

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2023

Tetyana Kushnir

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

Tetyana Kushnir

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

**SLEDOVÁNÍ ÚCHOPOVÉ SÍLY V KONTEXTU
NÁROČNOSTI POSTURÁLNÍCH POZIC**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2023

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 31. 3. 2024.

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Tetyana Kushnir

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Sledování úchopové síly v kontextu náročnosti posturálních pozic

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran – číslované:

Počet stran – nečíslované:

Počet příloh:

Počet titulů použité literatury:

Klíčová slova: úchopová síla, posturální stabilizace, postura, úchop, dynamometrie,

Souhrn:

Úchopová síla je důležitým faktorem ovlivňujícím schopnost člověka vykonávat každodenní činnosti. Její hodnota je ovlivňována řadou faktorů, včetně posturální pozice. Cílem této práce bylo kvantifikovat vliv náročnosti posturálních pozic na úchopovou sílu.

V teoretické části tato bakalářská práce popisuje posturu a její stabilitu, úchopovou sílu, způsob jejího testování a uvádí již známé faktory které ovlivňují její velikost. Praktická část obsahuje metodiku výzkumu, která zahrnovala testování úchopové síly u čtyř různých skupin populace. Každý účastník byl testován v devíti posturálních pozicích. K tomuto účelu bylo vybráno 60 zdravých dospělých jedinců. Na soubor testovaných jedinců byla využita metoda sestavení a testování. Pomocí digitálního hydraulického dynamometru Baseline byla změřena maximální síla úchopu. Výsledky byly následně odborně analyzovány, zpracovány a vyobrazeny formou grafů a tabulek.

Výsledky ukázaly, že úchopová síla nemá tendenci klesat s rostoucí náročností posturální pozice. Nejnížší hodnoty úchopové síly byly zaznamenány v pozici vleže na břiše a nejvyšší ve stoji na obou nohách. Byl také prokázán vliv věku a pohlaví na maximální naměřenou sílu úchopu.

Abstract

Surname and name: Tetyana Kushnir

Department: Department of Rehabilitation

Title of thesis: Monitoring grip strength in the context of postural difficulty

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages – numbered:

Number of pages – unnumbered:

Number of appendices:

Number of literature items used:

Keywords: grip strength, postural stabilization, posture, grip, dynamometry,

Summary:

Grip strength is an important factor affecting a person's ability to perform everyday activities. Its value is influenced by a number of factors, including postural position. The aim of this study was to quantify the effect of the difficulty of postural positions on grip strength.

In the theoretical part, this bachelor thesis describes postural stability, grip strength, testing options, and lists of the already known factors that influence its magnitude. The practical part contains the research methodology, which included testing grip strength in four different population groups. Each participant was tested in nine postural positions. Sixty healthy adult subjects were selected for this purpose. The build and test method were applied to the set of individuals tested. Maximum grip strength was measured using a Baseline digital hydraulic dynamometer. The results were professionally analyzed, processed and displayed in the form of graphs and tables.

The results showed that the grip strength does not tend to decrease with increasing postural demand. The lowest values of grip strength were recorded in the supine position and the highest in the standing position on both legs. The effect of age and gender on the maximum measured grip strength was also demonstrated.

Předmluva

Pro vypracování bakalářské práce jsem si zvolila téma „Sledování úchopové síly v kontextu náročnosti úchopových pozic“. Tato problematika má široké spektrum aplikací v oblasti fyzioterapie, ergonomie a zdravotního managementu, což ji činí velmi relevantní a důležitou pro současnou vědeckou a klinickou praxi. Jedním z hlavních faktorů, které mne zaujaly, je fakt, že síla úchopu je klíčovým ukazatelem funkčnosti horních končetin a celkového svalového stavu. Studie naznačují, že síla úchopu může být predikátorem rizika úmrtí, kvality života a celkového zdravotního stavu jednotlivce. Tento faktor je tedy nejen zajímavý z hlediska fyziologie a ergonomie, ale má také hlubší implikace pro zdraví a pohodu jedince. Cílem této práce je tedy analyzovat variabilitu síly úchopu ovlivněnou pomocí různých faktorů jako je změna a náročnost posturální pozice, věk a pohlaví. Případné rozdíly jsou porovnány v rámci různých skupin. Tato práce může poskytnout užitečné informace pro fyzioterapeuty a další odborníky, kteří se zabývají problematikou svalové síly a posturální stability.

Poděkování

Děkuji Mgr. Lukáši Rybovi za odborné vedení práce, poskytování odborných rad a materiálních podkladů. Děkuji paní Miroslavě Dubanské za poskytnutí prostoru a možnosti oslovení svých pacientů pro nábor na spoluúčast v daném sledování. Z podobných důvodů děkuji kantorovi panu Jakobovi Jirouškovi za cenné rady a domluvení času a prostoru pro možnou schůzku s jeho studenty, kteří nakonec tvořili významnou část sledované skupiny v naší bakalářské práci. Dále děkuji všem zúčastněným probandům, kteří souhlasili s poskytnutím svých osobních údajů a výsledků svého měření. Děkuji jim za věnování svého volného času a že přistupovali k měření a výsledkům profesionálně a s pečlivostí, aby bylo dané sledování co nejvíce přesné a vypovídající.

1.1 Obsah

1.1	Obsah.....	9
	SEZNAM GRAFŮ.....	12
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	13
	SEZNAM TABULEK.....	14
	SEZNAM ZKRATEK.....	15
	ÚVOD.....	16
2	POSTURA.....	17
2.1	Posturální stabilita.....	18
2.2	Limity stability (LOS).....	18
2.3	Fyziologická postura.....	20
2.4	Vývojová kineziologie v prvním roce života.....	21
2.4.1	Období novorozenecké.....	21
2.4.2	4-6 týdnů.....	21
2.4.3	V 8 týdnech.....	22
2.4.4	3 měsíce.....	22
2.4.5	4,5 měsíce.....	23
2.4.6	5. měsíc.....	23
2.4.7	6. měsíc.....	23
2.4.8	7. měsíc.....	23
2.4.9	7,5 měsíce.....	24
2.4.10	9. měsíc.....	24
2.4.11	10. měsíc.....	24
2.4.12	1 rok.....	24
2.4.13	18 měsíců.....	25
3	ÚCHOP.....	26
3.1	Ruka a její úchopová funkce.....	26
3.1.1	Klidová poloha ruky.....	27
3.1.2	Funkční poloha ruky.....	27
3.2	Zapojování svalů při úchopu.....	28
3.3	Anatomie a fyziologie úchopu.....	28
3.4	Biomechanika úchopu.....	30
3.5	Fáze úchopu.....	31
3.6	Druhy úchopu a rozdělení.....	31
3.7	Význam správného vývoje motoriky.....	33
4	ÚCHOPOVÁ SÍLA.....	35
4.1	Svalová síla.....	36

4.2	Testy svalové síly	37
4.3	Metody sledování úchopové síly	38
4.4	Dynamometrie	38
4.5	Komparativní analýza ručních dynamometrů.....	40
4.6	Typ dynamometru Jamar	40
4.7	Faktory ovlivňující úchopovou sílu.....	41
1	CÍLE PRÁCE.....	43
2	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	44
2.1	Vysvětlení výběru výzkumných otázek.....	44
3	METODIKA	45
3.1	Výběr vhodné metody pro ověření výzkumných otázek.....	45
3.2	Charakteristika sledovaného souboru.....	45
3.3	Postup měření	46
3.4	Charakteristika vyšetřovacích posturálních pozic	47
3.4.1	Pozice vleže na břicho (Na břicho)	48
3.4.2	3 měsíc na zádech (Na zádech).....	49
3.4.3	Vleže na boku (Na boku).....	49
3.4.4	Vysoký šikmý sed (Šikmý sed)	49
3.4.5	Pozice vzpor klečmo (Na 4 KK)	50
3.4.6	Rytíř (Klek)	50
3.4.7	Stoj (Stoj).....	51
3.4.8	Stoj na jedné noze (Stoj na 1DK)	51
3.4.9	Stoj na jedné noze se zavřenýma očima (St-1- bez očí).....	51
4	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	53
4.1	<i>Výzkumná otázka 1: Liší se síla úchopu horní končetiny jednotlivce v závislosti na různých posturálních pozicích, nebo zůstává konstantní?</i>	<i>53</i>
4.2	<i>Výzkumná otázka 2: Bude hodnota maximální naměřené síly úchopu klesat s rostoucí náročností posturální pozice?</i>	<i>58</i>
4.3	<i>Výzkumná otázka 3: Existuje rozdíl v naměřené maximální úchopové síle u jednotlivce mezi posturálními pozicemi v leže a ve stoje?</i>	<i>63</i>
4.4	<i>Výzkumná otázka 4: Ovlivňuje maximální sílu úchopu i faktor pohlaví?</i>	<i>65</i>
4.5	<i>Výzkumná otázka 5: Mají mladší jedinci průměrně větší naměřenou maximální sílu úchopu než starší jedinci téhož pohlaví?</i>	<i>68</i>
5	DISKUZE	71
6	ZÁVĚR.....	76
	SEZNAM LITERATURY.....	77
	SEZNAM PŘÍLOH	88
	PŘÍLOHY	89

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Boxplot změny síly úchopu v dané pozici oproti mediánu síly úchopu každé měřené osoby.....	54
Graf 2 Boxplot analýzy naměřených sil úchopu žen ze skupiny Tanečnic	55
Graf 3 Boxplot analýzy naměřených sil úchopu žen se skupiny Pacientek	55
Graf 4 Boxplot analýzy síly úchopu u mužů ze skupiny Mediků	56
Graf 5 Boxplot analýzy síly úchopu u mužů ze skupiny Fotbalistů.....	56
Graf 6 Průměrná síla úchopu všech jedinců při zaujetí různých posturálních pozic.....	58
Graf 7 Boxplot naměřených hodnot síly úchopu v různých posturálních nastaveních	59
Graf 8 Průměrná síla úchopu tanečnic v jednotlivých posturálních pozicích	60
Graf 9 Průměrná síla úchopu pacientek v jednotlivých posturálních pozicích	60
Graf 10 Průměrná síla úchopu mediků v jednotlivých posturálních pozicích.....	61
Graf 11 Průměrná síla úchopu fotbalistů v jednotlivých posturálních pozicích.....	61
Graf 12 Porovnání průměrné síly úchopu pozice ve stoje a v leže	63
Graf 13 Boxploty naměřených sil v leže a ve stoje u skupiny Tanečnice a Pacientky	63
Graf 14 Boxploty naměřených sil v leže na břicho a ve stoje u Mediků a Fotbalistů	64
Graf 15 Boxplot porovnání celkově všech naměřených sil úchopu u žen a mužů vybraných skupin	65
Graf 16 Boxplot průměrné síly úchopu mužů ve všech pozicích.....	65
Graf 17 Boxplot průměrné síly úchopu žen ve všech pozicích	66
Graf 18 Porovnání průměrné síly úchopu žen a mužů ve všech pozicích.....	66
Graf 19 Průměrná síla úchopu všech skupin v každé poloze	68
Graf 20 Porovnání průměrné síly úchopu v obou skupinách žen.....	69
Graf 21 Porovnání průměrné síly úchopu mužů v obou skupinách	69
Graf 22 Porovnání celkového průměru síly úchopu u skupin	70

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Pozice Na bříše.....	92
Obrázek 2 Pozice Na zádech	92
Obrázek 3 Pozice Na boku	93
Obrázek 4 Pozice Šikmý sed	93
Obrázek 5 Pozice Na 4KK.....	94
Obrázek 6 Pozice Klek	94
Obrázek 7 Pozice Stoj.....	95
Obrázek 8 Pozice Stoj na 1DK.....	95
Obrázek 9 BASELINE DIGITAL HYDRAULIC HAND DYNAMOMETR	96

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Charakteristika vybraných skupin	46
Tabulka 2 Osobní údaje skupiny Tanečnice.....	97
Tabulka 3 Osobní údaje skupiny Pacientky	98
Tabulka 4 Osobní údaje skupiny Fotbalisté	99
Tabulka 6 Výsledky maximální síly úchopu u Tanečnic v kg	101
Tabulka 7 Výsledky maximální síly úchopu u Pacientek v kg	101
Tabulka 8 Výsledky maximální síly úchopu u Fotbalistů v kg.....	102
Tabulka 9 Výsledky maximální síly úchopu u Mediků v kg.....	102

SEZNAM ZKRATEK

CNS..... Centrální Nervová soustava

COG..... Centrum of gravity

COM Centrum of mass

COP..... Centrum of Pressure

DK..... Dolní končetina

EMG..... Elektromyografie

HGS Hand Grip Strange

HGS Hand Grip Strange

HK..... Horní končetina

LOS Limity slability

MSI Multisenzorická integrace

ÚVOD

Síla úchopu, jakožto důležitý ukazatel svalového stavu a funkce horních končetin, hraje klíčovou roli v každodenním životě jedince. Její hodnoty nejen odrážejí fyziologický stav svalů, ale mohou být také indikátorem celkového zdravotního stavu a funkčnosti jednotlivce. V kontextu fyzioterapie a ergonomie se stává síla úchopu klíčovým faktorem pro diagnostiku, terapii a prevenci různých pohybových poruch a zranění.

V této bakalářské práci se zaměřujeme na sledování úchopové síly a posturální stability. V současné době existuje omezené množství studií, které zkoumají tuto specifickou problematiku, a přesto je tato oblast klíčová pro porozumění biomechaniky a fyziologie. Dále se soustředíme na analýzu vztahů mezi silou úchopu a posturálními pozicemi u zdravých jedinců, s ohledem na faktory jako jsou věk a pohlaví.

Hlavním cílem této práce je tedy kvantifikovat vliv náročnosti posturálních pozic na sílu úchopu jednotlivce. Pomocí sledování vybraných skupin a získaných dat se tedy pokusíme odpovědět na zvolené výzkumné otázky.

Výsledky této práce mají potenciál přinést nové poznatky do oblasti biomechaniky a fyziologie úchopu. Byly by cenné pro různé obory, jako jsou fyzioterapie, sportovní medicína, ergonomie nebo vývoj nových nástrojů a zařízení pro zlepšení úchopových schopností. Jejich aplikace může mít pozitivní vliv na zlepšení kvality života jedinců v různých oblastech, od sportovců po pacienty se zdravotními obtížemi.

2 POSTURA

Postura a posturální kontrola představují složitý proces zahrnující širokou škálu senzorických a motorických operací. Klíčovými cíli posturální kontroly jsou orientace a udržení rovnováhy (Horak, 2006). Centrální nervový systém (CNS) hraje klíčovou roli v posturální kontrole tím, že integruje informace z vizuálních, sluchových, vestibulárních a somatosenzorických receptorů. Současně koordinuje motorické akce a reakce, aby zajistil efektivní udržení rovnováhy (Strandkvist et al., 2021; Vařeka, 2002).

V procesu udržování a realizace pohybu hraje klíčovou roli aktivní držení segmentů těla, což zahrnuje odolávání působení vnějších sil, přičemž síla tíhová má v běžném životě největší význam (Kolář, 2020). Součet všech sil a momentů se musí rovnat nule, což představuje základní podmínku pro zabránění pádu (Vařeka, 2002). Tato koordinace je ovládána centrální nervovou soustavou (CNS), která má řídicí podíl na udržování optimální postury a vzpřímeného držení těla (Velé, 2006).

Pro dosažení optimálního pohybu je nezbytné zaujmout a udržet optimální posturu, což vyžaduje intaktní senzorku. Nicméně, ideální nastavení postury nelze dosáhnout pouze prostřednictvím senzorických vstupů, a to vzhledem k interindividuálním variacím a závislosti na dané situaci. Senzorické informace musí vzájemně spolupracovat, což zahrnuje multisenzorickou integraci, aby bylo dosaženo efektivního řízení posturální stability (Jamshidi et al., 2010; Velé, 2006).

Zpevnění osového orgánu, konkrétně trupu, krku a hlavy, je klíčovým prvkem pro udržení postury. Zaujetí a udržení postury představují rozhodující součásti všech motorických projevů. Koncept "Atituda" odkazuje na posturu nastavenou tak, aby bylo možné provést plánovaný pohyb, a ukazuje na vzájemný vliv pohybu na posturu, přičemž postura zůstává základní podmínkou pohybu, nikoliv naopak (Vařeka, 2002; Jamshidi et al., 2010; Kolář, 2020; Velé, 2006).

V kontextu napřímení, což znamená vzpřímení osového skeletu, je klíčové rozlišení od vzpřímení, neboť napřímení není synonymem pro vzpřímení. Toto napřímení je nezbytnou podmínkou pro dosažení optimálního vzpřímení, což zase umožňuje optimální rozsah pohybů v kořenových kloubech a pohybů páteře, včetně rotace. V této fázi hraje zásadní roli aktivace autochtonních svalů páteře a hlubokých flexorů krku (Vařeka, 2002; Jamshidi et al., 2010; Velé, 2006).

2.1 Posturální stabilita

Zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reagovat na změny vnějších a vnitřních sil s cílem zabránit pádu představují klíčové aspekty posturální stability živého organismu. Biomechanická podstata lidského těla ve vzpřímeném postavení na dvou dolních končetinách je inherentně nestabilní, což vyžaduje koordinovanou činnost tří hlavních složek systému vzpřímeného držení (Vařeka, 2002).

První složkou je sensorická, která zahrnuje propioceptivní vnímání, vizuální vnímání a vestibulární systém. Dále následuje řídicí složka, zajišťovaná centrální nervovou soustavou (CNS), která zahrnuje mozek a míchu. Poškození této složky, například v důsledku kraniálního traumatu, může narušit řídicí funkci. Poslední složkou je výkonná, tvořená pohybovým systémem (anatomickým i funkčním), kde poruchy, jako je natržený sval, mohou mít vliv na interakci všech tří složek. Kosterní svaly, nacházející se mezi řídicí a výkonnou složkou, hrají důležitou roli v sensorické části systému díky propioceptivní funkcionalitě (Velé, 2006).

Rovnováha a balance představují soubor strategií, statických i dynamických, sloužících k udržení posturální stability. Tento proces zahrnuje i reflexy spojené s postojem a vzpřimováním. Perturbace jednotlivých sensorických systémů, jako jsou vestibulární, vizuální a somatosenzorika, mohou ovlivnit výchylku centra tlaku (CoP), kde každý systém má svůj specifický podíl na udržení stability. Perturbace v těchto systémech mohou být vzájemně propojeny a interakce mezi nimi může být komplexní (Jamshidi et al., 2010; Kolář, 2020).

Například, zavření očí a naklonění hlavy může ovlivnit vestibulární a vizuální systémy a představuje důkaz multisenzorické integrace (MSI). Kombinace perturbací vestibulárního a somatosenzorického systému představuje 72 % vliv na výchylku CoP. Celkově lze pozorovat, že tři sensorické systémy spolupracují synergicky s kombinovaným vlivem přesahujícím 100 % (Jamshidi et al., 2010).

2.2 Limity stability (LOS)

Limit stability (LOS) představuje plochu, nad kterou jedinec může měnit polohu svého těžiště (COM) a udržet rovnováhu bez nutnosti rozšiřovat opěrnou bázi. Opěrná báze, chápaná jako plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi ploch opory, tedy zahrnuje opěrné plochy a vše mezi nimi. Pro posturální stabilitu je klíčovým biomechanickým prvkem

velikost a kvalita opěrné báze, což se váže na plošky nohou. Je důležité zdůraznit, že opěrná báze není totožná s opěrnou plochou (Vařeka, 2002; Jamshidi et al., 2010; Velé, 2006).

Omezení v rozsahu, síle, bolesti nebo kontrole nohy v opěrné bázi (zejména plošky nohou a dorzální flexe kotníku) mohou výrazně ovlivnit rovnováhu. Klíčové je také udržovat kontrolu nad těžištěm tak, aby jeho těžištní střed (COG) zůstal v rámci opěrné báze; jinak hrozí riziko řízeného nebo neřízeného pádu (Jamshidi et al., 2010).

Rovnováha není omezena na jednu konkrétní lokalitu nebo bod, ale spíše představuje oblast, v níž jsme schopni fungovat, což zahrnuje i tzv. sway neboli mírné kývání. Při změně těžiště, například při naklání dopředu, se jedinec snaží využít své limity stability. Pohyb směrem dozadu může subjekt vyčerpat své limity stability, což je signál pro centrální nervový systém (CNS) reagovat. To může vést k rozšíření opěrné báze pomocí krokové strategie nebo k využití opěrné hole jako haptické opory s výrazným vlivem (Vařeka, 2002; Jamshidi et al., 2010; Velé, 2006).

CNS si je vědomo těchto limitů díky interní reprezentaci, ale u některých seniorů dochází ke změnám v této schopnosti. V takových případech subjekt nemusí být schopen posunout své těžiště na výraznou vzdálenost. Nedostatečně využívá svoje limity stability nebo je využívá na maximum z důvodu jejich malých rozměrů. Tyto omezení mohou být způsobena senzoryckou insuficiencí nebo poruchou zpracování na úrovni kortexu (Vařeka, 2002; Jamshidi et al., 2010; Velé, 2006).

Posturální kontrola a schopnost udržet tělo ve vzpřímené poloze hrají klíčovou roli v celkovém vývoji dítěte. Výzkumy naznačují, že děti s lepší posturální stabilitou mají tendenci více se zapojovat do pohybových aktivit a jsou méně náchylné k sedavému životnímu stylu (Ghai et al., 2017). Pro malé děti může být posturální kontrola náročná, protože závisí na zrání různých struktur, včetně senzoryckého systému, a také na jejich motorických zkušenostech (Mickle et al., 2011).

Dřívější studie naznačují, že vývoj struktur podílejících se na kontrole držení těla je obvykle dokončen do sedmi let věku dítěte (Chai et al., 2017; Mickle et al., 2011). Nicméně, i po tomto věku děti stále získávají nové motorické dovednosti a vyvíjejí strategie pro lepší kontrolu držení těla (Fong et al., 2015). Při testování v náročných situacích, například manipulací s vizuálním nebo vestibulárním vstupem, mohou děti dosahovat úrovně posturální stability srovnatelné s dospělými až ve věku 15 let (Cumberworth et al., 2007).

2.3 Fyziologická postura

Fyziologické držení těla představuje ideální model, kde je vyváжено zapojení jednotlivých svalů, přičemž zde nedochází k nadměrné zátěži kloubů. V optimálním posturálním nastavení jsou veškeré klouby v centrální poloze, v jehož důsledku je zatížení vazivových a kloubních struktur optimální. Pro minimální zatížení svalového aparátu a relativní stabilitu je důležité zajistit harmonickou rovnováhu jednotlivých prvků posturálního systému (Dylevský, 2021).

Z důvodu rozdílných anatomických parametrů může být rozdílná i definice pojmu fyziologická postura z důvodu individuality každého jednotlivého člověka (Korakakis et al., 2019). Optimální posturu lze definovat jako konkrétní uspořádání těla, které udržuje rovnováhu mezi jednotlivými antagonistickými svalovými skupinami, umožňuje optimální ztížení kosterního systému a podporuje ideální funkčnost vnitřních tělesných systémů (Levitová, Hošková, 2015).

Držení těla má i úzký vztah s respiračním systémem, což ovlivňuje i vzorec dýchání. Typickým problémem s vlivem na dýchání je zvýšená konvexita hrudní páteře, což výrazně omezuje rozsah pohybu hrudníku. V optimálním dýchacím vzorci by mělo docházet k rozšíření dolní části hrudníku a pohybu hrudní kosti do předozadního směru. Nesprávné držení těla může také ovlivnit trávicí systém. V případě, kdy se tělo nenachází ve fyziologicky optimální poloze případně pokud dojde k oslabení břišních svalů, může dojít k problémům s trávením (Solberg, 2008).

Držení těla může být ovlivněno fyzickými i psychickými faktory. Hlavním psychickým vlivem ovlivňujícím držení těla jsou stres, případně emoce například jako je strach, které subjektu mění držení těla (Levitová, Hošková, 2015).

Mezi fyzické faktory ovlivňující posturu může patřit například nedostatek pohybu spojený s dlouhodobým setrváním v nevhodných statických polohách, předchozí zranění, jednostranná a nadměrná zátěž při sportu případně špatně provedená cvičení. Důležitým faktorem je aktuální stav pohybového systému, protože při bolestech se může vyvinout antalgická postura, kdy si tělo snaží ulevit a tím přetěžuje jiné části těla. Důležitým faktorem mohou být i nemoci, nejčastěji nemoci kostí a kloubů. Tento faktor můžeme nejčastěji pozorovat u pacientů trpících artritidou, případně osteomalácií. Vlivem však může být i samotné stárnutí organismu, kdy dochází ke zhoršování kvality tkání (Johnson, 2012).

2.4 Vývojová kineziologie v prvním roce života

Vývojová kineziologie se zaměřuje na popis různých fází motorického vývoje jedince. Ukazuje na existenci přednastavených motorických programů, které jsou uloženy v centrální nervové soustavě jako hotové vzory a jejichž realizace probíhá během vývoje posturálního systému. Tyto programy mají za úkol automaticky kontrolovat polohu těla. Využití vývojové kineziologie se uplatňuje zejména v diagnostice poruch pohybového aparátu. Z reakce na změnu polohy lze přesně vyčíst dosaženou úroveň antigravitačních, rovnovážných a fázových funkcí (Dylevský, 2007; Vyskotová, 2013).

Psychomotorický vývoj dítěte je v prvním roce života nejdůležitější. Jedná se o termín vyznačující změny v oblasti pohybu, řeči, hrubé a jemné motoriky, změny ve vývoji kognitivních, sociálních a citových schopností dítěte, a to od narození po dospělost (Vacušková et al., 2003). Během jednoho roku se z dítěte, které neovládá své tělo, stává jedinec, který se zvládá sám pohybovat a přesouvat v prostoru. Páteř novorozence má tvar písmene „C“. Postupným vývojem dítěte se páteř formuje. Nejdříve krční lordóza tím, jak dítě vleže na břicho zvedá hlavu, později se formuje bederní lordóza postupnou vertikalizací. Kyfóza zůstává v oblasti hrudní páteře a kosti křížové. Dále se zároveň tento rok formuje chodidlo, zvětšuje se svalová síla, formuje se pánev, dýchání. Celkově se zakládá držení těla a správný stereotyp chůze (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.4.1 Období novorozenecké

V období novorozeneckého věku se projevuje začáteční postura, kde je hlavní řízení závislé na míšni úrovni. Dítě provádí celkové pohyby (nazývané holokinetická hybnost), přičemž držení trupu je nejčastěji asymetrické a končetiny jsou většinou pokrčené (flexní poloze). Trup je v extenzi. Hlava je v reklinaci a úklonu kdy je jedinec schopen hlavu rotovat a krátce přizvednout, a to na obě strany (Skaličková-Kováčiková, 2017). Novorozenec dýchá převážně do břicha. Pokud je stimulován vhodným podnětem, je schopen koordinovaně reagovat změnou polohy (například plynule se otáčí za světelným bodem), což naznačuje funkčnost jeho mozečku (Vyskotová, 2013). Na zádech je novorozenec méně stabilní než na břicho a nejistá. Novorozenec je v bdělém aktivním stavu převážně v asymetrickém držení těla a nevyužívá v polohách žádné opěrné body ale pouze úložnou plochu (Kolář, 2020).

2.4.2 4-6 týdnů

Ve čtyřech týdnech dítě, jestliže začíná opticky fixovat tak se začíná objevovat polohu šermíře což je považováno za počátek opěrné báze, počátek opěrné báze je předpoklad pro kterýkoliv izolovaný fázický pohyb (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Ve věku 4–6 týdnů začínají být patrné tendence ke vzpřimování. Dítě začíná vyhledávat optický kontakt, otáčí se směrem k podnětu a často zaujímá šermířskou pozici s nataženou horní končetinou za podnětem a pokrčenou spodní končetinou, kdy leží na břiše a zvedá hlavu (Kolář, c2009). Při tomto pohybu používá horní končetiny jako oporu. Těžiště je v oblasti horního kvadrantu břicha a na předloktí (Skaličková-Kováčiková, 2017). Začíná se projevovat mimika v sociálním kontaktu a stabilizace lopatek začíná být aktivní. Dýchání je v této fázi rychlé a povrchní (Vyskotová, 2013). Zmírňuje se flekční držení dolních končetin. Již 50-75 % dětí dokáže opticky zaměřit pozornost na známou osobu, ale doba kontaktu je velmi krátká (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.4.3 V 8 týdnech

V 8 týdnech může dítě spojit prsty před obličejem, což je důkazem funkčního propojení obou hemisfér mozku. Rozvíjí se také smyslové vnímání (Vyskotová, 2013). Opticky již fixuje 100 % dětí. Zatížení v pronační pozici je na břiše a v oblasti pupku a předloktí, lokty drží v úrovni ramen. Na zádech spojuje prsty horních končetin. Kontakt s pečující osobou provází živá mimika (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.4.4 3 měsíce

V 3 měsících dochází k napřimování osového orgánu, kdy je trup zcela symetrický a poprvé se vytváří aktivně opěrná báze (základ pro vertikální držení těla). Dítě je schopno provádět segmentové pohyby. Převládají zevní rotace a abdukce v klíčovém kloubu. Horní končetiny začínají být dominantně fázické a rozvíjejí se do formy, která umožňuje úchop předmětů (Kolář, 2020). Toto období je také spojeno s novým typem dýchání a aktivitou svěračů a pánevního dna v reakci na změnu tlakových poměrů v tělesných dutinách. (Vyskotová, 2013). V poloze na břiše dítě přijímá stabilní postavení. Tři měsíce v poloze na břiše představují první oporu, kterou tvoří lokty a symfýza a je pro toto období typické 1. vzpřimění (Kolář, 2020). Jeho opěrná báze má tvar trojúhelníku, opírá se o symfýzu a mediální epikondyly humerů. Hlava má schopnost rotace o 30 stupňů bez pohybu trupu. Ruce v supinační pozici se dotýkají hrudníku a ruka ruku. Dolní končetiny jsou zvednuté v troj flexi nad podložku, zatímco páteř je napřimovaná. (Skaličková-Kováčiková, 2017).

V leže na zádech zaujímá stabilní polohu, otáčí hlavu na obě strany, pánev je sklopena směrem k zádi, končetiny jsou symetricky položené, dlaně jsou otevřené a začíná se projevovat souhra mezi okem, rukou a ústy. Dolní končetiny jsou ve flexi 90 stupňů v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu. Podle Koláře (2020) se opírá o oblast linie nuchae, dolní hrany

lopatek a vnější část hýždí. Skaličková-Kováčiková (2017) naopak uvádí, že opěrná báze vzniká kontrakcí trapézu, zadních hraničních lopatek a 12. hrudního obratle.

2.4.5 4,5 měsíce

Dítě začíná zatěžovat jednu stranu lokte více než druhou a získává schopnost přenést těžiště směrem k straně a uvolnit hlavu a druhou horní končetinu mimo opěrnou plochu. Ruce kontaktují tělo až po úroveň břicha. Dokáže uchopit hračku laterálním úchopem v kvadrantu ruky. Kontaktuje vnitřní hrany chodidel (Skaličková-Kováčiková, 2017). Začíná rozlišovat funkci horních končetin na opornou a fázickou. Může uchopit hračku ulnárním úchopem a poprvé s ní dokáže manipulovat. Toto období je charakterizováno prvním výskytem zkříženého modelu, což je důležité pro budoucí pohybové dovednosti. Na nohách začínají být patrné kontakty mezi palci. Dítě začíná otočení na bok (Vyskotová, 2013; Kolář, 2020).

2.4.6 5. měsíc

Opěrná plocha se posiluje aktivitou serratů. Dolní končetiny včetně pánve postupně stoupají proti gravitaci do prostoru. Toto období je také spojeno s novým typem dechové mechaniky, kdy se celá břišní stěna zapojuje do koordinovaného pohybu a minimalizuje se nadměrná lordotizace bederní páteře. Páteř je kompletně protažena, což vede k současné aktivaci svalstva ve ventrodorsálním směru. První atituda pro pohyb je tímto dokončena (Vyskotová, 2013, Kolář, 2020). Na břicho dítě přenáší váhu na stehna a postupně se opírá o protažené horní končetiny. Tento pohyb se střídá s plaveckým vzorem. Na zádech dítě chytá hračku přes střed a otáčí se na bok. Poté dosahuje rukou po úrovni kyčelních kloubů a manipuluje s hračkou (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.4.7 6. měsíc

Dítě se začíná samo točit na břicho. Když leží na břicho, opírá se o rozvinuté dlaně a o stehna tím se dále rozvíjí jeho schopnost používat ruce. V této fázi se objevuje i radiální úchop. Kromě toho dochází k rozvoji jazyka. (Vyskotová, 2013). Rozvíjí se kostální dýchání a orofaciální oblast. Otáčí se ze zad na břicho. Sahá si po těle v úrovni bérců. (Skaličková-Kováčiková 2017).

2.4.8 7. měsíc

Podle Vyskotové (2013) se ve věku 7 měsíců může poprvé objevit první typ pohybu vpřed, kterým je plížení nebo tulenění, tedy plazení s využitím horních končetin a bez použití dolních. Tato fáze se později změní v lezení po čtyřech, což je známé jako kvadrupedální pohyb. Některé děti fázi plížení nemají (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.4.9 7,5 měsíce

Ve věku 7,5 měsíce se dítě naučí přetočit se z břicha na záda. Také je schopno provést šikmý sed, čímž začne objevovat prostor nad sebou. Rozvoj šikmého sedu probíhá, že nejprve je opřen loket, později rozvinutá dlaň. Se šikmým sedem přichází pinzetový úchop a opozice palce (Skaličková-Kováčiková, 2017). Ve vzpřímeném sedu je dítě schopno uchopit hračku v různé výšce flexe v ramenním kloubu (Kolář, 2020). Toto období znamená první vstup dítěte do vertikální polohy. Jeho ruka je nyní plně rozvinutá a diferencovaná na tři paprsky, s nimiž může pohybovat nezávisle (Vyskotová, 2013).

2.4.10 9. měsíc

V 9. měsíci se z šikmého sedu postupně dostává diferencovaně do pozice na všech čtyřech a naopak, to je období nazývané jako "houpání". V této fázi se začínají výrazně posilovat funkce statokinetického čidla a mozečku. Vzniká také kinestézie, což je souhra mezi mozečkem a bazálními ganglii. Dítě poté začne plazit po všech čtyřech, buď jako následek houpání, nebo když se snaží dosáhnout předmětu, který je pro něj příliš vzdálený (Vyskotová, 2013). V této fázi dítě nejprve plazí nekoordinovaně a později koordinovaně. Poprvé začíná zatěžovat celou plošku nohy. Plazením se dostává do sedu s napřímenou páteří, uvolní tak obě ruce pro manipulaci (Kolář, 2020). Nejprve se usazuje do bočního sedu vedle pat, později do dlouhého sedu s nataženými dolními končetinami. Později v poloze na čtyřech leze čistě ve zkříženém vzoru a nakročí na chodidlo, značí to brzký vstup do vertikály (Skaličková-Kováčiková, 2017).

2.4.11 10. měsíc

V desátém měsíci se dítě začíná postupně učit stát a udržovat se pomocí horních končetin ve svislé poloze. Vertikalizuje z vysokého kleku u opory. Nakročí a přitáhne se rukama do vertikály. Více jsou zatíženy mediální hrany chodidel (Skaličková-Kováčiková, 2017). Nejprve se z kleku postaví na jednu dolní končetinu, poté se vyrovná a pokročí do strany, čímž přenáší své těžiště laterálně. Když stojí, drží se pevných předmětů. Postupně získává dovednost stát samostatně a odváží se pustit. První pokusy o chůzi jsou kolem nábytku, takže se jedná o chůzi ve frontální rovině, což je známé jako kvadrupedální pohyb (Kolář, 2020).

2.4.12 1 rok

Ve věku jednoho roku je dítě schopno postavit se ve volném prostoru a udělat samostatné kroky (Kolář, 2020).

2.4.13 18 měsíců

V osmnácti měsících dítě zvládne chůzi i po nerovném terénu, dítě je schopno zastavit nebo změnit směr a rychlost chůze. což označujeme jako bipedální lokomoci. (Vyskotová, 2013). Toto období je považováno za vrchol motorického vývoje. (Skaličková-Kováčiková, 2017)

3 ÚCHOP

Úchop je složitý motorický proces, který vyžaduje součinnost svalů v ruce, zápěstí a rameni. Jeho hlavním cílem je bezpečné a efektivní uchopení předmětu a následné manipulace s ním. Úchop hraje klíčovou roli v mnoha běžných aktivitách, jako je konzumace potravy, psaní, oblékání nebo hraní na hudební nástroji (Trojan, 2005; Krivošíková, 2011).

3.1 Ruka a její úchopová funkce

V průběhu fylogenetického vývoje se vyvinula schopnost úchopu jako důležitá funkcionalita člověka, vycházející z původní lokomoční funkce, sdílené s zadními končetinami při quadrupedální lokomoci. Tato evoluce byla způsobena vzpřimovacím procesem, který souvisí s přechodem k bipedální lokomoci. Nutnost úchopu vznikla jako důsledek potřeby fixovat a přidržovat předměty, což poskytlo možnost manipulace a zpracování předmětů (Bruhnova, 2002).

Funkce úchopu je úzce propojena s vývojem centrální nervové soustavy, která hraje klíčovou roli v řízení a koordinaci úchopových pohybů. Z ergonomického hlediska lze úchop chápat jako interakci mezi rukou a uchopovaným předmětem, přičemž ruka a její úchopová funkce představují schopnost člověka manipulovat s předměty (Hadraba, 2002). Ruka jako výkonný orgán úchopu, řízený mozkiem, nejen umožňuje manipulaci s předměty, ale také představuje důležitý smyslový orgán poznávací při hodnocení kvality uchopovaného předmětu. Tato úchopová funkce ruky má rovněž individuální charakter a slouží jako prostředek vyjádření komplexních informací a sdělovací schopnosti jednotlivce (Bruhnova, 2002).

Problematika úchopu má praktický dopad na každodenní život pacientů s různými postiženími horních končetin (Vyskotová, Macháčková, 2013). Schopnost uchopit předmět rukou patří k základním pohybovým dovednostem, přičemž problémy v této oblasti ovlivňují praktickou soběstačnost postižených jedinců. (Krivošíková, 2011). V kontextu úchopu představují základní polohy ruky klidnou polohu a funkční neboli pohotovostní polohu. Lidská ruka je schopná vykonat dva základní druhy úchopů, od kterých se odvíjí celá škála dalších, což ukazuje na její adaptabilitu a schopnost přizpůsobit se různým situacím (Krivošíková, 2011).

Rozvoj nemocné ruky, následkem poruchy integrovaného procesu výkonu funkce ruky na úrovni mozku, přenosu vzruchu a efektoru (ruka), vyžaduje systematické sledování v reálném čase z různých hledisek. Mnohotvárnost obrazu nemocné ruky můžeme pozorovat na různých změnách úchopové funkce. Problematiku nemocné ruky si revmatologie uvědomuje

a věnuje jí pozornost, což lze demonstrovat zařazením grip testu a dalších testů ruky jako součásti diagnostických metod (Koudelka, 1997).

Z hlediska traumatologie je početnost úrazů ruky velká, jelikož úrazy horní končetiny tvoří téměř polovinu (48 %) všech úrazů ošetřovaných na rehabilitačních odděleních. Pro chirurgii ruky a následnou rehabilitaci jsou významné hlavně poranění hlubšího charakteru, kdy dojde při poranění k poškození svalů a nervů důležitých pro funkční schopnost ruky (Báča et al., 2016).

3.1.1 Klidová poloha ruky

V klidové poloze ruky je předloktí v semipronačním postavení, zápěstí je v lehké extenzi a prsty jsou v mírné flexi, přičemž ukazovák je v menší flexi než ostatní prsty. Důležitým aspektem této polohy je i orientace nehtů, kde rovina nehtu palce stojí kolmo k rovině nehtů 2. - 5. prstu (Véle, 2006).

Klíčovým bodem při diskusi o klidové poloze ruky je zohlednění biomechanických faktorů, které ovlivňují její stabilitu a připravenost k funkčním úkonům. Studie poukazují na význam správného postavení zápěstí a prstů pro minimalizaci tlaku na klouby a šlachy v klidové poloze. Tato pozice, s lehkou extenzí zápěstí a mírnou flexí prstů, umožňuje udržování optimálního napětí ve svalové soustavě ruky (Lee, Jung, 2015).

3.1.2 Funkční poloha ruky

Při přechodu do funkční polohy ruky, která nastává při úchopu předmětu mezi palec a ukazovák, zůstává předloktí v semipronačním postavení. Zápěstí se však nachází ve větší extenzi, prsty jsou v částečné flexi, a v případě úchopu mezi palcem a ukazovákem je palec flexován tak, aby rovina nehtu palce byla rovnoběžná s rovinou nehtu ukazováku. V tomto postavení se bříško palce a ukazováku vzájemně dotýkají (Bruhnova, 2002).

Podle výzkumu publikovaného v *Journal of Hand Therapy* je funkční poloha ruky klíčovým faktorem pro efektivní úchop a manipulaci s předměty. Zjištění ukazují na aktivaci specifických svalů, jako je flexor pollicis brevis a opponens digiti minimi, během této polohy. Gibsonova studie podtrhuje význam správné pozice palec-ukazovák pro správnou distribuci síly a zachování stability při různých úkonech, jako je držení nápoje v šálku (Gibson et al., 2020).

Při aktivitě, jako je držení šálku s nápojem, jsou nejvíce zapojeny svaly flexor pollicis brevis a opponens digiti minimi. Intenzita aktivity těchto svalů závisí na síle úchopu, přičemž větší flexe 3. a 4. prstu může být vyvolána těžkým šálkem. Naopak méně aktivní jsou svaly

opponens pollicis, abductor pollicis brevis a flexor et abductor digiti minimi (Scano et al., 2018).

3.2 Zapořádání svalů při úchopu

Další výzkum, tentokrát publikovaný v *Journal of Anatomy*, se zabýval analýzou svalové aktivity při různých typech úchopu, jako je cylindrický úchop sklenice s nápojem. Studie uvádí, že při tomto typu úchopu se palec více abdukuje, čímž dochází ke zvýšení aktivity *opponens pollicis* a *abductor pollicis brevis*. V případě většího kalíšku dochází k výraznější aktivitě dlouhého abduktoru palce. Tato analýza ukazuje na koordinovaný a komplexní charakter svalové aktivity při různých typech úchopů, což podtrhuje důležitost správného postavení a zapojení svalů při každodenních činnostech (Scano et al., 2018; Peters et al., 2019).

Celkově lze konstatovat, že správné postavení ruky v klidové i funkční poloze je klíčové pro efektivní úchop a manipulaci s předměty. Zohlednění biomechanických faktorů a koordinovaná aktivita svalů přispívají k stabilitě, síle a preciznosti pohybu při každodenních aktivitách (Scano et al., 2018).

3.3 Anatomie a fyziologie úchopu

Ruka a její funkční část zápěstí, se skládá z dvaceti sedmi kostí, a víc jak dvaceti kloubů. Pohybu ruky se účastní třicet tři různých svalů ovládaných třemi nervy (Haladová, Nechvátalová, 2003).

Zápěstí, známé také jako *carpus*, je anatomická struktura umístěná mezi předloktím a rukou, zajišťující pohyblivost ruky a prstů. Jeho hlavní funkcí je umožnit pohyb pronace a supinace. V běžném anatomickém postavení jsou dlaně orientovány vertikálně. Celkově se na ruce a předloktí nachází kolem 35 svalů, které se aktivně podílejí na procesu úchopu (Čihák, 2016).

Z hlediska kineziologie je zápěstí složeno z kloubů *artikulatio radiocarpalis*, *articulatio mediocarpalis* a *articulatio radioulnaris distalis*, které tvoří funkční jednotku (Dylevský, 2007).

Významnou anatomickou součástí zápěstí jsou také hlavní palmární a dorzální vazy, které se odvíjejí od radiálního ligamentum *radiocapitatum et radiotriquetrum* a ulnárního ligamentum *ulnotriquetrum*, směřují šikmo přes funkční střed zápěstních kostí, což je *caput ossis capitati* (Dylevský, 2009).

Další vazy jdou od *caput ossis capitati* k sousedním kostem (*ligamentum carpi radiatum*). Zápěstní kost je v obloukovitém postavení pevně držena nejen anatomickou strukturou kostí a uvedenými pevnými vazy, ale také silným vazem, který spojuje ulnu a radiální okraj zápěstních kostí – *retinaculum flexorum*. Tento vaz umožňuje důležitý přechod do dlaně, kterým je *canalis carpi*. V tomto anatomickém prostoru na palmární straně ruky prochází mnoho šlach svalů předloktí, cév a nervů (Véle, 2006).

Ruka se svou úchopovou funkcí reprezentuje pět paprsků vycházejících z báze, kterou tvoří zápěstí. Tato morfologická struktura umožňuje lidské ruce adaptaci na pevné uchopení předmětů různého tvaru a na jejich manipulaci (Velé, 2006).

Celkově lze konstatovat, že úchopová funkce ruky má hluboký význam v kontextu fyzioterapie a zkoumání této problematiky přináší poznatky nejen o biomechanice, ale i o neurologických aspektech lidského pohybu (Scano et al., 2018).

V rámci fylogenetického vývoje lze lidskou ruku rozčlenit do dvou základních částí radiálního a ulnárního paprsku, které hrají klíčovou roli v anatomické struktuře. Radiální paprsek zahrnuje první, druhý a třetí prst spolu s odpovídající záprstní kostí, přičemž první prst neboli palec, zaujímá výsadní postavení a hraje roli hlavního prstu. Oproti tomu ulnární paprsek sestává z čtvrtého a pátého prstu a odpovídající záprstní kosti. Tato anatomická báze fylogeneticky ustálila tři funkční části lidské ruky: palec jako hlavní prst, druhý prst spolu s prostředníčkem a čtvrtý prst ve spojení s malíčkem (Koudelka, 1997).

Zdá se, že funkce třetího prstu není přesně vymezena, ale celkově lze konstatovat, že lidská ruka vykonává většinu úkonů mezi palcem, druhým a třetím prstem, přičemž čtvrtý a pátý prst slouží jako pomocné prsty (Kolář, 2020).

Při zkoumání úchopových manévrů je klíčové zohlednit nejen anatomické a funkční možnosti samotné ruky a horní končetiny, ale také tvar uchopovaného předmětu a účel, kterým má úchopový manévr následně sloužit v kontextu pohybu. Ergonomické předpoklady pro úchop se mohou lišit v závislosti na horizontální nebo vertikální rovině pohybu. Při horizontálním pohybu je relevantní vzít v úvahu ergonomické faktory odlišné od těch při vertikálním pohybu (Bruhova, 2002; Hug, Tucker, 2017).

Očekáváme, že vertikální pohyb bude mít spíše silový charakter, což ovlivňuje ergonomické řešení úchopu s využitím předmětu s co největší styčnou plochou. Naopak horizontální

pohyb se předpokládá s obratnostním charakterem, což nás vede k ergonomickému řešení úchopu s několika menšími styčnými plochami, jak uvádí (Lee et al., 2015).

V kontextu pohybové výbavy ruky, což zahrnuje schopnost pevného úchopu a manipulace s předmětem různých tvarů, je klíčovým faktorem svalová síla. Tato síla je podmíněna schopností svalových vláken vykonávat dostatečně silnou a koordinovanou kontrakci. Kvalita motorické jednotky, závislá na optimálním množství kontraktibilních svalových vláken, ovlivňuje schopnost vyvinout dostatečnou sílu v optimálním čase (Bruhnova, 2002).

Tuto schopnost ovlivňuje kvalita přenosu vzruchu nervovým vláknem a nervosvalovou ploténkou, závislá na morfologických, biochemických a bioelektrických vlastnostech. Tyto faktory jsou klíčové pro efektivní interakci svalů a nervového systému, umožňující realizaci pohybů s různou jemností, cíleností a diferencovaností, nezbytných například pro zkoumání kvality prostředí. Tato komplexní síť interakcí a regulací je důležitým prvkem analýzy pohybové výbavy ruky a rozumění jejích biomechanických aspektů (Hug, Tucker, 2017).

3.4 Biomechanika úchopu

Biomechanické hledisko pohybů a úchopové funkce ruky podmiňují faktory, jako je velikost a tvar ruky, rozsah pohybů v kloubech ruky a zápěstí, pružnost svalů a vazivových struktur, a vzájemný délkový poměr svalů antagonistických skupin. Stupeň integrace a koordinace svalových skupin je ovlivněn různými faktory, včetně neuromyartrogenních, morfologických a funkčních aspektů (Koudelka, 1997).

Rozdělení jednotlivých složek úchopu na elementární úchopové manévry, které lze analyzovat a sestavit jejich biomechanický obraz, poskytuje teoretický základ pro praktické testování založené na biomechanickém rozboru. Tento přístup nám umožňuje identifikovat a pojmenovat biomechanický obsah účinnosti úchopu, tedy interakce mezi člověkem a okolím, ať už živým či neživým. Důkladná znalost vstupních parametrů, jako jsou anatomické a geometrické uspořádání, velikost působících sil atd., nám umožňuje využívat biomechanický obsah úchopu jako finální fázi interakce člověka s okolím (Brůhová, 2002).

Biomechanický obsah úchopu lze detailně analyzovat a sestavit biomechanický obraz, který zahrnuje geometrické, kinematické a dynamické znaky, odrazující anatomické a funkční vlastnosti testovaného subjektu. Geometrické znaky nám poskytují informace o prostorovém uspořádání, délce, šířce, ploše úchopu, symetrii a asymetrii v geometrických parametrech.

Kinematické znaky ukazují na četnost výskytu kvalitního úchopu, což lze interpretovat jako indikátor rychlosti provedení pohybu (Duncan et al., 2013).

Dynamické znaky zaznamenávají deformaci uchopovaného předmětu v důsledku působení akčních sil na něj. Při biomechanickém zkoumání je nezbytné brát v úvahu nejen tvar a stavbu ruky, ale také tvar a stavbu loketního a ramenního kloubu a celé horní končetiny jako celku, neboť biomechanický obraz vzniklý při interakci ruky a uchopovaného předmětu závisí na těchto komplexních faktorech (Duncan et al., 2013).

Různé klasifikační schémata úchopových manévřů jsou navrhována s ohledem na více stupňů volnosti ramene a ruky, což umožňuje široký rozsah a bohatou adaptabilitu úchopu člověka. Přestože existují klasifikační schémata, není možné je považovat za univerzální měřicí předpisy v základních kategoriích tělesné aktivity, což zdůrazňuje složitost a individuální charakteristiky biomechanické analýzy úchopu (Duncan et al., 2013).

3.5 Fáze úchopu

Podle Hadraby lze úchop rozdělit do určitých fází, které zahrnují přípravné fáze, známé také jako fáze prepozice. Tato část procesu zahrnuje odhad, podmínky a přípravu, aby byly splněny požadavky na úspěšné uchopení předmětu. Během této fáze jsou jednotlivé segmenty připraveny a nastaveny do optimální polohy pro uchopení předmětu, přičemž je zohledněno okolí (jako vnější podmínky, morfologie, pohyb a psychika) a také předchozí zkušenosti. Přípravnou fází lze dále rozdělit na tři části: orientaci, přiblížení a samotnou před pozici před úchopem. Další fází je samotný úchop a manipulace, která je klíčová pro provedení úchopu. Začíná v momentě, kdy je předmět uchopen a fixován. Tato fáze by měla plynule přecházet do manipulační fáze, která je charakterizována střídavým silným svalovým napětím. Poslední fází je uvolnění, do které spadají veškeré kroky spojené s odložením uchopeného předmětu nebo s uvolněním tělového nebo mimo tělového úchopového orgánu a jeho oddálením od předmětu (Hardaba, 2002).

Podle Pfeningerové je proces úchopu rozdělen do pěti fází, které zahrnují aproximaci (přiblížení), detenzi (otevření), konkluzi (zavření), retenci (držení) a relaxaci (uvolnění). (Vyskotová, Macháčková, 2013).

3.6 Druhy úchopu a rozdělení

Lidská ruka vykazuje schopnost vykonat dva základní druhy úchopů. Hrubý úchop je charakterizován použitím pozice palce proti ostatním prstům, což umožňuje pevné

uchopení předmětu a působení velkou silou. Tento druh úchopu je výhodný pro situace, kdy je potřeba zabezpečit stabilní uchopení, i když s sebou nese omezení přesnosti a cíleného pohybu. Hrubý úchop může být dále klasifikován podle tvaru uchopovaného předmětu, například na kulovitý, elipsovité, kuželovité a válcovité (Hadraba, 2002).

Naopak, jemný úchop je koordinovanější a přesnější, vykonávají ho svaly fylogeneticky mladší. Svaly zapojené do jemného úchopu jsou vysoce diferencované a specializované, což umožňuje provádění precizních pohybů. Tento druh úchopu, rozdělený podle úlohy, zahrnuje okrouhlé očko, plochou špetku, klíčový úchop a písářský úchop (Vyskotová, Macháčková, 2013).

Dále lze druhy úchopů klasifikovat podle různých kritérií, jako je počet prstů, způsob, jakým se předmět drží, nebo účel, pro který se úchop používá. Statické úchopy jsou zaměřeny na udržení předmětu v žádané pozici v prostoru a mohou být hrstičkový, klíš'ový nebo špetkový. Každý z těchto úchopů má specifické použití, například při držení tašky, špendlíku nebo otočení knoflíku (Stival et al., 2019).

Dále je možné úchopy kategorizovat podle způsobu, jakým se předmět drží, a to buď jako stiskový úchop, který zabrání vypadnutí předmětu, nebo jako pohybový úchop, který umožňuje manipulaci s předmětem. Posledním kritériem je účel, pro který se úchop používá, například pro konzumaci jídla, psaní, oblékání nebo hraní na hudební nástroj. Každý druh úchopu je optimalizován pro specifickou činnost a odpovídá potřebám uživatele v dané situaci (Stival et al., 2019).

V průběhu vývoje se dětský úchop postupně formuje a prochází několika klíčovými fázemi, které odrážejí rozvoj motorických schopností. Již od 8. týdne věku je pozorovatelná koordinace tzv. ruka-ruka, kdy prsty jedné ruky začínají prozkoumávat druhou ruku, což naznačuje práci obou mozkových hemisfér. Tento počáteční proces je dokumentován jako první známka interakce s vlastním tělem a vnímáním prostoru (Pilný a další, 2017).

Významným mezníkem je škrábání kůže dlaně, které se objevuje v 10. až 11. týdnu intrauterinního života, a to díky Minkovskému reflexu. Tento jev, známý jako Robinsonův fenomén, je pozorovatelný i u novorozenců, kteří dokážou pevně uchopit předměty či se zavěsit na tyčce (Vyskotová, Macháčková, 2013).

S přibývajícím věkem začínají děti projevovat zájem o předměty, které drží v ruce, a začínají objevovat, jak s nimi pohybovat či je strkat do úst. Kolem 20. týdne věku dítěte se pozoruje

uchopování věcí do celé dlaně, s důrazem na ulnární část (Vyskotová, Macháčková, 2013; Marchand-Krynski et al., 2017).

V druhé polovině 2. trimestru získávají děti schopnost využívat obě ruce k oboustrannému uchopení a začínají si předávat předměty z jedné ruky do druhé. Tímto procesem se také objevuje schopnost opřít se jednou rukou o bok, aby druhou mohly uchopit předmět ve střední linii těla. Tato fáze je klíčová, neboť naznačuje přechod od viděného k uchopenému a následně k získanému (Janků, 2017; Vyskotová, Macháčková, 2013).

Konec druhého trimestru pak přináší schopnost uchopit předmět radiální stranou ruky a současně s tím dochází k postupnému vymizení úchopového reflexu. To umožňuje dětem využít opření o dlaň a rozvíjet tak opěrnou funkci (Goodway, 2019).

Ve 3. trimestru začínají děti vnímat předměty ve větší vzdálenosti a při snaze je uchopit se často opírají o dlaň a hýždě v tzv. šikmém sedu. Tento proces je doprovázen rozvojem pinzetového úchopu na vztyčených rukách (Case, Smith, 1992; Case, Smith, 2013).

V 10. měsíci začínají děti využívat bříška palce a ukazováčku k úchopu malých předmětů, jako jsou drobky, smítka či kuličky. Následně se během období batolícího věku děti začínají osamostatňovat a objevují svět manipulace s předměty. V tomto období začínají stále více používat ruce při hrách a každodenních aktivitách, ať už jde o strkání věcí do hrníčku či zkoumání dutých předmětů. Rozvíjejí také schopnost stavět kostky a využívat prsty při jídle (Goodway, 2019).

V průběhu dalšího věku děti postupně zdokonalují své dovednosti. Ve věku kolem 15. měsíce jsou schopny uchopit hrníček a samostatně se napít. Od 18. měsíce do 2 let pak již dokážou obracet stránky v knize a obratně zachytit malé předměty. Postupně se učí navlékat korálky, pracovat s vidličkou a začínají rozvíjet i grafomotorické dovednosti, například držení tužky a kreslení (Case, Smith, 1992; Case, Smith, 2013).

3.7 Význam správného vývoje motoriky

Je klíčové, aby vývoj úchopu probíhal bez problémů, neboť nesprávné vzorce úchopu mohou ovlivnit schopnost dítěte vykonávat běžné každodenní činnosti. Pečlivá péče a podpora správného vývoje úchopu mají klíčový význam pro rozvoj následných motorických dovedností dítěte. Kromě toho je třeba vzít v úvahu, že správný vývoj úchopu souvisí s celkovým motorickým a kognitivním vývojem dítěte. Podle průzkumů se ukazuje, že děti s

lepší jemnou motorikou mají často také lepší schopnost koncentrace a vyšší úroveň sebeovládání (Mickle et al., 2011; Cameron et al., 2012).

Dále je důležité poznamenat, že individuální rozdíly ve vývoji úchopu mohou ovlivnit nejenom samotné motorické dovednosti, ale také komplexnější schopnosti, jako je například schopnost učit se novým věcem. Z tohoto důvodu je klíčové monitorovat a podporovat vývoj úchopu u dětí, zejména v raném věku, kdy se formují základy jejich motorických schopností a kognitivního fungování (Röthlisberger et al., 2012).

V průběhu rozvoje úchopu se děti nejenom učí manipulovat s předměty, ale také rozvíjejí svou schopnost vnímat svět kolem sebe prostřednictvím hmatu a pohybu. Tímto způsobem se učí rozlišovat tvary, textury a velikosti. Například, když dítě zkoumá různé povrchy a tvary předmětů, aktivně si buduje mentální představy o tom, jak se věci liší a jak s nimi může interagovat (Röthlisberger et al., 2012).

Důležitým aspektem vývoje úchopu je také jeho vztah k rozvoji řeči a komunikace. Některé studie naznačují spojitost mezi rozvojem jemné motoriky a schopností výrazněji se vyjadřovat verbálně (Vyskotová, Macháčková, 2013).

Když dítě manipuluje s předměty, které drží v ruce, aktivují se nejenom jeho motorické, ale i smyslová centra v mozku, což může pozitivně ovlivnit rozvoj jazykových dovedností. Celkově lze tedy říct, že vývoj jemné motoriky a úchopu je procesem, který má hluboký dopad na celkový rozvoj dítěte. Je nejenom základem pro pozdější dovednosti jako je psaní, kreslení či manipulace s nástroji, ale také formuje jeho schopnost vnímat a porozumět světu kolem sebe (Mickle et al., 2011; Cameron et al., 2012).

4 ÚCHOPOVÁ SÍLA

Síla úchopu hraje klíčovou roli v hodnocení funkčnosti ruky a pracovní kapacity, zejména v prostředí, kde je nezbytná pro manipulaci s ručními nástroji a ovládání zařízení ve výrobním, zdravotnickém a služebním sektoru. Tato síla může být využita při návrhu ručních nástrojů a pracovních stanic s cílem minimalizovat riziko pracovních úrazů, včetně syndromu karpálního tunelu. Informace o maximální síle úchopu jsou zásadní pro identifikaci pracovní kapacity a mohou sloužit k hodnocení rizika pracovních úrazů, zejména pokud pracovní požadavky přesahují sílu úchopu, což může zvýšit riziko pracovních úrazů (Hwang et al., 2021).

Úchopová síla je považována za nejjednodušší, nejúspornější a nejefektivnější metodu měření síly kosterního svalstva, přičemž pokles této síly často souvisí s klesající fyzickou kvalitou. Výsledná síla stisku ruky je výsledkem kombinované kontrakce vnějších a vnitřních svalů ruky, což vede k flexi kloubů ruky. Pozice těla a horní končetiny mohou ovlivnit sílu úchopu, což podtrhuje význam kontextuálních faktorů při vyhodnocování této schopnosti. Měření síly úchopu se stalo neinvazivním markerem svalové síly horních končetin a široce přijímaným indikátorem funkční integrity horní končetiny (Mosaad et al., 2020).

Přecházejme nyní k významu síly úchopu ve vztahu k fyzickým schopnostem a přežití u starší populace. Síla úchopu, spolu s rychlostí chůze, zvedáním židle a dobou rovnováhy ve stoje, představuje objektivní měřítka fyzické zdatnosti, která nejen charakterizují současné zdraví, ale také předpovídají přežití (Birnie et al., 2011). Síla úchopu je v tomto kontextu považována za jednu z nejlepších technik pro měření svalové síly a poskytuje jednoduchou metodu hodnocení svalové funkce v klinické praxi (Roberts et al., 2011).

Longitudinální studie naznačují, že síla úchopu klesá s věkem, a to zejména po středním věku. Ztráta síly úchopu má kumulativní charakter a může být předzvěstí různých komplikací a omezení, jako jsou pády, zhoršená kvalita života a prodloužená doba pobytu v nemocnici. Ve starším věku ztráta síly úchopu představuje závažný faktor ovlivňující nezávislost jedince (Roberts et al., 2011).

Výzkumy také ukazují spojitost mezi vyšší silou úchopu a nižším rizikem zlomenin, což naznačuje, že síla úchopu může poskytnout nový pohled na svalovou zdatnost a její roli v nemocnosti a úmrtnosti spojené s věkem. U pacientů hraje síla úchopu rozhodující roli v predikci pooperačních komplikací, doby hospitalizace a celkového fyzického stavu. V

kontextu výživy je síla úchopu často využívána jako ukazatel nutričního stavu a je sledována ve studiích nutriční intervence (Roberts et al.,2011; Norman et al., 2011).

Celkově je síla úchopu nejen měřítkem fyzické zdatnosti, ale také klíčovým ukazatelem zdravotního stavu, funkční integrity a prognózy v různých klinických a epidemiologických podmínkách. Zvýšené povědomí o významu síly úchopu může přispět k lepšímu posouzení zdravotního stavu jedince a k vypracování účinnějších intervencí pro udržení nezávislosti a kvality života, zejména ve stáří (Norman et al.,2011).

Úchopová síla hraje klíčovou roli v mnoha každodenních činnostech, ovlivňující naši schopnost provádět úkony v jídle, oblékání, práci a sportu. V kontextu stravování je úchopová síla klíčová pro bezpečné a efektivní uchopení jídla a jeho následnou konzumaci. Při oblékání, ať už jde o zapínání knoflíků, zipů nebo přezek, je rovněž nezbytná. Pracovní činnosti, jako je zvedání, přenášení nebo manipulace s předměty, vyžadují úchopovou sílu, stejně jako mnohé sportovní aktivity, včetně házení, kopání a cvičení (Fallahi,Jadidian, 2011).

Neméně důležitá je úchopová síla pro rozvoj jemné motoriky, klíčové pro činnosti jako psaní, kreslení nebo hraní na hudební nástroj. Zároveň přispívá k stabilizaci těla při chůzi, běhu nebo lezení a má rovněž preventivní roli v ochraně před zraněním při pádech nebo sportovních aktivitách (Norman et al.,2011).

Pravidelným cvičením lze úchopovou sílu výrazně zlepšit. Mezi obvyklá cvičení zaměřená na posílení svalů ruky a prstů patří stiskání míče, používání odporových gumiček a cvičení na posilovacích strojích. Pro rozvoj jemné motoriky jsou vhodná cvičení jako kreslení, vyřezávání, skládání puzzle nebo hraní na hudební nástroj. Je důležité si být vědom toho, že narušení funkce úchopu může ovlivnit základní funkce, jako je chůze, statika těla, dýchání a stabilita páteře, což může mít značný dopad na celkové držení těla. Poruchy funkce pohybového systému se často projevují v řetězcích lézí postihujících svaly, klouby a měkké tkáně, což zahrnuje narušení koaktivačních vzorců antagonistů nezbytných pro udržení vzpřímeného lidského držení těla (Zhao et al., 2022; Tung et al., 2023).

4.1 Svalová síla

Svalová síla je klíčovým faktorem pro vykonávání aktivit vyžadujících vysokou míru fyzického úsilí a tvoří jednu z hlavních složek hodnocení fyzické kondice. Více studií naznačuje, že úchopová síla je spolehlivým indikátorem možného funkčního poklesu a invalidity. Její význam je patrný v určení hlavních faktorů fyzické slabosti, jako je sarkopenie a

dyapenie, které zároveň slouží jako ukazatelé celkového zdravotního stavu. V kontextu hodnocení efektivity různých terapeutických strategií či léčebných postupů poskytuje objektivní měřítko funkční integrity horní končetiny. Tato síla má rovněž klíčový význam při stanovení svalové kapacity horních končetin a schopnosti jedince účastnit se sportovních aktivit, plnit každodenní úkoly a vykonávat pracovní činnosti (El-gohary et al., 2019; Fallahi, Jadidian, 2011; Norman et al., 2011; Kara et al., 2021).

Svalová síla, definovaná jako maximální síla generující schopnost svalu nebo skupiny svalů, představuje významný indikátor lidské vitality. Tato síla je determinována anatomickými a fyziologickými charakteristikami svalu a dobrovolným nervovým pohonem do svalu prostřednictvím dobrovolné aktivace. Z tohoto důvodu je sledování svalové síly klíčové pro zdravotnické pracovníky, kteří by měli pravidelně monitorovat tento parametr. Zároveň je výzvou pro fyziology pokračovat ve zkoumání mechanismů, které stojí na základě změn v svalové síle v průběhu života (Nuzzo et al., 2019).

V této souvislosti se síla stisku ruky často používá jako měření svalové síly, zejména u starších dospělých. Tento jednoduchý a neinvazivní test, zaměřený na měření síly stisku ruky, získal zvláštní pozornost mezi svalovými funkčními testy. Je považován za vhodný marker svalové síly horních končetin, a to nejen pro výzkumné účely, ale také pro klinické použití (Nuzzo et al., 2019; Strandkvist et al., 2021; Norman et al., 2011).

Při zhodnocení svalové síly a jejích změn je třeba brát v úvahu širokou škálu faktorů, včetně fyziologických procesů, které ovlivňují svalový výkon. Svalová síla má významný vliv na celkovou vitalitu jedince, a proto je její sledování a porozumění faktorům ovlivňujícím její dynamiku klíčové pro optimalizaci zdraví a kvality života (Strandkvist et al., 2021; Norman et al., 2011).

4.2 Testy svalové síly

Testy svalové síly vykazují konzistentní spolehlivost mezi různými hodnotiteli, přestože mezi individuálními hodnoceními může být omezená spolehlivost. Faktory, jako je úroveň pozornosti, technika dýchání a teplotní podmínky, mají vliv na dobrovolnou aktivaci svalu. Tato problematika je důležitá při interpretaci výsledků a zkoumání svalové síly (Nuzzo et al., 2019).

Výzkumníci se zabývají měřením svalové síly u lidí již přes 300 let a tisíce studií se věnovaly zkoumání role svalové síly v lidském zdraví a fyzické výkonnosti. Svalová síla, která

představuje maximální sílu generovanou svaly nebo skupinou svalů, je pravidelně hodnocena ve fyziologických experimentech a klinických studiích. Tato měření poskytují důležité informace o funkci svalů a přispívají k celkovému porozumění lidské fyziologie (Nuzzo et al, 2019).

4.3 Metody sledování úchopové síly

Testy izometrické síly jsou zaměřeny na udržení relativně statické délky svalu při vytváření síly. V těchto testech je jednotlivci často zadáno, aby zatlačili nebo táhli proti stabilnímu objektu, například tyči, rukojeti, manžetě spojené s tenzometrem nebo silové plošině s piezoelektrickými plechy. Při použití ručních dynamometrů byla použita různá zařízení, včetně hydraulických, pneumatických, pružinových a napínacích mechanismů. Izometrická síla může být měřena i pomocí ruční dynamometrie, kde jednatel tlačí nebo táhne proti dynamometru drženému v ruce testerem. Spolehlivost ruční dynamometrie je důkladně zkoumána a zdokumentována (Gasior et al., 2018; Reinking et al., 1996).

Existují dvě hlavní možnosti objektivního měření svalové síly: izokinetické testování a ruční dynamometrie (HHD). Izokinetické dynamometry jsou sofistikované počítačem řízené stroje, které poskytují komplexní měření svalové síly, zahrnující špičkovou sílu, vytrvalost, výkon, úhel maximální síly a frekvenci. Tyto dynamometry jsou schopny generovat silové křivky a jsou používány v klinickém prostředí k měření svalové síly po dobu několika desetiletí. Izokinetické svalové testování je považováno za spolehlivý a validní nástroj pro hodnocení svalové síly. Je často využíváno jako referenční standard při porovnávání s jinými nástroji měření svalové síly (Nuzzo et al., 2019; Stark et al., 2011).

4.4 Dynamometrie

Měření síly stisku ruky je klíčovým prvkem v diagnostice a hodnocení lidské svalové síly. Tato fyzikální veličina se často zkoumá v různých kontextech, zejména ve spojitosti s každodenními aktivitami, manipulací s předměty různých tvarů a hmotností, a schopností udržení těchto předmětů. I když lze orientačně hodnotit stisk ruky během těchto činností, přesnější a objektivnější výsledky poskytují specializované nástroje siloměry též známe jako dynamometry. Ty umožňují hodnocení maximální síly, svalové vytrvalosti a rychlosti stisku. Existují i specializované dynamometry, které umožňují analýzu rozložení síly mezi jednotlivými prsty ruky (Krejčí et al., 2020).

Dynamometrie je jednou z biomechanických metod analýzy pohybu, při které se měří svalová síla pacienta působícího silou na měřicí přístroj (Reinking et al., 1996). Dynamometrie je způsob testování, kdy účastník drží dynamometr v ruce a vyvíjí na něj maximální sílu v průběhu několika sekund. Postup je široko využíván nejen jako indikátor samotné síly úchopu, ale i jako indikátor celkové síly (Bohannon, 2019).

Dynamometrie, definována jako měření síly, kterou jedinec působí na specifický objekt (snímací část tensometru nebo dynamometru) po určitou dobu, představuje důležitý nástroj pro zkoumání svalové síly. V této práci je zaměřena na izometrickou sílu stisku ruky, což znamená měnění se napětí svalů bez změny jejich délky. Pro měření této síly jsou využívány tensometry a dynamometry, přičemž tensometry jsou vhodné pro menší svalové skupiny a dynamometry najdou uplatnění i u větších svalů (Krejčí et al., 2020).

Ruční dynamometrie (HHD) se poprvé objevila v roce 1916 a představuje pohodlné zařízení umístěné mezi ruku praktika a testovanou část těla pacienta, podobně jako manuální svalový test. Oproti ručnímu testování svalů poskytuje HHD kvantifikované měření síly. Je-li HHD přesný ve srovnání s izokinetickým měřením, jeho snadné použití, nízká cena a vhodná velikost mohou ospravedlnit rozšířené klinické využití (Baltzopoulos, Brodie, 1989).

Metody měření síly stisku mohou zahrnovat použití různých typů dynamometrů. Jamar® dynamometr, přijímaný jako zlatý standard, je v literatuře nejčastěji citovaný a schválený pro hodnocení síly stisku. Dynamometr Jamar je sice malý a přenosný, ale má své specifikace, včetně váhy a citlivosti. Přestože poskytuje validní a reliabilní výsledky, jeho použití vyžaduje zvažování faktorů, jako je hmotnost pacienta a kalibrace přístroje (Krejčí et al., 2020).

Celkově měření síly stisku ruky pomocí dynamometrie představuje cenný nástroj s širokým spektrem aplikací v diagnostice a prognostice v klinických podmínkách. Dynamometrie se uplatňuje nejen při izometrickém stahu, ale také při měření síly s špetkovým úchopem, kde je výběr dynamometru klíčový pro citlivost a přesnost měření. Spolehlivost této metody je vysoká, přičemž výsledky jsou ovšem ovlivněny několika faktory, mezi něž patří technologie použitá při měření, postup samotného testování a spolupráce testovaného subjektu. Použití aktuálních informací a standardizovaných tabulek pro srovnání výsledků je klíčové kvůli historickému vývoji dynamometrie a variabilitě kvality přístrojů (Stark et al., 2011; Roberts et al., 2011).

4.5 Komparativní analýza ručních dynamometrů

V několika studiích byl Jamar porovnáván s jinými typy dynamometrů, včetně prací España-Romero a spol. (2010), Hogrela (2015) Munoz a Millan(2019).

Hlavním objevem této studie je možnost srovnání výsledků elektromechanických dynamometrů Takei a MIE v rámci metodiky pro věkovou kategorii 18–30 let. Zjištěno bylo, že výsledky hydraulického dynamometru Jamar jsou výrazně vyšší ve srovnání s ostatními dynamometry, zatímco výsledky mechanického dynamometru Collin jsou podstatně nižší. Nelze provádět přímá srovnání mezi dynamometry Jamar a Collin a ostatními (Mohamadi et al., 2017).

Rozdíly ve výsledcích mohou být způsobeny různými faktory, přičemž konstrukce dynamometru hraje pravděpodobně klíčovou roli. Materiál, tvar madla a mechanismus měření se liší u jednotlivých dynamometrů, přičemž tyto proměnné mají významný vliv na sílu stisku. Materiál dynamometru, například plast versus kov, může ovlivnit deformaci přístroje a absorpci síly, což se projevuje u dynamometru Takei. Madla jsou důležitou součástí dynamometrů, a jejich tvar a povrch mohou výrazně ovlivnit výsledky. K dosažení silného stisku je vhodné mít madlo s možností nastavení různých poloh a velikostí. Povrch madla, například gumový u dynamometru Takei, může ovlivnit komfort a přilnavost. Neméně důležitým faktorem je opotřebení součástek dynamometru a jeho stáří, což může ovlivnit přesnost měření. Nakonec lidský faktor, zejména dodržení standardních podmínek měření, má také výrazný vliv na výsledky (Allen, Barnett, 2011; Guerra, Amaral, 2009; Štěrbá, 2019).

Vzhledem k této rozmanitosti dynamometrů je třeba pečlivě vybírat nástroje pro výzkum a mít na paměti, že výsledky dosažené na jednom dynamometru nemusí být přenositelné na jiné přístroje (Turusheva et al., 2018).

4.6 Typ dynamometru Jamar

Jamar a jeho varianty jsou v současnosti nejpoužívanější typy přístrojů pro měření síly úchopu. Fungují na základě hydraulického systému a zobrazují uchopení v librách (do 200 lbs) nebo v kilogramech (do 90 kg) (Lee, Gong, 2020).

Rukojeť dynamometru je ergonomicky tvarovaná, aby byl úchop pro uživatele pohodlnější. Dynamometr má 5 poloh rukojeti pro různou velikost ruky (3,5 cm, 4,8 cm, 6,1 cm, 7,4 cm a 8,6 cm). Druhý nebo třetí stupeň dynamometru podle ASHT umožňuje vyvinout nejsilnější úchop (Lee, Gong, 2020).

Digitální hydraulický ruční dynamometr Baseline využitý pro tuto bakalářskou práci, zobrazený na Obrázku 9, disponuje také možností nastavení vzdálenosti madla od pevné části dynamometru v rozmezí 3,5 cm až 8,6 cm. Vědci ho považují pro jeho přesnost a spolehlivost za zlatý standard, což bylo zdůrazněno v práci Ashford et al., (1996).

Při měření s Jamarem není důležitý úhel v lokti, protože odchylky měření při úhlech 180° a 90° jsou minimální, jak ukazuje práce España-Romero et al. (2010). Výsledek měření je prezentován na displeji, kde je zaznamenána aktuální hodnota stisku. Je třeba poznamenat, že Jamar není vhodný pro osoby se slabší svalovou silou, protože není schopen detekovat drobné změny v síle stisku, jak naznačuje studie Hogrela (2015).

4.7 Faktory ovlivňující úchopovou sílu

Sekce o vlivu různých faktorů na svalovou sílu přináší komplexní pohled na dynamiku a variabilitu maximální svalové síly. Akutní faktory, jako je soustředění pozornosti, technika dýchání, doba odpočinku, teplota, a další, vykazují významné změny v svalové síle mezi jednotlivými zkouškami nebo testovacími dny. Zároveň je patrné, že hlasitost hudby, počet testů, konzumace alkoholu nebo sacharidů, a další faktory nemají významný vliv na svalovou sílu (Nuzzo et al., 2019).

Dále je diskutována role pozornosti při provádění motorických úkolů, kde je zaměření pozornosti na svaly nebo na objekt testovaného úkolu důležité. Důraz je kladen i na význam dobrovolného dýchání, které ovlivňuje produkci síly svalů končetin (Nuzzo et al., 2019).

Pozornost je také věnována pozici těla a končetin, které mění délky svalů a tím i schopnost generovat sílu. Studie naznačují, že stabilizace těla má významný vliv na produkci síly, zejména u hodnocení jednoho kloubu. Rovněž se uvádí, že síla svalů lidských končetin nemusí být vždy symetrická, s dominantní rukou obvykle silnější než nedominantní (Xu et al., 2021).

Akutními faktory ovlivňujícími maximální svalovou sílu mezi jednotlivými testy či testovacími dny patří soustředění pozornosti, technika dýchání, vzdálené svalové kontrakce, doby odpočinku, teplota (jádra a svalů), denní doba, vizuální zpětná vazba, držení těla a končetin, stabilizace těla, akutní konzumace kofeinu, dehydratace, bolest, fyzická únava z předchozích fyzických aktivit a statický strečink delší než 60 sekund. Naopak faktory, jako je hlasitost a tempo hudby, počet testů (za předpokladu tří testů), zpracování výsledků (průměrné nebo maximální skóre), akutní konzumace alkoholu, akutní konzumace sacharidů, půst, fáze

menstruačního cyklu a ztráta spánku, pravděpodobně nemají vliv na svalovou sílu (Nuzzo et al., 2019).

Při klinických výkonech hraje roli mnoho faktorů, jako je použitý testovací nástroj, testovací prostředí, fyzická kondice, psychologie subjektů, dominance ruky, držení těla atd. Například hodnota síly úchopu může být ovlivněna držením těla, kdy subjekt sedí nebo stojí, a úhlem loketního kloubu. Studie však poskytují nekonzistentní výsledky, což zdůrazňuje složitost této problematiky (Lee et al., 2020; Gianoudis et al., 2015; Sternäng et al., 2015).

Některé studie naznačují, že maximální síla úchopu nastává při plném natažení loktů, zatímco jiné neprokazují významné rozdíly mezi různými úhly loktů. Existuje i debata ohledně toho, zda subjekty dosahují maximální síly úchopu ve stoje nebo v jiných pozicích, ale většina studií sledovala pouze jednotlivé faktory bez jejich kombinování (Xu et al., 2021; Tayyari, 2018).

Absolutní hodnoty a přesnost měření síly stisku mohou být ovlivněny různými aspekty protokolu, včetně tolerance velikosti, dominance ruky, držení těla, pozice kloubů, úsilí a povzbuzování, frekvence testování a denní doby. Nesrovnalosti v počtu hodnocení a používání maximální nebo průměrné síly úchopu jako souhrnného měřítka dále komplikují srovnávání výsledků mezi epidemiologickými studiemi (Xu et al., 2021).

1 CÍLE PRÁCE

Hlavním cílem bakalářské práce je kvantifikovat vliv náročnosti posturálních pozic na úchopovou sílu jednotlivců. Konkrétně se jedná o následující. Zjištění, zda má změna postury v kontextu její náročnosti vliv na maximální sílu úchopu jednotlivce. Zjištění, zda maximální úchopová síla klesá s rostoucí náročností posturální pozice. Popis rozdílů v úchopové síle mezi jednotlivými posturálními pozicemi. Porovnání výsledků s předchozími studiemi. Zjištění, zda úchopovou sílu ovlivňují další faktory, jako jsou například pohlaví, věk nebo fyzická zdatnost.

Předpokladem pro dosažení cíle této bakalářské práce je třeba splnit následující předpoklady. Správně definovat výzkumné otázky a vybrat vhodnou metodu k jejich testování. Získat dostatečně reprezentativní vzorek subjektů a zjistit charakteristické znaky o této skupině. Měřit úchopovou sílu přesnou a spolehlivou metodou. Dále bylo důležité pro dosažení cíle získat znalosti o posturální stabilitě, úchopu, síle úchopu a vyhledat již známé faktory ovlivňující sílu úchopu. Důležité bylo vymezit a vybrat posturální pozice ve kterých bude měření probíhat a určit podmínky a postup měření. Nakonec správně zanalyzovat získaná data, porovnat výsledky různých skupin a konfrontovat data se stanovenými výzkumnými otázkami.

2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Na základě cíle byly stanoveny následující výzkumné otázky:

- V1: Liší se síla úchopu horní končetiny jednotlivce v závislosti na různých posturálních pozicích, nebo zůstává konstantní?*
- V2: Bude hodnota maximální naměřené síly úchopu jednotlivce klesat s rostoucí náročností posturální pozice?*
- V3: Existuje rozdíl v naměřené maximální úchopové síle u jednotlivce mezi posturálními pozicemi v leže a ve stoje?*
- V4: Ovlivňuje sílu úchopu i faktor pohlaví?*
- V5: Mají mladší jedinci průměrně větší naměřenou maximální sílu úchopu než starší jedinci téhož pohlaví?*

2.1 Vysvětlení výběru výzkumných otázek

- **Výzkumné otázky 1-3:** je založena na předpokladu, že různé posturální pozice vyžadují různou svalovou koordinaci a sílu, což se může projevit v rozdílech v úchopové síle.
- **Výzkumné otázky 4-5:** je založena na předpokladu, že úchopová síla může být ovlivněna i dalšími faktory, jako je například pohlaví, věk, fyzická zdatnost nebo onemocnění.

3 METODIKA

3.1 Výběr vhodné metody pro ověření výzkumných otázek

Pro ověření hypotéz o existenci rozdílů v úchopové síle mezi jednotlivými posturálními pozicemi byla vybrána metoda Dynamometrie. Důvodem pro výběr dynamometrie byly tyto následující výhody, které tato metoda poskytuje. Dynamometrie poskytuje přesné a objektivní měření síly úchopu, což umožňuje kvantitativní porovnání mezi různými posturálními pozicemi. Možnost objektivní kvantifikace úchopové síly je klíčová pro validní porovnání v rámci sledování. Další výhodou dynamometrie je její snadná použitelnost a nenáročná nastavení a aplikace, což zvyšuje praktickou použitelnost této metody ve fyzioterapeutickém prostředí. Měření s dynamometrem umožňuje opakované testování s vysokou reprodukovatelností, což posiluje spolehlivost výsledků. Dynamometrie umožňuje rychlý a efektivní sběr dat, což je významné pro sledování změn v síle úchopu v různých posturálních pozicích.

Pro správnost výběru je potřeba vzít v úvahu omezení a poukázat i na možné nevýhody, které dynamometrie má, jako například fakt, že dynamometrie poskytuje omezený pohled na sílu úchopu a neposkytuje přímé informace o svalové aktivitě, což může být důležité pro komplexní analýzu. Nevýhodou může být i možné zkreslení výsledků u některých probandů, jelikož kvalita a síla úchopu u probanda může být závislá i na správném nastavení šířky úchopu dynamometru před aplikací. Dynamometrie je zaměřena hlavně na měření síly úchopu a poskytuje velice omezený pohled na pohybové vzorce a dynamiku. Další nevýhodou je, že výsledky měření a výzkumu mohou být ovlivněny úrovní spolupráce a snahy jednotlivce, což může být v některých případech obtížné eliminovat.

3.2 Charakteristika sledovaného souboru

Měření se zúčastnily čtyři rozdílné skupiny populace. První skupinou bylo 15 žen docházejících pravidelně dvakrát v týdnu do posilovny John Reed Fitness Praha na dvouhodinové lekce moderního tance. Tyto ženy jsou sportovně založené a většina z nich navštěvuje v rámci fitness centra i jiné skupinové lekce nebo individuální cvičení. Všechny vybrané ženy v této skupině provádí každý týden pravidelně minimálně 180 minut intenzivního cvičení. Další skupinou je 15 mužů, kteří již tři roky jednou týdně zápasí v šesté lize malého fotbalu. Kdy zápas trvá 60 minut a celková jejich aktivita na hřišti s rozcvičkou, zahřátím a protažením je přibližně 90 minut. Další skupina je tvořena z 15 studentů medicíny 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, kteří v rámci výuky pravidelně jednou týdně absolvují lekci volejbalu a florbalu, která trvá 90 minut. Medici vybraní pro tuto výzkumnou skupinu nemají

v této době probíhajícího studia dále v týdnu již žádnou pravidelnou pohybovou aktivitu za poslední rok. Poslední skupina jsou pacienti Fyzioterapie Dubanská, kteří právě v období leden-březen 2024 dochází na pravidelnou rehabilitaci jednou či dvakrát týdně. Každý z vybraných pacientů je polymorbidní a dochází na fyzioterapii s rozdílným typem diagnózy s výčtem několika příkladů (vertebrogení algický syndrom, gonartróza, calcar calcanei atd.), Pro tuto skupinu bylo vybráno 15 pacientů, kteří měli zdravé horní končetiny bez předchozích operací či fraktur. Celkově tedy bylo změřeno 60 osob z toho 30 žen, 30 mužů. Pouze 8 z vybraných jedinců bylo dominantní na levou horní končetinu. Každý ze zúčastněných subjektů dobrovolně souhlasil s měřením, focením, zpracováním dat a osobních údajů. Souhlasy vyšetřovaných se spoluprací na této bakalářské práci, zpracováním osobních údajů a souhlas s pořízením a publikací fotodokumentace pro potřeby bakalářské práce jsou uloženy u autora. Vzor tohoto souhlasu je uveden v příloze tohoto dokumentu.

Tabulka 1 Charakteristika vybraných skupin

Název skupin	Počet žen/mužů	Věk (průměr)	Počet leváků	(Průměrná váha)	(Průměrná výška)
Tanečnice	15/0	18-39 (26)	1	49-88 (64)	162-178 (168)
Fotbalisté	0/15	27-42 (33)	2	70-115 (87)	175-195 (183)
Medici	0/15	21-25 (23)	4	70-103 (81)	170-195 (181)
Pacientky	15/0	54-85 (70)	1	58-110 (79)	160-181 (167)

Zdroj: vlastní

3.3 Postup měření

Bakalářská práce je zaměřená na testování úchopové síly v kontextu náročnosti posturálních pozic. Bylo vybráno deset posturálních pozic připomínající posturální vývoj dítěte od teoreticky nejjednodušší posturální pozice, kterou zaujme několika týdenní novorozenec po nejvíce náročné posturální nastavení, kterou zvládne dítě až starší 18 měsíců, po ukončení bipedálního vývoje. Úchopová síla a její změna byla testovaná u vybraných jedinců pomocí

digitálního hydraulického ručního dynamometru Jamar. Konkrétní pozice pro měření a popis výzkumné skupiny je uveden dále v této práci. Pozice jsou popsány podrobně pro možnost jejich druhotné přesné opakovatelnosti a přesného vyměření pro každého účastníka.

Měření vybraných jedinců z cílových skupin probíhalo během měsíce února roku 2024. Měření probíhalo v Praze, a to konkrétně ve velké tělocvičně posilovny John Reed Fitness Praha, v tělocvičně ambulantní rehabilitace Fyzioterapie Dubanská, na fotbalovém hřišti sportovního areálu Pražáčka, a v hale Sportovního centra Univerzity Karlovy v Hostivaři.

Každý z účastníků měření si na začátku nejprve vyzkoušel požadovanou polohu a zacházení s dynamometrem. Poté si účastník vybral jeho dominantní končetinu. Všechny následující úchopy byly měřeny pouze na dominantní končetině. Subjekt si mohl také vybrat subjektivně příjemnější pozici ramene dynamometru. Každý z testovaných subjektů byl testován v deseti různých posturálních pozicích, ve kterých byl pokaždé korigován, aby bylo jeho nastavení co nejvíce fyziologické. Každý subjekt musel v té dané nastavené pozici setrvat po dobu půl minuty a poté provedl stlačení dynamometru kdy byl subjekt slovně motivován k vykonání největší síly. Takto byl každý změřen celkem devětkrát nepočítaje zkušební stisk.

Postupnost pozicí byla vybrána náhodně. Přibližně třetina účastníků začínala od teoreticky nejtěžší pozice po nejjednodušší. Další třetiny začínaly od nejjednodušší po nejtěžší a někteří jedinci začínali měření prostředními pozicemi. Vzhledem ke střídání pořadí pozic u jednotlivých účastníků můžeme zajistit, aby pořadí měřené pozice mělo jen minimální vliv na výsledek měření. Pro maximální eliminaci odchylky způsobené pouze unaveností probanda mezi dvěma různými pozicemi byla ještě provedena dvou minutová pauza po každém měření, aby došlo u jedince k dostatečné obnově energetických zásob

3.4 Charakteristika vyšetřovacích posturálních pozic

Vybrané posturální pozice jsou popsány podrobně a přesně z důvodu možné kontroly a opakovatelnosti výzkumu. V závorce je uvedený název pozice využívaný v tabulkách a grafech této práce. Posturální pozice byly vybrány z hlediska vývoje jedince od nejjednodušších po posturálně teoreticky nejtěžší pozici. Každá z následujících pozic přibližně odpovídá posturálnímu vývoji jedince po dobu jednoho roku. Pozice byly vybrány na základě posturálního vývoje ale i z hlediska jejich časté využitelnosti při fyzioterapeutických metodách na neurofyziologickém podkladě a v další klinické praxi.

3.4.1 Pozice vleže na břicho (Na břicho)

Vyšetřovaný leží na břicho, kdy hlava je otočená ke straně. Rozdělíme tím tělo na čelistní a záhlavní stranu. Čelistní horní končetina drží dynamometr. Kdy praváci mají otočenou hlavu o 30 stupňů na pravou stranu a leváci na levou. Osa těla je v podélné ose hlavy. Tuber frontale na záhlavní straně naléhá na podložku. Hlava je rotována, není ukloněná ani zakloněná. Osa ramen se naklání ke straně záhlavní, zatímco osa pánevní směřuje ke straně čelistní. Čelistní horní končetina je v oblasti ramene nastavena ve vyvážené zevní a vnitřní rotaci, velikost flexe je 125° - 135° , abdukce přibližně 30° . Předloktí této končetiny je v poloze pronace, přičemž zápěstí spočívá na ose spojující rameno a kyčel na straně čelistní. Ohnutí v lokti dosahuje přibližně 45° . Prodloužení osy paže směrem nahoru vede k úrovni Th12. Záhlavní dolní končetina v oblasti kyčle má také vyváženou rotaci ven i dovnitř, s abdukčním pohybem kolem 30° a flexí přibližně 30° . Koleno záhlavní končetiny je ve flexi zhruba 40° , hlezno je v pravém uhlu v supinaci, pata je ve varózním postavení, prstce jsou ve flexi. Nejlepší výchozí pozici kyčle nalezneme, když osu stehna zarovnáme s osou paže, přičemž obě osy jsou paralelní. Flexe v koleni bude nastavena, když patu umístíme do svislé roviny, která prochází hrbolem sedací kosti. Tato rovina je paralelní s podélnou osou těla. Záhlavní horní je volně položena a vnitřně rotována podél těla kdy hřbet ruky se dotýká podložky. Čelistní dolní končetina je v mírné vnitřní rotaci natažená v extenzi umístěna podél těla volně na podložce (Vojta, Peters, 2010; Skaličková-Kováčiková 2017).

Reflexní plazení, jako celek terapeutického modelu, sice není běžnou součástí lidského vývoje. Jinými slovy, optimální motorický rozvoj dítěte neprobíhá formou plazení po loktech s odrazem od paty a oporou na koleni na opačné straně. Kineziologická analýza tohoto terapeutického modelu ale naznačuje, že jeho částečné modely korespondují s etapami lidského vývoje (Skaličková-Kováčiková 2017).

Tato pozice byla vybrána, jelikož může znázorňovat jeden z nejnižších stupňů posturálního zajištění, kdy vyšetřovaný jedinec nemusí udržovat antigravitační nastavení ani mít silnou oporu či stabilizaci v prostoru. Tato pozice má také největší plochu kontaktu těla s podložkou oproti následujícím vyšetřovacím pozicím. Kineziologický vývoj ve fázi týdenního dítěte se při vyšetření pokusíme napodobit tím, že se vyšetřovaný jedinec aktivně neopírá o žádnou z částí těla, ale pouze relaxuje a tělo využívá jen jako úložnou plochu. Jedinec měl celou vyšetřovanou horní končetinu položenou na podložce a aktivní sílu využíval pouze pro úchopový stisk dynamometru.

3.4.2 3 měsíc na zádech (Na zádech)

Tato pozice je vybrána pro napodobení tříměsíčního dítěte, který v leže na zádech často zaujímá tuto pozici. Tato pozice je pro napodobení již obtížnější, jelikož vyšetřovaný jedinec musí mít dostatečnou sílu flexorů na dolních končetinách a aktivní hluboký stabilizační systém, aby dokázal udržet dolní končetiny v požadované poloze a vydržel ve fyziologickém nastavení po požadovanou dobu.

V opěrné bázi ve třech měsících se nachází linie nuchae, úroveň dolních úhlů lopatek a vnější část hýžďových svalů. Osa těla je v této poloze kolmá k spojnici ramen. V této pozici dochází k extenzi podélné osy těla a dolní končetiny jsou udržovány mimo opěrnou bázi ve flexi, mírně abdukovány a ve vnější rotaci v kyčelním kloubu. Osa těla byla držena co nejvíce v napřimení. Dolní končetiny jsou drženy ve flexi 90 stupňů v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu. Vyšetřovaná horní končetina byla ve stabilizované poloze, lopatka abdukována, ve flexi 90 stupňů v ramenním kloubu, v nulovém nastavení lokte a středním postavení předloktí a zápěstí bylo v mírné dorsiflexi. Nezkoumaná horní končetina byla ve stejném nastavení, pouze v neutrálním uvolněném nastavení ruky a prstů.

3.4.3 Vleže na boku (Na boku)

V leže na boku byl jedinec vyrovnán tak aby jeho páteř byla napřimena a nedocházelo rotaci trupu před nebo za sagitální rovinu. Dolní končetiny jsou položeny na sobě, kdy jsou obě v mírné flexi v kyčlích a kolenou tak, aby se paty dolních končetin nacházeli v prodloužené linii pod sedacími hrboly. Spodní horní končetina je uložena do pokrčení pod hlavou, hlava je v rovině prodloužení páteře. Svrchní horní končetina je dominantní a vyšetřovaná. Svrchní horní končetina je v 90stupňové flexi před tělem s centrovaným postavením ramene a lopatky. Loket vyšetřované končetině je propnutý ale neuzamčený ve středním postavení předloktí a zápěstí je v mírné dorzální flexi.

Tato pozice je oproti pozici v leže na zádech či na břicho obtížnější, jelikož jedinec musí zachovávat dostatečnou stabilitu, aby se udržel na boku a neupadal do semipronačního nebo semisupinačního postavení trupu.

3.4.4 Vysoký šikmý sed (Šikmý sed)

V pozici vysokého šikmého sedu můžeme pozorovat dítě ve věku 8-9 měsíce. Tělo se v této pozici opírá o oblast mediálního gluteu a rozvinutou dlaň nevyšetřované HK, která je v abdukci kolem 90 stupňů v ramenním kloubu. Dítě využívá šikmý sed pro úchop a zároveň jako přechodnou lokomoční polohu, kdy se dítě přes šikmý sed dostává do polohy na

čtyřech a do vzpřímeného sedu. Součástí tohoto pohybu je tedy přechod z ipsilaterálního vzoru v kontralaterální (Kolář et al., 2009). Spodní dolní končetinu nastavíme podle kyfotizace nebo lordotizace v bederní páteři tak aby se pacient nepřeklápěl před nebo za osu těla. ve spodním kolenním kloubu je lehká flexe. "Zajistíme, aby se pacient pokoušel opírat laterálním epikondylem femuru o podložku. Svrchní dolní končetina je v 90 stupních před tělem opřená o plosku nohy a opět napomáhá napřímení a stabilitě v této pozici. Při provedení této pozice kontrolujeme zapojení šikmých břišních svalů a fyziologické nastavení ramen a lopatek na obou horních končetinách. Vyšetřovaný se aktivně napřímí o spodní horní končetinu vyrovná krční páteř do napřímení a pokračování osy těla a hrudní páteře ve středu až k hlavě. Svrchní horní končetina drží dynamometr v abdukci 90 stupňů kdy přímá linie svrchní horní končetiny plynule přechází přes obě ramena v zevní rotaci až do spodní horní končetiny. Lopatky na obou stranách jsou aktivní v addukčním postavení. Hrudník je rozevřený a břišní svalstvo je aktivní (Kolář, 2020).

3.4.5 Pozice vzpor klečmo (Na 4 KK)

Pokud je tato pozice trupu stabilní, umožňuje efektivní opěrnou i fázickou manipulační funkci končetin. V poloze na čtyřech je nevyšetřovaná paže a stehna kolmá k podložce, opora o dlaň s prsty směřujícími kraniálně a dolní končetiny v šíři pánevního pásu (v mírné abdukci). Páteř je napřímená v sagitální rovině a hlava je držena v prodloužení páteře. Vyšetřovaná horní končetina byla ve stabilizované poloze lopatky ve vzpažení ramene do roviny s tělem, v semiflexi a středním postavení předloktí a v mírné dorsiflexi zápěstí. Na nevyšetřované končetině je kontrolovaná opora o rozevřenou dlaň a volně abdukované prsty, loket je v minimální flexi. Vyšetřovaný se opírá o prsty na dolních končetinách o podložku, jelikož hlezno je v dorzální flexi.

3.4.6 Rytíř (Klek)

V této pozici vyšetřovaný klečí na nedominantní dolní končetině. Kdy klečící noha má být umístěna kolmo k zemi s chodidlem pevně zapřeným o zem. Koleno by mělo být ohnuté ve flexi 90 stupňů, s holení směřující kolmo k zemi a stehnem směřujícím dopředu. Váha je rovnoměrně rozložena o chodidlo a koleno. Kotník se nachází v neutrální poloze. Druhá noha je natažena dozadu s chodidlem flektovaným, prsty směřujícími dolů a stehnem rovnoběžným se zemí. Váha by měla být mírně na přední noze. Trup musí být napřímen a hlava v prodloužení páteře. Nedominantní končetina je volně svěšena k zemi podél těla a vyšetřovaná dominantní horní končetina je v předpažení před tělem ve flexi devadesát

stupňů a středním postavení v lokti a předloktí a mírné dorzální flexi při úchopu dynamometru.

3.4.7 Stoj (Stoj)

Klíčovou charakteristikou klidného stoje je nízká úroveň svalové aktivity a optimální zatížení statických i dynamických anatomických struktur. Testovaný stojí s opěrnou plochou v šířce ramen. Chodidla má rovnoměrně zatížená – využívá trojbodovou oporu na plosce nohou. Jeho páteř je v rovině, zachovává si přirozené zakřivení. Není patrné prohloubení bederní a krční lordózy, ani zvětšení hrudní kyfózy. Prsty nohou jsou uvolněné, bez flexe a zašpičatělého postavení. Paty má testovaný rovnoměrně zatížené a ve středním postavení. Kolena jsou v extenzi ale odemčená a kyčle jedince jsou drženy v neutrálním postavení. Ramena jsou uvolněná a horní končetiny visí volně podél těla. Vyšetřovaný uchopí dynamometr na straně dominantní končetiny a drží ho předpažený před tělem do výšky 90 stupňů. Lopatky jsou centrované a přitažené k tělu, ramena jsou v zevní rotaci a stěžené kaudálně. Hlava je napříměna v prodloužení páteře a nespí být v předsmu či záklonu.

3.4.8 Stoj na jedné noze (Stoj na 1DK)

Stoj na jedné noze slouží pro trénink stability ve stoje, posílení svalů hýžd'ových a stabilizaci pánevního pásu. Základní polohou je stabilní stoj na jedné noze. Poté dochází k zvednutí jedné nohy od země pomocí pokrčení kolene a flexe kyčle při zapojení svalů hýžd'ových a stehenních. Vyšetřovaný flektuje dolní končetinu v kolenním a kyčelním kloubu. Těžiště se přenáší ze středu opěrné báze do nového těžiště, kterým je ploska budoucího stojné dolní končetiny. Toto přenesení těžiště je ideálně provedeno bez sklonění pánevního pásu a naklonění trupu. Punctum fixum (pevný bod) je na plosce stojné dolní končetiny, bez tohoto bodu by nebyl možný žádný pohyb. Sledovaná osoba je vzpřímená, ničím nepřidrhuje a ani se nesmí opřít flektovanou dolní končetinou o stojnou dolní končetinu. Pro jednodušší korekci polohy měl vyšetřovaný flektovanou dolní končetinu v kyčelním a kolenním kloubu do úrovně 90 stupňů. Dynamometr vyšetřovaný drží v kontralaterální horní končetině proti flektované dolní končetině. Vyšetřovaná horní končetina je ve stabilizované poloze lopatky, v předpažení v ramenním kloubu, v semiflexi a středním postavení předloktí a zápěstí bylo v mírné dorsiflexi.

3.4.9 Stoj na jedné noze se zavřenýma očima (St-1- bez očí)

Tato pozice byla stejná jako předchozí jen s vyřazením zrakové kontroly po dobu třiceti sekund a při provádění stisku dynamometru. Tato pozice je subjektivně považována za nejobtížnější, jelikož je zde potřeba zachovat velkou stabilitu, která je ještě ochuzena o

zrakovou kontrolu tím musí vyšetřovaný zvýšit své vnímání propriocepce, aby dokázal setrvat v této pozici.

4 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

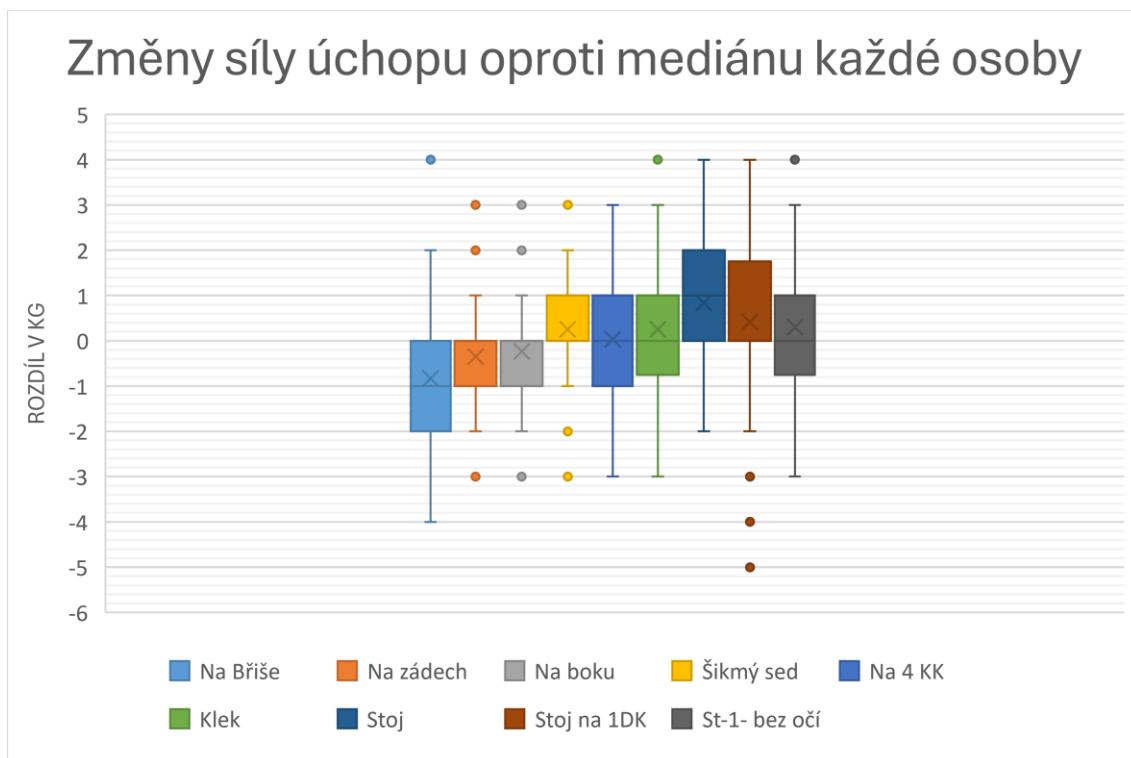
Pozice pro měření pro tuto bakalářskou práci byly zvoleny podle poloh využívaných při rehabilitaci a terapiích na Neurofyziologickém podkladě. Pozice byly seřazeny podle jejich náročnosti a vývojového stupně z hlediska kineziologického vývoje člověka v prvním roce života. Pro větší porovnání bylo vybráno devět pozic, které mají rozlišnou obtížnost posturálního zajištění. Mezi pozicí devět a osm je rozdíl ve vyřazení zrakové kontroly. Pozice v leže na břicho a v pozici na čtyřech končetinách se od ostatních liší velikostí flexe a abdukce v ramenním kloubu. Ostatní pozice zachovávají stejné nastavení měřené horní končetiny s dynamometrem. U všech pozic byla měřená osoba udržována a kontrolována v co nejvíce fyziologickém nastavení dle předchozích předloh. V grafech výsledků jsou pozice seřazeny vždy od nejjednodušší posturální pozice po vývojově nejvíce náročnou. Celkem byly při sledování hledány odpovědi na pět výzkumných otázek.

4.1 *Výzkumná otázka 1: Liší se síla úchopu horní končetiny jednotlivce v závislosti na různých posturálních pozicích, nebo zůstává konstantní?*

U 100 % měřených probandů došlo k alespoň jedné změně síly úchopu při zaujetí jiné posturální pozice (Viz Tabulka 6-9 v Příloze). Rozdíl síly úchopu při měření účastníků se v různých posturálních nastaveních měnil oproti mediánu síly účastníka od 1 kg až po 5 kg oproti síle úchopu stejného účastníka v jiné pozici (viz Graf 1).

Základní analýza byla provedena prostřednictvím boxplotů, jak je patrné z Grafu 1. Tyto grafy prezentují medián označený jako tmavá čára uprostřed spolu s prvním a třetím kvartilem (což odpovídá, horní a dolní části krabicové části grafu). Křížkem uprostřed krabicové části některých boxplotů je uvedena průměrná hodnota daného měření. Pomocí vousů, které vycházejí z krabicové části, lze vizualizovat variabilitu dat, tedy rozptyl a případné odlehlá pozorování což jsou neobvyklé naměřené hodnoty znázorněné v grafu jako jednotlivé body. V těchto grafech jsou prezentovány výsledky měření síly úchopu účastníků v devíti posturálních nastaveních postupně od nejlehčí pozice v leže na břicho po teoreticky nejtěžší ve stoje na jedné dolní končetině se zavřenýma očima. Na vodorovné ose těchto grafů jsou různé měřené pozice a na svislé ose je změna síly úchopu udávána v kg.

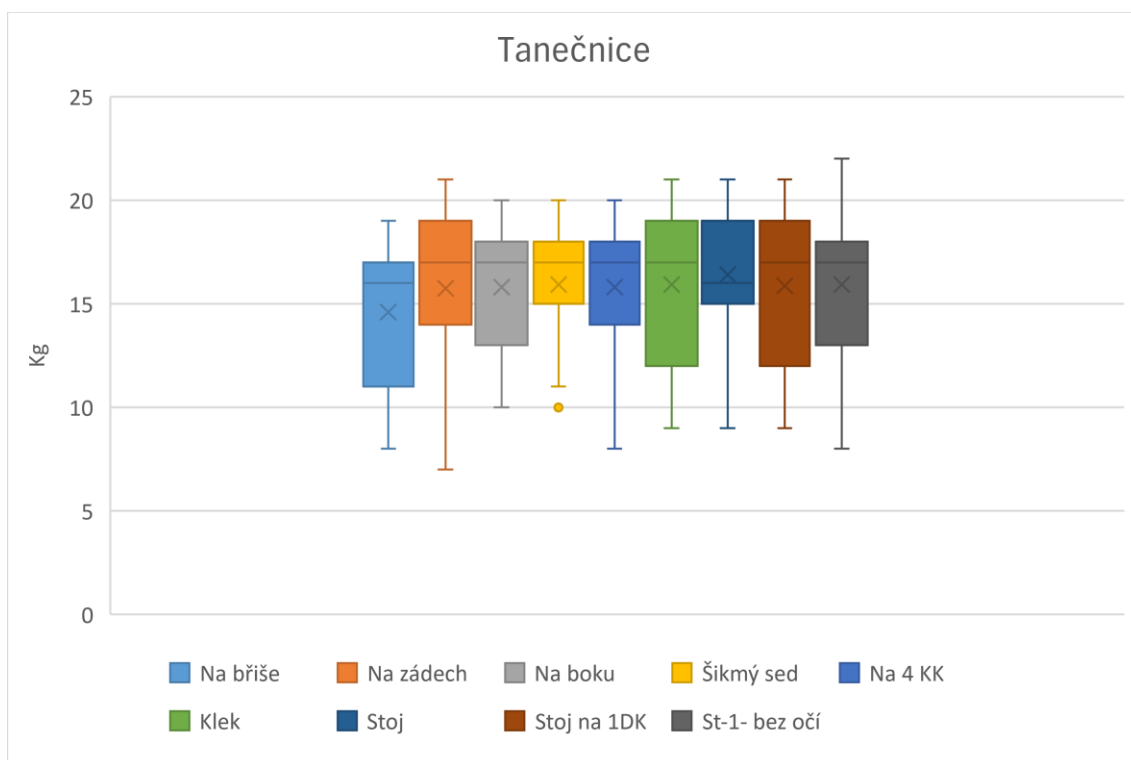
Graf 1 Boxplot změny síly úchopu v dané pozici oproti mediánu síly úchopu každé měřené osoby



Zdroj: vlastní

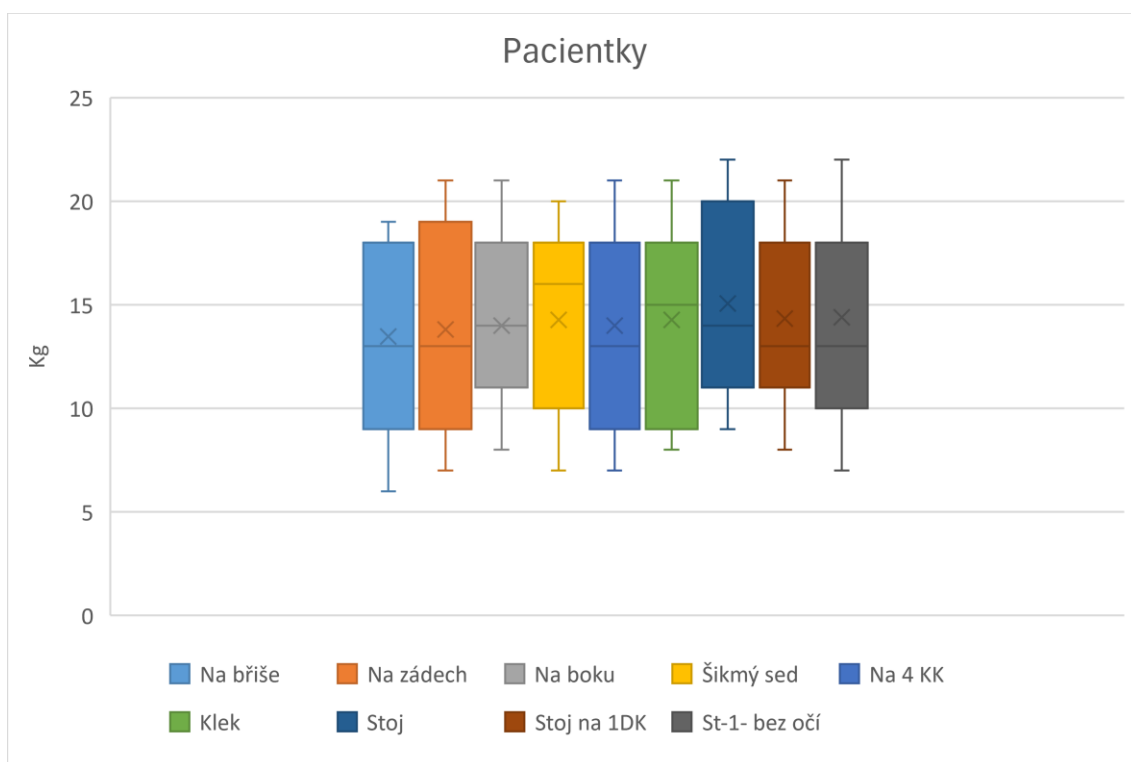
V prvním grafu je patrné, že síla úchopu v jednotlivých pozicích nezůstává u jedince stejná. Tento graf určuje nejčastější rozptyl rozdílu velikosti síly jednotlivce vůči mediánu vypočítaného ze všech jeho měření. Můžeme také říci, že nejčastější odchylka byla od -1 po +1 kg, ale u některých případech docházelo k rozdílu mezi jednotlivými pozicemi u jednotlivce až o 5 kg.

Graf 2 Boxplot analýzy naměřených sil úchopu žen ze skupiny Tanečnic



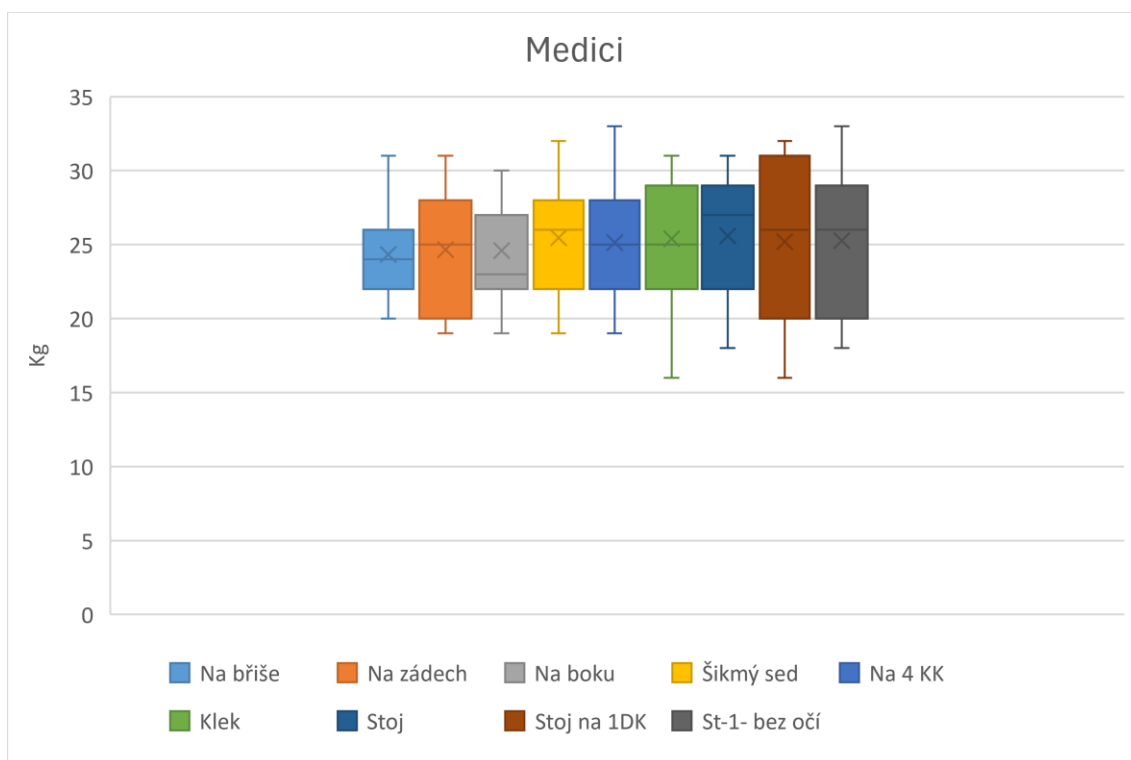
Zdroj: vlastní

Graf 3 Boxplot analýzy naměřených sil úchopu žen se skupiny Pacientek



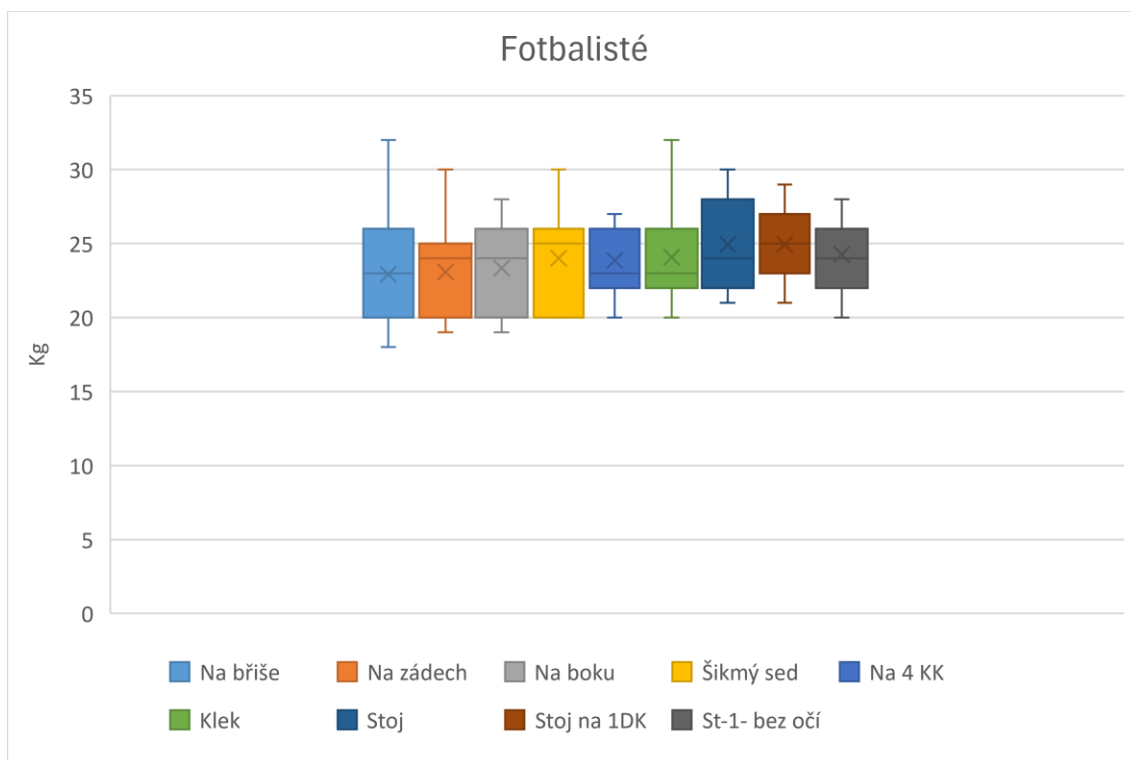
Zdroj: vlastní

Graf 4 Boxplot analýzy síly úchopu u mužů ze skupiny Mediků



Zdroj: vlastní

Graf 5 Boxplot analýzy síly úchopu u mužů ze skupiny Fotbalistů



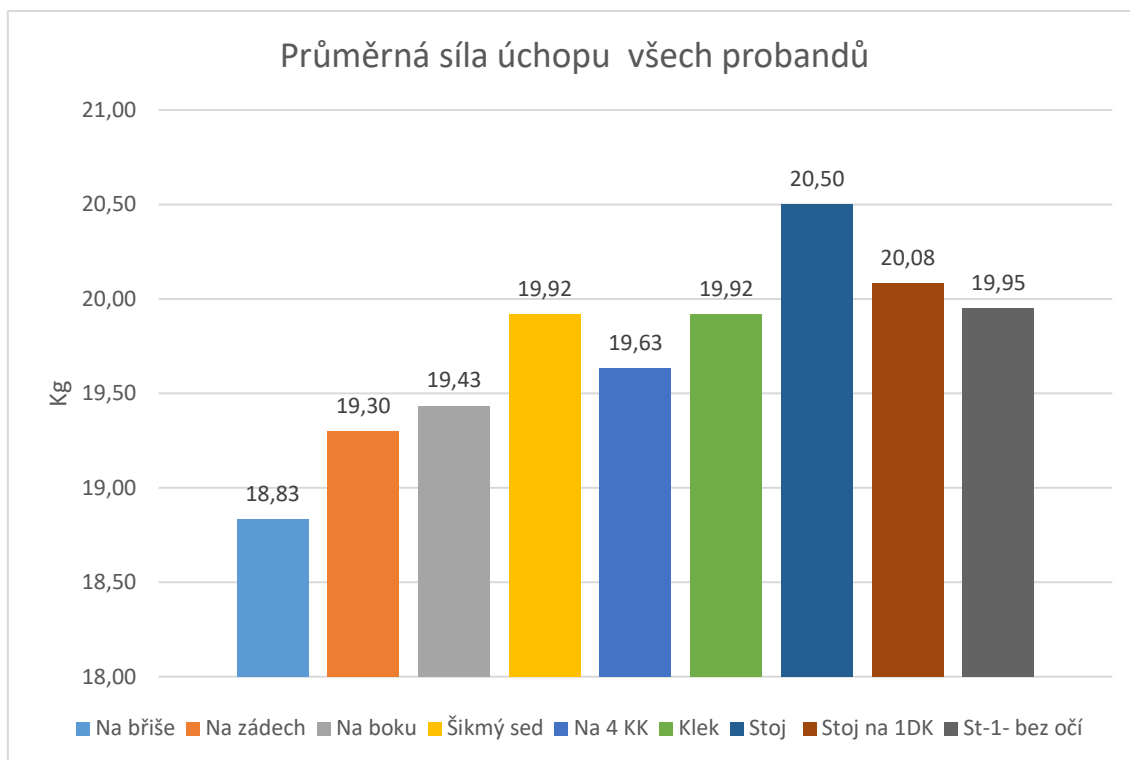
Zdroj: vlastní

Grafy 2-5 prezentují pomocí boxplotů naměřené hodnoty síly úchopu osob rozdělených do jednotlivých skupin. Z těchto boxplotů je patrné, v jakém rozsahu se nejčastěji pohybovaly naměřené hodnoty maximální síly úchopu jednotlivců v daných skupinách. Zaznamenáváme zde variabilní medián síly a různorodost velikosti boxplotů a vousech u jednotlivých posturálních pozic. Dále je možné z těchto grafů odvodit, jak se mění rozsahy kvartilů, což naznačuje, zda se hodnoty síly úchopu v daných pozicích častěji nacházely pod mediánem síly nebo nad ním.

Předchozí grafy především ukazují, že změny síly úchopu v závislosti na změnách posturálních pozic nejsou v některých případech výrazné, ale jsou pozorovatelné.

4.2 Výzkumná otázka 2: Bude hodnota maximální naměřené síly úchopu klesat s rostoucí náročností posturální pozice?

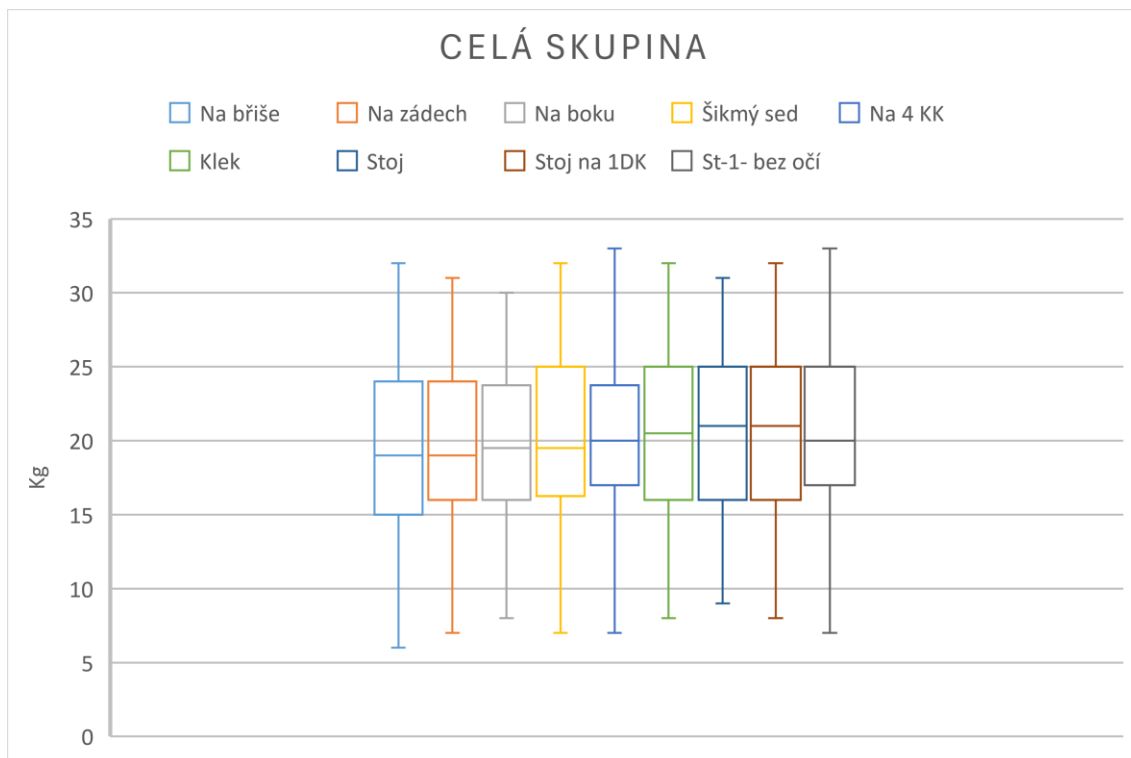
Graf 6 Průměrná síla úchopu všech jedinců při zaujetí různých posturálních pozic



Zdroj: vlastní

Dle Grafu 6 můžeme vidět, že průměrná síla úchopu byla ve všech pozicích rozdílná. V pozicích, které jsou dle vývojové kineziologie posturálně více náročné jsou výsledky naměřených hodnot průměrné síly úchopu většinou vyšší než v posturálně méně náročných pozicích. U zkoumaných skupin můžeme například pozorovat celkově větší naměřenou hodnotu průměrné síly úchopu ve stoji oproti pozici v leže na břicho. Mírné zmenšení síly vidíme naopak u pozice na jedné dolní končetině a na jedné dolní končetině s vyřazením zrakové kontroly oproti pozici ve stoje, ale i tak mají tyto pozice větší průměrnou sílu úchopu oproti pozici v leže na břicho či na boku.

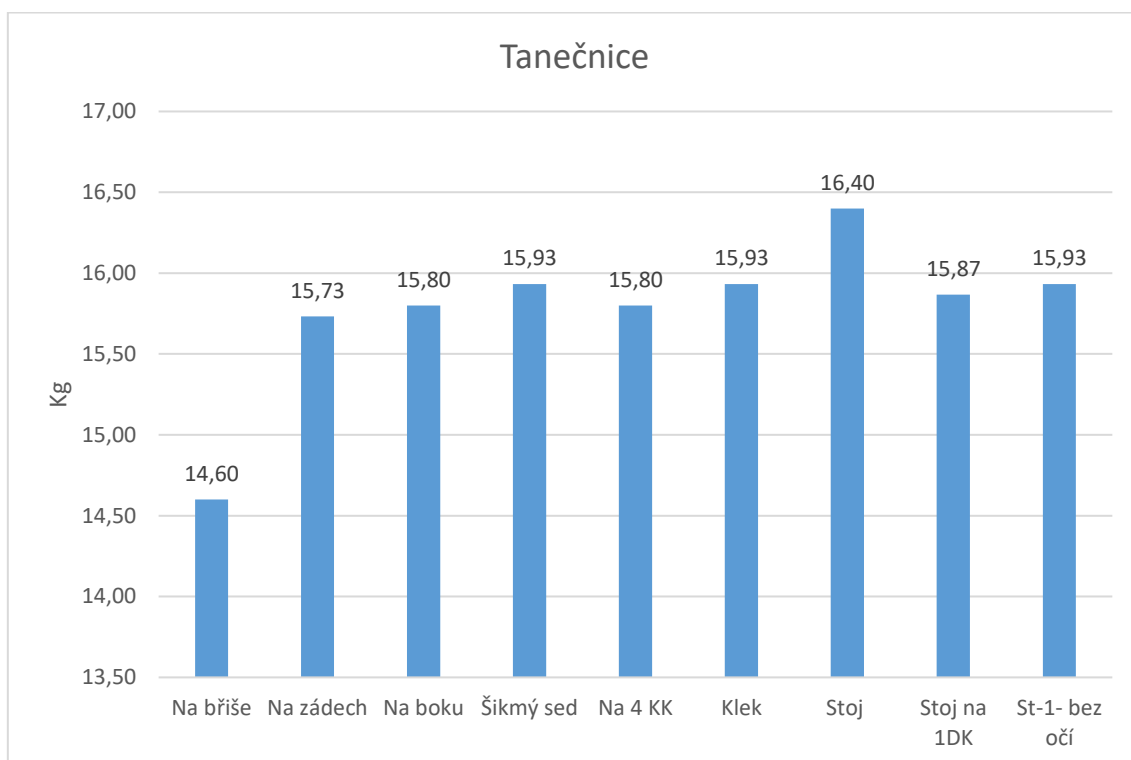
Graf 7 Boxplot naměřených hodnot síly úchopu v různých posturálních nastaveních



Zdroj: vlastní

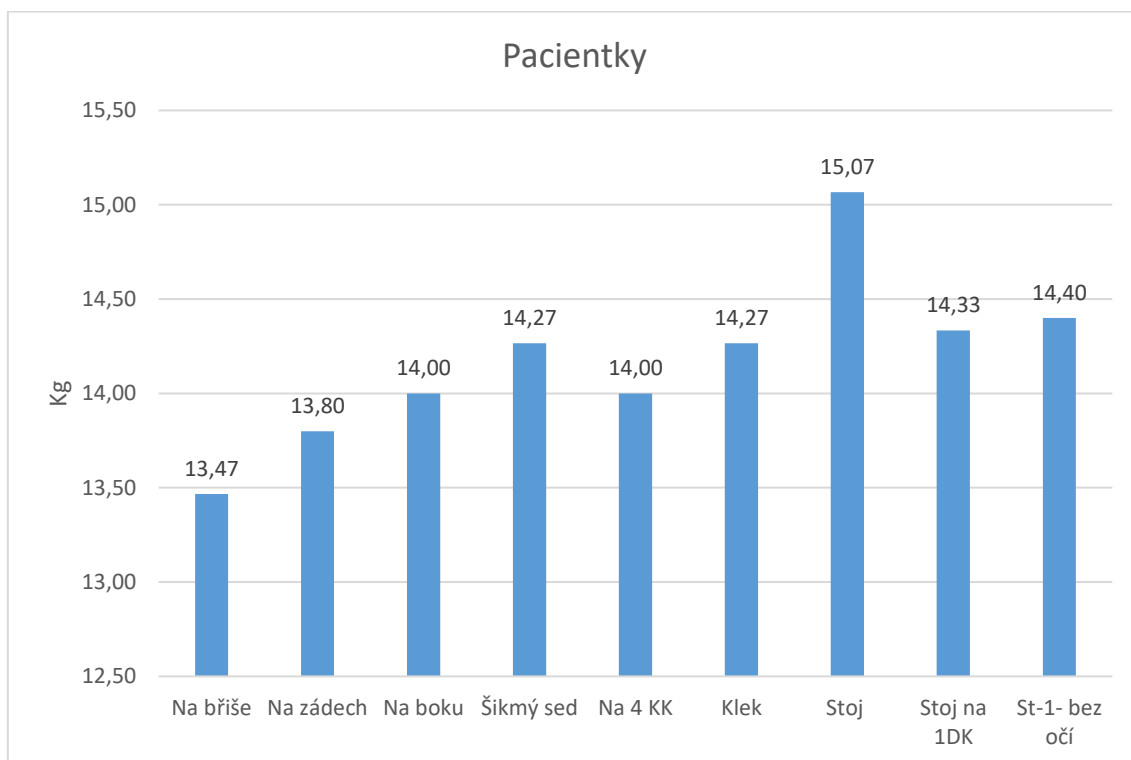
Dle Grafu 7 v boxplotech naměřených hodnot síly úchopu pro všechny zúčastněné probandy můžeme také pozorovat, že medián těchto sil se v grafu od nejjednodušší pozice po nejnáročnější mírně zvyšuje s výjimkou pozice na jedné noze s vyřazením zrakové kontroly, kdy oproti předchozí pozici klesá. Rozdíly v mediánech síly úchopu všech účastníků od nejnižšího v pozici v leže a nejvyššího v pozici ve stoje a stojí na jedné noze jsou 2 kg.

Graf 8 Průměrná síla úchopu tanečnic v jednotlivých posturálních pozicích



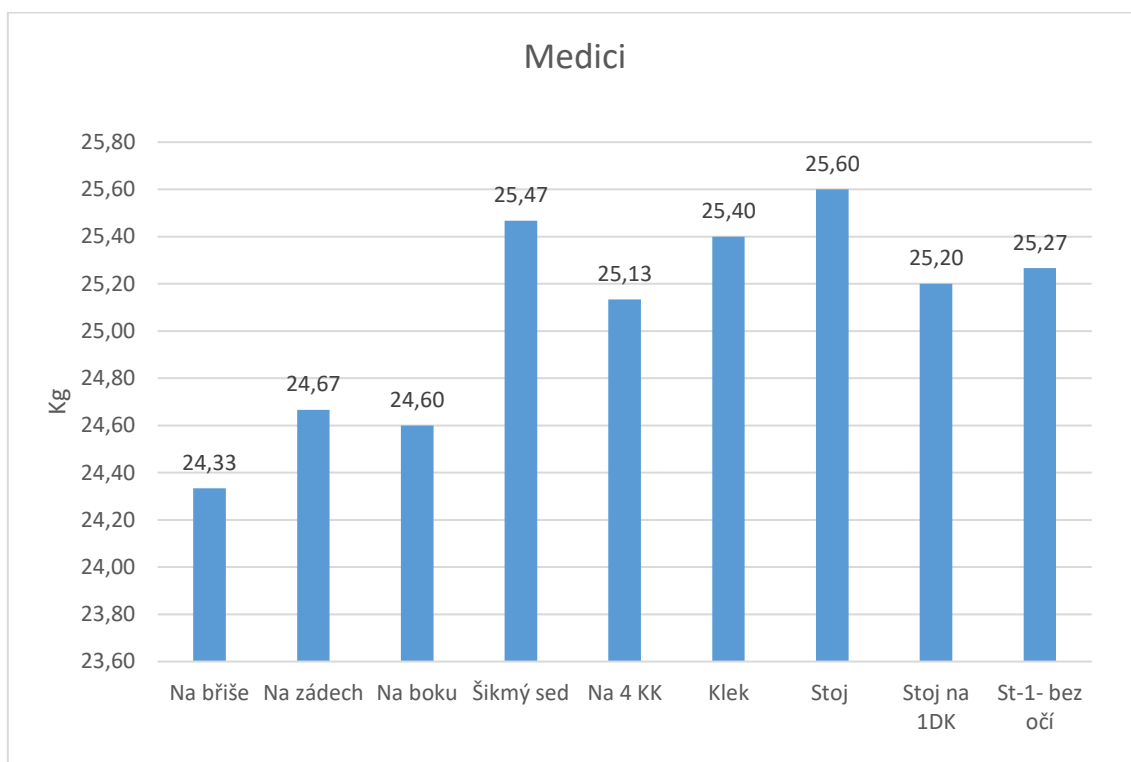
Zdroj: vlastní

Graf 9 Průměrná síla úchopu pacientek v jednotlivých posturálních pozicích



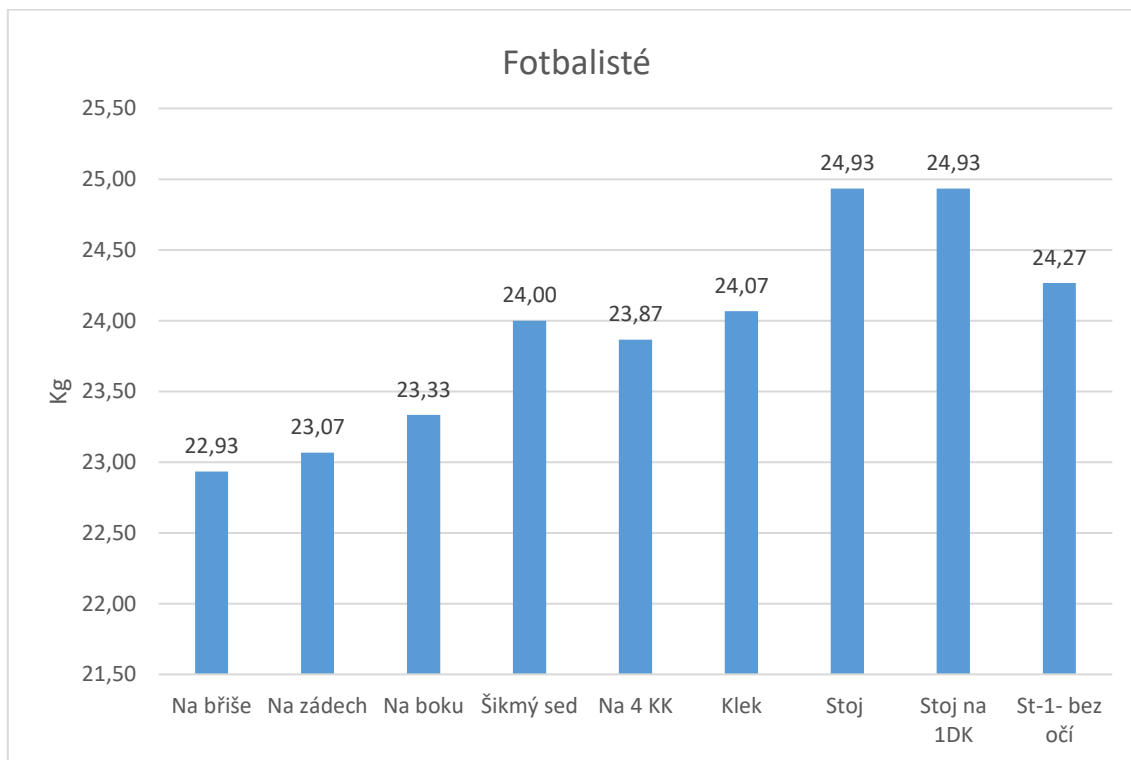
Zdroj: vlastní

Graf 10 Průměrná síla úchopu mediků v jednotlivých posturálních pozicích



Zdroj: vlastní

Graf 11 Průměrná síla úchopu fotbalistů v jednotlivých posturálních pozicích



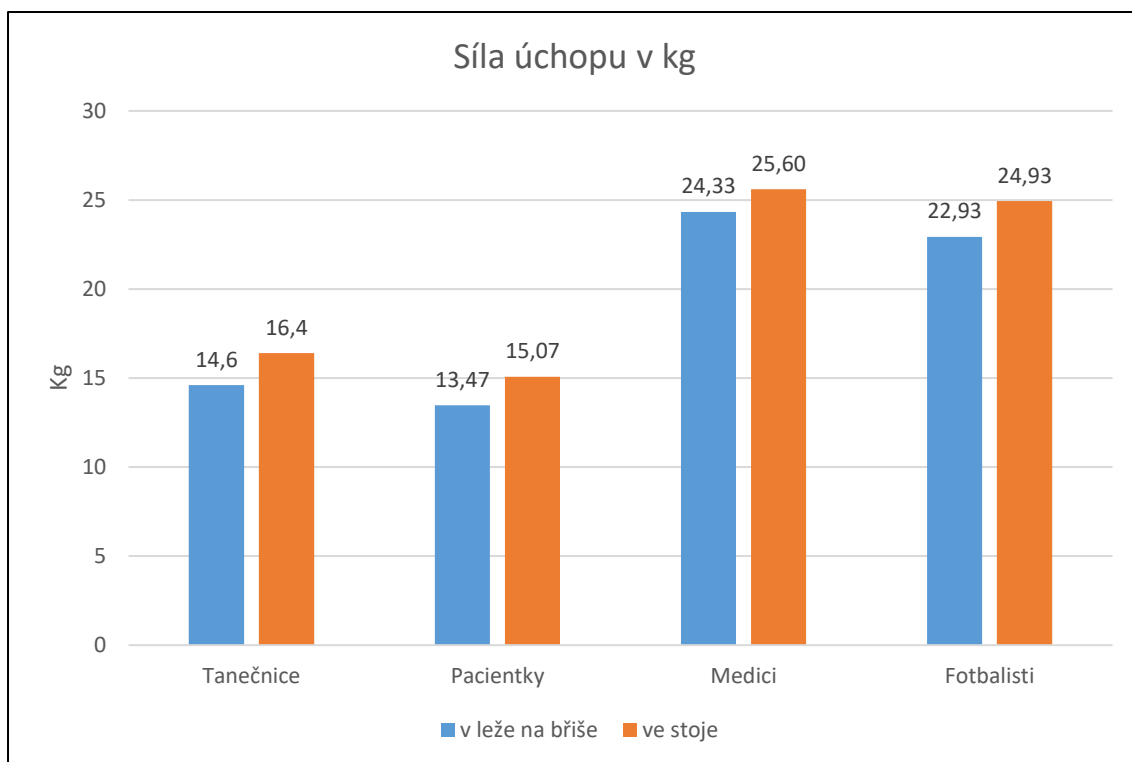
Zdroj: vlastní

Grafy 8-11 zobrazují hodnoty průměrných naměřených hodnot sil maximálního úchopu u jednotlivců v daných skupinách. V každé ze skupin můžeme v prvních sedmi pozicích pozorovat trend narůstání síly úchopu až na pozici vzporu klečmo na čtyřech končetinách kdy pokaždé došlo k mírnému poklesu průměrné síly oproti předchozí pozici. Dále poslední dvě pozice opět narušují stoupající trend a průměrná síla úchopu zde oproti pozici ve stoji klesá. Nemůžeme tedy dle námi vybraných pozic a jejich analýzy odpovědět na výzkumnou otázku jednoznačně

Hodnota maximální síly úchopu u jednotlivce se stoupající náročností posturální pozice spíše roste, ale není to jednoznačné pro všechny pozice u některých došlo k poklesu.

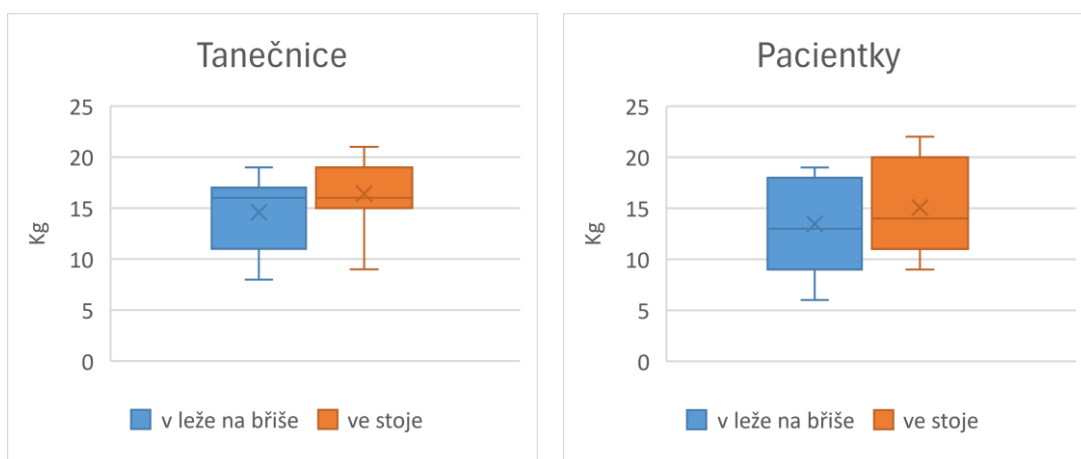
4.3 Výzkumná otázka 3: Existuje rozdíl v naměřené maximální úchopové síle u jednotlivce mezi posturálními pozicemi v leže a ve stoje?

Graf 12 Porovnání průměrné síly úchopu pozice ve stoji a v leže



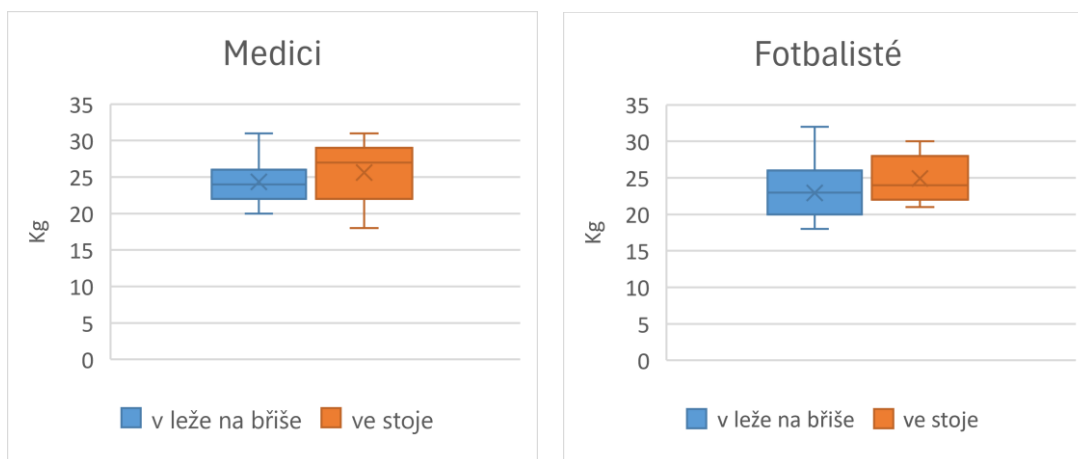
Zdroj: vlastní

Graf 13 Boxploty naměřených sil v leže a ve stoje u skupiny Tanečnice a Pacientky



Zdroj: vlastní

Graf 14 Boxploty naměřených sil v leže na břicho a ve stoje u Mediků a Fotbalistů



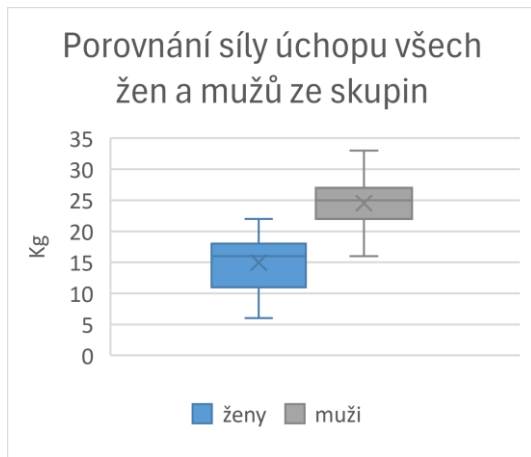
Zdroj: vlastní

Poloha v leže na břicho byla porovnávala s pozicí ve stoje. Průměrná naměřená hodnota síly úchopu v pozici ve stoje byla pro všechny probandy 20,5 kg a v pozici v leže na břicho 18,8 kg. Celkově byla u 45% účastníků změřena nejnižší síla úchopu daného jednotlivce v pozici v leže na břicho oproti jiným polohám a u pouhých 3% z účastníků byla v této pozici společně s alespoň jednou další naměřena největší síla úchopu. U 32% účastníků byla pozice ve stoje umístěna na pozici s nejvyšší silou úchopu jednotlivce oproti porovnání s jinou polohou a u 5% účastníků patřila tato pozice mezi ty s naměřenou nejnižší hodnotou síly úchopu. Dle průměru naměřených sil úchopů v pozicích ve stoje a v leže je dle Grafu 12 patrné, že průměrně byla síla úchopu měřena ve stoji větší než průměrná síla úchopu naměřena v pozici v leže. Dle mediánů uvedeného tmavou čarou v boxplotech Grafů 13 a 14 můžeme odečíst stejný výsledek. Hodnoty mediánu dle boxplotů z Grafu 13 jsou následující mediál síly úchopu v pozici v leže na břicho a ve stoje u skupiny Tanečnice je stejný 16kg, ale průměrná hodnota se liší o 1,8 kg ve prospěch pozice ve stoje. U Pacientek a u skupiny Fotbalistů se medián těchto dvou poloh liší o 1kg, u skupiny Mediků je tento rozdíl větší a to tak, že medián síly úchopu ve stoje je o 3kg větší než v pozici v leže na břicho. Celkově byla naměřena síla úchopu v pozici ve stoje vyšší oproti pozici v leže u čtyřicetičtyř účastníků měření, u sedmi zůstala hodnota stejná a u devíti byla hodnota síly stisku ve stoje menší než v leže. Vypovídá tedy, že síla úchopu v pozici ve stoji oproti pozici v leže je vyšší u 73% účastníků, u 12% zůstane nezměněna v obou pozicích a v 15% byla síla úchopu v pozici na břicho větší než ve stoje.

Existuje rozdíl v síle úchopu mezi posturálními pozicemi ve stoje a vleže, přičemž většinou byla zaznamenána vyšší síla úchopu u jednotlivce v pozici ve stoje než vleže.

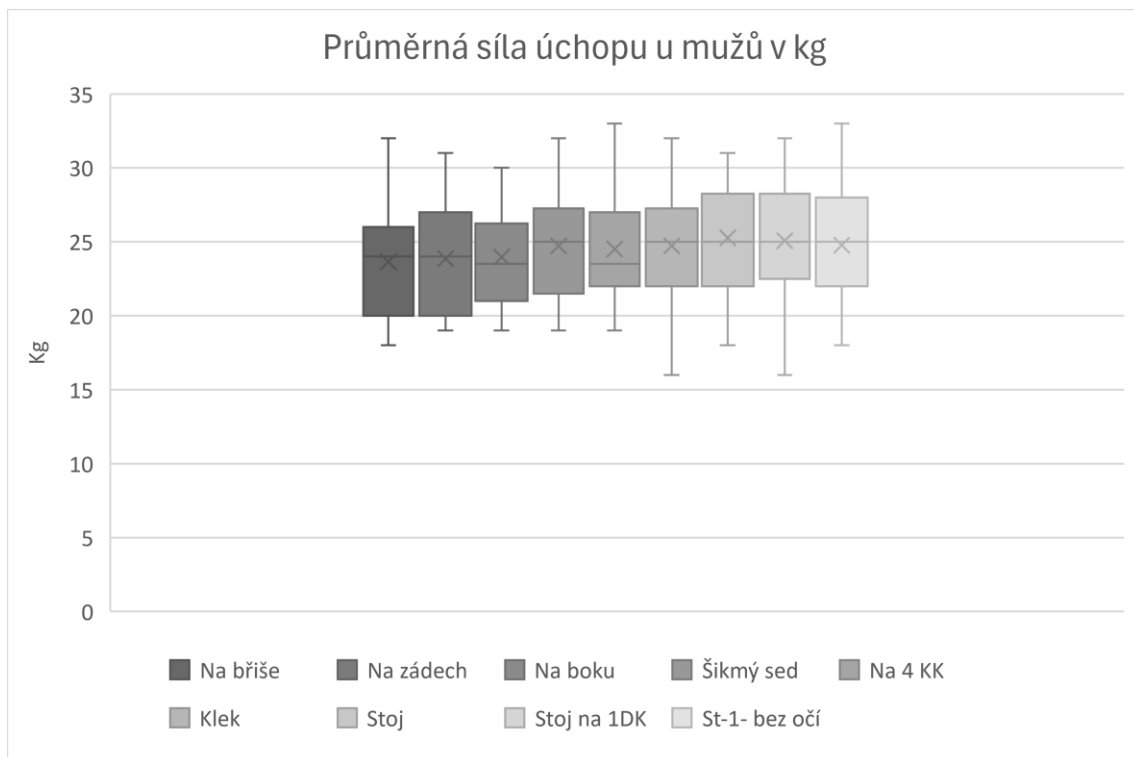
4.4 Výzkumná otázka 4: Ovlivňuje maximální sílu úchopu i faktor pohlaví?

Graf 15 Boxplot porovnání celkově všech naměřených sil úchopu u žen a mužů vybraných skupin



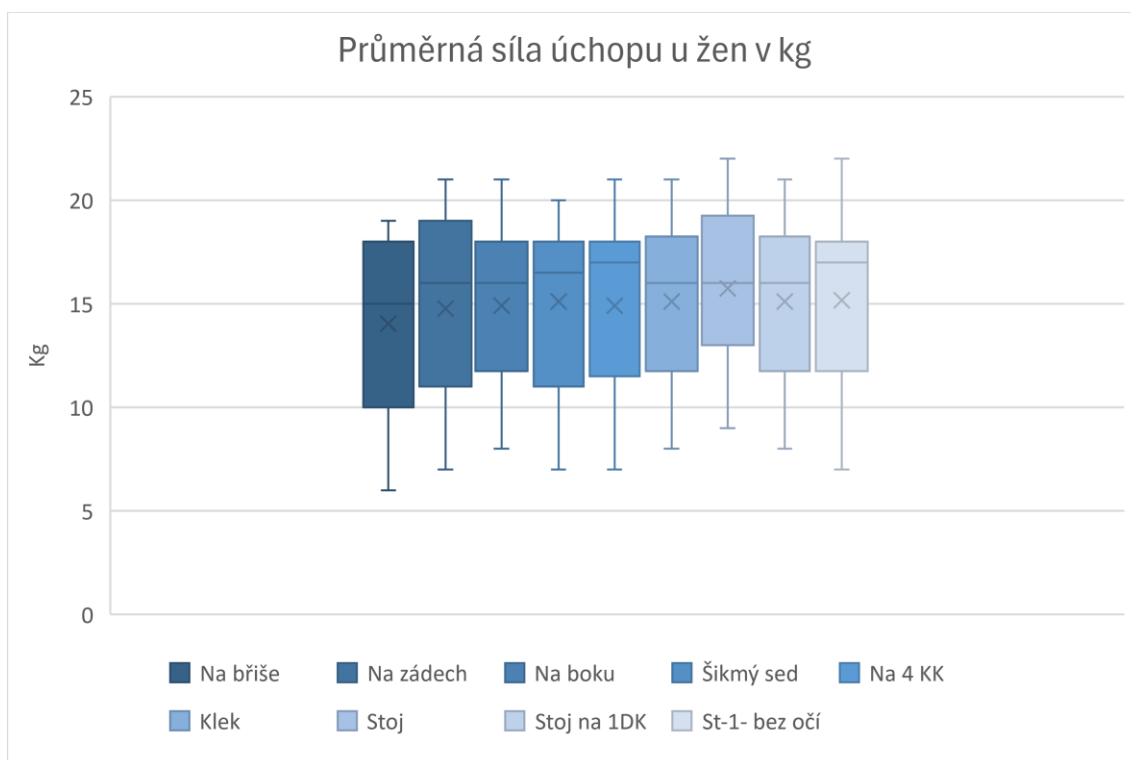
Zdroj: vlastní

Graf 16 Boxplot průměrné síly úchopu mužů ve všech pozicích



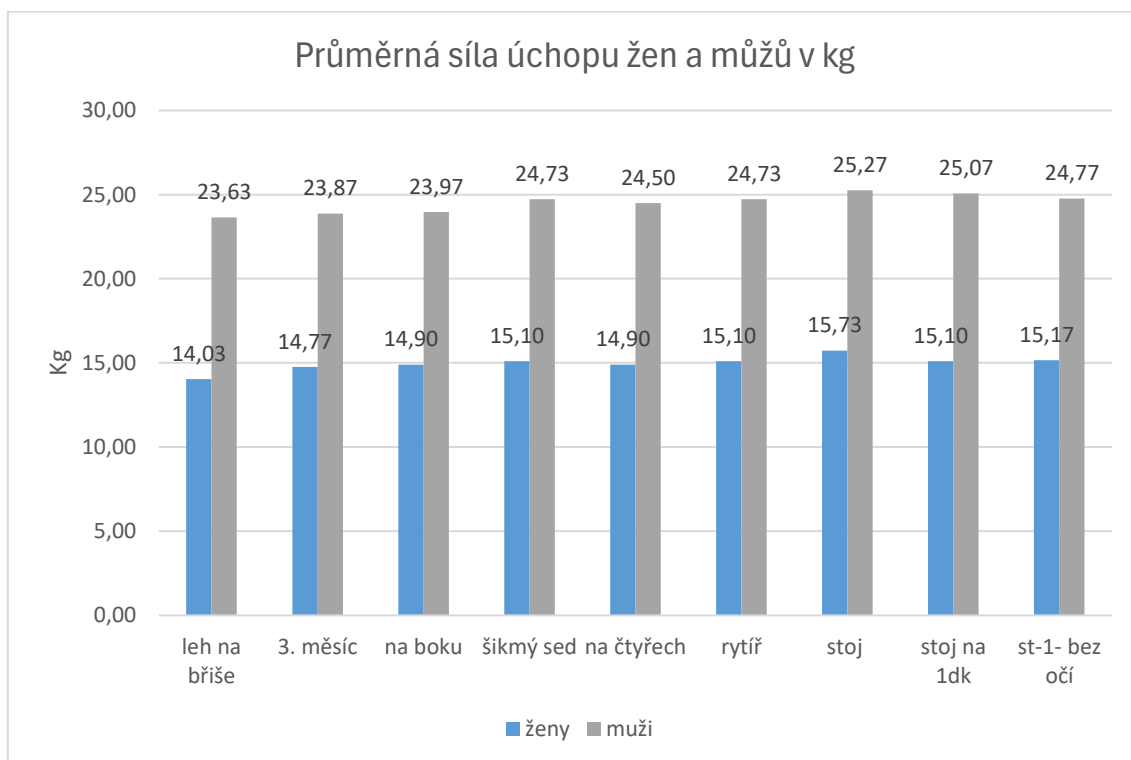
Zdroj: vlastní

Graf 17 Boxplot průměrné síly úchopu žen ve všech pozicích



Zdroj: vlastní

Graf 18 Porovnání průměrné síly úchopu žen a mužů ve všech pozicích



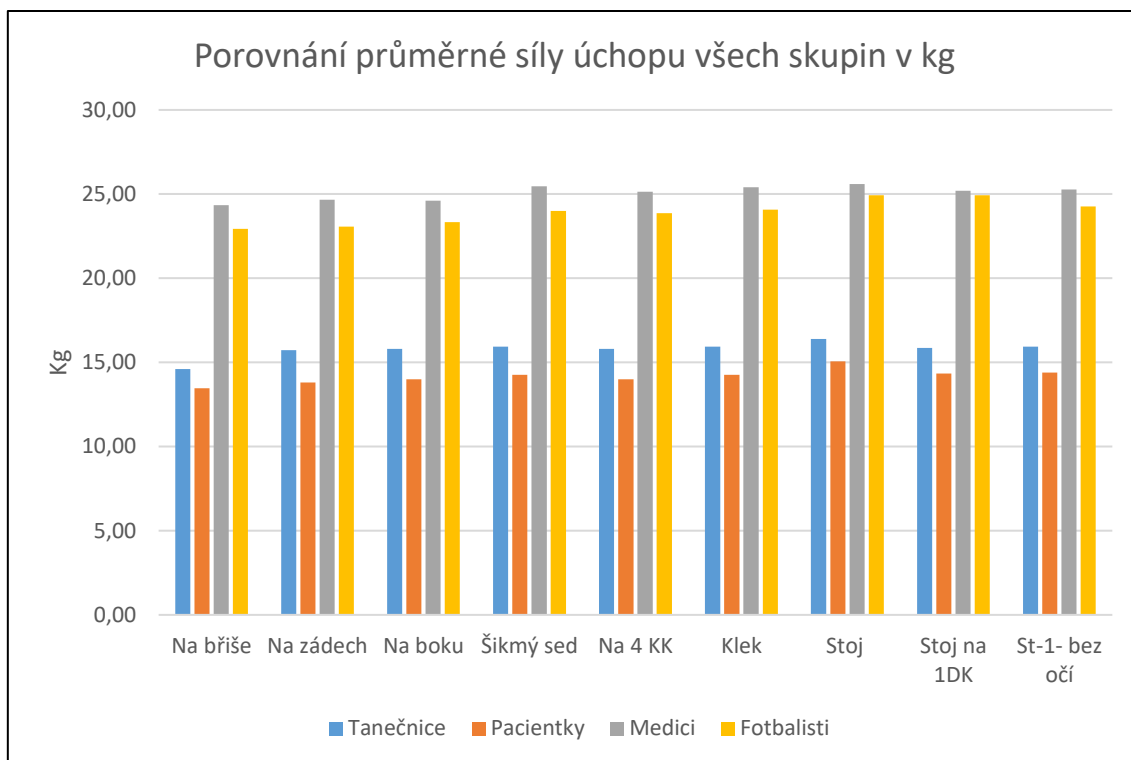
Zdroj: vlastní

Dle Grafů 15–17 můžeme vidět rozdíl v mediánech síly úchopu mužů a žen, když dané grafy porovnáme vidíme, že muži měli opravdu medián síly úchopu ve všech pozicích větší než ženy. V Grafu 18 je také patrné, že průměrné hodnoty síly úchopu u všech mužů výzkumných skupin jsou vyšší než průměrné hodnoty síly úchopu u žen. Celková naměřená průměrná síla úchopu všech žen z výzkumných skupin byla 14,98 Kg a celková průměrná naměřená síla úchopu u mužů byla 24, 50 Kg.

To potvrzuje, že muži mají větší průměrnou sílu úchopu než ženy a také tyto údaje potvrzují, že faktor pohlaví má vliv na sílu úchopu.

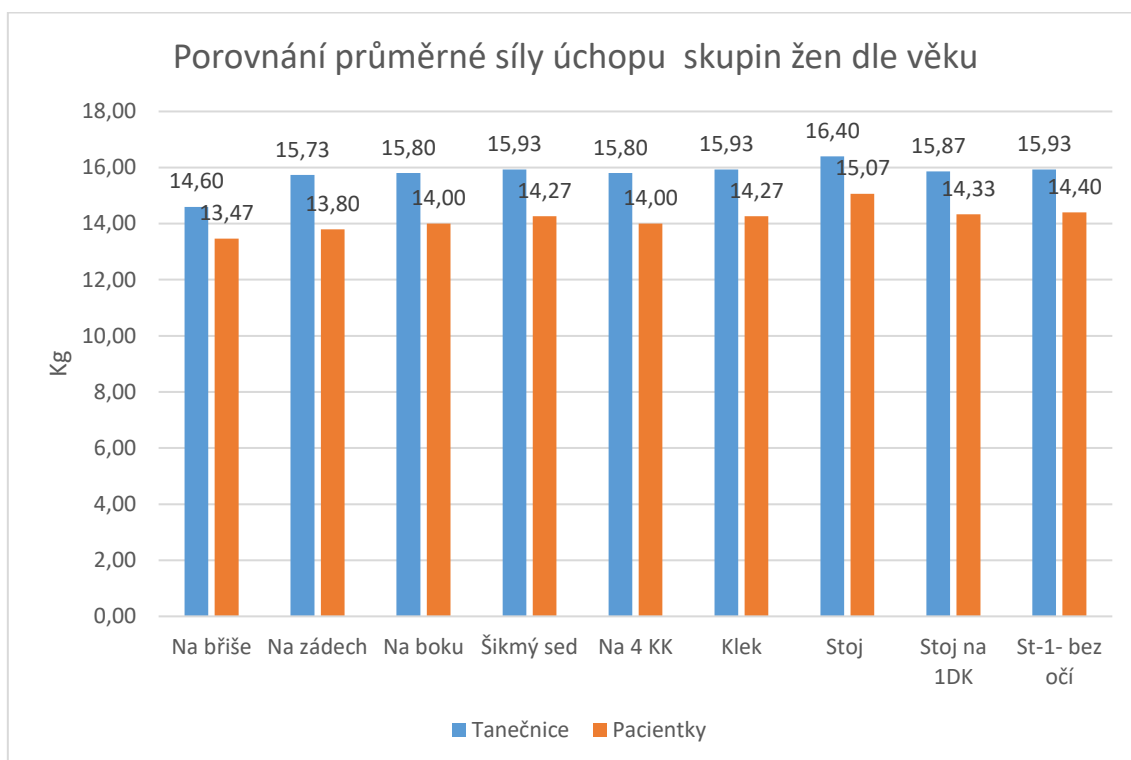
4.5 Výzkumná otázka 5: Mají mladší jedinci průměrně větší naměřenou maximální sílu úchopu než starší jedinci téhož pohlaví?

Graf 19 Průměrná síla úchopu všech skupin v každé poloze



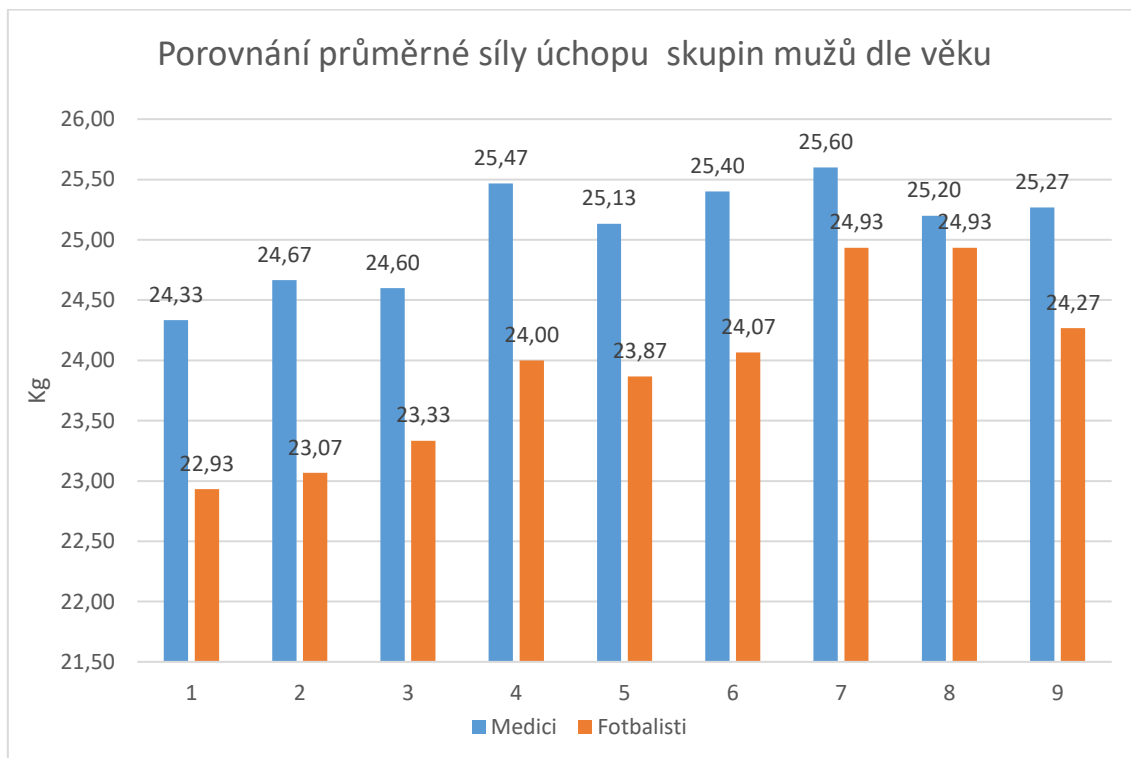
Zdroj: vlastní

Graf 20 Porovnání průměrné síly úchopu v obou skupinách žen



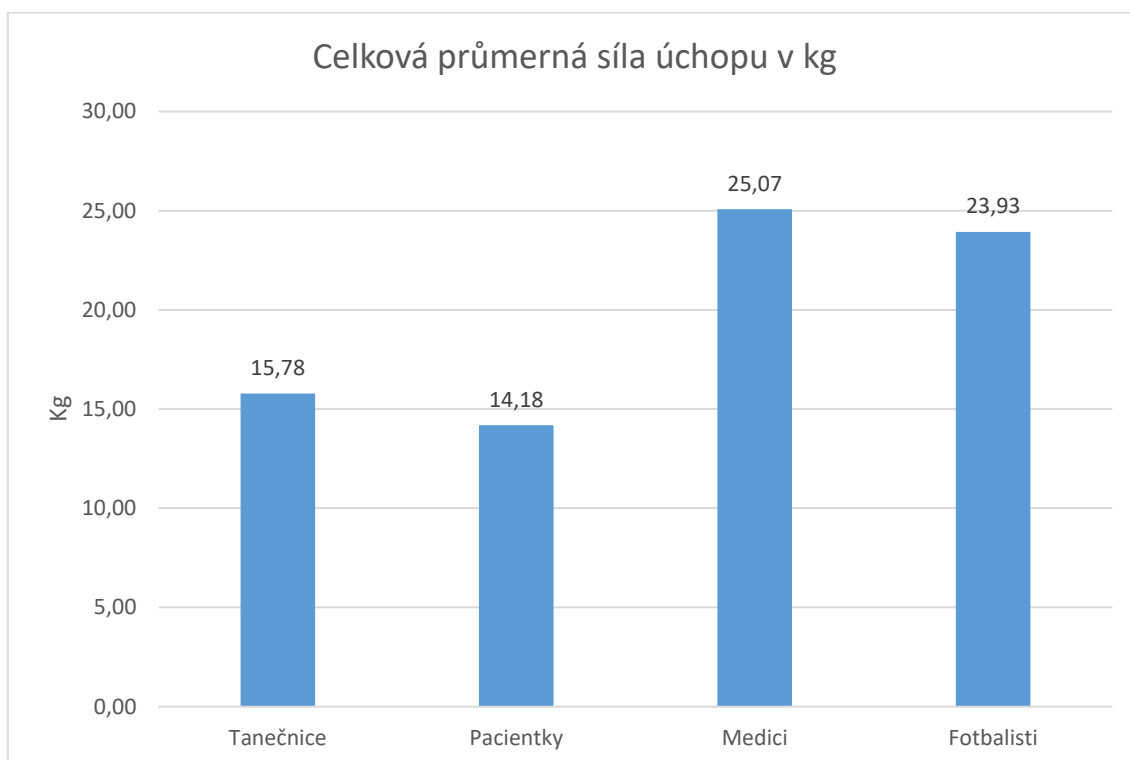
Zdroj: vlastní

Graf 21 Porovnání průměrné síly úchopu mužů v obou skupinách



Zdroj: vlastní

Graf 22 Porovnání celkového průměru síly úchopu u skupin



Zdroj: vlastní

Na Grafech 19, 20 a 21 vidíme rozdíly v průměrné síle úchopu ve všech měřených polohách, kdy mladší jedinci ve skupinách byli průměrně silnější ve všech pozicích. V grafech 20 a 21 porovnáváme vždy dvě rozdílné věkové skupiny lidí stejného pohlaví. Skupina Tanečnic je tvořená z 15 žen věku od 18 do 39 let celkově je jejich věkový průměr 26 let. Druhá skupina Pacientky znázorňuje ženy ve věku od 54 do 85 let, jejichž věkový průměr byl stanoven na 70 let. Skupiny mužů jsou rozděleny na Fotbalisty ve věkovém rozmezí 27-42 let s věkovým průměrem 33 let a mladší skupina Mediků obsahující muže ve věku od 21 do 25 let s věkovým průměrem 23let. Celkově vidíme i v grafu 22, že průměrná síla úchopu u obou mladších skupin stejného pohlaví byla větší. Tyto výsledky znázorňují, že i faktor věku může mít zásadní vliv na sílu úchopu u jednotlivců.

Mladší jedinci mají skutečně vyšší naměřenou maximální sílu úchopu než starší jedinci téhož pohlaví.

5 DISKUZE

Pro zpracování teoretické části této bakalářské práce byly použity časopisecké a knižní domácí a zahraniční publikace. Pomocí přístupu ZČU bylo využito několik databází (Pubmed, Proquest, Web of science, Scopus, EBSCO host, Pro quest, Sage Journal, Tailor a francis, Science Direct). Domácí literatura je často základem jednotlivých kapitol, které jsou doplněné zahraničními autory. Ve srovnání s domácí literaturou má ta zahraniční mnohem širší škálu autorů zabývajících se podobnou problematikou jako tato bakalářská práce. Bylo nalezeno mnoho studií zkoumajících problematiku úchopu. Některé dokonce jeho závislost na postuře. Mnoho studií již zkoumalo sílu stisku ruky (HGS) ve vybraných pozicích nejčastěji vleže, vsedě a ve stoji, ale nekladli důraz na jiné odvozené polohy, které se užívají v klinické praxi. Žádná z nalezených předchozích studií se nesnažila nalézt propojení síly úchopu a kontextu náročnosti daných pozic. Pro zpracování této bakalářské práce jsme se nejdříve inspirovali výsledky a doporučení z již předchozích studií abychom mohli na ně navázat potvrdit možné zjištění a zároveň doplnit předchozí studie o nové výsledky a poznatky užitečné pro budoucí výzkum.

Cílem této bakalářské práce bylo sledovat vztah mezi silou úchopu a dalšími posturálními pozicemi využitelnými v klinické praxi. Tyto pozice byly seřazeny dle kontextu jejich náročnosti. Dále sledování této bakalářské práce potvrzuje na svých vybraných specifických skupinách obyvatel předchozí nalezené faktory ovlivňující sílu úchopu, a to je faktor pohlaví a věku.

Jelikož změny úchopové síly v kontextu náročnosti posturálních pozic můžou být sledovány u všech lidí, bylo snahou vybrat rozdílné charakteristické skupiny, které by byly vůči sobě věkově i fyzicky odlišné a zároveň aby měli společné vlastnosti. Výsledkem snažení byl závěrečný počet 60 účastníků rozdělený do stejně velkých skupin tak aby bylo zastoupení žen a mužů vyvážené. Do výzkumných skupin bylo tedy zařazeno 30 žen a 30 mužů. Celkové věkové rozmezí účastníků bylo 18 až 85 let.

Pro sledování bylo vybráno nejdříve devět posturálních pozic a seřazeno v pořadí od nejlehčích po ty nejtěžší s ohledem na náročnost posturálního zajištění a vývojové kineziologie. Původně bylo vybraných pozic deset, ale pozice „Medvěd“, která byla umístěna po pozici vzporu klečmo na čtyřech končetinách byla z výsledků před analýzou odebrána. Jelikož 30% zúčastněných nedokázalo provést, či udržet tuto pozici po požadovanou dobu 30 sekund Pro

analýzu tedy neposkytovala nezkreslená data, která by se dala souměrně porovnávat v rámci skupin.

Při odebírání měření u probandů byla posloupnost pozic řazena náhodně s přihlédnutím na možnou únavu probandů a tím možnému zkreslení výsledku měření tím, že výsledek slabšího úchopu nebude ovlivněn druhem a náročností posturální pozice, ale pouze únavou probanda. Tomuto zkreslení bylo i dvojitě předejito tím, že mezi každým měřením a další pozicí byla udělena probandovi dvou minutová pauza na odpočinek a obnovení energetických zásob dle doporučení Dovadila (2002).

Pro eliminování části nedostatků při vyšetření si probandi vyzkoušeli stisknutí dynamometru, bylo jim předvedeno, jakým způsobem a v jakých polohách budou vyšetřováni, dále byli před každým měřením zkorigováni do „správné“ pozice. Dále byli v pozici znovu edukováni a upraveni, aby zaujímali tuto pozici, v co nejlépe fyziologickém postavení po dobu půl minuty. Probandi nebyli zdravotně indisponováni a polohy, které zaujímali, jim nenavozovaly bolest či nepohodlí. Probandi zároveň také nebyli indisponováni omezeným rozsahem pohybu, který by jim bránil provést fyziologické nastavení těchto vybraných poloh. Dále bylo každému vyšetřovanému jedinci upraveno rameno dynamometru podle jeho specifického výběru komfortu při držení a úchopu. Nejčastěji byla vybrána druhá pozice jen někteří muži s větší dlaní a delšími prsty si vybrali třetí pozici pro měření.

Studie Rajendrana a kolegů (2016) naznačuje stejně jako další jemu podobné studie, že správné držení těla ve stoje při manuální práci může zlepšit sílu úchopu. Z tohoto důvodu jsme při našem sledování byli motivováni nastavit účastníky našich vybraných skupin při měření do co nejvíce fyziologického postavení.

Naše Výzkumná otázka, jestli síla úchopu bude variabilní v závislosti na posturálních pozicích a kontextu jejich náročnosti, byla potvrzena výsledky našeho sledování. Zjistili jsme, že probandi měli nejnižší průměr maximální síly úchopu v posturálně a vývojově nejjednodušších pozicích. V některých pozicích byl vypočítán a zaznamenán faktor, že se zvyšující se náročností posturální pozice se zvyšovala i průměrná maximální síla úchopu. Tato variabilita může být důsledkem různého zapojení svalů při různých posturálních pozicích, jak naznačují studie Elsay a Mohammad (2014) a Hwang (2019).

Elsai a Mohammad (2014) ve své studii zkoumali 40 zdravých mužů, kteří neměli v anamnéze, stejně jako probandi v našem sledování, žádnou psychiatrickou nebo neurologickou

dysfunkci nebo ortopedickou dysfunkci horních končetin. Zkoumali vliv různých testovacích poloh na sílu stisku ruky (dále HGS) a korelaci mezi silou stisku a věkem. Cílem jejich řízené experimentální studie bylo tedy vyhodnotit HGS v dalších polohách které se používají v klinické praxi pomocí standartního protokolu. Síla úchopu byla měřena stejně jako v této práci digitálním ručním dynamometrem Jamar Plus. Pro jejich studii byly vybrány polohy, vleže, na břiše, vleže na boku, vsedě a ve stoje. Jejich výsledkem byl největší rozdíl v poloze na břiše, ve které byl HGS významně nižší než v poloze ve stoje. ($p=0,043$). Podle předlohy této studie jsme i my v naší práci porovnávali tyto dvě polohy a dospěli jsme podobným závěrům. V jejich studii nebyl však zjištěn žádný statistický rozdíl v poloze na břiše a na boku. Studie tedy stejně jako naše sledování prokazuje, že při použití stejných pozic horních končetin je síla úchopu proměnlivá mezi různými polohami těla. Tato studie potvrdila i věk jako důležitý determinant hodnocení úchopu ruky což bylo potvrzeno u v našem sledování.

Mahadi a kol. (2021) Poukázal, že v předchozích studiích se již hodnotila závislost síly svalů horní končetiny na držení těla, ale vždy bylo využito stisku ruky on, ale potvrdil podobné závěry pomocí měření EMG. Hodnota odezvy se měnila pro různé polohy těla. Tak došel k závěru, že držení těla je rozhodující při provádění studií horních končetin jak pro měření síly stisku ruky, tak pro EMG.

Rajendran a kol. (2016) při testování 30 pravorukých dospělých jedinců v pozici ve stoje změnil pouze polohu lokte a ramene. Zaznamenal nejvyšší průměrnou sílu úchopu. Když bylo rameno umístěno v neutrální flexi s loktem v extenzi 0 stupňů vzhledem k zápěstí v neutrální poloze. Tato studie také ukazuje významný rozdíl v síle úchopu mezi mužem a ženou. Naopak, ale studie Konga (2014) hodnotila 18 koordinačních pozic s úhly flexe ramen a flexe v loktech ve stoje a v sedě a ukázal že maximální síla úchopu je větší ve stoji (297,4N) než v sedě (274,6N) a síla úchopu při úhlu flexe ramene 90° byla výrazně vyšší než při úhlech ramene 0° a 45°. a statisticky významný rozdíl v síle úchopu od účinků úhlu v lokti nebyl shledán. Dle Rahul správné držení těla ve stoji při manuální práci s úhlem ramen 45° a úhlem loktů 90° zlepšují sílu úchopu a tím má za následek vyšší výkonnost pracovníků. (2018).

Alghadir a kol. (2017) vyhodnotili ve své studii, že ve srovnání se vzpřímeným sezením lze u mladých zdravých mužů získat vyšší hodnoty HGS při sedu ve shrbení a že zatínání zubů nemá na hodnotu HGS žádný vliv. Naopak studie Mosaada a kol. (2020) nepotvrdila žádný statistický rozdíl a vliv předklonění hlavy a zaobleného držení ramen na sílu stisku ruky u asymptomatických mladých dospělých. Zafar a kol (2018) zjistil že pozice rotace hlavy a

krku oproti neutrální poloze významně neovlivňují sílu úchopu rukou u zdravých mladých dospělých.

Dále jsme se zabývali vlivem věku a pohlaví na sílu úchopu. Naše výsledky potvrdily, že síla úchopu klesá s věkem, což je v souladu s výsledkem studie Doods (2014). Zároveň jsme zjistili významné rozdíly v síle úchopu mezi muži a ženami, přičemž muži vykazují vyšší průměrnou maximální sílu úchopu ve všech vybraných pozicích. Studie Lee a Hwang (2019) také podpořila tyto zjištění a zdůraznila důležitost rozlišení síly úchopu podle pohlaví a věkových kategorií, což je důležité pro klinickou praxi a průmyslové aplikace.

Studie Lee a Hwanga také zkoumala sílu úchopu podle různých pozic těla a pohlaví dospělých Korejců. Jejich velikost vzorku činil 168 dospělých lidí. Měření v této studii bylo provedeno standartním dynamometrem Jamar s nastavitelnou rukojetí. Výsledky ukázali, že maximální izometrická síla úchopu je ovlivněna pohlavím, rukou, držením těla a populací. Údaje o síle úchopu specifické pro pohlaví a držení těla jsou tedy zásadní pro klinické a průmyslové aplikace. (2019) Jain (2019) také potvrdil, že muži měli vyšší HGS ve srovnání se ženami. Tento faktor byl shledán i v našem sledování.

Studie Alley et al. (2014) a Dodds (2016) poskytly základní normativní hodnoty síly úchopu, které jsme ve své práci využili pro srovnání. Naše zjištění jsou tak v souladu s těmito studii a rozlišují je o nové poznatky týkající se posturálních pozic a specifických populací. Podle analýzy provedené v rámci projektu Foundation for the National Institutes of Health Sarcopenia Alley et al. (2014) byla u mužů síla úchopu 26-32 kg klasifikována jako „střední“ a méně než 26 jako „slabá“. U žen byly tyto hodnoty 16-20 kg a méně než 16 kg. Můžeme klasifikovat sílu probandů námi vybraných skupin za většinou podprůměrnou vůči těmto standardizovaným hodnotám.

Při interpretaci výsledků našeho sledování je třeba vzít v úvahu některé limity. Jedním z nich může být omezený rozsah vzorku účastníků, který zahrnoval pouze relativně zdravé jedince. Pro další studie by bylo zajímavé zkoumat sílu úchopu u různých patologických stavů a rehabilitačních skupin. Dále je důležité brát v úvahu variabilitu posturálních pozic a technik měření síly úchopu. Budoucí studie by mohly porovnat různé metody měření ve stejných pozicích pro lepší pochopení vztahu mezi silou úchopu a posturální kontrolou. V neposlední řadě je třeba brát v úvahu individuální rozdíly mezi jedinci. Každý člověk má své specifické potřeby a reakce na různé podněty. Proto je důležité personalizovat terapeutické přístupy a diagnostické postupy pro každého pacienta.

Celkově lze říci, že tato práce poskytuje důležité poznatky o vztazích mezi silou úchopu, posturální kontrolou, věkem a pohlavím u zdravích jedinců. Tyto poznatky mohou být využity v klinické praxi při vyhodnocování a terapii pacientů s omezenou svalovou silou. Dále je důležité zdůraznit, že síla úchopu je klíčovým ukazatelem zdravotního stavu a může být spojena s různými zdravotními výsledky, jak naznačují ve svých studiích Alley et al. (2014) a Dodds (2016). Tato práce může sloužit jako základ pro další výzkum v oblasti fyzioterapie a ergonomie, a může poskytnout podklady pro vývoj terapeutických postupů a ergonomických řešení.

Pro lepší přesnost a pečlivost tohoto sledování by bylo dále dobré navázat na tyto výsledky. Vytvořit hypotézy z těchto výzkumných otázek a podpořit je či vyvrátit správnými statistickými výpočty z analýzy námi získaných dat, kdy by se potvrdila či vyvrátila statisticky významnost rozdílu maximální síly úchopu v různých posturálních pozicích. zkoumání by mohlo být provedeno například pomocí Kolmogorovo-Smirnovova testu. Vypočítala by se p-hodnota, což je statistický ukazatel udávající, jak pravděpodobné je, že by dosažený výsledek mohl vzniknout náhodou. Dle porovnání velikosti p-hodnoty a určené hladině významnosti nejlépe 0,05 mohli bychom určit, jak je výsledek statisticky významný. Tím by se přijala, či vyvrátila nulová hypotéza H_0 : Předpoklad, že neexistuje statisticky významný rozdíl v úchopové síle mezi různými posturálními pozicemi. Dále by se mohl porovnat i rozdíl výsledků i mezi všemi dalšími uvedenými faktory.

6 ZÁVĚR

Na základě provedeného sledování a analýzy výsledků lze konstatovat, že naše práce poskytuje důležité poznatky o vztahu mezi silou úchopu, posturálními pozicemi, věkem a pohlavím u zdravých jedinců. Následující body shrnují klíčové výsledky a výzkumné otázky sledované v naší bakalářské práci.

Naše sledování prokázalo, že síla úchopu je variabilní v různých posturálních pozicích. Během analýzy bylo pozorováno, že v určitých pozicích docházelo k tendenci zvyšování síly úchopu s narůstající náročností posturální pozice. Zvláště významné rozdíly jsme zaznamenali mezi posturálními pozicemi vleže na břicho a vestoje. Tato variabilita naznačuje rozdílné zapojení svalů při různých posturálních pozicích, což má důležité důsledky pro fyzioterapeutickou praxi a ergonomická řešení pracovních prostředí.

Naše výsledky jednoznačně potvrdily, že síla úchopu klesá s věkem, a to u obou pohlaví což je v souladu s existující literaturou. Dále jsme zjistili významné rozdíly v maximální síle úchopu mezi muži a ženami, přičemž muži vykazují obvykle vyšší sílu úchopu.

Rozdíly mezi posturálními pozicemi byly podpořeny dřívějšími studiemi. Dále sledovaný vliv věku a pohlaví na sílu úchopu, byl rovněž potvrzen našimi výsledky. Klesající trend síly úchopu s věkem a rozdíly mezi pohlavími jsou v souladu s literaturou.

V závěru je třeba zdůraznit význam našich výsledků pro klinickou praxi, ergonomická řešení a fyzioterapii. Porozumění vztahu mezi silou úchopu a posturální kontrolou může vést k efektivnějším terapeutickým intervencím a prevenci pracovních zranění spojených s opakovanými pohyby.

Pro budoucí výzkumy je důležité zaměřit se na rozšíření vzorku o různé patologické skupiny a porovnání efektivity různých terapeutických protokolů. Rovněž je vhodné zkoumat další faktory ovlivňující sílu úchopu, jako je genetika, stravovací návyky nebo životní styl. Pro správné vyšetření a lepší včasnou diagnostiku například sarkopenie.

Výsledky naší práce mají potenciál obohatit současný stav poznání v oblasti fyzioterapie a ergonomie. Doufáme, že naše práce poslouží jako podnět pro další výzkum a přispěje k lepšímu porozumění této problematice.

SEZNAM LITERATURY

ALGHADIR, Ahmad; ZAFAR, Hamayun a IQBAL, Zaheen A., 2017. Effect of upright and slouch sitting postures and voluntary teeth clenching on hand grip strength in young male adults. Online. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2017-09-22, roč. 30, č. 5, s. 961-965. ISSN 18786324. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/BMR-150278>. [cit. 2024-03-31].

ALLEN, Deborah a BARNETT, Fiona, 2011. Reliability and validity of an electronic dynamometer for measuring grip strength. Online. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*. Roč. 18, č. 5, s. 258-264. ISSN 1741-1645. Dostupné z: <https://doi.org/10.12968/ijtr.2011.18.5.258>. [cit. 2024-03-31].

ALLEY, D. E.; SHARDELL, M. D.; PETERS, K. W.; MCLEAN, R. R.; DAM, T.-T. L. et al., 2014. Grip Strength Cutpoints for the Identification of Clinically Relevant Weakness. Online. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2014-04-14, roč. 69, č. 5, s. 559-566. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/gerona/glu011>. [cit. 2024-03-17].

ASHFORD, R. F., S. NAGELBURG a R. ADKINS. Sensitivity of the jamar dynamometer in detecting submaximal grip effort. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 1996, roč 21, č. 3, s 402-405 [cit. 2023-03-13]. ISSN 0363-5023. Dostupné z: (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0363502396803522>)

BÁČA, Václav; DŽUPA, Valér a KRBEC, Martin, 2016. *Diagnostika a léčba nejčastějších osteoporotických zlomenin*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3517-0.

BALTZOPOULOS, V. a BRODIE, D.A., 1989. Isokinetic Dynamometry. Online. *Sports Medicine*. Roč. 8, č. 2, s. 101-116. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.2165/00007256-198908020-00003>. [cit. 2024-03-18].

BIRNIE, Kate; COOPER, Rachel; MARTIN, Richard M.; KUH, Diana; SAYER, Avan Aihie et al., 2011. Childhood Socioeconomic Position and Objectively Measured Physical Capability Levels in Adulthood: A Systematic Review and Meta-Analysis. Online. *PLoS ONE*. 2011-1-26, roč. 6, č. 1. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0015564>. [cit. 2024-03-17].

BOHANNON, Richard W., 2019. Considerations and Practical Options for Measuring Muscle Strength: A Narrative Review. Online. *BioMed Research International*. 2019-01-17, roč. 2019, s. 1-10. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2019/8194537>. [cit. 2024-03-18].

BRUHNOVA, L. (2002) Testování úchopu jako základ pro nácvik úchopových forem. *Rehabilitácia*, roč. 2, s. 102-107. Dostupné z: <https://www.rehabilitacia.sk/archiv/cisla/2REH2002-m.pdf>.

CAMERON, Claire E.; BROCK, Laura L.; MURRAH, William M.; BELL, Lindsay H.; WORZALLA, Samantha L. et al., 2012. Fine Motor Skills and Executive Function Both Contribute to Kindergarten Achievement. Online. *Child Development*. Roč. 83, č. 4, s. 1229-1244. ISSN 0009-3920. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.2012.01768.x>. [cit. 2024-03-20].

CASE-SMITH, Jane; O'BRIEN, Jane Clifford. *Occupational therapy for children-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2013.

CASE-SMITH, Jane; PEHOSKI, Charlane. Development of hand skills in the child. (*Development of hand skills in the child*), 1992.

CUMBERWORTH, V L; PATEL, N N; ROGERS, W a KENYON, G S, 2007. The maturation of balance in children. Online. *The Journal of Laryngology & Otology*. Roč. 121, č. 5, s. 449-454. ISSN 0022-2151. Dostupné z: <https://doi.org/10.1017/S0022215106004051>. [cit. 2024-03-17].

ČIHÁK, Radomír, 2016. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.

DÍAZ MUÑOZ, G. A. a S. J. CALVERA MILLÁN. Comparing the Camry dynamometer to the Jamar dynamometer for use in healthy Colombian adults [online]. 2019, roč. 9, č. 2, s. 18–26. Dostupné z: <https://revistasaludbosque.unbosque.edu.co/article/view/2794/2239%0Ahttps://fi-admin.bvsalud.org/document/view/px4df>

DODDS, Richard M.; SYDDALL, Holly E.; COOPER, Rachel; BENZEVAL, Michaela; DEARY, Ian J. et al., 2014. Grip Strength across the Life Course: Normative Data from Twelve British Studies. Online. *PLoS ONE*. 2014-12-4, roč. 9, č. 12. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0113637>. [cit. 2024-03-17].

DOVALIL, Josef, 2002. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia. ISBN 80-7033-760-5.

DYLEVSKÝ, Ivan, 2007. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Klinická kineziologie a patokineziologie*. Grada Publishing, 2021.

DUNCAN, Scott F.M.; SARACEVIC, Caitlin E. a KAKINOKI, Ryosuke, 2013. Biomechanics of the Hand. Online. *Hand Clinics*. Roč. 29, č. 4, s. 483-492. ISSN 07490712. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.08.003>. [cit. 2024-03-31].

EL-GOHARY, Tarek M.; ABD ELKADER, Samiha M.; AL-SHENQITI, Abdullah M. a IBRAHIM, Mahmoud I., 2019. Assessment of hand-grip and key-pinch strength at three arm positions among healthy college students: Dominant versus non-dominant hand. Online. *Journal of Taibah University Medical Sciences*. Roč. 14, č. 6, s. 566-571. ISSN 16583612. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jtumed.2019.10.001>. [cit. 2024-03-18].

EL-SAIS, Walaa M.; MOHAMMAD, Walaa S. Influence of different testing postures on hand grip strength. *European Scientific Journal*, 2014, 10.36.

ESPAÑA-ROMERO, Vanesa; ORTEGA, Francisco B; VICENTE-RODRÍGUEZ, Germán; ARTERO, Enrique G; REY, J Pablo et al., 2010. Elbow Position Affects Handgrip Strength in Adolescents: Validity and Reliability of Jamar, DynEx, and TKK Dynamometers. Online. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Roč. 24, č. 1, s. 272-277. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b296a5>. [cit. 2024-03-31].

FALLAHI, Ali a JADIDIAN, Ali, 2011. The Effect of Hand Dimensions, Hand Shape and Some Anthropometric Characteristics on Handgrip Strength in Male Grip Athletes and Non-Athletes. Online. *Journal of Human Kinetics*. 2011-9-1, roč. 29, č. 2011, s. 151-159. ISSN 1899-7562. Dostupné z: <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0049-2>. [cit. 2024-03-18].

FONG, Shirley S.M.; NG, Shamay S.M.; GUO, X.; WANG, Yuling; CHUNG, Raymond C.K. et al., 2015. Deficits in Lower Limb Muscle Reflex Contraction Latency and Peak Force Are Associated With Impairments in Postural Control and Gross Motor Skills of Children With Developmental Coordination Disorder. Online. *Medicine*. Roč. 94, č. 41. ISSN 0025-7974. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000001785>. [cit. 2024-03-31].

GAŚSIOR, Jakub S.; PAWŁOWSKI, Mariusz; WILLIAMS, Craig A.; DAŹBROWSKI, Marek J. a RAMECKERS, Eugene A., 2018. Assessment of maximal isometric

hand grip strength in school-aged children. Online. *Open Medicine*. 2018-12-24, roč. 13, č. 1, s. 22-28. ISSN 2391-5463. Dostupné z: <https://doi.org/10.1515/med-2018-0004>. [cit. 2024-03-18].

GHAI, Shashank; GHAI, Ishan a EFFENBERG, Alfred O, 2017. Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability: a systematic review and meta-analysis. Online. *Clinical Interventions in Aging*. Roč. 12, s. 557-577. ISSN 1178-1998. Dostupné z: <https://doi.org/10.2147/CIA.S125201>. [cit. 2024-03-31].

GIANOUDIS, J.; BAILEY, C. A. a DALY, R. M., 2015. Associations between sedentary behaviour and body composition, muscle function and sarcopenia in community-dwelling older adults. Online. *Osteoporosis International*. Roč. 26, č. 2, s. 571-579. ISSN 0937-941X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00198-014-2895-y>. [cit. 2024-03-18].

GIBSON, L., Patel, N., & Smith, J. (2020). The functional position of the hand: implications for hand therapists. *Journal of Hand Therapy*, 33(1), 45-51.

GOODWAY, Jacqueline D.; OZMUN, John C.; GALLAHUE, David L. *Understanding motor development: Infants, children, adolescents, adults: Infants, children, adolescents, adults*. Jones & Bartlett Learning, 2019.

GUERRA, R.S. a AMARAL, Teresa F., 2009. Comparison of hand dynamometers in elderly people. Online. *The Journal of nutrition, health and aging*. Roč. 13, č. 10, s. 907-912. ISSN 12797707. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s12603-009-0250-3>. [cit. 2024-03-31].

HADRABA, I. Úchop v protetice–1. část.[on line]. 2002,[14. 12. 2023]. *Dostupné na internete*:< www.ortopedickaprotetika.cz/viewarticle.php?article=62.

HALADOVÁ, Eva a NECHVÁTALOVÁ, Ludmila, 2003. *Vyšetřovací metody hybridního systému*. Vyd. 2. nezm. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN isbn80-7013-393-7.

HO, Frederick K W; CELIS-MORALES, Carlos A; PETERMANN-ROCHA, Fanny; SILLARS, Anne; WELSH, Paul et al., 2019. The association of grip strength with health outcomes does not differ if grip strength is used in absolute or relative terms: a prospective cohort study. Online. *Age and Ageing*. 2019-09-01, roč. 48, č. 5, s. 684-691. ISSN 0002-0729. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ageing/afz068>. [cit. 2024-03-31].

HOGREL, Jean-Yves, 2015. Grip strength measured by high precision dynamometry in healthy subjects from 5 to 80 years. Online. *BMC Musculoskeletal Disorders*. Roč.

16, č. 1. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0612-4>. [cit. 2024-03-31].

HORAK, Fay B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Online. *Age and Ageing*. 2006-09-01, roč. 35, č. suppl_2, s. ii7-ii11. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>. [cit. 2024-03-17].

HUG, François a TUCKER, Kylie, 2017. Muscle Coordination and the Development of Musculoskeletal Disorders. Online. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. Roč. 45, č. 4, s. 201-208. ISSN 1538-3008. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/JES.000000000000122>. [cit. 2024-03-18].

HWANG, Jaejin; LEE, Jinwon; LEE, Kyung-Sun a YASEEN, Zaher Mundher, 2021. A deep learning-based method for grip strength prediction: Comparison of multilayer perceptron and polynomial regression approaches. Online. *PLOS ONE*. 2021-2-11, roč. 16, č. 2. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0246870>. [cit. 2024-03-17].

JAIN, Rahul; MEENA, Makkhan Lal; SAIN, Manoj Kumar a DANGAYACH, Govind Sharan, 2019. Impact of posture and upper-limb muscle activity on grip strength. Online. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. 2019-10-02, roč. 25, č. 4, s. 614-620. ISSN 1080-3548. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/10803548.2018.1501972>. [cit. 2024-03-17].

JAIN, Rahul; RANA, Kunj Bihari a MEENA, Makkhan Lal, 2023. Effect of work experience and upper-limb muscle activity on grip strength of manual workers. Online. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. 2023-01-02, roč. 29, č. 1, s. 315-320. ISSN 1080-3548. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/10803548.2022.2041300>. [cit. 2024-03-17].

JAMSHIDI, N., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M. B., Saadatnia, M., & Salami, F. 2010. Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait. *Journal of research in medical sciences : the official journal of Isfahan University of Medical Sciences*, 15(1), 33–40. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3082780/>.

JOHNSON, Jane. 2012. Postural assesment. Champaign, IL, United States : Human Kinetics Publishers, 2012. ISBN-10: 1450400965.

KARA, Özgür; KARA, Murat; AKIN, Mustafa Emre a ÖZÇAKAR, Levent, 2021. Grip strength as a predictor of disease severity in hospitalized COVID-19 patients.

Online. *Heart & Lung*. Roč. 50, č. 6, s. 743-747. ISSN 01479563. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.hrtlng.2021.06.005>. [cit. 2024-03-18].

KOLÁŘ, Pavel, [2020]. *Rehabilitace v klinické praxi*. Druhé vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-500-9.

KREJČÍ, Ivana, VYSKOTOVÁ, Jana a MACHÁŘKOVÁ, Kateřina. 2020. *Terapie ruky*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2020. ISBN 978-80-244-5767

KONG, Yong-Ku, 2015. The Effects of Co-ordinating Postures With Shoulder and Elbow Flexion Angles on Maximum Grip Strength and Upper-Limb Muscle Activity in Standing and Sitting Postures. Online. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. 2015-01-08, roč. 20, č. 4, s. 595-606. ISSN 1080-3548. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/10803548.2014.11077077>. [cit. 2024-03-17].

KORAKAKIS, Vasileios; O'SULLIVAN, Kieran; O'SULLIVAN, Peter B.; EVAGELINO, Vasiliki; SOTIRALIS, Yiannis et al., 2019. Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture. Online. *Musculoskeletal Science and Practice*. Roč. 39, s. 24-31. ISSN 24687812. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.11.004>. [cit. 2024-03-31].

KOUDELKA, M., Žák, R., Rujbrová, B., Talanda, M., & Sojáková, M. (1997). *Meranie úchopovej sily v reumatológii*. Dostupné z: <https://www.sav.sk/journals/rheum/full/rh197h.pdf>

KRIVOŠÍKOVÁ, Mária, 2011. *Úvod do ergoterapie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2699-1

Lee, J., & Gim, M. (2018). Studie změn v síle úchopu u normálních dospělých v závislosti na poloze předloktí. *Žurnál mezinárodní akademie výzkumu fyzikální terapie*, 9, 1406-1412. <https://doi.org/10.20540/jiaptr.2018.9.1.1406>.

LEE, Kyung-Sun a HWANG, Jaejin, 2019. Investigation of grip strength by various body postures and gender in Korean adults. Online. *Work*. 2019-02-07, roč. 62, č. 1, s. 117-123. ISSN 10519815. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/WOR-182846>. [cit. 2024-03-31].

LEE, Kyung-Sun a JUNG, Myung-Chul, 2015. Ergonomic Evaluation of Biomechanical Hand Function. Online. *Safety and Health at Work*. Roč. 6, č. 1, s. 9-17. ISSN 20937911. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.shaw.2014.09.002>. [cit. 2024-03-31].

LEE, Seung Hoo a GONG, Hyun Sik, 2020. Measurement and Interpretation of Handgrip Strength for Research on Sarcopenia and Osteoporosis. Online. *Journal of*

Bone Metabolism. Roč. 27, č. 2. ISSN 2287-6375. Dostupné z: <https://doi.org/10.11005/jbm.2020.27.2.85>. [cit. 2024-03-18].

LEE, Seung-Yeon; SON, Da-Hye a LEE, Yong-Jae, 2020. Relationship between Sedentary Time and Handgrip Strength in Healthy Korean Women: Korea National Health and Nutrition Examination Survey 2014–2016. Online. *Korean Journal of Family Medicine*. Roč. 41, č. 6, s. 422-426. ISSN 2092-6715. Dostupné z: <https://doi.org/10.4082/kjfm.19.0062>. [cit. 2024-03-18].

LEVITOVÁ, Andrea a HOŠKOVÁ, Blanka, 2015. *Zdravotně-kompenzační cvičení*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4836-8.

MAHADI, M; NAZMI, N; BANI, N A; RAHMAN, S A S A; NOOR, N M et al., 2021. Electromyography (EMG) and Hand Gripping Force During Standing and Sitting. Online. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2021-03-01, roč. 1096, č. 1. ISSN 1757-8981. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1757-899X/1096/1/012077>. [cit. 2024-03-31].

MICKLE, Karen J.; MUNRO, Bridget J. a STEELE, Julie R., 2011. Gender and age affect balance performance in primary school-aged children. Online. *Journal of Science and Medicine in Sport*. Roč. 14, č. 3, s. 243-248. ISSN 14402440. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.11.002>. [cit. 2024-03-31].

MARCHAND-KRYNSKI, Marie-Ève; MORIN-MONCET, Olivier; BÉLANGER, Anne-Marie; BEAUCHAMP, Miriam H.; LEONARD, Gabriel et al., 2017. Shared and differentiated motor skill impairments in children with dyslexia and/or attention deficit disorder: From simple to complex sequential coordination. Online. *PLOS ONE*. 2017-5-19, roč. 12, č. 5. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0177490>. [cit. 2024-03-31].

MOHAMADI, Marzieh; PIROOZI, Soraya; RASHIDI, Iman a HOSSEINIFARD, Saeed, 2017. Friction massage versus kinesiotope for short-term management of latent trigger points in the upper trapezius: a randomized controlled trial. Online. *Chiropractic & Manual Therapies*. Roč. 25, č. 1. ISSN 2045-709X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12998-017-0156-9>. [cit. 2024-03-31].

MOSAAD, Dalia Mohammed; ABDEL-AZIEM, Amr Almaz; MOHAMED, Ghada Ismail; ABD-ELATY, Enas Anwr a MOHAMMED, Karima Salah, 2020. Effect of forward head and rounded shoulder posture on hand grip strength in asymptomatic young adults: a cross-sectional study. Online. *Bulletin of Faculty of Physical*

Therapy. Roč. 25, č. 1. ISSN 2536-9660. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s43161-020-00001-z>. [cit. 2024-03-17].

NORMAN, Kristina; STOBÄUS, Nicole; GONZALEZ, M. Cristina; SCHULZKE, Jörg-Dieter a PIRLICH, Matthias, 2011. Hand grip strength: Outcome predictor and marker of nutritional status. Online. *Clinical Nutrition*. Roč. 30, č. 2, s. 135-142. ISSN 02615614. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2010.09.010>. [cit. 2024-03-17].

NUZZO, James L.; TAYLOR, Janet L. a GANDEVIA, Simon C., 2019. CORP: Measurement of upper and lower limb muscle strength and voluntary activation. Online. *Journal of Applied Physiology*. 2019-03-01, roč. 126, č. 3, s. 513-543. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00569.2018>. [cit. 2024-03-17].

PAN, Po-Jung; LIN, Ching-Heng; YANG, Nan-Ping; CHEN, Hsi-Chung; TSAO, Hsuan-Ming et al., 2020. Normative data and associated factors of hand grip strength among elderly individuals: The Yilan Study, Taiwan. Online. *Scientific Reports*. Roč. 10, č. 1. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-63713-1>. [cit. 2024-03-31].

PETERS, R., Davidson, K., & Miller, J. (2019). Muscle activation patterns during different types of grasp: implications for hand rehabilitation. *Journal of Anatomy*, 225(2), 169-176.

PFENNINGER, Barbara. Ergotherapie bei Erkrankungen und Verletzungen der Hand Leitfaden für Ergotherapeuten. Zweite Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1984. ISBN 978364286634

PH. D.; SOLBERG, Dr Gill. *Postural disorders & musculoskeletal dysfunction*. Churchill Livingstone, 2008.

RAJENDRAN, Karthikeyan, et al. Comparison of Hand Grip Strength in Different Positions of Shoulder with Elbow in 90° Flexion and 0° Extension Positions. *International Journal of Health Sciences and Research (IJHSR)*, 2016, 6.2: 245-253.

REINKING, Mark F.; BOCKRATH-PUGLIESE, Kelly; WORRELL, Teddy; KEGERREIS, Randall L.; MILLER-SAYERS, Kristine et al., 1996. Assessment of Quadriceps Muscle Performance by Hand-Held, Isometric, and Isokinetic Dynamometry in Patients With Knee Dysfunction. Online. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. Roč. 24, č. 3, s. 154-159. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.1996.24.3.154>. [cit. 2024-03-18].

ROBERTS, Helen C.; DENISON, Hayley J.; MARTIN, Helen J.; PATEL, Harnish P.; SYDDALL, Holly et al., 2011. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. Online. *Age and Ageing*. 2011-7-01, roč. 40, č. 4, s. 423-429. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ageing/afr051>. [cit. 2024-03-17].

RÖTHLISBERGER, Marianne; NEUENSCHWANDER, Regula; CIMELI, Patrizia; MICHEL, Eva a ROEBERS, Claudia M., 2012. Improving executive functions in 5- and 6-year-olds: Evaluation of a small group intervention in prekindergarten and kindergarten children. Online. *Infant and Child Development*. Roč. 21, č. 4, s. 411-429. ISSN 1522-7227. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/icd.752>. [cit. 2024-03-31].

SCANO, Alessandro; CHIAVENNA, Andrea; MOLINARI TOSATTI, Lorenzo; MÜLLER, Henning a ATZORI, Manfredo, 2018. Muscle Synergy Analysis of a Hand-Grasp Dataset: A Limited Subset of Motor Modules May Underlie a Large Variety of Grasps. Online. *Frontiers in Neurorobotics*. 2018-9-25, roč. 12. ISSN 1662-5218. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00057>. [cit. 2024-03-31].

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, Věra, 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o. ISBN 978-80-270-2292-2.

STARK, Timothy; WALKER, Bruce; PHILLIPS, Jacqueline K.; FEJER, René a BECK, Randy, 2011. Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. Online. *PM&R*. Roč. 3, č. 5, s. 472-479. ISSN 1934-1482. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>. [cit. 2024-03-17].

STERNÄNG, Ola; REYNOLDS, Chandra A.; FINKEL, Deborah; ERNSTH-BRAVELL, Marie; PEDERSEN, Nancy L. et al., 2015. Factors associated with grip strength decline in older adults. Online. *Age and Ageing*. 2015-03-01, roč. 44, č. 2, s. 269-274. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ageing/afu170>. [cit. 2024-03-18].

STIVAL, Francesca; MICHIELETTO, Stefano; COGNOLATO, Matteo; PAGELLO, Enrico; MÜLLER, Henning et al., 2019. A quantitative taxonomy of human hand grasps. Online. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. Roč. 16, č. 1. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0488-x>. [cit. 2024-03-18].

STRANDKVIST, Viktor; LARSSON, Agneta; PAUELSEN, Mascha; NYBERG, Lars; VIKMAN, Irene et al., 2021. Hand grip strength is strongly associated with lower limb strength but only weakly with postural control in community-dwelling older adults. Online. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. Roč. 94. ISSN 01674943. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.archger.2021.104345>. [cit. 2024-03-17].

ŠTĚRBA, Milan. *Komparativní analýza ručních dynamometrů* Online. Bachelor's thesis. Brno: Masaryk University, Faculty of Sports Studies. 2021. Available from: <https://is.muni.cz/th/q0ipj/>. [cit. 2024-03-31].

TAYYARI, Fariborz, 2018. Effects of Elbow Flexion on the Hand - Grip Strength. Online. *Ergonomics International Journal*. Roč. 2, č. 1. ISSN 25772953. Dostupné z: <https://doi.org/10.23880/EOIJ-16000134>. [cit. 2024-03-18].

TROJAN, Stanislav, 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 80-247-1296-2.

TUNG, Hsiao-Ting; CHEN, Kuei-Min; CHOU, Chia-Pei; BELCASTRO, Frank; HSU, Hui-Fen et al., 2023. Acupunch Exercise Improved Muscle Mass, Hand Grip Strength, and Sleep Quality of Institutional Older Adults with Probable Sarcopenia. Online. *Journal of Applied Gerontology*. Roč. 42, č. 5, s. 888-897. ISSN 0733-4648. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/07334648221141413>. [cit. 2024-03-31].

TURUSHEVA, Anna V; FROLOVA, Elena V a DEGRYSE, Jean-Marie, 2018. Comparison of measurement results are obtained with dynamometers DK-50 and JAMAR® Plus. Online. *Russian Family Doctor*. 2018-03-15, roč. 22, č. 1, s. 12-17. ISSN 2072-1668. Dostupné z: <https://doi.org/10.17816/RFD2018112-17>. [cit. 2024-03-31].

VACUŠKOVÁ, Miluše; RYŠAVÁ, Marie a VACUŠKA, Milan, 2003. Psychomotorický vývoj dítěte a jeho sledování sestrou. Online. *Pediatric pro Praxi*. Roč. 2003, č. 1, s. 43-45. ISSN 1213-0494. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/ped/2003/01/13.pdf>. [cit. 2024-03-17].

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, 9.4: 115-121.

- VAREKA, Ivan. Posturální stabilita. *Část 1. Rehabilitace a Fyzikální Lékařství* [online]. 2002, 9(4), 115-121 [cit. 2024-04-02]. Dostupné z: h VAREKA, Ivan. Posturální stabilita. *Část 1. Rehabilitace a Fyzikální Lékařství* [online]. 2002, 9(4), 115-121 [cit. 2024-04-02]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1
- VÉLE, František, 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN isbn80-7254-837-9.
- VOJTA, Václav a PETERS, Annegret, 2010. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2710-3.
- VYSKOTOVÁ, Jana a MACHÁČKOVÁ, Kateřina, 2013. *Jemná motorika: vývoj, motorická kontrola, hodnocení a testování*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4698-2.
- VYSKOTOVÁ, Jana, 2013. *Úvod do obecné a vývojové kineziologie*. Ostrava: Lékařská fakulta Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN 978-80-7464-420-7.
- XU, Zheng-yang; GAO, Deng-fa; XU, Ke; ZHOU, Zi-qi a GUO, Ying-kun, 2021. The Effect of Posture on Maximum Grip Strength Measurements. Online. *Journal of Clinical Densitometry*. Roč. 24, č. 4, s. 638-644. ISSN 10946950. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2021.01.005>. [cit. 2024-03-17].
- ZAFAR, Hamayun; ALGHADIR, Ahmad a ANWER, Shahnawaz, 2018. Effects of Head-Neck Positions on the Hand Grip Strength in Healthy Young Adults: A Cross-Sectional Study. Online. *BioMed Research International*. 2018-07-25, roč. 2018, s. 1-5. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2018/7384928>. [cit. 2024-03-17].
- ZHAO, Haotian; CHENG, Ruihong; SONG, Ge; TENG, Jin; SHEN, Siqin et al., 2022. The Effect of Resistance Training on the Rehabilitation of Elderly Patients with Sarcopenia: A Meta-Analysis. Online. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. Roč. 19, č. 23. ISSN 1660-4601. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijerph192315491>. [cit. 2024-03-31].

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A Scan informovaného souhlasu pro jednotlivce	89
Příloha B Scan souhlasu s výzkumným šetřením ve společnosti	90
Příloha C Pozice vybrané pro sledování úchopové síly	92
Příloha D Dynamometr využit při měření úchopové síly pro tuto bakalářskou práci	96
Příloha E: Tabulky s naměřenými výsledky a získanými daty probandů	97

PŘÍLOHY

Příloha A Scan informovaného souhlasu pro jednotlivce



Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS TÝKAJÍCÍ SE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE NA TÉMA: SLEDOVÁNÍ ÚCHOPOVÉ SÍLY V KONTEXTU NÁROČNOSTI POSTURÁLNÍCH POZIC

Jméno a příjmení.....

Věk:

Tělesná výška:cm

Tělesná váha: kg

Já, níže podepsaný(á):

1. Souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Jsem byl(a) seznámena s průběhem studie.
3. Rozumím, tomu že je má účast dobrovolná a mohu ji kdykoli přerušit či odstoupit.
4. Souhlasím, že osobní data mohou být použity jako studijní prostředky. Mé jméno se nebude vyskytovat v této bakalářské práci a nebude poskytnuto třetím osobám.
5. Souhlasím, že výsledky budou anonymně prodiskutovány pouze s vedoucím bakalářské práce.
6. Souhlasím, že výsledky studie budou anonymně vyhodnoceny a použity ve výsledcích bakalářské práce.

V Praze Dne.....

Podpis.....



FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI

Jméno a příjmení studenta: Tetyana Kushnir
Studijní program/ročník: Fyzioterapie, 3. ročník
Akademický rok: 2023/2024

**Věc: Žádost o povolení výzkumného šetření ve společnosti Fyzioterapie
Dubanská s.r.o.**

Odůvodnění žádosti:

Souhlas s výzkumným šetřením je požadován aktuálně platnou Metodikou zpracování kvalifikačních prací¹ Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni. Metodika ukládá studentům povinnost přiložit do své kvalifikační práce souhlas s výzkumným šetřením, realizovaným v rámci instituce.

¹ BERÁNEK, V., MARTINEK, L., PFEFFEROVÁ, E., KROCOVÁ, J., FIRÝTOVÁ, R. Metodika zpracování kvalifikačních prací. 2. vyd. Plzeň: Fakulta zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni, 2019, 113 s. ISBN: 978-80-261-0760-6

Vyjádření vedoucího práce k žádosti pro oslovenou instituci:

- Souhlasím
 Nesouhlasím

Datum: 7.11.2023.....

Podpis: .....

Žádost pro oslovenou instituci

Vážená paní Dubanská

Dovolujeme si Vás požádat o povolení výzkumného šetření ve společnosti Fyzioterapie Dubanská, jež je součástí závěrečné bakalářské práce studentky Tetyany Kushnir, posluchačky bakalářského studijního programu Fyzioterapie, Fakulty zdravotnických studií, Západočeské univerzity v Plzni.

Hlavním cílem této práce je kvantifikovat vliv náročnosti posturálních pozic na úchopovou sílu jednotlivců.

Sledovaný soubor tvoří vybrané pacientky docházející na rehabilitaci do společnosti Fyzioterapie Dubanská s.r.o., které nemají v anamnéze žádnou neurologickou nebo ortopedickou dysfunkci horních končetin.

Sběr dat bude proveden pomocí měření síly stisku pomocí digitálního hydraulického dynamometru v devíti pozicích a odebráním základních údajů jako je věk, váha a výška jednotlivce.

Výzkumné šetření bude provedeno s použitím postupů **anonymizace dat**, plně v souladu s etickými zásadami, aktuálně platnou *Metodikou zpracování kvalifikačních prací* fakulty a standardy akademického psaní.

Závěrečná práce je zpracována pod odborným vedením Mgr. Lukáše Ryby

Výsledky šetření Vám po dokončení práce rádi poskytneme.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí:

Souhlasím

Nesouhlasím

V PRAZE dne 3.1.2024...



Razítko a podpis zástupce instituce

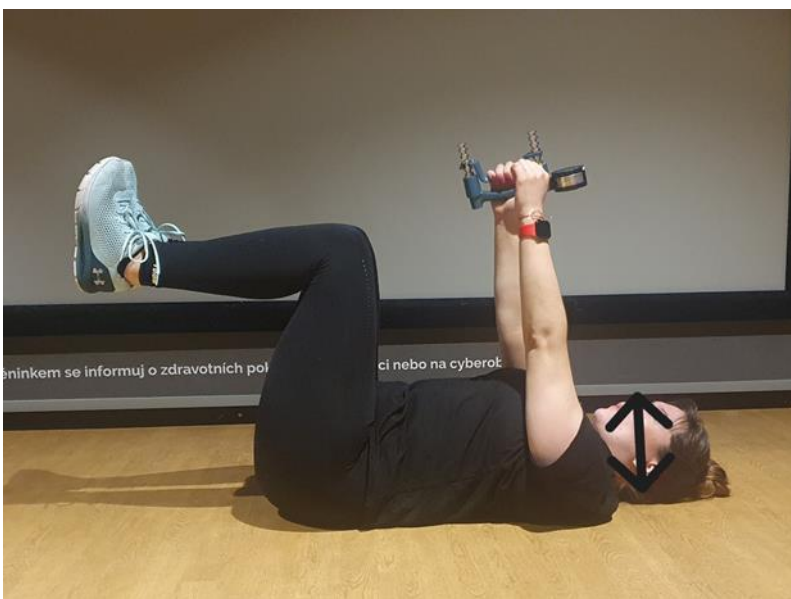
Příloha C Pozice vybrané pro sledování úchopové síly

Obrázek 1 Pozice Na břiše



Zdroj: vlastní

Obrázek 2 Pozice Na zádech



Zdroj: vlastní

Obrázek 3 Pozice Na boku



Zdroj: vlastní

Obrázek 4 Pozice Šikmý sed



Zdroj: vlastní

Obrázek 5 Pozice Na 4KK



Zdroj: vlastní

Obrázek 6 Pozice Klek



Zdroj: vlastní

Obrázek 7 Pozice Stoj



Zdroj: vlastní

Obrázek 8 Pozice Stoj na 1DK



Zdroj: vlastní

Příloha D Dynamometr využit při měření úchopové síly pro tuto bakalářskou práci

Obrázek 9 BASELINE DIGITAL HYDRAULIC HAND DYNAMOMETER



Zdroj: vlastní

Příloha E: Tabulky s naměřenými výsledky a získanými daty probandů

Tabulka 2 Osobní údaje skupiny Tanečnice

<i>Tanečnice</i>	<i>iniciály</i>	<i>věk</i>	<i>váha</i>	<i>výška</i>
<i>1</i>	<i>V.J.</i>	<i>24</i>	<i>50</i>	<i>172</i>
<i>2</i>	<i>K.S.</i>	<i>22</i>	<i>63</i>	<i>169</i>
<i>3</i>	<i>L.P.</i>	<i>23</i>	<i>56</i>	<i>166</i>
<i>4</i>	<i>T.V.</i>	<i>22</i>	<i>59</i>	<i>178</i>
<i>5</i>	<i>B.K.</i>	<i>25</i>	<i>58</i>	<i>166</i>
<i>6</i>	<i>T.K.</i>	<i>27</i>	<i>88</i>	<i>164</i>
<i>7</i>	<i>A.M.</i>	<i>18</i>	<i>49</i>	<i>162</i>
<i>8</i>	<i>P.H.</i>	<i>19</i>	<i>53</i>	<i>168</i>
<i>9</i>	<i>V.Č.</i>	<i>18</i>	<i>55</i>	<i>170</i>
<i>10</i>	<i>M.V.</i>	<i>39</i>	<i>80</i>	<i>162</i>
<i>11</i>	<i>D.M.</i>	<i>30</i>	<i>82</i>	<i>169</i>
<i>12</i>	<i>R.D.</i>	<i>28</i>	<i>70</i>	<i>175</i>
<i>13</i>	<i>N.A.</i>	<i>37</i>	<i>60</i>	<i>172</i>
<i>14</i>	<i>E.P.</i>	<i>30</i>	<i>62</i>	<i>167</i>
<i>15</i>	<i>K.K.</i>	<i>23</i>	<i>75</i>	<i>163</i>
Levák:	PRŮMĚR	26	64	168

Zdroj: vlastní

Tabulka 3 Osobní údaje skupiny Pacientky

<i>Pacientky</i>	<i>iniciály</i>	<i>věk</i>	<i>váha</i>	<i>výška</i>
16	<i>R.B.</i>	<i>54</i>	<i>110</i>	<i>175</i>
17	<i>C.V.</i>	<i>65</i>	<i>87</i>	<i>167</i>
18	<i>A.R.</i>	<i>56</i>	<i>110</i>	<i>181</i>
19	<i>H.M.</i>	<i>79</i>	<i>89</i>	<i>157</i>
20	<i>K.J.</i>	<i>64</i>	<i>76</i>	<i>162</i>
21	<i>V.E.</i>	<i>60</i>	<i>63</i>	<i>168</i>
22	<i>B.N.</i>	<i>57</i>	<i>58</i>	<i>160</i>
23	<i>E.L.</i>	<i>85</i>	<i>60</i>	<i>175</i>
24	<i>K.Z.</i>	<i>76</i>	<i>72</i>	<i>169</i>
25	<i>K.H.</i>	<i>79</i>	<i>64</i>	<i>174</i>
26	<i>B.S.</i>	<i>85</i>	<i>69</i>	<i>159</i>
27	<i>B.J.</i>	<i>78</i>	<i>71</i>	<i>155</i>
28	<i>H.B.</i>	<i>68</i>	<i>82</i>	<i>166</i>
29	<i>S.N.</i>	<i>63</i>	<i>104</i>	<i>169</i>
30	<i>E.J.</i>	<i>77</i>	<i>65</i>	<i>172</i>
Levák:	PRŮMĚR	70	79	167

Zdroj: vlastní

Tabulka 4 Osobní údaje skupiny Fotbalisté

<i>Fotbalisté</i>	<i>iniciály</i>	<i>věk</i>	<i>váha</i>	<i>výška</i>
31	<i>J.S.</i>	31	75	178
32	<i>T.B.</i>	28	115	192
33	<i>B.E.</i>	42	90	176
34	<i>D.M.</i>	32	70	184
35	<i>M.N.</i>	34	110	195
36	<i>V.F.</i>	40	86	188
37	<i>L. K.</i>	29	92	187
38	<i>T.M.</i>	30	82	182
39	<i>P.B.</i>	28	85	175
40	<i>P.L.</i>	30	80	180
41	<i>J.T.</i>	28	70	175
42	<i>J.Š.</i>	34	89	183
43	<i>O.V.</i>	27	90	187
44	<i>R.D.</i>	40	87	181
45	<i>I.T.</i>	38	86	184
<i>Levák:</i>	<i>PRŮMĚR</i>	33	87	183

Zdroj: vlastní

<i>Medici</i>	<i>iniciály</i>	<i>věk</i>	<i>váha</i>	<i>výška</i>
46	<i>M.M.</i>	<i>21</i>	<i>80</i>	<i>177</i>
47	<i>D.T.</i>	<i>23</i>	<i>80</i>	<i>178</i>
48	<i>Z.M.</i>	<i>23</i>	<i>77</i>	<i>173</i>
49	<i>J.K.</i>	<i>23</i>	<i>70</i>	<i>184</i>
50	<i>V.P.</i>	<i>21</i>	<i>84</i>	<i>192</i>
51	<i>T.M.</i>	<i>21</i>	<i>75</i>	<i>184</i>
52	<i>M.Š.</i>	<i>22</i>	<i>72</i>	<i>185</i>
53	<i>P.Ř.</i>	<i>25</i>	<i>86</i>	<i>183</i>
54	<i>P.S.</i>	<i>24</i>	<i>94</i>	<i>187</i>
55	<i>M.K.</i>	<i>25</i>	<i>103</i>	<i>195</i>
56	<i>J.F.</i>	<i>24</i>	<i>70</i>	<i>175</i>
57	<i>M.K.</i>	<i>24</i>	<i>73</i>	<i>176</i>
58	<i>M.H.</i>	<i>22</i>	<i>77</i>	<i>170</i>
59	<i>L.K.</i>	<i>23</i>	<i>88</i>	<i>173</i>
60	<i>T.V.</i>	<i>22</i>	<i>79</i>	<i>179</i>
	<i>PRŮMĚR</i>	<i>23</i>	<i>81</i>	<i>181</i>

Zdroj: vlastní

Tabulka 5 Výsledky maximální síly úchopu u Tanečnic v kg

Tanečnice	Na bříše	Na zádech	Na boku	Šikmý sed	Na 4 KK	Klek	Stoj	Stoj na 1DK	St-1-bez očí	ME-DIÁN
1	19	21	18	17	20	21	19	19	18	19
2	15	18	15	15	17	18	17	18	17	17
3	16	17	17	17	17	15	15	16	17	17
4	16	18	17	17	18	18	16	18	17	17
5	11	14	15	15	14	12	16	12	13	14
6	14	19	19	17	17	17	16	18	17	17
7	8	8	10	11	10	11	13	9	8	10
8	16	19	20	19	18	18	18	15	22	18
9	10	7	12	11	9	9	9	10	9	9
10	16	16	18	18	17	17	17	17	18	17
11	18	18	17	18	20	20	20	21	17	18
12	18	20	19	20	19	19	20	21	19	19
13	17	16	17	18	18	19	21	19	21	18
14	15	14	13	16	15	15	16	16	14	15
15	10	11	10	10	8	10	13	9	12	10
Průměr	14,60	15,73	15,80	15,93	15,80	15,93	16,40	15,87	15,93	V Kg

Zdroj: vlastní

Tabulka 6 Výsledky maximální síly úchopu u Pacientek v kg

Pacientky	Na bříše	Na zádech	Na boku	Šikmý sed	Na 4 KK	Klek	Stoj	Stoj na 1DK	St-1-bez očí	ME-DIÁN
16	18	19	18	19	21	20	21	21	19	19
17	18	19	21	20	18	18	20	21	21	20
18	18	21	18	18	20	21	22	18	17	18
19	10	8	9	9	8	9	11	9	10	9
20	19	14	16	18	17	16	21	16	18	17
21	15	16	16	16	14	16	15	14	13	15
22	8	9	11	10	13	12	9	12	10	10
23	9	11	12	11	12	12	13	12	13	12
24	19	17	18	18	18	17	18	17	18	18
25	10	11	11	12	9	9	11	11	11	11
26	6	7	8	7	7	9	9	8	7	7
27	8	9	9	9	8	8	10	9	10	9
28	13	13	14	16	13	15	14	13	14	14
29	18	20	16	17	19	19	18	21	22	19
30	13	13	13	14	13	13	14	13	13	13
Průměr	13,47	13,80	14,00	14,27	14,00	14,27	15,07	14,33	14,40	V Kg

Zdroj: vlastní

Tabulka 7 Výsledky maximální síly úchopu u Fotbalistů v kg

Fotbalisté	Na bříše	Na zádech	Na boku	Šikmý sed	Na 4 KK	Klek	Stoj	Stoj na 1DK	St-1- bez očí	ME-DIÁN
31	23	24	26	28	27	26	28	26	25	26
32	26	27	28	25	24	26	30	27	28	27
33	20	20	21	20	22	22	22	21	24	21
34	20	20	23	24	25	22	24	23	22	23
35	32	30	28	30	27	32	28	25	25	28
36	19	19	21	23	20	23	22	24	24	22
37	20	20	20	20	22	22	22	24	20	20
38	20	21	20	20	23	21	22	21	22	21
39	26	25	25	26	26	24	25	26	25	25
40	19	19	20	22	23	22	21	23	21	21
41	27	26	26	27	27	27	28	29	27	27
42	25	24	25	25	25	26	29	28	27	25
43	25	25	24	25	22	26	27	28	26	25
44	18	21	19	20	22	20	23	25	24	21
45	24	25	24	25	23	22	23	24	24	24
Průměr	22,93	23,07	23,33	24,00	23,87	24,07	24,93	24,93	24,27	

Zdroj: vlastní

Tabulka 8 Výsledky maximální síly úchopu u Mediků v kg

Medici	Na bříše	Na zádech	Na boku	Šikmý sed	Na 4 KK	Klek	Stoj	Stoj na 1DK	St-1- bez očí	ME-DIÁN
46	24	25	25	26	23	25	24	24	25	25
47	20	19	19	19	19	16	21	19	18	19
48	26	28	27	25	25	29	28	31	28	28
49	20	20	20	19	21	21	18	20	20	20
50	24	24	23	26	27	25	28	28	28	26
51	25	27	26	28	26	28	29	29	26	27
52	22	23	22	25	21	27	27	23	20	23
53	26	30	29	31	29	30	30	31	29	30
54	30	31	30	32	33	30	31	32	33	31
55	22	19	22	20	23	21	18	16	19	20
56	26	27	27	28	28	28	29	29	29	28
57	23	23	23	22	22	23	22	18	23	23
58	31	30	30	30	33	31	31	31	31	31
59	25	25	23	26	25	25	25	26	28	25
60	21	19	23	25	22	22	23	21	22	22
Průměr	24,33	24,67	24,60	25,47	25,13	25,40	25,60	25,20	25,27	

Zdroj: vlastní