázek 4 Tři body opory na noze a tři klenby nohy 24
Obrázek 5 Digitopalmární úchop 27
Obrázek 6 Příklad měření 1 pro PHK 38
Obrázek 7 Příklad měření 2 a 3 pro PHK 39
Obrázek 8 Dynamometr CAMRY EH-101 40
Obrázek 9 Výchozí pozice pro měření 42
Obrázek 10 Diskrepance v měření Static Analysis 56

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Data vzorku Skupinu A 44
Graf 2 Data vzorku Skupinu B 45
Graf 3 Data vzorku pro skupinu Zatížení >50% 47
Graf 4 Data vzorku pro skupinu Zatížení ≥60% 48
Graf 5 Data vzorku pro skupinu Zatížení ≥70% 49

PŘÍLOHA 1

INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Vážená paní / Vážený pane,

žádám Vás cestou tohoto dokumentu o spolupráci na výzkumu v rámci mé diplomové práce, UK, s názvem Korelace změny těžiště a maximální svalové síly stisku ruky, na které pracuji pod odborným vedením Mgr. Martina Jiráska na klinice rehabilitace FN Motol během studia na 2. lékařské fakultě.

Cílem výzkumu je ověřit zdali má změna těžiště vliv na změnu síly stisku u zdravých jedinců. Pro účely výzkumu budou odebrány anamnestické údaje, bude provedena jednorázová série měření na klinice rehabilitace ve FN Motol.

Informace získané v rámci anamnézy budou zpracovány výhradně pro účely této diplomové práce a jsou považovány za důvěrné.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem se seznámil/a s informacemi o průběhu a cílech výzkumu a souhlasím se svou účasti na výzkumu. Dále souhlasím s poskytnutím informací pro účely této diplomové práce a s jejich anonymním publikováním. Dále souhlasím s pořízením fotodokumentace pro účely diplomové práce. Jsem si vědoma toho, že můžu v případě nejasností doptat na nejasnosti a spolupráci kdykoliv ukončit.

Potvrzuji, že jsem převzala podepsaný stejnopis tohoto informovaného souhlasu.

Kde:

Dne:

Jméno a příjmení (hůlkovým písmem):
Datum narození
Podpis:

Kontakt na zpracovávajícího studenta
Jiří Hájek
+420797970264
Jurah007@gmail.com