

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Marie Bočková

Vliv různých posturálních situací na maximální sílu stisku

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Olomouc 2024

Anotace

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Vliv různých posturálních situací na maximální sílu stisku

Název práce: Vliv různých posturálních situací na maximální sílu stisku

Název práce v AJ: The effect of different postural situations on maximum grip strength

Datum zadání: 2023-01-31

Datum odevzdání: 2024-05-17

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Marie Bočková

Vedoucí práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Rozsah: 94/14

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Maximální síla stisku je jedním z klíčových ukazatelů fyzické výkonnosti a zdraví jedince. Studie se často zaměřují na různé faktory ovlivňující tuto sílu, včetně posturálních pozic, které mohou hrát významnou roli. Změna posturálních pozic může mít vliv na efektivitu svalové práce a tím i na výslednou sílu stisku. Tato práce se zaměřuje na prozkoumání vlivu různých posturálních pozic na maximální sílu stisku včetně vlivu snížení opěrné báze nebo vyřazení zrakové kontroly.

Cíl: Cílem práce je zhodnocení vlivu různých posturálních situací na maximální sílu stisku.

Metodika: Pro měření byla zvolena skupina probandů ve věku od 22 do 28 let čítající 30 osob se stejným zastoupením mužů i žen. Měření probíhalo pouze při absenci předem určených kontraindikací. Nejprve byla zjištěna dominance horní končetiny prostřednictvím dotazníku Edinburgh Handedness Inventory. Následně proběhlo samotné měření ručním dynamometrem celkem v šesti posturálních pozicích. Pořadí pozic bylo náhodné. Výzkumné měření se uskutečnilo na Fakultě zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci v areálu Teoretických ústavů. Měření každého jednotlivce zabralo zhruba 40 minut.

Výsledky: Byl objeven signifikantní rozdíl mezi dominantní a nedominantní HK u jedinců s jasně definovanou dominancí v pozici stoje na šířku pánve a sedu na židli ($p < 0,05$). Ve stejných pozicích byl zaznamenán statisticky významný rozdíl mezi pravou a levou HK u ambidextrů ($p < 0,05$). Při porovnání maximální síly stisku dominantní HK mezi jednotlivými posturálními pozicemi byl nalezen signifikantní rozdíl ($p < 0,05$) mezi kombinací pozic: sed & stoj na levé noze, stoj na šířku pánve & stoj na šířku pánve se zavřenými očima, stoj na šířku pánve se zavřenými očima & stoj na levé noze, stoj na šířku pánve se zavřenými očima & stoj na pravé noze. U ostatních kombinací nebyl rozdíl statisticky významný.

Závěr: Tato práce došla k závěru, že dominantní HK je silnější než končetina nedominantní u jasně definovaných praváků a leváků, a že pravá ruka je silnější oproti levé u ambidextrů. Dále bylo zjištěno, že vizuální kontrola a snížení opěrné báze má vliv na maximální sílu stisku.

Klíčová slova: maximální síla stisku, dynamometrie, Edinburgh Handedness Inventory, opěrná báze

Abstrakt v AJ:

Introduction: Maximum grip strength is one of the key indicators of an individual's physical performance and health. Studies often focus on various factors affecting this strength, including postural positions, which can play a significant role. Changing postural positions can affect the efficiency of muscle work and thus the resulting grip strength. This thesis aims to investigate the effect of different postural positions on maximal grip strength, including the effect of reducing the base of support or disabling visual control.

Aim: The aim of the study is to evaluate the effect of different postural situations on the maximum grip strength.

Methods: A group of 30 probands aged between 22 and 28 years with equal representation of men and women was selected for the measurement. Measurements were performed only in the absence of predetermined contraindications. First, upper limb dominance was determined using the Edinburgh Handedness Inventory questionnaire. Subsequently, the actual measurement was performed with a hand dynamometer in a total of six postural positions. The order of the positions was random. The research measurements

took place at the Faculty of Health Sciences of Palacký University in Olomouc in the area of the Theoretical Institutes. Measurement of each individual took approximately 40 minutes.

Results: There was a significant difference between dominant and non-dominant upper limbs in subjects with clearly defined dominance in the pelvic width standing and chair sitting positions ($p < 0.05$). In the same positions, there was a statistically significant difference between the right and left upper limbs in ambidextrous subjects ($p < 0.05$). When comparing the maximum compression force of the dominant upper limb between postural positions, a significant difference ($p < 0.05$) was found between the combination of the following postures: sitting & standing on the left leg, pelvic width standing & pelvic width standing with eyes closed, pelvic width standing with eyes closed & standing on the left leg, pelvic width standing with eyes closed & standing on the right leg. For the other combinations, the difference was not statistically significant.

Conclusion: This work concluded that the dominant upper limb is stronger than the nondominant limb in well-defined right and lefthanded individuals, and that the right hand is stronger than the left in ambidextrous individuals. It was also found that visual control and reduction of the support base had an effect on maximal grip strength.

Keywords: maximal grip strength, dynamometry, Edinburgh Handedness Inventory, base of support

Prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 17. května 2024

Bc. Marie Bočková

Poděkování

Chtěla bych vyjádřit upřímné díky všem, kteří mi stáli po boku a podporovali mě během psaní této diplomové práce. V první řadě bych ráda poděkovala Mgr. Miroslavu Haltmarovi za odborné vedení, užitečné rady, komentáře, a především za vřelý přístup a věnovaný čas. Dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování. Mé díky patří i všem probandům, kteří se s ochotou zúčastnili měření a sběru dat a věnovali mi tak svůj volný čas. A v neposlední řadě bych ráda poděkovala svému příteli, celé své rodině a kamarádům za veškerou podporu, trpělivost a povzbuzení během tvorby této diplomové práce a během celého studia.

Obsah

Úvod.....	9
1 Zápěstí a ruka.....	10
1.1 Anatomie.....	10
1.2 Funkce ruky.....	10
1.3 Klinické hodnocení funkčních schopností ruky.....	12
2 Úchop.....	12
2.1 Ontogeneze úchopu.....	13
2.2 Fáze úchopu.....	14
3 Funkce svalů.....	15
4 Posturální stabilita, rovnováha a balance.....	16
5 Postura a atituda.....	17
6 Opěrná plocha, opěrná báze, plocha kontaktu.....	18
7 COM, COG, COP.....	19
8 Principy řízení posturální stability.....	20
8.1 Klinické hodnocení posturální kontroly.....	21
9 Lateralita.....	22
9.1 Způsoby vyšetření a určení laterality.....	23
9.1.1 Edinburgh Handedness Inventory.....	25
10 Dynamometrie.....	25
10.1 Ruční dynamometrie.....	26
10.2 Izokinetická dynamometrie.....	27
11 Faktory ovlivňující maximální sílu stisku.....	28
12 Cíle výzkumu.....	29
12.1 Výzkumné otázky a hypotézy.....	29
13 Metody výzkumu.....	30
13.1 Charakteristika výzkumné skupiny.....	30
13.2 Průběh výzkumu.....	30
13.3 Použité metody výzkumu.....	30
13.3.1 Edinburgh Handedness Inventory.....	30
13.3.2 Dynamometrie.....	31
13.4 Statistické vyhodnocení dat.....	31
14 Výsledky výzkumu.....	32
14.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1.....	32
14.1.1 Hypotéza H ₀₁	33
14.1.2 Hypotéza H ₀₂	34

14.1.3	Hypotéza H ₀₃	35
14.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2.....	36
14.2.1	Hypotéza H ₀₄	37
14.2.2	Hypotéza H ₀₅	38
14.2.3	Hypotéza H ₀₆	39
14.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3.....	40
14.3.1	Hypotéza H ₀₇	41
15	Diskuse	43
15.1	Diskuse k 1. výzkumné otázce.....	43
15.2	Diskuse k 2. výzkumné otázce.....	45
15.3	Diskuse k 3. výzkumné otázce.....	47
15.4	Poznatky pro klinickou praxi.....	58
15.5	Limitující faktory	59
	Závěr	61
	Referenční seznam.....	63
	Seznam zkratk.....	76
	Seznam obrázků.....	77
	Seznam tabulek.....	78
	Seznam příloh.....	79
	Přílohy.....	80

Úvod

V dnešní moderní společnosti, která je často charakterizována sedavým životním stylem a nedostatkem fyzické aktivity, je důležité porozumět vlivu našeho každodenního postavení na tělesné schopnosti. Jednou z těchto schopností je maximální síla stisku, která je nejen důležitá pro každodenní aktivity, ale také pro sportovní výkony a celkovou funkčnost těla. Je třeba zdůraznit, že síla stisku není pouze důležitým predikčním a prognostickým ukazatelem, ale také klíčovým faktorem pro posouzení funkce horní končetiny a celkového zdraví jedince. Cílem této diplomové práce je prozkoumat vliv různých posturálních pozic na maximální sílu stisku a zároveň analyzovat faktory ovlivňující tuto pohybovou funkci. Kromě posturálních pozic se práce zabývala také určením laterality horní končetiny, velikostí opěrné plochy a vyřazením zraku jako možných determinujících faktorů maximální síly stisku. V průběhu práce budou zkoumány faktory ovlivňující posturální pozice a jejich dopad na aktivaci svalů a biomechaniku stisku. Diplomové práce se zabývá měřením maximální síly stisku horních končetin (HK), a to konkrétně dominantní a nedominantní HK u jedinců s jasně definovanou dominancí, a pravou a levou HK u ambidextrů.

První část této práce je zaměřena na přehled literatury, který zahrnuje základní pojmy a současné poznatky o úchopu, posturální stabilitě, lateralitě a ruční dynamometrii. Následující část je věnována metodologii zkoumání, kde jsou popsány postupy použité při sběru dat a analýze výsledků. V další části jsou prezentovány výsledky studie a jejich interpretace. Závěrečná část této práce je věnována diskusi, kde jsou prodiskutovány výsledky jednotlivých výzkumných otázek a nulových hypotéz, a faktory ovlivňující maximální sílu stisku a jejich implikace pro praxi a budoucí výzkum.

Pro splnění cílů této práce byla využita on-line databáze PubMed, Google Scholar, Elsevier, EBSCO, Cochrane a Web of Science. Hledání bylo zaměřeno na odborné články publikované v období od roku 1970 do roku 2024. Klíčová slova použitá při vyhledávání zahrnovala "maximální síla stisku", "ruční dynamometrie", "opěrná báze", "postura" a "Edinburgh Handedness Inventory", včetně jejich anglických ekvivalentů.

1 Zápěstí a ruka

Ruka je složitým anatomickým systémem skládající se z 27 kostí a 15 kloubů s přibližně 30 stupni rotační a translační volnosti. Primárně je určena k uchopování a manipulaci s předměty různých tvarů a velikostí a vyvíjet tak k tomu optimální svalovou sílu (Cronin et al., 2017, s. 3187).

Dá se rozčlenit podle anatomického hlediska na 8 zápěstních kůstek, 5 záprstních kůstek a 14 článků prstů. Z funkčního hlediska lze akrom horní končetiny rozdělit na radiální paprsek, sestávající se ze 4. a 5. prstu, a na paprsek ulnární (1. a 2. prst). Tomuto funkčnímu dělení odpovídá i zatížení ruky, které se převážně koncentruje na vnitřním a zevním okraji ruky téměř u všech poloh. Třetím prstem pak prochází osa ruky (Dylevský, 2009a, s. 119; Dylevský, 2009b, s. 164). Zápěstí a ruka vykonávají velké množství pohybů, které jsou řízeny kortikospinální dráhou, a tedy spadají do našeho přímého volního vlivu (Bitnar in Kolář et al., 2009, s. 155).

1.1 Anatomie

Kostra ruky se skládá z 8 karpálních kostí, které jsou uspořádány do dvou řad po čtyřech. Proximální řadu tvoří os scaphoideum, os lunatum, os triquetrum a os pisiforme. Distální pak os trapezium, os trapezoideum, os capitatum a os hamatum. Za větší zmínku stojí os capitatum, která tvoří funkční střed karpu, a hraje tak významnou roli zápěstí. Tvary těchto kostí jsou velmi rozmanité. Proximální řada, s výjimkou os pisiforme, má směrem k předloktí konvexní tvar pro skloubení s os radius. Směrem k řadě distální vytváří os scaphoideum hlavici a os lunatum a os triquetrum jamku. Distální řada kostí má proximální kloubní plochy orientovány opačně. Kloubní plošky pro skloubení s metakarpy jsou téměř ploché. Kostí záprstní se rovněž jako články prstů skládají z báze, těla a hlavice (Čihák, 2004, s. 248; Dylevský, 2009a, s. 119-120; Dylevský, 2009b, s. 164-166).

1.2 Funkce ruky

Lidská ruka je pozoruhodný nástroj, díky kterému dokážeme provádět nesčetný počet činností (Kapandji, 1982, s. 164). Je považována za jeden z nejzajímavějších a nejdokonalejších biologických pohybových systémů. Složitě ústrojí lidské ruky slouží jak k uchopování předmětů všech tvarů a velikostí za pomocí všech prstů, tak i k provádění zručných, individuálních pohybů jednotlivými prsty, které jsou nezbytné pro nejrůznější tvůrčí a praktické činnosti, jako je například psaní rukou, malování, sochařství nebo hra na hudební nástroj. Klíčovým prvkem k výše zmíněným činnostem je schopnost precizního

ovládání jednotlivých prstů a zároveň využití k tomu optimálních sil. Vývin schopnosti oddělit pohyb jednotlivých prstů od základního úchopu více prsty nám umožňuje různorodost v provedení daného úkonu (Schieber, Santello, 2004, s. 2293). Lidská ruka má čtyři základní funkce: manipulační, smyslovou, komunikační a opěrnou. U člověka se úchopová a manipulační funkce omezila pouze na horní končetiny (Jindra in Pilný, Slodička et al., 2017, s. 477).

Nicméně jako nejdůležitější schopnost lidské ruky je považován úchop. Různé varianty úchopu můžeme vidět napříč zvířecí říší ať už od úchopu klepety humra až po úchop tlapou opice. Ovšem své dokonalosti dosáhl pouze u lidí, a to díky schopnosti opozici palce. Opozici palce můžeme sice spatřit i u velkých primátů, ale pouze s limitovaným rozsahem pohybu. Zároveň nedostatečná specializace lidské ruky podtrhuje její schopnost kreativity a schopnosti přizpůsobovat se (Kapandji, 1982, s. 164). Úchop je považován za základní formu a současně podmínku manipulace. Chápeme jej jako interakci ruky a uchopovaného předmětu. Jelikož jsou uchopovací aktivity ruky různorodé a proměnlivé, je problematická i jeho analýza, které jsou podrobeny dva odlišné modely, a to úchop silový a úchop precizní, přičemž velmi často dochází k jejich kombinaci během funkčních aktivit. Pohyb ve vertikální rovině bývá spíše silového charakteru, u úchopu s pohybem v rovině horizontální se předpokládá s charakterem obratnostního typu (Vyskotová, Macháčková, 2013, s. 53-54).

Z funkčního hlediska vnímáme ruku jako efektorový orgán horní končetiny, který ji mechanicky podpírá a umožňuje jí zaujmout optimální polohu pro jakýkoliv daný úkon. Nicméně lidská ruka není pouze motorický orgán ale i senzitivní a senzorický receptor. Prostřednictvím těchto receptorů posílá do mozku důležité informace pro zpětnou vazbu. Poskytuje mozkové kůře informace o tloušťce a vzdálenosti, a je tak díky této schopnosti zodpovědná za rozvoj zrakového vjemu tím, že ověřuje správnost dané informace pomocí tzv. křížové kontroly. Bez ruky by naše představa o světě byla plochá a bez kontrastů. Ruka je také nezbytná pro stereognozii, což představuje vnímání reliéfu, tvaru, tloušťky, prostoru, povrchu, hmotnosti a teploty daného předmětu bez oční kontroly a zpětné vazby (Kapandji, 1982, s. 164).

Ruka tedy tvoří s mozkem neoddělitelnou, vzájemně působící funkční dvojici. Tato úzká souhra je zodpovědná za schopnost člověka měnit přírodu podle své vůle a ovládat ostatní druhy (Kapandji, 1982, s. 164).

1.3 Klinické hodnocení funkčních schopností ruky

Při komplexním hodnocení funkcí horní končetiny je klíčovým prvkem obratnost – schopnost provádět jemné volní pohyby umožňující manipulaci s drobnými předměty během konkrétního úkolu. Obratnost by se dala definovat jako manuální dovednost vyžadující rychlou souhru jak hrubých, tak jemných volních pohybů, jež jsou založeny na tzv. pohybové kapacitě. Pohybovou kapacitu můžeme rozvíjet například zkušeností, odbornou přípravou nebo prostřednictvím vzdělávání. Obratnost je nedílnou součástí úkolů každodenního života ať už se jedná o pracovní úkony, práci ve škole, hry nebo o všechny možné volnočasové aktivity. K posouzení funkční schopnosti ruky můžeme využít některé z následujících standardizovaných klinických testů: Fugl-Meyer Motor Assessment, Action Research Arm Test, Wolf Motor Function Test nebo Box and Blocks Test (Bastlová et al., 2015, s. 34).

2 Úchop

Souhra rozmanitých pohybů skloubení ruky a zápěstí (od těch jednodušších po ty složité) je nezbytná pro kvalitní úchopovou funkci ruky (Bitnar in Kolář et al., 2009, s. 157). Při úchopu musí být vynaložena dostatečně velká izometrická kontrakce, která se automaticky přizpůsobuje povrchovým charakteristikám a hmotnosti uchopovaného předmětu. Tuto sílu generují zejména flexory ruky (Incel el al., 2002, s. 234). Pro úchop předmětu a manipulaci s ním je nezbytná svalová síla, která musí převýšit sílu tíhovou. Síla stisku musí být o trochu vyšší, než je tzv. kritický práh. Kdyby tomu tak nebyl, předmět by vyklouzl z prstů (Kuhtz-Buschbeck, Ehrsson, Forssberg, 2001, s. 382). Optimální svalová síla k úchopu je založena na prediktivním chování, senzomotorické paměti a na využití taktilních a vizuálních podnětů (Vyskotová, Macháčková, 2013, s. 55). Dříve než začnou receptory vnímat vlastnosti předmětu musí být úchop fixován již před startem. Jak již bylo zmíněno při volbě adekvátní svalové síly k úchopu hraje významnou roli paměť, prostřednictvím které je vybavena informace o daném předmětu. Osoba při manipulaci s předmětem, se kterým se doposud neseťkala, může zacházet velmi neobratně. Důvodem tomu je fakt, že paměť je závislá na zpětné vazbě (Wiesendanger, Serrien, 2001, s. 228).

2.1 Ontogeneze úchopu

Rozvoj jednotlivých motorických schopností je vždy spojen s celkovým tělesným schématem, které zahrnuje schopnost automaticky kontrolovat polohu a pohyb těla a vytvářet stabilní opěrnou bázi (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 39). Při posuzování vývojových odchylek jedince může být k diagnostice nápomocný ontogenetický vývoj úchopu (Bitnar in Kolář et al., 2009, s. 157).

Již novorozenec dokáže reflexně podržet předmět, který mu je vložen do ručiček pomocí tzv. reflexního (asociovaný) úchopu, jež vzniká na podkladě úchopového reflexu. Podnětem k jeho vyvolání je taktilní nebo tlakový stimul do oblasti akra končetiny. Jeho výbavnost by měla vymizet ve druhém trimenonu. Ve čtyřech týdnech života začíná motorická ontogeneze dítěte (Vyskotová, Macháčková, 2013, s. 27). Ve 4. až 6. týdnu je vidět úchop očima a ústy (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 41). Díky optické orientaci dítěte se v 6. a 7. týdnu se projevuje motorická komponenta tzv. pozicí šermíře, kdy se dítě snaží chytit to, co vidí (Vyskotová, Macháčková, 2013, s. 27). Asi v osmi týdnech se začíná objevovat tzv. fyziologická dystonie. Jde o touhu dítěte sáhnout po matce končetinami a celým svým tělem. Jedná se motorické vyjádření kontaktu, kdy dítě nemá dostatečnou motorickou schopnost rozhodnout se, kterou končetinou by chtělo k zamýšlenému cíli dosáhnout, a tak chytá jakoby očima a tělem. Na konci prvního trimenonu začíná koordinace ruka – ruka, stále však bez cíleného a vědomého úchopu. (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 20; s. 47).

První cílený úchop se objevuje na ulnární straně ruky. S rozvojem stereognozie se postupně šíří až na stranu radiální. Tento úchop se nazývá digitopalmární (mezi dlaní a prsty) a vyžaduje intaktní extenzory a flexory (Bitnar in Kolář et al., 2009, s. 157). Ulnární (laterální) úchop je pozorován kolem 4. měsíce a počátek úchopu radiálního kolem 4,5. měsíce (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 41). 7,5 měsíc je z ontogenetického hlediska důležitý pro rozvoj pinzetového úchopu (úchop se subterminální opozicí palce a ukazováku), který umožňuje dětem sbírat malé předměty a manipulaci s nimi. Během tohoto období zároveň přechází dítě do šikmého sedu. Důležitou roli zde hrají intaktní flexory ukazováku, m. adductor pollicis a m. opponens pollicis. Lidé při lézi n. medianus mívají tento úchop narušen. Nezbytnou součástí úchopu, jsou pohyby palce a malíku, protože společně s ostatními prsty a zápěstím vytvářejí hlavní pilíře pro úchopovou funkci ruky. Úchop palmární s palcovým zámekem vyžaduje rovněž intaktní flexorovou i extenzorovou skupinu prstů ruky, ale i všechny svaly thenaru, a to zejména m. adductor pollicis a m. flexor pollicis

longus. Úchop tzv. štipcem (úchop s terminální opozicí palce a ukazováku) umožňuje konečky prstů přesně uchopit drobné předměty. Další velice důležitý úchop, například pro odemykání dveří, je úchop s laterální opozicí. Při tomto úchopu vytváří palcové břicho s palcovou hranou prstů „klepeto“. V této pozici je možné vyvinout poměrně značnou svalovou sílu m. adductor policis a mm. interossei. Poslední úchop, s názvem interdigitální nebo také cigaretový, se používá pro držení malých předmětů mezi prsty a vyžaduje intaktní mm. interossei (Bitnar in Kolář et al., 2009, s. 157).

Pro správný vývoj akra horní končetiny je nutné, aby byla lopatka ve funkčním kontaktu s hrudníkem díky m. serratus anterior, a aby se posunula kaudálně a do addukce. Díky tomuto postavení jsou zevní rotátory ve funkčním zařazení a je umožněna optimální souhra s rotátory vnitřními. Dlouhá hlava m. biceps brachii a m. triceps brachii fixují hlavici v centrálním postavení. Se souhrou s m. coracobrachialis se ramenní kloub chová jako kloub sférický oproti novorozeneckému období, kde funguje pouze jako kladka. Horní končetina se dostává do opory přes předloktí, loket až na dlaň. Díky tomu se může na akru rozvinout jemná motorika (Skaličková-Kováčiková, 2017, s. 39).

2.2 Fáze úchopu

Proces úchopu má tři fáze, a to fázi přípravnou, fázi úchopu a manipulace a fázi uvolnění. Fáze přípravná začíná seznámením se, odhadem vnějších podmínek a zvážením uchopovaného předmětu (hmotnost, pozice v prostoru, objemnost atd.). Pokračuje snahou o překonání daných podmínek, například posunem parciálních těžišť s těžištěm těla směrem k uchopovanému předmětu a nastavením segmentů těla do neoptimálnější polohy pro úchop v dané situaci. Tato fáze je závislá na zevních okolnostech, dřívějších zkušenostech, psychickém a emočním stavu, celkovém i lokálním morfologickém stavu a pohybovém stavu jedince. Tato fáze se dělí ještě na dílčí úseky. Jedná se o úsek orientace, přiblížení a vlastní prepozice. Počátek fáze úchopu a manipulace nastává v okamžik uchopení a fixace daného předmětu s jeho následnou manipulací. Fáze je provázána střídavým napětím svalových skupin ovlivňujících vlastní úchop a manipulaci předmětu, ale i svalové skupiny potřebné k udržení rovnováhy během této činnosti. Úchop je zakončen fází uvolnění, kdy dochází k odložení předmětu a oddálení horní končetiny od objektu (Vyskotová, Macháčková, 2013, s. 54-55; Krivošíková, 2011, s. 198).

3 Funkce svalů

Svaly mají dvě základní funkce: fixační a kinetickou. Stav, kdy v průběhu pohybu bývá uvolněn pohybující se segment je označován za fixační funkci (Dylevský, 2007, s.162). Zbývající části jsou znehybněny a stabilizovány prací ostatních svalů. Těmto svalům se říká svaly fixační. Na pohybu se přímo nepodílejí, ale udržují končetinu v takovém postavení, které je pro danou činnost nejvhodnější (Čihák, 2004, s. 353). Optimalizují prováděný pohyb. Například m. quadriceps femoris provádí extenzi kolenního kloubu. Bližší analýza odhaluje, že extenzi kolene zajišťuje především m. rectus femoris a zbývající část svalu fixuje dosaženou extenzi bérce (Čapek, Hájek, Henyš, 2018, s. 64). Z uvedeného příkladu je jasné, že sval popsaný jako jedna anatomická jednotka může vykonávat více funkcí (Dylevský, 2007, s. 163). Dalším příkladem je m. biceps brachii, který svým tahem za tuberculum radii provádí současně flexi lokte a supinaci předloktí. Je tedy nutné u konkrétních svalů rozlišovat funkci hlavní a vedlejší (Čihák, 2004, s. 353). Druhem svalové fixace je i tzv. neutralizace, kdy neutralizační svaly ruší nežádoucí směr pohybu. K provedení čisté flexe v loketním kloubu prostřednictvím m. biceps brachii je zapotřebí neutralizovat jeho supinační funkci (díky jeho šikmému úponu) za pomoci pronátorů předloktí (Dylevský, 2007, s. 163).

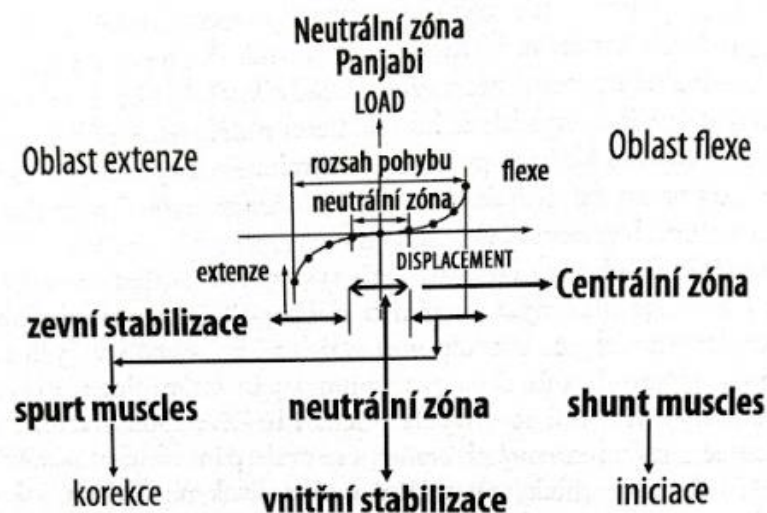
I kinetická funkce má svá omezení. Podle vztahu svalu ke kloubům se člení svaly na jednokloubové a vícekloubové. Jednokloubové svaly mají vztah pouze ke kloubu nad kterým prochází, vyvolávají tedy pohyb pouze v jednom kloubu. Při kontrakci ovlivňují svými úpony obě kosti. Pokud je jedna z nich fixována, sval přitahuje kost druhou (Čapek, Hájek, Henyš, 2018, s. 65). Vztah vícekloubových svalů se k zainteresovaným kloubům v průběhu pohybu mění. Nejvýrazněji ovlivňují kloub, jež se nachází nejbližše svalovému úponu. Na kloub, který pouze míjejí, mají pomocné a stabilizační funkce. Zároveň u vícekloubových svalů není možné současně dosáhnout maximálního rozsahu pohybu v jednom směru v kloubech, nad nimiž probíhají. Svaly by se musely zkrátit o více než 50 %, což fyziologicky není možné. Tento jev se nazývá aktivní svalová insuficience. Proto při plné extenzi kyčelního kloubu je nemožné dosáhnout plné flexe kloubu kolenního (Dylevský, 2007, s. 163). Vícekloubové svaly nedovolují ani ve všech těchto kloubech provést současně maximální rozsah pohybu v opačném směru čili při plné extenzi kolenního kloubu není možné provést maximální flexi v kloubu kyčelním (Čihák, 2004, s. 353).

4 Posturální stabilita, rovnováha a balance

Posturální a lokomoční motorika zajišťuje pohyb s ohledem na bezpečnost, rovnoměrné zatěžování kloubních ploch a prevenci přetížení a předčasného opotřebení. Zabezpečuje také stabilitu segmentů těla jak v klidu, tak v potřebném rozsahu během pohybu. Označuje se jako hrubá motorika, protože k zabezpečení polohy využívá i velkých silných svalů. Kromě zajištění opěrné báze se podílí na účelově cílené ideokinetické motorice tzv. jemné motorice, přičemž hrubá a jemná motorika spolu tvoří jeden funkční celek (Véle, 2006, s. 97).

Pojem posturální stabilita souvisí se schopností organismu udržovat vzpřímené držení těla a zároveň optimálně reagovat na měnící se vnitřní a vnější podmínky prostředí a zabránit tak neřízenému pádu (Vařeka, 2002a, s. 116). Balance neboli rovnováha představuje soubor statických a dynamických strategií zajišťujících posturální stabilitu. To znamená neustálé přizpůsobování napětí a aktivity svalů a polohy jednotlivých kloubů k udržení těla nad opěrnou bází (Janura, Janurová, 2011, s. 90). K zabezpečení posturální stability je dosahováno prostřednictvím tzv. postojových a vzpřimovacích reflexů. Na udržování vzpřímené postury se podílejí tři základní systémy: řídicí (mozek a mícha), sensorický (především propiocepce, zrak a vestibulární systém) a výkonný (pohybový systém). Kosterní svaly ležící na pomyslné křižovatce výkonného a řídicího systému mají díky proprioceptorům velký podíl i na složce sensorické (Vařeka, 2002a, s. 116). Udržení stability je tedy komplikovaný dynamický proces, na kterém se podílí subkortikální struktury včetně cerebella, propioceptivní aference z pohybového systému, vestibulárního aparátu, aference optomotorická, exteroceptivní kožní signály a interoceptivní signály z vnitřních orgánů (Janura, Janurová, 2011, s. 91).

Udržování vertikální polohy těla vyžaduje neustálou aktivitu posturálního svalstva, které se skládá z vnitřního a vnějšího stabilizačního systému (Obrázek 1). Vnitřní stabilizační systém obsahuje krátké autochtonní svaly, krátké rotátory, bránici, m. transversus abdominis a svaly pánevního dna. Do vnějšího stabilizačního systému řadíme rovněž bránici, střední a dlouhé povrchové svalstvo (silné záběrové svaly), dechová muskulatura, svaly pánevního pletence a svalstvo dolních končetin (Véle, 2012, s. 119-120).



Obrázek 1 Vnitřní a vnější stabilizační systémy (Véle, 2012, s. 120)

5 Postura a atituda

Postura neboli vzpřímené držení těla představuje aktivní držení tělních segmentů v optimálním nastavení proti působení zevních sil, zejména pak síly gravitační. Důležité je si uvědomit, že pod pojmem postura není myšleno pouze stoj na dvou dolních končetinách, ale že postura je také obsažena například při sedu, chůzi nebo lehu na břiše. K jejímu dosažení je nezbytné zpevnění celého osového orgánu, přičemž její zaujetí a udržení hraje významnou roli všech motorických programů. Nezbytný význam má chápání postury jako aktivního držení vzpřímeného osového orgánu, které je řízeno prostřednictvím centrální nervové soustavy (CNS) podle určitého motorického programu a realizováno pohybovým systémem při současném respektování biomechanických zásad a principů. Posturu lze nalézt jak na začátku, tak na konci každého cíleného pohybu. Zároveň je postura jeho důležitou součástí a základní podmínkou k jeho provedení (Vařeka, 2002a, s. 116). Posturální kontrola je pak definována jako udržování, dosahování nebo obnovování stavu rovnováhy během jakéhokoli postoje nebo činnosti (Pollock et al., 2000, s. 402).

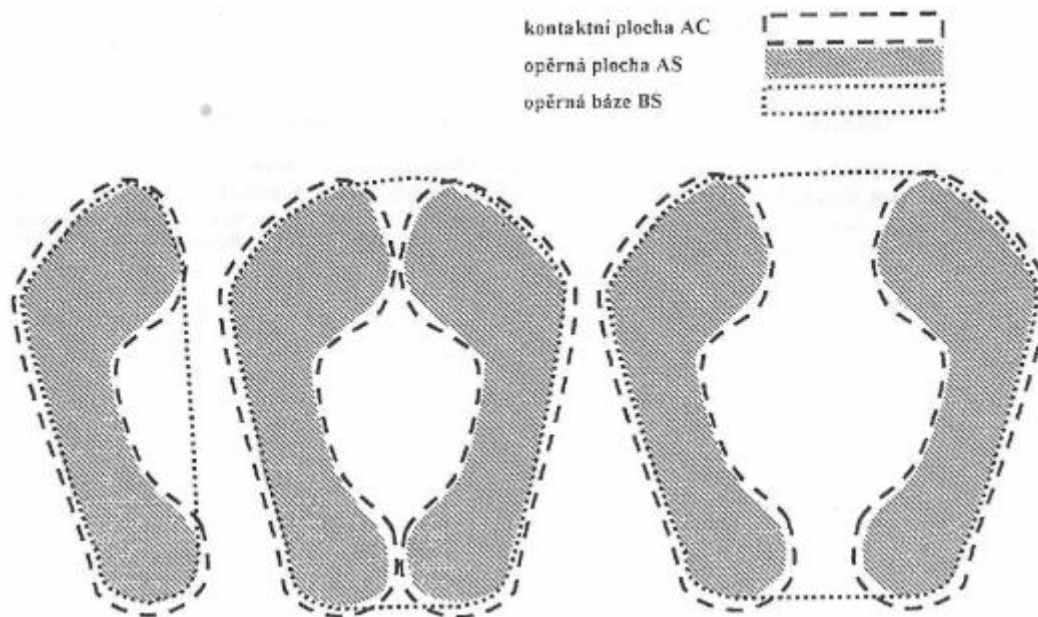
Určité uspořádání pohyblivých segmentů těla při současném zaujetí klidové polohy se tedy nazývá postura. Při úmyslu o provedení pohybu mění tělo svoji klidovou pozici na pozici pohotovostní, která předchází atitudě (účelově orientovaná poloha) (Véle, 2006, s. 97). Držení těla (postura) probíhá v gravitačním poli jako soubor strategií k udržování nastavené polohy těla ve vertikále s její neustálou korekcí. Jedná se o tonický pohyb izometrického charakteru s korekčními fázickými pohyby vedoucí k udržení stálého

napětí, a tím i stálé polohy (Véle, 2012, s. 58-59). Atituda je tedy chápána jako postura nastavená tak, aby z ní bylo možné provést plánovaný pohyb (Vařeka, 2002a, s. 116).

Změna polohy těla začíná již ve fázi rozhodování o pohybu, kdy musí nastat logistická příprava, optimální nastavení dráždivosti jednotlivých motoneuronů a cílová orientace postury v prostoru před samotným pohybem. Z toho vyplývá, že pohyb se skládá ze dvou fází, a to z fáze přípravné a aktivní (Véle, 2006. s. 97).

6 Opěrná plocha, opěrná báze, plocha kontaktu

Charakter a velikost kontaktu s podložkou má velký význam pro úroveň stability. U lidského těla se mění plocha kontaktu v závislosti na poloze jednotlivých segmentů těla. Je důležité znát správný rozdíl mezi jednotlivými pojmy (Janura, Janurová, 2011, s. 88). Pojmy opěrná plocha a plocha kontaktu spolu úzce souvisí (viz Obrázek 2). Dříve byly dokonce považovány za synonymum. K aktivní opoře a kontrole posturální stability však nelze využít celou plochu kontaktu podložky s povrchem těla, ale jen její část, která aktuálně slouží k vytvoření opěrné báze. Opěrná báze je pak ohraničena jednotlivými koncovými body opěrné plochy. Při stoji na jedné dolní končetině si opěrná plocha a opěrná báze budou více méně odpovídat, při stoji rozkročeném se opěrná báze zvyšuje, ale opěrná plocha zůstává nezměněna. Nutno si uvědomit, že opěrná báze není vždy horizontální nýbrž je kolmá na výslednici působení zevních sil (Vařeka, 2002a, s. 116). S mírou rozkročení chodidel od sebe se zvyšuje stabilita ve frontální rovině na úkor stability v rovině sagitální, kdy dochází k omezení svalové kontrakce a snížení reaktivity (Janura, Janurová, 2011, s. 89). Pro většinu situací jsou dostačující pouze pojmy opěrná plocha a opěrná báze (Bizovská et al., 2017, s. 21).



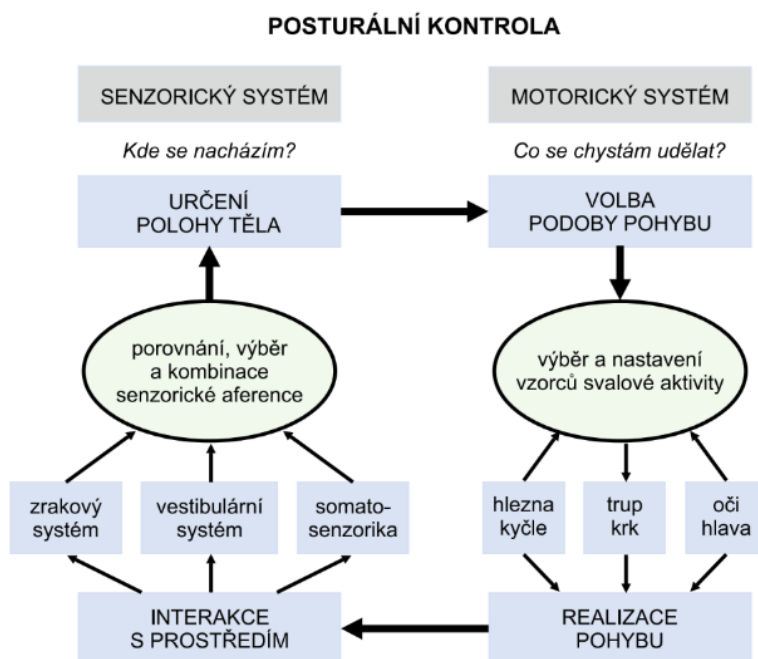
Obrázek 2 Opěrná plocha, opěrná báze a plocha kontaktu (Vařeka, 2002a, s. 117)

7 COM, COG, COP

Centre of Mass (COM) neboli těžiště, představuje hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla, a ke kterému je výsledný moment působících tíhových sil (na jednotlivé segmenty tělesa) roven nule (Bizovská et al., 2017, s. 21). Tento pojem bývá často zaměňován za Centre of Gravity (COG), což značí průmět těžiště těla do plochy opěrné báze, ve které se musí vždy nacházet, aby byla zachována stabilita těla (Vařeka, 2002a, s. 117). COG je tedy vertikální projekce COM do opěrné báze (Bizovská et al., 2017, s. 21). Nutno upozornit na fakt, že v letové fázi běhu COG nemůže existovat, neboť neexistuje ani opěrná báze (Vařeka, 2002a, s. 117). Pro určení stability těla má COM velký význam. Určení těžiště napomáhá při analýze prováděného pohybu zhodnotit jeho efektivitu. Při základním anatomickém postavení lidského těla se COM nachází v malé pánvi, ve výšce druhého a třetího obratle křížové kosti, přibližně 4–6 cm před promontoriem. Při některých posturálních pozicích může docházet k posunu těžiště mimo lidské tělo. Z důvodu odlišné anatomické stavby lidského těla u mužů a žen, se u mužů vyskytuje těžiště výše než u žen. Obecně se v průběhu života těžiště posouvá kaudálním směrem (Janura, 2011, s. 15-16). Poslední pojem Centre of Pressure (COP) je definován jako místo působení reakční síly podložky (Vařeka, 2002a, s. 117).

8 Principy řízení posturální stability

Posturální stabilizace je chápána jako funkční komplexní motorická schopnost spojovaná s procesy posturální kontroly. Z funkčního hlediska je posturální kontrola vztahována k aktivitám denního života (chůze, manipulace, dosahové aktivity, vstávání ze židle apod.). Každý volní pohyb zahrnuje jak posturální komponentu, tak aktivní pohybovou komponentu daného pohybu (Bizovská et al., 2017, s. 26). Držení těla je zprostředkováno jak vyššími složkami řízení motoriky odpovědnými za kontrolovaný pohyb (bazální ganglia a korová smyčka), tak těmi nižšími (synergie mozkového kmene), jež mají na starost pohyby automatické (Ghai, Ghai, Effenberg, 2017, s. 557). Pojem posturální kontrola představuje neurální mechanismy, jež jsou zodpovědné za udržení polohy a provedení pohybu v gravitačním poli. Nervový systém detekuje instabilitu prostřednictvím zpětné vazby (feedback) a předvídání (feedforward). Dále iniciuje optimální svalovou aktivitu pro koordinaci (Bizovská et al., 2017, s. 27). Obrázek 3 předkládá stručné schéma posturální kontroly.



Obrázek 3 Schéma principu posturální kontroly (Bizovská et al., 2017, s. 26)

Strategie k zajištění posturální stability lze z didaktického hlediska rozdělit dle dvou kritérií. První dělení je na strategie proaktivní (anticipatorní) a reaktivní. Druhé dělení na strategie statické a dynamické. V rámci statických strategií využívá organismus k zachování posturální stability balanční mechanismy, tak aby nedošlo ke změně opěrné báze. Pokud by však hrozilo, že COP (a COG) překročí hranici opěrné báze, uchyluje se lidské tělo

k dynamickým strategiím formou úkroku, chycením se pevné opory apod. Jestliže ani dynamická strategie nedokáže zajistit posturální stabilitu, organismus rezignuje snahu o její zachování a raději automaticky přechází na program preventivně řízeného pádu (Vařeka, 2002b, s. 123).

Statické strategie využívají hlezenní a kyčelní mechanismus k zachování posturální stability, dynamické zahrnují mechanismu vedoucí k zvětšení plochy opěrné báze. Při stožení s dolními končetinami vedle sebe se hlezenní mechanismus uplatňuje v anteroposteriorním směru, kyčelní pak převážně v laterolaterálním. Předozadní stabilita není tak efektivní jako stabilita stranová. Vyplývá to z anatomické volnosti pohybu dolních končetin a trupu, která je omezena více do stran, než dopředu a dozadu. V rovině sagitální musí být navíc umožněna lokomce, proto je zde velká volnost pohybu na úkor stability. Účinnost svalů hlezna je menší vzhledem ke kratší páce oproti svalům kyčelního kloubu. V případě větších zevních sil působících v anteroposteriorním směru se zapojují i svaly kyčle. Hlezenní mechanismus k udržení posturální stability v předozadním směru je tedy omezen (Vařeka, 2002b, s. 123-124).

Pády představují obrovské riziko u osob vyššího věku. Mnoho studií již prokázalo, že jeden z hlavních faktorů pádů představuje zhoršení posturální stability (Pizzigalli et al., 2016, s. 409). Velké množství pádů je způsobeno nesprávnými a neadekvátními reakcemi na titubance v sagitální a frontální rovině (Maki, Holliday, Topper, 1994, s. M72).

Systém posturální kontroly využívá dva mechanismy k jejímu udržení. Mechanismus otevřené smyčky ke krátkodobému řízení a mechanismus uzavřené smyčky při delším časovém úseku. Uzavřená smyčka pracuje na rozdíl od otevřené se senzoricou zpětnou vazbou (například vestibulární, vizuální a somatosenzorický systém) (Laughton et al., 2003, s. 102).

8.1 Klinické hodnocení posturální kontroly

Důležitost udržení posturální stability je klíčová pro úspěšné vykonávání každodenních aktivit, jako je například sedění, vstávání z židle, stání, chůze nebo běh. Tato schopnost nejen umožňuje udržet různé polohy celého těla, ale také automaticky reagovat na jakékoliv změny v pozici trupu či končetin. Zájem o objektivní posouzení posturálních funkcí vedl k vývoji různých klinických a instrumentálních testů. Hlavním cílem není identifikovat nedostatky jednotlivých systémů, které ovlivňují posturální kontrolu, ale spíše posoudit jejich vyváženou

funkci pomocí specifických testů a jejich úprav. Do standardizovaných klinických testů zabývajících se posturální kontrolou lze zařadit následující: Berg Balance Scale, Sit To Stand Test, Modifikovaný klinický test sensorické interakce při udržení rovnováhy, BESTest a Laterální dosah – Multidirectional Reach Test (Bastlová et al., 2015, s. 9).

9 Lateralita

Nedílnou součástí nejen neurologického vyšetření je určení stranové dominance a laterality, kdy zjišťujeme, jestli je pacient pravák nebo levák. Kvůli křížení prvního motoneuronu se nachází dominantní hemisféra na opačné straně než dominantní končetina nebo oko. Termín dominance je někdy zaměňován se slovem preference, kdy se spíše jedná o přednostní používání končetin na jedné straně těla k určitým činnostem. (Opavský, 2003, s. 11). Vařeka (2001, s. 92) definuje lateralitu jako stranovou asymetrii zapojení párových orgánů a struktur těla do různých funkcí. S touto definicí souhlasí i Drnková a Syllabová (1991), kdy lateralitou rozumí vztah levé a pravé strany těla nebo odlišnost některého z párových orgánů v souvislosti s pravou a levou stranou. Odlišnost spočívá v nesouměrnosti projevující se odlišnou aktivitou, výkonností nebo specializací jedno z páru orgánů ve srovnání s druhým (Drnková, Syllabová, 1991, s. 12).

Lateralita zastřešuje další dva pojmy, a to laterální preference a laterální dominance. Laterální preference je chápána jako přednostní volba a užívání párového orgánu nebo struktury k vykonání určité funkce. Laterální dominance pak jako převládnutí jedné činnosti nebo funkce jednoho párového orgánu či struktury při současném vykonávání různých činností (funkcí). Jedná se o stranovou rozdílnost výkonnosti pro stejnou úlohu (Vařeka, 2001, s. 92-93). U laterální dominance lze pozorovat přednostní užívání a lepší výkonnost jedné strany těla s porovnáním té druhé. Dominance se dá také použít v kontextu s hemisférou mozku, ze které je řízena obratnější ruka. Jsou zde navíc uložena centra pro tvorbu řeči. V takovém případě je nutné odlišovat pojmy dominance a lateralita, protože pravá ruka je řízena z levé hemisféry a naopak (Drnková, Syllabová, 1991, s. 12).

Lateralita se formuje v ontogenezi, kdy je její vývoj a zrání motorických funkcí ruky spojen se sensorickou zkušeností vedoucí ke gnostickým funkcím ruky, symetrickou motorickou funkcí (předchází lateralizované a bimanuální asymetrické motorické aktivitě) a reorganizací kortikálních polí a kalózních spojů pro prsty a palec.

Lateralita se objevuje před druhým rokem života a její stabilizace nastává v šesti letech (Vyskotová, Macháčková, 2013, s. 32).

Bohužel i v současnosti je lateralita vnímána jako kvalitativní znak s pevně danými možnostmi pravák a levák. Toto rozdělení při hlubším prozkoumání není úplně pravdivé. V závislosti na určitých kritériích a testech je lateralita vnímána spíše jako znak kvantitativní, přičemž míra asymetrie je vyjádřena pomocí indexů laterality. Nutno však zvolit optimální kritéria ke kategorizaci (pravák, levák, ambidextr). Lateralizace byla prokázána nejen pro horní končetiny, ale i pro končetiny dolní, mimické svaly, oči nebo uši. Lateralitu lze nalézt také u mozkových funkcí (Vařeka, 2001, s. 93).

9.1 Způsoby vyšetření a určení laterality

Metody používané k identifikaci laterality závisí na zkoumaném typu a druhu laterality. Preference může být určena prostřednictvím dotazníků, pozorování spontánních aktivit nebo jednoduchých přesně zaměřených testů. Dominance bývá stanovena za pomoci různě obtížných testů, lišících se i ve složitosti a sofistikovanosti. Testy se celkově zaměřují na rozdílnou výkonnost párových orgánů v průběhu testu. Ke kvantifikaci míry laterality jsou využívány tzv. indexy laterality (vypočítanými různými způsoby – viz Tabulka 1) nebo kvocienty pravorukosti (levorukosti) (Vařeka, 2001, s. 95).

Tabulka 1 Kvantifikace laterality (Vařeka, 2001, s. 95)

Stanovení míry laterality z výsledků jednoho testu	
Index symetrie (laterality) dle Robinsona (45)	$I = 100 (R - L) / 0,5 (R + L)$ R (resp. L) – hodnota zjištěná pro stranu pravou (resp. levou) Při $I = 0$ jde o symetrii. Nedostatkem je, že lateralita je stanovována vzhledem k průměrné hodnotě. Při velké asymetrii, např. při zapojení dolních končetin do krokového cyklu, se posunuje průměr (chápaný zkratkovitě jako norma) na stranu patologie. Veličiny o vysoké hodnotě, ale malých rozdílech mezi párovými orgány, mají tendenci snižovat hodnotu indexu, a tedy i asymetrie.
Poměrový index (45)	$I = R/L$ Při $I = 1$ jde o symetrii.
Index Vagenase a Hoshizakiho (45)	$I = 100 (L - R) / \max (L, R)$ Výsledky jsou rozděleny do tří intervalů (-1, 0, 1), hodnoty 0 +/-1 % znamenají symetrii.
Stanovení míry laterality z výsledků více testů	
Koeficient pravorukosti ke stanovení preference (35)	$D \times Q = 100 (P + A/2) / N$ P – počet pravostranných preferencí, A – počet neurčitých preferencí, N – počet všech položek (testů). $D \times Q > 90$ znamená vyhraněnou pravorukost, $D \times Q < 24$ znamená vyhraněnou levorukost.
Index dominance (38)	$DI = 100 (R) / (R + L)$ sinistra < 50 < dextra

S ohledem na složitost problematiky laterality se značně zkomplikovaly i metody testování a hodnocení. I když je určitě možné orientovat se podle toho, kterou rukou daný jedinec píše nebo drží lžici, a na základě toho ho označit za praváka nebo leváka, přesnost tohoto jednoduchého testu je výrazně omezená (Vařeka, 2001, s. 95). Opavský (2003) uvádí testování preferenční horní končetiny hned několika způsoby, například házením nebo udeřením míče, navlékáním niti do jehly, nebo vytahováním zátky z lahve. Preferenční dolní končetina je obvykle ta, kterou by vyšetřovaná osoba použila k odrazu při kopnutí do míče. Schopnost používat obě končetiny s podobnou obratností se nazývá ambidextrie. Dominantní oko se dá určit testem, při kterém se míří na zvolený bod oběma očima a nataženou horní končetinou. Při zavření jednoho oka zůstává bod stabilní, zatímco při zavření druhého oka se posune mimo cíl míření. (Opavský, 2003, s. 11). Různí autoři se proto snaží kvantifikovat laterální preferenci a dominanci prostřednictvím dotazníků nebo praktických testů (Vařeka, 2001, s. 95). Tabulka 2 zobrazuje stručný přehled některých testových baterií a dotazníků.

Tabulka 2 Vybrané testové baterie a dotazníky laterality (Vařeka, 2001, s. 95)

Název (autor)
Subirana, 1948
Trankel, 1950
Falek, 1959
Černáček, 1959
Matějček, Žlab, 1961
Bimanuální tečkovací testy – Kučera, 1965
Harrisův test laterality
Hand-Dominanz-Test – Steingrubner, 1971
Edinburgh Handedness Inventory EHI Oldfield, 1971
Kováč, 1972
Švancara, 1974
Porac, Coren, 1981
Waterloo Footedness Questionnaire Revisited WFQ-R – Elias, Bryden, Bulman, Fleming, 1988
General Scale of the Lateral Preference Schedule – Dean, 1988
Lateral Dominance Examination
Purdue Pegboard Test of Manual Dexterity
Denver 11 Screening Manual
Motorische Leistungserie MLS-Shoppe
PC text – Kamienniarz, 2000

9.1.1 Edinburgh Handedness Inventory

Pro určení dominantní horní končetiny se využívá standardizovaný dotazník Edinburgh Handedness Inventory (EHI) (viz Příloha č. 1). Cílem EHI je objektivně vyhodnotit preferenci horní končetiny při běžných denních aktivitách (ADL). Mezi tyto aktivity patří: psaní, kreslení, házení, stříhání nůžkami, čištění zubů, krájení nožem, držení lžice, držení koštěte (pozice horní ruky), škrtání sirkou a otevírání krabičky nebo víčka. V současnosti se jedná o nejpoužívanější metodu ke stanovení dominance HK v odborných publikacích (Ocklenburg, Güntürkün, 2017, s. 27). Dotazník se skládá z 10 otázek, kde každý účastník má určit, kterou rukou preferuje provádět danou činnost a označit “+“ do příslušného sloupce pro danou končetinu. Pokud je preference končetiny natolik silná, že by proband nepoužil ruku druhou (pokud by nebyl nucen), pak označí “++“ do sloupce k upřednostňované končetině. V případě, kdy není pro danou činnost preferována žádná končetina, označí proband “+“ do sloupce jak pro pravou, tak pro levou ruku. (McFarland, Anderson, 1980, s. 135; Oldfield, 1971, s. 112). Výsledné skóre se nazývá kvocient laterality (QL). Tento kvocient se vypočítává následujícím vzorcem:

$$QL = [(R-L) / (R+L)] \cdot 100$$

Počet “+“ v levém sloupci se odečte od pravého, následně se vydělí součtem všech “+“ v obou sloupcích a nakonec vynásobí 100. Čím více se výsledek blíží 100 lze hovořit o „absolutní pravorukosti“, jestliže se naopak blíží číslu -100 tak „absolutní levorukosti“ (Edlin et al., 2015, s. 46). Dotazník obsahuje ještě dvě doplňkové otázky na zjištění dominance oka a dolní končetiny. Nicméně tyto otázky se do výsledného skóre nezapočítávají.

10 Dynamometrie

Dynamometrii patří mezi kinetické (dynamické) technologie, které hodnotí daný pohyb z hlediska jeho vyvolávajících sil. Tyto síly mohou být jak vnitřní (vlastní činnost pohybového aparátu člověka), tak vnější (kontakt s externím předmětem – např. kontakt plosek chodidel s podložkou). Dynamometrie slouží k měření vyprodukované síly zapojených svalů nebo svalových skupin k posouzení daného pohybu a výkonu (Kolářová, Jiráčková, Stacho in Kolářová et al., 2019, s. 14). Hodnocení svalové síly je důležitým ukazatelem u pacientů s možným neurologickým či muskuloskeletálním onemocněním nebo poškozením. Hodnocení svalové síly se běžně provádí před lékařským zákrokem nebo začátkem léčby a následně po ukončení pro kvantifikaci účinnosti terapie

(Chamorro et al., 2017, s. 359). V praxi se využívají dynamometry ruční a izokinetické (Kolářová, Jiráčková, Stacho in Kolářová et al., 2019, s. 14).

10.1 Ruční dynamometrie

Ruční dynamometry umožňují kvantitativní měření síly stisku. Jsou snadno použitelné, cenově dostupné a mají i vhodné rozměry, takže jejich skladování nebo transport není vůbec náročný (Chamorro et al., 2017, s. 359).

Existují dva typy ručních dynamometrů. První typ je lehce přenosné zařízení, které se umístí mezi ruku vyšetřujícího a testovanou část těla pacienta. Terapeut vyzve pacienta ke kontrakci příslušných svalů. Zařízení hodnotí maximální sílu dané svalové skupiny (Stark et al., 2011, s. 472).

Druhý typ ručních dynamometrů pak hodnotí maximální sílu stisku horní končetiny a výdrž svalů předloktí. Mohou být mechanické i digitální. Jednotky jsou většinou uváděny v newtonech. Jejich využití má širokou škálu od sportovců až po seniory (Kolářová, Jiráčková, Stacho in Kolářová et al., 2019, s. 65).

Studie Cronin et al. (2017, s. 3188) uvádí typy ručních dynamometrů následovně: dynamometry s uzavřenou hydraulikou, dynamometry s pneumatickým systémem (komprese komor naplněných vzduchem), již zmíněné mechanické dynamometry (detekují napětí pružiny), tenzometrické (detekce změny elektrického odporu způsobené napětím a silou) a elektronické (často kombinace hydraulického systému s tenzometrem). Během vyšetřování by nemělo docházet k záměně typu přístroje kvůli zachování validity dat. Z praktického hlediska se doporučuje využívat k měření síly stisku dynamometry s tenzometrickým systémem oproti pružinovému nebo hydraulickému tlakovému systému. Tyto systémy nám mohou ukazovat zkreslená data z důvodu opotřebení kovu, pomalého úniku vzduchu nebo hystereze. Proto se rovněž doporučuje kalibrovat dynamometr jednou za 4-6 měsíců.

10.2 Izokinetická dynamometrie

Izokinetická dynamometrie je populární metoda frekventovaně využívaná jak ve sportu, výzkumu, tak i v klinických zařízeních (Chamorro et al., 2017, s. 360). Jedná se o počítačem řízené přístroje, které jsou schopny poskytnout více prvků měření svalové síly, umožňují také generovat silové křivky (Stark et al., 2011, s. 472). Představují relativně bezpečné prostředí pro kvantitativní vyšetření funkční svalové kapacity. Izokinetická dynamometrie umožňuje zhodnocení svalové síly ve všech třech rovinách (sagitální, frontální, transverzální). Svalová síla může být změřena v kloubech jak horní (rameno, loket, zápěstí), tak dolní končetiny (kyčel, koleno, kotník) ve dvou různých režimech svalové kontrakce. Jedná se o statický (izometrická kontrakce) a dynamický režim s konstantní rychlostí (koncentrická a excentrická kontrakce), přičemž rychlost a rozsah pohybu je zvolen s ohledem na limitace a dovednosti vyšetřovaného (Kolářová, Jiráčková, Stacho in Kolářová et al., 2019, s. 65).

Testované situace jsou spíše modelové než reálné, a to z důvodu fixace proximálních segmentů oproti segmentu testovanému kvůli eliminaci substitučních pohybů, což lze považovat za značnou nevýhodu izokinetické dynamometrie. Navíc měření probíhá v ryze anatomických rovinách (Kolářová, Jiráčková, Stacho in Kolářová et al., 2019, s. 65).

Naměřená data jsou zpracována softwarem, který vyhodnotí následné parametry: maximální síla stisku, maximální moment síly, úhlová rychlost, výkon a strmost nárůstu síly v čase. Ve výstupních reportech bývá porovnání obou stran i funkční změny (Kolářová, Jiráčková, Stacho in Kolářová et al., 2019, s. 65).

Díky spolehlivým výsledkům, zejména u svalů dolních končetin, se izokinetické dynamometry staly zlatým standardem pro měření svalové síly, především proto, že výsledky nejsou ovlivněny silovou nerovnováhou mezi účastníkem a vyšetřujícím. Nicméně kvůli nákladnosti je jejich využití v klinické praxi značně redukováno (Chamorro et al., 2017, s. 360).

11 Faktory ovlivňující maximální sílu stisku

Maximální síla stisku je ovlivňována řadou faktorů, včetně genetických predispozic, fyziologických charakteristik jedince a úrovně jeho fyzické kondice. Svalová síla a hmotnost těla hrají klíčovou roli, přičemž cvičení zaměřená na posilování svalů paže a rukou mohou vést ke zlepšení síly stisku. Bylo zjištěno, že i dominance horní končetiny, postura nebo postavení jednotlivých segmentů mají vliv na maximální sílu stisku. Důležitou roli hraje také věk, protože s věkem se snižuje svalová hmota a pružnost šlach. Zdravotní stav, jako je přítomnost zranění nebo onemocnění, může rovněž ovlivnit maximální sílu stisku. Dalším faktorem je i psychický stav jedince, jako je například úroveň motivace nebo nervozita, které mohou mít vliv na výkon při měření síly stisku (Manoharan, Sundaram, Jason, 2015, s. 1289-1291; España-Romero et al., 2008 s. 378; Sirajudeen et al., 2012, s. 58).

12 Cíle výzkumu

Cílem práce je zhodnocení vlivu různých posturálních situací na maximální sílu stisku.

12.1 Výzkumné otázky a hypotézy

Výzkumná otázka č. 1 (VO1):

Bude se lišit maximální síla stisku dominantní a nedominantní HK pro konkrétní vybrané posturální pozice?

H₀₁: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici sedu na židli.

H₀₂: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici stoje na šířku pánve.

H₀₃: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici vleže na zádech.

Výzkumná otázka č. 2 (VO2):

Bude se lišit maximální síla stisku levé a pravé HK u jedinců s ambidextrií pro konkrétní vybrané posturální pozice?

H₀₄: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici sedu na židli.

H₀₅: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici stoje na šířku pánve.

H₀₆: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici vleže na zádech.

Výzkumná otázka č. 3 (VO3):

Bude se lišit maximální síla stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí v jednotlivých pozicích?

H₀₇: Maximální síla stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí se nebude v jednotlivých pozicích lišit.

13 Metody výzkumu

13.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Pro měření byla zvolena skupina probandů ve věku od 22 do 28 let čítající 30 osob se stejným zastoupením mužů i žen. Měření probíhalo pouze při absenci obecných kontraindikací. Do výzkumu nebyly rovněž zařazeny osoby s ortopedickou či jinou vadou horních končetin, osoby po operaci či úrazu horních končetin nebo osoby mající omezený rozsah pohybu na horních končetinách. Do exkluzivních kritérií patřila i anamnéza zánětlivého onemocnění kloubů, neurologického a maligního onemocnění. Všechny zúčastněné osoby podepsaly informovaný souhlas (Příloha 2) s průběhem studie.

13.2 Průběh výzkumu

Na základě souhlasného stanoviska Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 3) s realizací výzkumu bylo uskutečněno v rámci experimentální části diplomové práce samotné měření. Před samotným začátkem sběru dat byly všem účastníkům poskytnuty podrobné informace o povaze a průběhu měření, aby byli plně seznámeni se všemi aspekty měření a nedocházelo tak k nedorozumnění. Na základě úvodní instruktáže byl všem probandům předložen informovaný souhlas k podpisu. Nejprve byla zjištěna dominance horní končetiny prostřednictvím dotazníku Edinburgh Handedness Inventory. Následně proběhlo samotné měření ručním dynamometrem. Výsledkem měření byl protokol obsahující naměřené hodnoty stisku dynamometru v jednotlivých posturálních pozicích. Naměřené hodnoty se následně mezi sebou porovnály. Výzkumná měření se uskutečnila na Fakultě zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci v areálu Teoretických ústavů (učebna TU-1.142 nebo TU-1.164). Měření každého jednotlivce zabralo zhruba 40 minut.

13.3 Použité metody výzkumu

13.3.1 Edinburgh Handedness Inventory

Pro určení dominantní horní končetiny byl využit standardizovaný EHI dotazník. Probandi měli za úkol zodpovědět 10 otázek vztahující se na běžné denní aktivity a vyplnit “+“ nebo “++ “ do sloupce pro příslušnou končetinu. Následně se sečetly jednotlivé “+ “ pro pravou a levou HK a podle speciálního vzorce se vypočítal QL, který určuje míru laterality (Příloha 4). Podrobný popis EHI dotazníku a jeho vyhodnocení je uveden v kapitole 9.1.1.

13.3.2 Dynamometrie

Měření proběhlo pomocí ručního dynamometru značky Jamar (Příloha 5) na obou horních končetinách. Na začátku měření měl proband jeden pokus si vyzkoušet správný stisk dynamometru. Vzdálenost rukojeti dynamometru byla nastavena podle subjektivních preferencí jednotlivých probandů. Maximální síla stisku horní končetiny byla měřena v šesti posturálních situacích (leh na zádech, sed na židli, stoj na šířku pánve, stoj na šířku pánve se zavřenýma očima, stoj na pravé noze a stoj na levé noze), jejichž pořadí bylo pro každého jednotlivce náhodné (viz Příloha 6). Každé pozici bylo přiřazeno číslo a následně bylo určeno pořadí jednotlivých pozic dle generátoru náhodných čísel. V každé pozici proběhlo měření celkem třikrát pro dominantní i nedominantní končetin (u jasně definovaných praváků a leváků) nebo pro pravou a levou HK pro ambidextry. Pořadí končetin v rámci jedné pozice bylo rovněž náhodné a určeno generátorem náhodných čísel. Ze získaných výsledků se zhotovil aritmetický průměr. Pauza mezi jednotlivými pokusy na každé končetině v rámci jedné testovací pozice byla 15 vteřin. Mezi jednotlivými pozicemi pak 2 minuty. Testovací pozice horní končetiny během stisku dynamometru vycházela z doporučení od American Society of Hand Therapists tzn. addukce paže, neutrální rotace paže, flexe 90 stupňů loketního kloubu, neutrální pozice předloktí a extenze zápěstí mezi 0 a 30 stupni.

13.4 Statistické vyhodnocení dat

Data byla zpracována z Edinburského dotazníku (Edinburský dotazník k zajištění horní končetiny) viz Příloha 3, který obsahoval pohlaví, věk, pořadové číslo (pro zachování anonymity bylo každému probandovi přiděleno pořadové číslo) a laterální horní končetiny vypočítanou přes kvocient laterality. Dále byla zpracována data ze Záznamového formuláře (Příloha 7). V tomto formuláři bylo navíc uvedeno náhodně vylosované pořadí jednotlivých posturálních pozic, zaznamenané samotné měření a následně vypočítaný aritmetický průměr všech pozic. Hodnoty měření byly uvedeny v kilogramech (kg).

Data byla následně zpracována v programu STATISTICA 10. Jelikož data neodpovídala normálnímu rozložení, byl pro zpracování použit Wilcoxonův párový test se statistickou významností $p < 0,05$ spadající pod neparametrické statistické metody. Výsledky jsou prezentovány prostřednictvím tabulek a krabicových grafů. Hodnoty v krabicových grafech jsou po dohodné konzultaci se statistikem uvedeny v průměrných hodnotách. Data v tabulkách jsou v kg.

14 Výsledky výzkumu

U všech probandů zúčastněných výzkumného měření byla splněna jednotlivá kritéria zmíněná v metodice práce. Jednotlivé hypotézy ve výzkumných otázkách byly porovnány podle Wilcoxonova párového testu.

14.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

VO1: Bude se lišit maximální síla stisku dominantní a nedominantní HK pro konkrétní vybrané posturální pozice?

K výzkumné otázce č. 1 se vzathují tři nulové hypotézy:

H₀₁: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici sedu na židli.

H₀₂: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici stoje na šířku pánve.

H₀₃: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici vleže na zádech.

Cílem VO1 je zjistit, zda existuje signifikantní rozdíl mezi maximální silou stisku dominantní a nedominantní horní končetiny, u lidí s jasně definovanou dominancí podle EHI dotazníku, ve třech posturálních pozicích (sed na židli, stoj na šířku pánve a leh na zádech). V Příloze 8, 9 a 10 jsou zobrazena naměřená data k první výzkumné otázce. Tabulka 3 znázorňuje popisnou statistiku pro VO1.

Tabulka 3 Popisná statistika pro VO1

Proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
DK sed	37,01650	32,66500	24,67000	58,33000	10,24322
NK sed	33,85000	32,00000	18,67000	53,00000	10,61220
DK stoj	37,85000	33,16500	21,00000	57,00000	11,02489
NK stoj	34,48300	33,33000	17,67000	51,33000	10,44629
DK leh	36,48350	33,50000	19,67000	55,00000	10,46690
NK leh	34,93350	32,50000	19,00000	52,67000	10,07641

Legenda: DK – dominantní končetina, NK – nedominantní končetina, SD – směrodatná odchylka

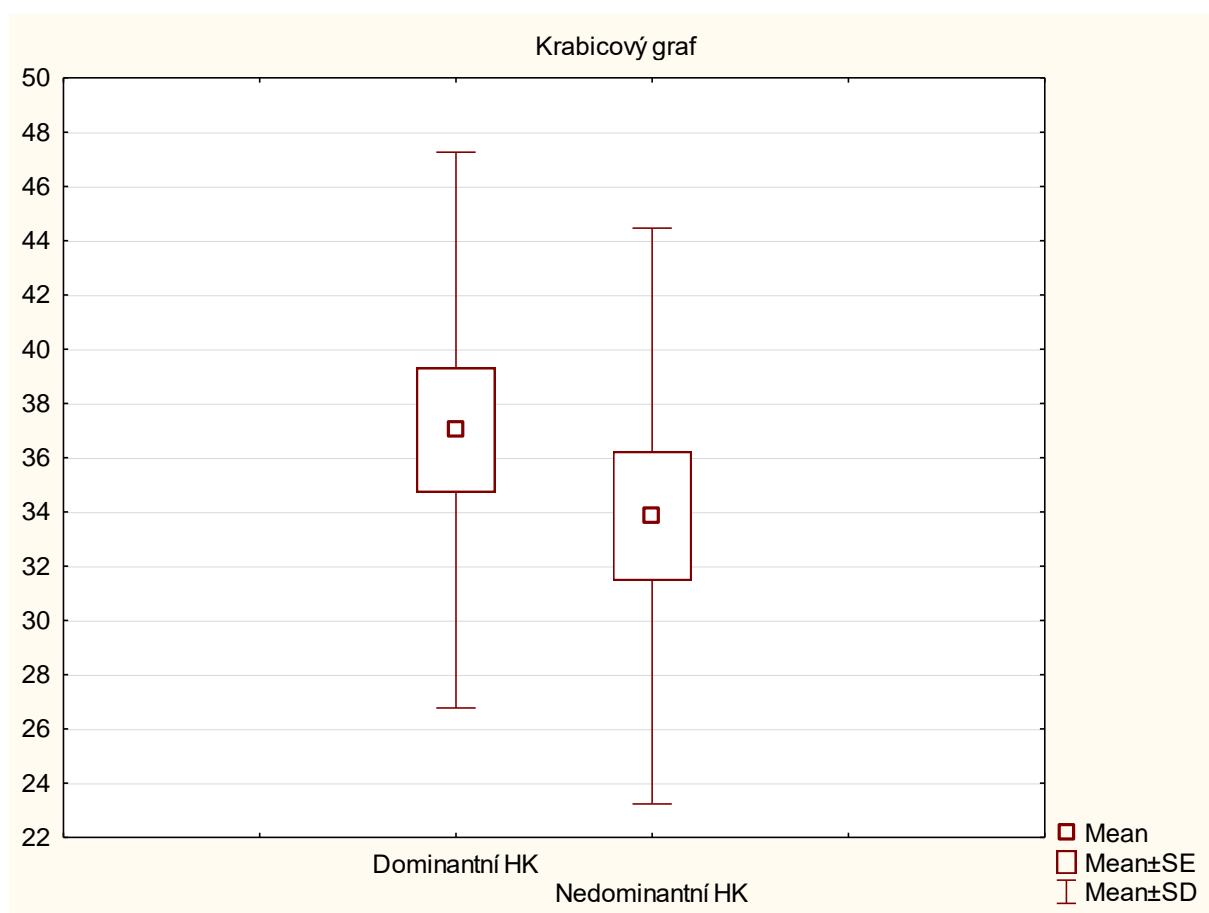
14.1.1 Hypotéza H₀₁

H₀₁: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici sedu na židli.

Tabulka 4 Statistická data pro H₀₁

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (VO1) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet platných	T	Z	p-hodn.
DK sed & NK sed	20	19,50000	3,191943	0,001413

Na základě Wilcoxonova párového testu se podařilo prokázat statisticky významný rozdíl ($p = 0,001413$) (viz Tabulka 4). Nulová hypotéza (H₀₁) se z tohoto důvodu zamítá. Krabicový graf (viz Obrázek 4) zobrazuje signifikantně vyšší hodnotu naměřené maximální svalové síly u dominantní HK ve srovnání s nedominantní HK v pozici sedu na židli.



Obrázek 4 Krabicový graf pro H₀₁

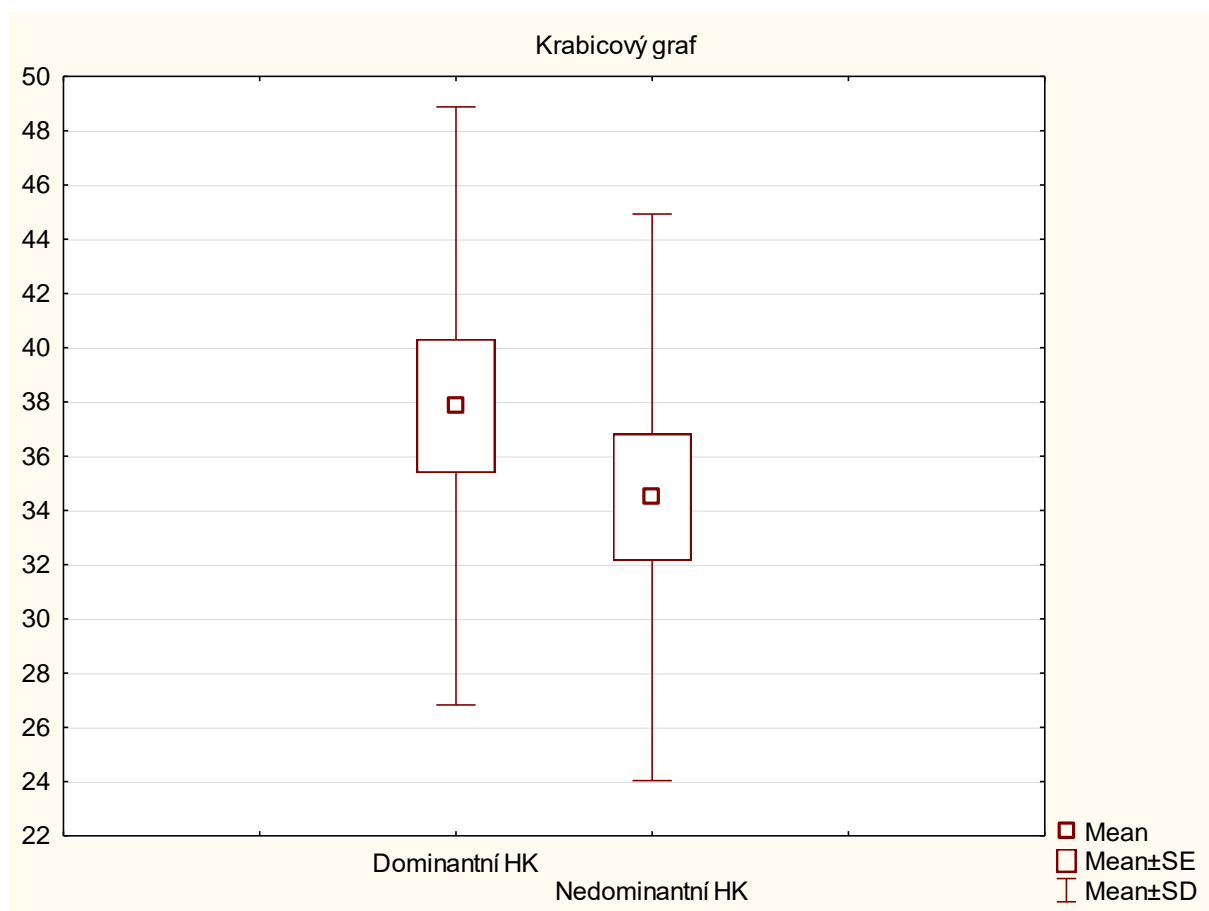
14.1.2 Hypotéza H₀₂

H₀₂: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici stoje na šířku pánve.

Tabulka 5 Statistická data pro H₀₂

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (VO1) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet platných	T	Z	p-hodn.
DK stoj & NK stoj	19	6,500000	3,561433	0,000369

Dle Wilcoxonova párového testu byla prokázána statistická významnost ($p = 0,000369$) na hladině $p < 0,05$ (Tabulka 5). Nulová hypotéza H₀₂ se zamítá. Maximální síla stisku dominantní HK se liší od maximální síly stisku nedominantní HK u jedinců s jasně definovanou dominancí v pozici stoje na šířku pánve, jak znázorňuje krabicový graf (Obrázek 5).



Obrázek 5 Krabicový graf pro H₀₂

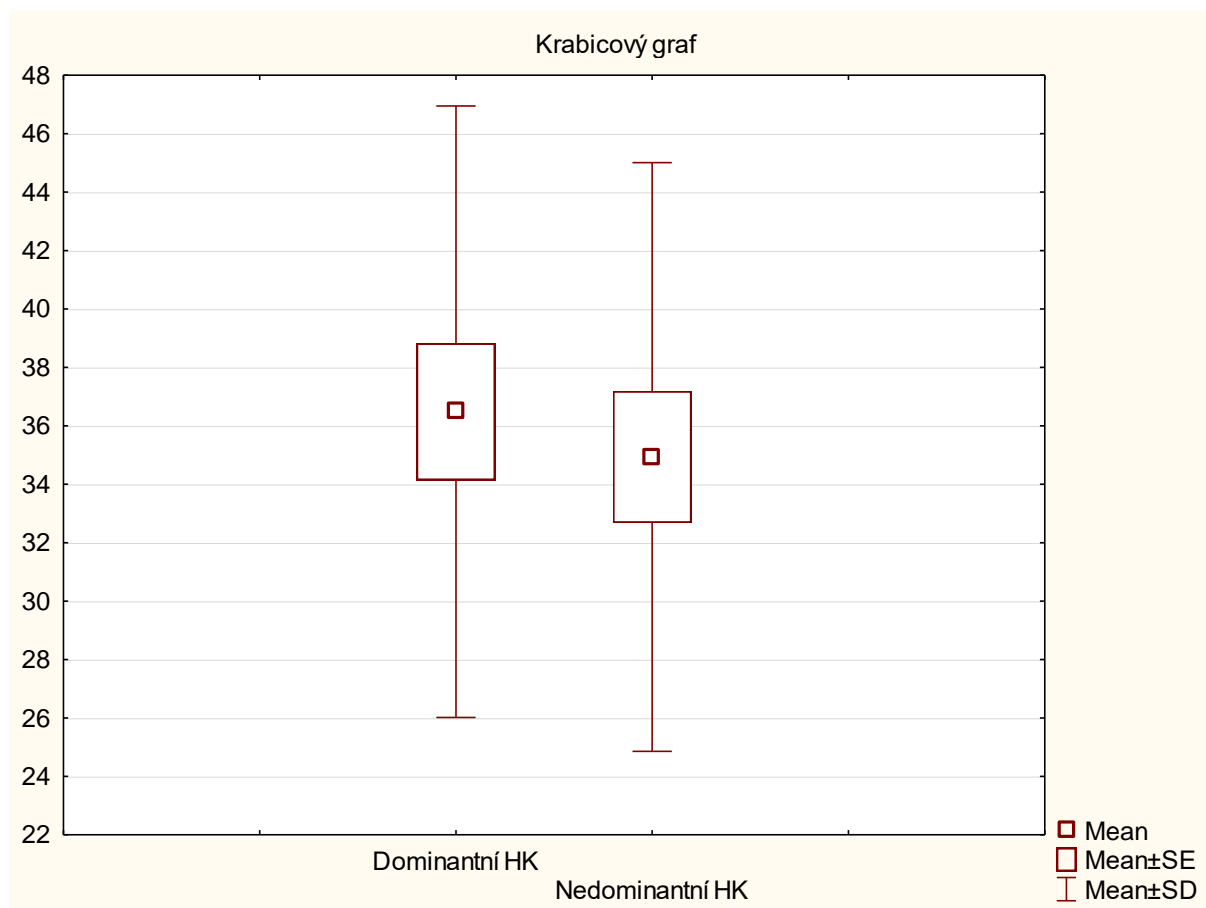
14.1.3 Hypotéza H₀₃

H₀₃: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici vleže na zádech.

Tabulka 6 Statistická data pro H₀₃

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (VO1) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet platných	T	Z	p-hodn.
DK leh & NK leh	20	56,00000	1,829301	0,067355

Wilcoxonův párový test neprokázal statistickou významnost ($p = 0,067355$). Hypotézu H₀₃ nelze zamítnout (viz Tabulka 6). Krabicový graf na Obrázku 6 znázorňuje naměřené hodnoty dominantní a nedominantní HK v pozici lehu na zádech.



Obrázek 6 Krabicový graf pro H₀₃

14.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

VO2: Bude se lišit maximální síla stisku levé a pravé HK u jedinců s ambidextrií pro konkrétní vybrané posturální pozice?

K výzkumné otázce č. 2 se vztahují tři nulové hypotézy:

H₀₄: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici sedu na židli.

H₀₅: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici stoje na šířku pánve.

H₀₆: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici vleže na zádech.

Cílem VO2 je zjistit, zda existuje signifikantní rozdíl mezi maximální silou stisku pravé a levé horní končetiny, u lidí s ambidextrií určenou podle EHI dotazníku, ve třech posturálních pozicích (sed na židli, stoj na šířku pánve a leh na zádech). Příloha 11, 12 a 13 uvádí naměřená data ke druhé výzkumné otázce. Tabulka 7 znázorňuje popisnou statistiku pro VO2.

Tabulka 7 Popisná statistika pro VO2

Proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
PK sed	37,36700	36,83500	25,33000	53,00000	8,438769
LK sed	33,30000	34,16500	22,33000	42,33000	6,123120
PK stoj	37,16500	36,66500	24,33000	51,33000	8,444394
LK stoj	32,96600	31,16500	21,00000	43,00000	6,891251
PK leh	35,70000	33,33500	24,00000	52,00000	8,245777
LK leh	33,73400	35,00000	22,00000	44,67000	7,043421

Legenda: PK – pravá končetina, LK – levá končetina, SD – směrodatná odchylka

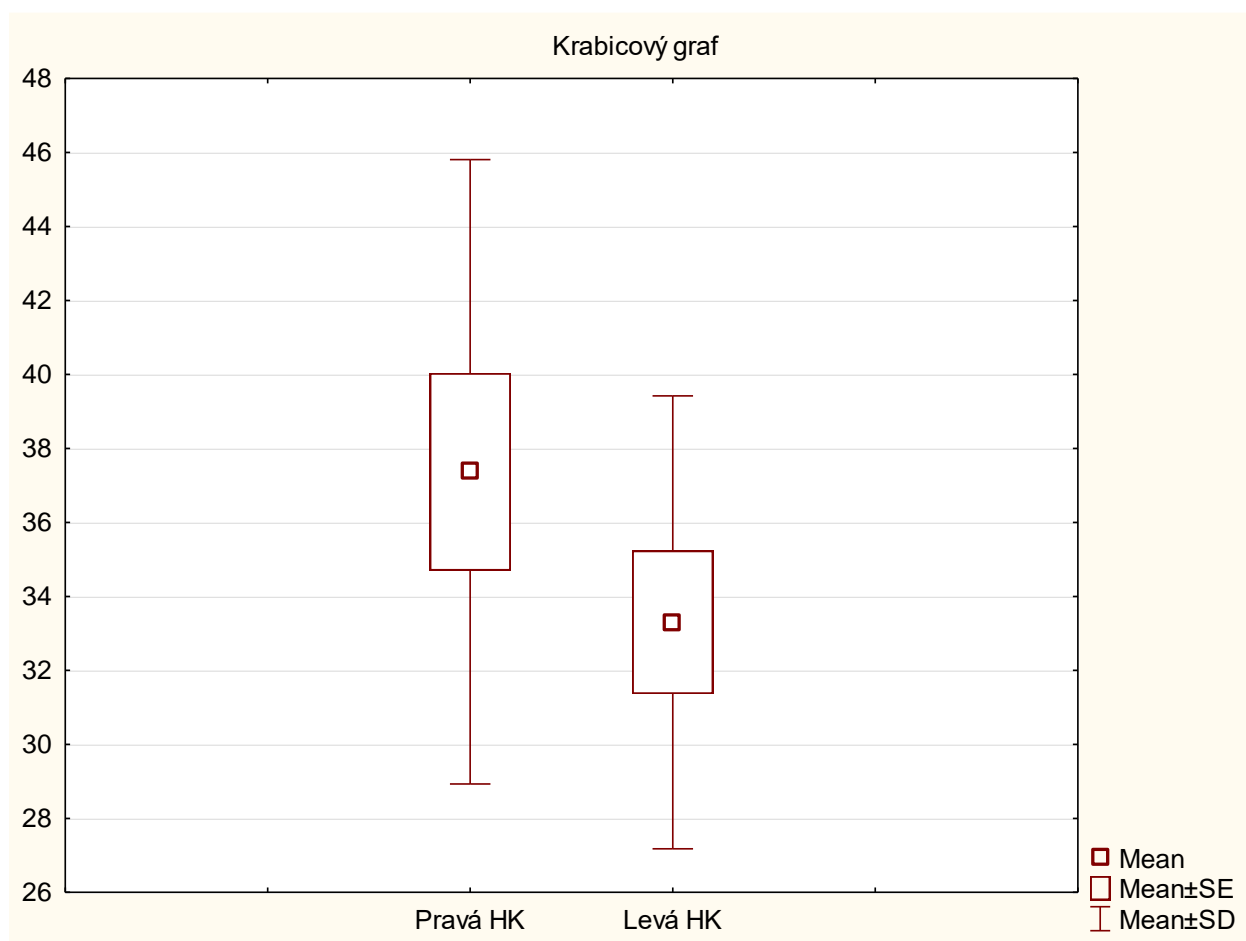
14.2.1 Hypotéza H₀₄

H₀₄: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici sedu na židli.

Tabulka 8 Statistická data pro H₀₄

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (VO2) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet Platných	T	Z	p-hodn.
PK sed & LK sed	10	6,000000	2,191483	0,028418

Podle Wilcoxonova párového testu byla prokázána statistická významnost ($p = 0,028418$) na hladině $p < 0,05$ pro H₀₄ (Tabulka 8). Nulová hypotéza H₀₄ se zamítá. Krabicový graf zobrazuje signifikantně vyšší hodnotu pro pravou HK ve srovnání s levou HK v pozici sedu na židli (Obrázek 7).



Obrázek 7 Krabicový graf pro H₀₄

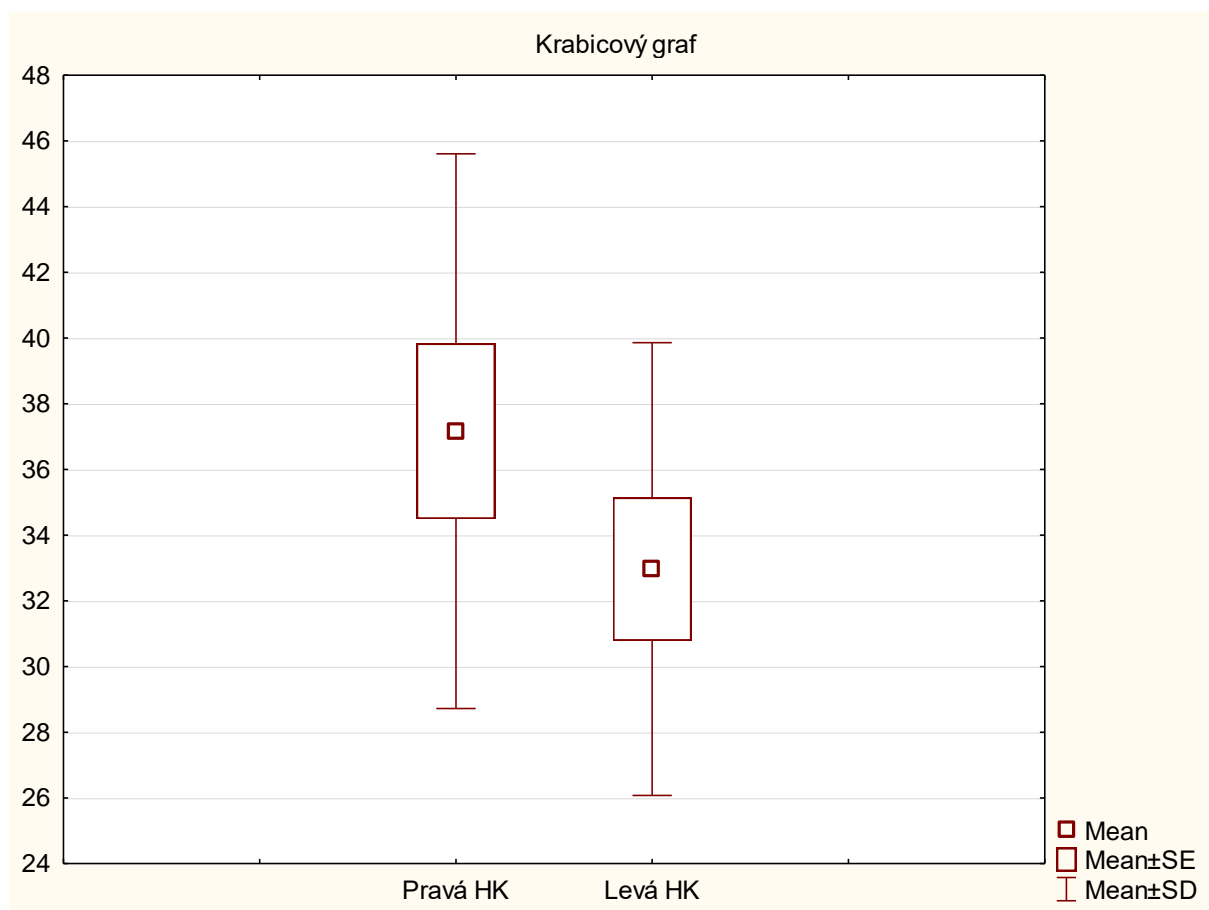
14.2.2 Hypotéza H₀₅

H₀₅: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici stoje na šířku pánve.

Tabulka 9 Statistická data pro H₀₅

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (VO2) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet Platných	T	Z	p-hodn.
PK stoj & LK stoj	10	6,000000	2,191483	0,028418

Dle Wilcoxonova párového testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p = 0,028418$) (viz Tabulka 9). Nulová hypotéza H₀₅ se zamítá. Krabicový graf na Obrázku 8 vyobrazuje signifikantní rozdíl mezi pravou a levou HK v pozici stoje na šířku pánve.



Obrázek 8 Krabicový graf pro H₀₅

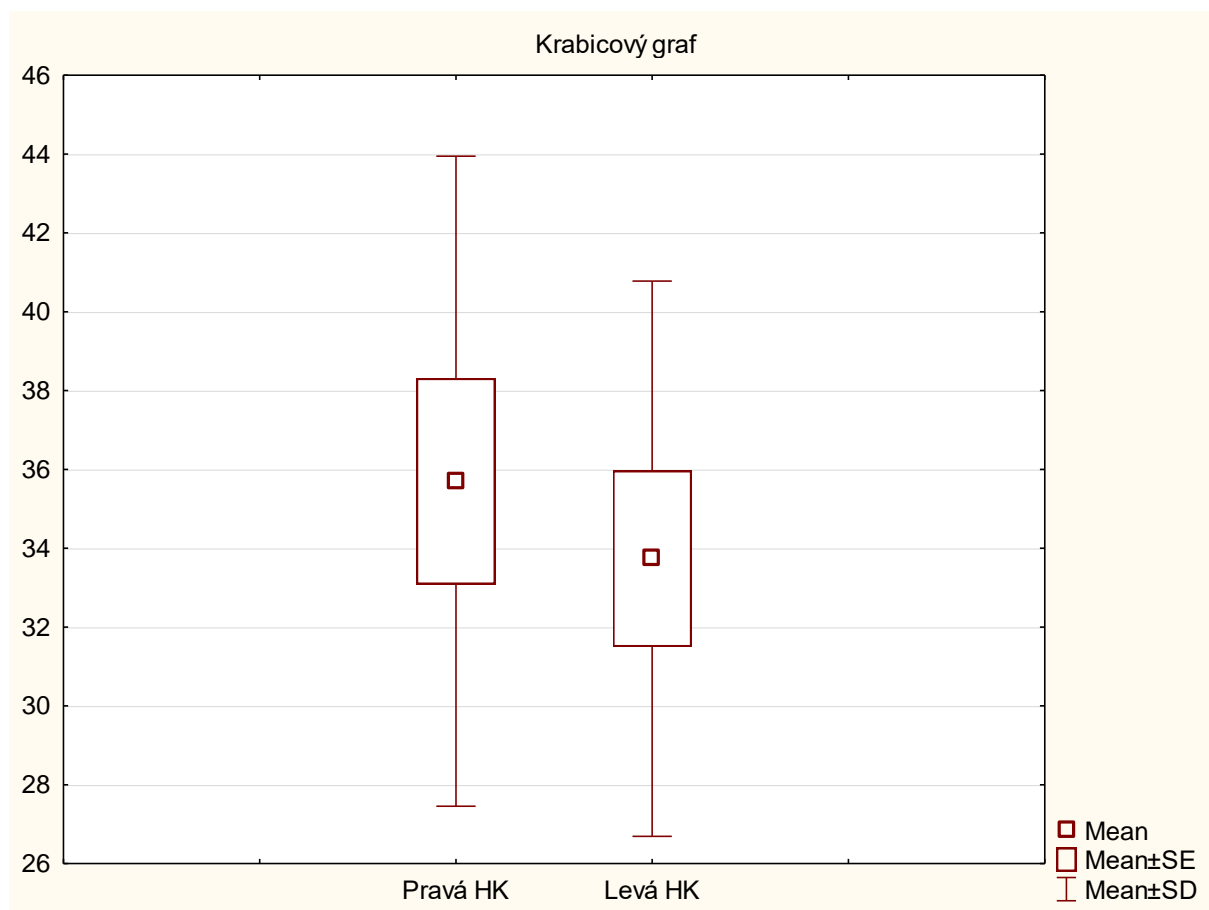
14.2.3 Hypotéza H₀₆

H₀₆: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici vleže na zádech.

Tabulka 10 Statistická data pro H₀₆

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (VO2) Označené testy jsou významné na hladině p <,05000			
	Počet Platných	T	Z	p-hodn.
PK leh & LK leh	9	8,500000	1,658577	0,097202

Wilcoxonův párový test neprokázal statistickou významnost ($p = 0,097202$) na hladině $p < 0,05$ (viz Tabulka 10). Hypotézu H₀₆ nezamítáme. Krabicový graf znázorňuje naměřené hodnoty pro pravou a levou horní končetinu v pozici lehu na zádech (viz Obrázek 9).



Obrázek 9 Krabicový graf pro H₀₆

14.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

VO3: Bude se lišit maximální síla stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí v jednotlivých pozicích?

Výzkumná otázka č. 3 obsahuje jednu nulovou hypotézu:

H₀7: Maximální síla stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí se nebude v jednotlivých pozicích lišit.

Cílem VO3 je objasnit, zda existuje signifikantní rozdíl v maximální síle stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí podle EHI dotázníku, v různých posturálních pozicích (leh na zádech, sed na židli, stoj na šířku pánve, stoj na šířku pánve se zavřenými očima, stoj na pravé noze, stoj na levé noze). Příloha 14 uvádí naměřená data ke třetí výzkumné otázce. Tabulka 11 vyobrazuje popisnou statistiku pro VO3.

Tabulka 11 Popisná statistika pro VO3

Proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
DK leh	36,48350	33,50000	19,67000	55,00000	10,46690
DK sed	37,01650	32,66500	24,67000	58,33000	10,24322
DK stoj	37,85000	33,16500	21,00000	57,00000	11,02489
DK – ZO	36,63350	33,16500	20,00000	57,33000	10,81478
DK – PN	37,88200	34,50000	23,33000	56,33000	10,29334
DK – LN	38,56650	34,83500	23,33000	56,00000	10,63895

Legenda: DK – dominantní končetina, ZO – stoj se zavřenými očima, PN – stoj na pravé noze, LN – stoj na levé noze, SD – směrodatná odchylka

14.3.1 Hypotéza H_07

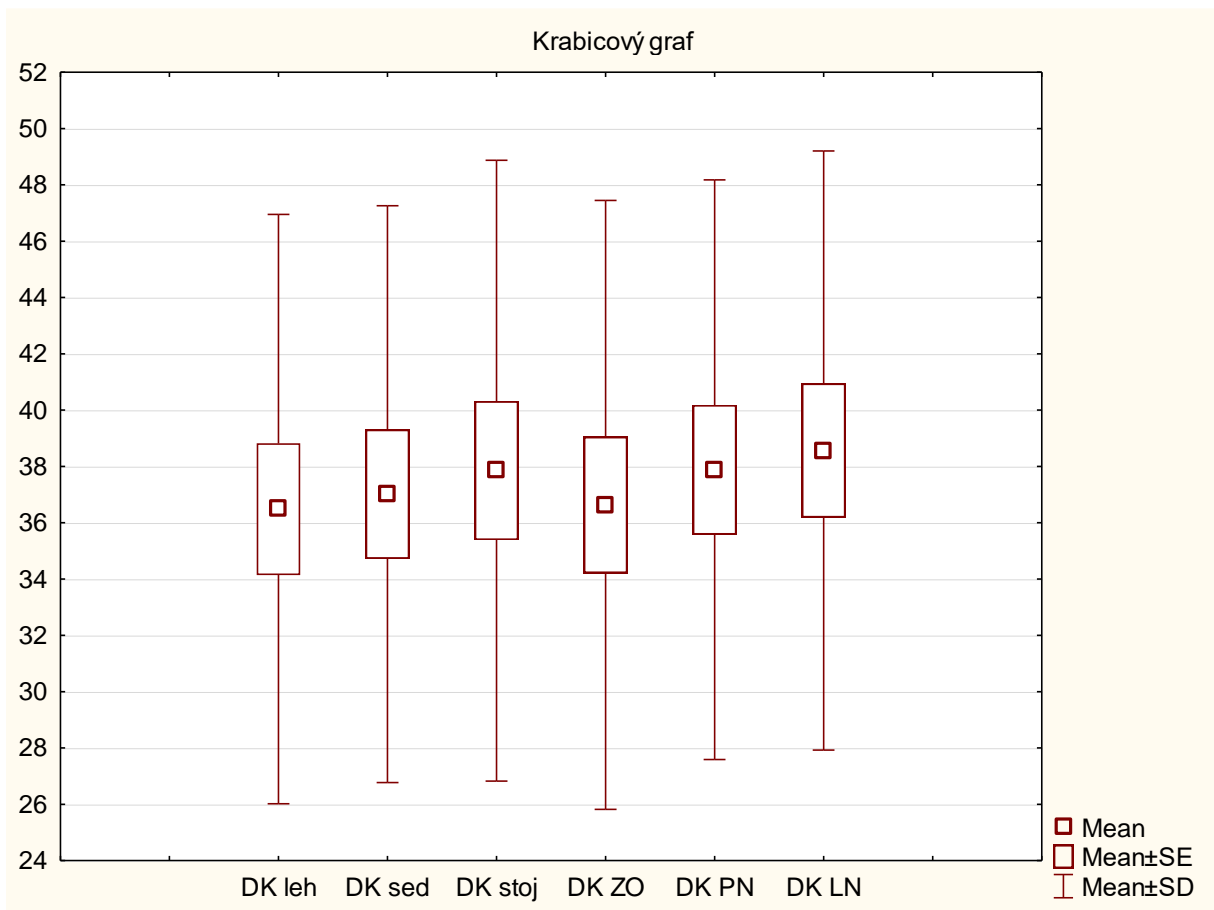
H_07 : Maximální síla stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí se nebude v jednotlivých pozicích lišit.

Tabulka 12 Statistická data pro H_07

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test (VO3) Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet platných	T	Z	p-hodn.
DK leh & DK sed	20	77,0000	1,045315	0,295878
DK leh & DK stoj	20	62,0000	1,605305	0,108428
DK leh & DK – ZO	20	104,0000	0,037333	0,970220
DK leh & DK – PN	19	59,0000	1,448719	0,147417
DK leh & DK – LN	19	48,0000	1,891383	0,058574
DK sed & DK stoj	20	76,5000	1,063981	0,287338
DK sed & DK – ZO	19	74,5000	0,824965	0,409392
DK sed & DK – PN	18	62,0000	1,023433	0,306104
DK sed & DK – LN	20	49,0000	2,090630	0,036562
DK stoj & DK – ZO	19	27,5000	2,716347	0,006601
DK stoj & DK – PN	17	71,5000	0,236691	0,812897
DK stoj & DK – LN	18	52,0000	1,458937	0,144583
DK – ZO & DK – PN	19	38,0000	2,293804	0,021802
DK – ZO & DK – LN	20	31,5000	2,743951	0,006071
DK – PN & DK – LN	18	66,5000	0,827457	0,407979

Legenda: DK – dominantní končetina, ZO – stoj se zavřenými očima, PN – stoj na pravé noze, LN – stoj na levé noze

Podařil se prokázat statisticky významný rozdíl pro čtyři dvojice proměnných (Tabulka 17), a to pro: DK sed & DK – LN ($p = 0,036562$), DK stoj & DK – ZO ($p = 0,006601$), DK – ZO & DK – PN ($p = 0,021802$) a f – ZO & DK – LN ($p = 0,006071$). Hypotéza H_07 se pro výše zmíněné čtyři dvojice proměnných zamítá. Pro zbylých 11 dvojic proměnných se hypotéza H_07 nezamítá. Zde nebyl na základě Wilcoxonova párového testu mezi jednotlivými dvojicemi prokázán statisticky významný rozdíl. Krabicový graf (Obrázek 10) zobrazuje rozdíly průměrných hodnot mezi jednotlivými pozicemi.



Obrázek 10 Krabicový graf pro H₀₇

15 Diskuse

Tato diplomová práce se zabývala vlivem různých posturálních pozic na maximální sílu stisku, na což odkazuje i cíl této práce. Na základě cíle byly stanoveny tři výzkumné otázky obsahující dohromady sedm nulových hypotéz. Zahrnuty byly studie publikované od roku 1970 do 2024. Odpovědi na výzkumné otázky a nulové hypotézy jsou prodiskutovány níže.

15.1 Diskuse k 1. výzkumné otázce

VO1: Bude se lišit maximální síla stisku dominantní a nedominantní HK pro konkrétní vybrané posturální pozice?

H₀₁: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici sedu na židli.

H₀₂: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici stoje na šířku pánve.

H₀₃: Maximální síla stisku dominantní HK se neliší od maximální síly stisku nedominantní HK v pozici vleže na zádech.

Studie Zaccagni et al. (2020, s. 3; s. 6) prokázala, že dominantní horní končetina je signifikantně silnější oproti nedominantní horní končetině v pozici stoje. Měření probíhalo s horními končetinami umístěnými podél těla. Měřilo se za pomoci ručního dynamometru Takei.

Habibi et al. (2013) se zabývali maximální silou stisku dominantní a nedominantní HK v pozici sedu definovaného podle The American Society of Hand Therapists. Měření se zúčastnilo 82 studentů, přičemž dominantní končetina byla určena podle osobních preferencí zúčastněných. Autoři našli statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní horní končetinou ($p < 0,05$), kdy dominantní končetina dokázala vyvinout vyšší svalovou sílu (Habibi et al., 2013, s. 365).

Zamítnutí hypotézy H₀₁ a H₀₂ v prospěch dominantní HK potvrzuje i studie Lee a Hwang (2019), která zkoumala u lidí s dominantní pravou horní končetinou vliv stoje a sedu na maximální sílu stisku. Bylo zjištěno, že v obou pozicích je dominantní končetina silnější zhruba o 1,8 % než končetina nedominantní (Lee, Hwang, 2019, s. 119). Studie Xu et al. (2021) se rovněž ztotožňuje s těmito závěry, přičemž při zkoumání maximální síly stisku u dominantní a nedominantní HK, jak v pozici sedu, tak stoje, u lidí s dominantní

pravou rukou, byla průměrná maximální síla stisku u dominantní končetiny vyšší ($p < 0,001$) v obou testovaných případech (Xu et al., 2021, s. 641).

V této práci byl nalezen signifikantní rozdíl mezi dominantní a nedominantní HK v pozici stoje a sedu na židli ($p < 0,05$). Výše uvedené studie tak souhlasí se zamítnutím hypotéz H_01 a H_02 .

Co se týče hypotézy H_03 bohužel nebyly nalezeny studie, které by porovnávaly stisk dominantní a nedominantní HK vleže na zádech, a tak nelze výsledek této práce (nezamítnutí H_03) srovnat s jinými výzkumnými pracemi.

Dominantní ruku používáme častěji než ruku nedominantní, tudíž jsou svaly dominantní končetiny větší a silnější. Obecně se předpokládá, že rozdíl v maximální síle činí asi 5-10 % (Schmidt, Toews, 1970, s. 321; Crosby, Wahbé, 1994, s. 665). Vlastní svalová síla dominantní ruky je tedy obecně větší než síla nedominantní ruky (Chen et al., 2018, s. 348). Navíc v dominantní ruce je vyšší procento nábory motorických jednotek při nižších úrovních absolutní síly, zatímco u nedominantní končetiny je nábory motorických jednotek rozptýlený (Adam, De Luca, Erim, 1998, s. 1373). Z těchto důvodů bylo pravděpodobně možné naměřit vyšší sílu stisku dominantní HK v pozicích stoje na šířku pánve a sedu na židli, a tedy hypotézy H_01 a H_02 mohly být zamítnuty. V pozici lehu na zádech nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní HK, což vedlo k nezamítnutí H_03 . Při lehu na zádech hraje velkou roli gravitace a s ní spojená globální relaxace. Je tedy možné, že tyto faktory vedly k setření rozdílů napříč končetinami.

Spousta studií zkoumající maximální sílu stisku bohužel neuvádí dominantní a nedominantní končetinu, ale pouze porovnávají výsledky v rámci pravé a levé ruky. Například Richards (1997) tvrdí, že v pozicích sedu nebo lehu na zádech byla pravá ruka signifikantně silnější než ruka levá ($p < 0,001$). Přisuzuje to vyššímu počtu praváků ve studii (Richards, 1997, s. 1155). Avšak již není zmíněno, kolik praváků a leváků se studie zúčastnilo. Dalším příkladem může být studie Barut a Demirel (2012), kdy autoři měřili maximální sílu stisku (za použití ručního digitálního dynamometru Takei) ve stoji a sedu. Byla zaznamenána statistická významnost u dívek pro pravou ruku v pozici stoje ($p < 0,05$). Kromě tohoto poznatku nebyly zaznamenány žádné statisticky významné rozdíly u síly stisku levé ruky u dívek, a u obou rukou chlapců ($p > 0,05$), při zohlednění obou testovacích poloh (Barut, Demirel, 2012, s. 94). Bohužel i zde chybí zmínka o dominanci končetiny.

Vzhledem k nedostatku studií zaměřujících se na porovnání síly stisku dominantní a nedominantní HK, a to především v lehu na zádech, je nezbytné pokračovat ve výzkumu této problematiky.

15.2 Diskuse k 2. výzkumné otázce

VO2: Bude se lišit maximální síla stisku levé a pravé HK u jedinců s ambidextrií pro konkrétní vybrané posturální pozice?

H₀₄: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici sedu na židli.

H₀₅: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici stoje na šířku pánve.

H₀₆: Maximální síla stisku levé HK se neliší od maximální síly stisku pravé HK u jedinců s ambidextrií v pozici vleže na zádech.

Jednou ze studií, která zahrnuje ambidextry, a zároveň souhlasí se zamítnutím hypotézy H₀₅, je studie Zaccagni et al. (2020). V této studii se dominance HK zjišťovala pomocí EHI dotazníku, nicméně hranice pro ambidextry byla na rozdíl od hranice použité v této DP (-60 až +60), posunuta v rozmezí od -40 do +40. K měření byl použit Takei ruční dynamometr. Měřená pozice byla ve stoje s horními končetinami podél těla. Bylo zjištěno, stejně jako v této diplomové práci, že u ambidextrů při této pozici je pravá ruka silnější než ruka levá.

V některých studiích byla dominance ruky stanovena pouze na základě nejlepšího výkonu dosaženého při měření maximálního stisku, a nikoli na základě funkce rukou při různých každodenních činnostech (např. dotazník EHI). Příkladem je studie Deora et al. (2019), kdy u zkoumaných ambidextrů byla pravá ruka v průměru silnější než ruka levá. Pro vysvětlení tohoto jevu je důležité vzít v úvahu, že většina každodenních nástrojů a přístrojů je určena pro praváky. Levák, který nemá přístup k levorukým nástrojům, se často musí přizpůsobit tak, že se jeho pravá ruka stane dominantní (Deora et al., 2019, s. 489). Tento trend poslední doby je pravděpodobně způsoben větším tlakem naší společnosti na používání pravé ruky v různých pracovních úkolech, a to již od dětství (Al Lawati, Al Maskari, Ma, 2019, s. 316). Pravá ruka je tak používána denně častěji než ruka levá (Crosby, Wahbé, 1994, s. 665). Proto je možné že v pozicích sedu a stoje byla zaznamenána pravá ruka silnější než levá. Vleže na zádech

nebyl nalezen statistický rozdíl mezi končetinami, pravděpodobně ze stejného důvodu, jak je popsáno v diskusi u první výzkumné otázky.

Diplomová práce vycházela ze stanovení dominance HK z EHI dotazníku dle Oldfielda (1971). Autor však neuvádí hranice QL pro ambidextry. Definuje pouze rozmezí -100 a +100, jako absolutní pravorukost a levorukost. Hranice určující ambidextrii byly vytvořeny dodatečně jinými autory na základě empirie. Například s hranicí -60 a +60 (která byla použita v této diplomové práci) přišli Milenkovic a Dragovic (2013), kteří se zabývali modifikací EHI dotazníku. Edinburský dotazník Handedness Inventory byl zadán 1224 středoškolákům (605 mužů a 619 žen). K přezkoumání jeho psychometrických vlastností byla použita konfirmační faktorová analýza. Výsledky ukázaly, že tento nástroj má špatné měřicí vlastnosti. Odstraněním několika problematických položek došlo ke zlepšení vnitřní konzistence dotazníku a zvýšila se tím jeho validita (Milenkovic, Dragovic, 2013, s. 340). Další škálu pro ambidextry stanovili Li, Zhu a Nuttall (2003) a to konkrétně -40 a +40 (Li, Zhu, Nuttall, 2003, s. 378). Obecně ve světě je více využívána klasifikace dle Milenkovice a Dragovice.

Je možné, že kdyby byla zde použita jiná klasifikace k definování ambidextrů, mohly by i výsledky být zcela odlišné. Minimálně by se při aplikaci klasifikace dle Li, Zhu, Nuttall (2003) snížil počet ambidextrů z 10 na 3. Větší problém, než nejednotnost v klasifikacích, tvoří nedostatek studií zaměřujících se na maximální sílu stisku horních končetin v různých posturálních pozicích zahrnující ambidextry. Přestože existují studie zkoumající tuto problematiku, naneštěstí buď nepracují s ambidextry, anebo je záměrně z výzkumu vylučují, a proto nebylo možné najít takové studie a výzkumné práce, které by posloužily k porovnání výsledků hypotéz H_{04} a H_{06} . Proto je do budoucna nutné zhotovit více odborných článků a studií na toto téma.

15.3 Diskuse k 3. výzkumné otázce

VO3: Bude se lišit maximální síla stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí v jednotlivých pozicích?

H₀7: Maximální síla stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí se nebude v jednotlivých pozicích lišit.

Z popisné statistiky k VO3 je patrné, že nejvyšší průměrná hodnota byla naměřena ve stoje na levé noze. Dále pak na noze pravé a následně při bipedálním stoji. Čtvrté místo obsadil sed, předposlední leh na zádech, a nakonec nejnižší síla stisku byla naměřena ve stoje se zavřenými očima.

Vzhledem k tomu, že žádná studie nezkoumala rozdíl maximální síly stisku v unipedálním a bipedálnímu stoji, dalo by se zjištění, že vyšší síly stisku je dosahováno ve stoji na jedné končetině oproti stoji na šířku pánve, vysvětlit na základě aktivity svalů během těchto dvou podmínek. Studie García-Massó et al. (2016) porovnávala elektromyografickou (EMG) mezisvalovou koherenci mezi svaly dolní končetiny a svaly středu těla jak ve stoji na jedné dolní končetině, tak při klasickém stoji na šířku pánve. Autoři došli k závěru, že svalové synergie mezi těmito dvěma pozicemi se liší. V rámci pozic byly nalezeny významné rozdíly mezi posturální stabilitou a kontrolou a mezi aktivací svalů. Ve stoje na jedné dolní končetině byla zaznamenána vyšší svalová aktivita pro m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. vastus medialis, m. obliquus externus abdominis a m. erector spinae. Vyšší aktivace svalů středu těla tedy zabezpečuje udržení stability při snížení opěrné báze (García-Massó et al., 2016, s. 1997; s. 1985). K tomuto zjištění dospěla i studie Calatayud et al. (2015), kdy autoři zkoumali EMG svalů středu těla při různých posturálních situacích. Byla prokázána signifikantně vyšší ($p < 0,05$) EMG aktivita svalů při unipedálním stoji oproti bipedálnímu. Celkové výsledky ukazují, že postupné snižování opěrné báze ze sedu, přes stoj až po stoj na jedné dolní končetině vede ke zvyšování svalové aktivity středu těla (Calatayud et al., 2015, s. 188). Při snížení opěrné báze byl nalezen signifikantní nárůst aktivity svalů stabilizující hlezenní kloub (Amiridis, Hatzitaki, Arabatzi, 2003, s. 137; Borreani et al., 2014, s. 404).

Vyšší nároky na rovnováhu dosažené zúžením opěrné báze naznačují, že postupné narušení posturální kontroly může vést k nárůstu aktivity svalů středu těla k zachování rovnováhy a následné snahy o provedení cviku správnou technikou (Muehlbauer et al., 2012, s. 568). Při stoji na jedné noze je tedy patrná vyšší svalová aktivita

z důvodu zachování posturální stability oproti stojí na šířku pánve, a proto mohla být dosažena vyšší síla stisku právě v této pozici.

V této práci vyšel signifikantní rozdíl mezi kombinací pozic stoj na levé dolní končetině & sed, ale při obdobné situaci stoj na pravé dolní končetině & sed, nikoliv. Pro ověření tohoto výsledku naneštěstí nebylo možno nalézt studii, která by se zabývala problematikou maximální síly stisku dominantní horní končetiny ve stoji na jedné dolní končetině, a tak se nelze opřít o žádné výsledky. Dalo by se pouze usuzovat z domněnek, proč v této práci vyšla signifikance pouze pro levou dolní končetinu.

Měření v této diplomové práci se zúčastnilo 20 jedinců s jasně vyjádřenou dominancí v poměru 18 praváků a 2 leváci. Bohužel nebyla zjištěna dominance dolní končetiny, nicméně studie Barut et al. (2007) zkoumala vztah mezi dominancí horní a dolní končetiny u 630 probandů. Autoři došli k závěru, že u mužů s dominantní pravou horní končetinou byla u 75,5 % dominantní dolní končetina rovněž pravá, u 7,1 % levá a 17,4 % neupřednostňovalo žádnou končetinu. Ženy s dominantní pravou horní končetinou měly v 89,9 % pravou dominantní dolní končetinu, u 1,2 % se jednalo o levou dolní končetinu a 8,9 % nemělo preferovanou dolní končetinu (Barut et al., 2007, s. 178). Z důvodu nezjištění dominance dolní končetiny můžeme tudíž jen usuzovat, že u praváků v této studii byla dominantní dolní končetina pravděpodobně pravá.

Dále pak studie Zarembienė, Šermukšnienė, Mickevičius (2018) zkoumala, jestli existuje rozdíl mezi silou dominantní a nedominantní dolní končetiny. Výsledky udávají, že u nedominantní dolní končetiny byla zaznamenána signifikantně vyšší svalová síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu oproti dominantní dolní končetině. Mezi abduktory a adduktory nebyl nalezen signifikantní rozdíl v končetinách (Zarembienė, Šermukšnienė, Mickevičius, 2018, s. 66). Z výše uvedených poznatků lze proto jen dedukovat, že v případě této diplomové práce, kdy se měření maximální síly stisku dominantní horní končetiny zúčastnilo 18 praváků a 2 leváci, byla při stoji na levé dolní končetině (která byla pravděpodobně nedominantní) vyvinuta vyšší svalová síla oproti pravé dolní končetině, což se mohlo promítnout v signifikanci výsledků.

Každopádně existují studie, které se snažily zjistit, zda existuje signifikantní rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při stoji na jedné noze v rámci zachování posturální stability. Autoři jsou v tomto ohledu nejednotní a důkladné prozkoumání současné literatury neumožňuje učinit závěr, zda dominance končetin má či nemá vliv na monopodální

posturální rovnováhu. Dosud publikované studie totiž ukázaly, že dominantní a nedominantní noha mohou vykazovat rozdílnou nebo podobnou posturální rovnováhu (Paillard, Noé, 2020, s. 8). Spíše než dominance dolní končetiny na vliv zachování posturální stability při snížené opěrné bázi, hrají větší roli anamnestické údaje o zranění, operaci nebo vývojové vadě některé z končetin, kdy zdravá končetina má obvykle lepší balanční schopnosti (Schorderet, Hilfiker, Allet, 2021, s. 66).

V rámci hypotézy H₀₇ byl další signifikantní rozdíl objeven mezi kombinací pozic stoj na šířku pánve & stoj na šířku pánve se zavřenými očima, kdy vyšší síly bylo dosahováno bez omezení zrakové kontroly. Tento jev by se dal vysvětlit faktem, že vzpřímené držení těla vyžaduje koordinaci nervových impulzů k velkému souboru svalů, které se podílejí na kontrole bipedálního stoje (posturální svaly). Tato koordinace se může zhoršit v situacích, kdy je stoj prováděn za náročnějších podmínek, jako je například stoj o menší opěrné bázi nebo nedostatek vizuálních informací (Danna-Dos-Santos et al., 2015, s. 657).

Ve studii Danna-Dos-Santos et al. (2015) analyzovali sílu a distribuci korelovaných nervových inputů (měřeno podle mezisvalové koherence) do šesti posturálních svalů, které byly dříve považovány za součásti synergických skupin podílejících se na udržování vertikální polohy těla. Měření probíhalo při klidném bipedálním stoji s otevřenými a zavřenými očima po dobu 30 sekund. Pomocí povrchových elektrod byla zaznamenávána aktivita svalů. Autoři došli následně k závěru, že absence vizuálních informací signifikantně snížila intermuskulární koherenci, což naznačuje, že vizuální informace hrají důležitou roli při vytváření posturálních svalových synergií během bipedálního stoje, a i krátkodobé přerušení zrakového vstupu ovlivňuje organizaci nervového řízení synergistických svalů zapojených do posturální kontroly (Danna-Dos-Santos et al., 2015, s. 665-667). Studie Lin et al. (2019) vyzorovala, že silový výkon při stisku a kontrola stability síly byly lepší v případě s otevřenými očima oproti očím zavřeným jak u skupinky mladých jedinců, tak lidí vyššího věku. Je tedy patrné, že chybějící zrakové informace mají velký vliv na posturální stabilitu a následnou produkci síly (Lin et al., 2019, s. 79). S tvrzením, že zrakové informace se významně podílejí na řízení bipedálního postoje, a že např. nedostatečné nebo chybějící zrakové informace mají nepříznivý vliv na posturální stabilitu souhlasí i studie Wood et al. (2009, s. 482), Allum, Pfaltz (1985, s. 92), Simoneau et al. (1992, s. M151) a Loughlin et al. (1994, s. 380).

S využitím vizuální zpětné vazby je síla stisku signifikantně vyšší ($p < 0,005$) (Chkeir et al., 2013, s. 1127). Další studie zabývající se podobnou problematikou (Weiss-Lambrou, Dutil, 1986, s. 100) také zaznamenala vyšší sílu stisku při využití vizuálního feedbacku oproti vyřazení zrakové kontroly, nicméně tento rozdíl nebyl signifikantní. Mnoho klinických studií proto kombinuje vizuální feedback a rehabilitační cvičení s cílem zlepšit motorické a funkční zotavení (Lin et al., 2015, s. 5; Park et al., 2018, s. 88).

Jako poslední vyšly signifikantní rozdíly mezi kombinacemi pozic DK – ZO & DK – PN a DK – ZO & DK – LN, přičemž vyšší síly bylo dosaženo v pozici stoje na jedné dolní končetině oproti stoji se zavřenýma očima. Tato signifikance se dá vysvětlit pomocí výše zmíněných skutečností, jako například že se zavřenýma očima byla naměřena nejnižší průměrná hodnota, a naopak ve stoji na jedné dolní končetině nejvyšší, a to z důvodu, že vyřazením zraku dochází i ke snížení svalové síly naopak při stoji na jedné končetině dochází k vyššímu zapojení svalů.

Přestože ostatní kombinace pozic nebyly v této práci statisticky významné, jsou k lepšímu pochopení vzájemných vztahů mezi zkoumanými posturálními pozicemi v následujícím textu zpracovány výsledky ostatních studií zabývajících se touto problematikou.

Při porovnání pozic DK stoj & DK sed našla studie Lee a Hwang (2019) signifikantní rozdíl mezi touto kombinací, přičemž ve stoji byla síla stisku vyšší. Lee a Hwang dále uvádějí, že by se mělo jednat o zhubra 1,5 % rozdíl (Lee, Hwang, 2019, s. 119). Tento poznatek potvrzuje i studie Balogun, Akomolafe a Amusa (1991, s. 282), kdy došli k závěru, že při stoji je dosahováno vyšší maximální síly než při sedu. Signifikantní rozdíl mezi stojem a sedem našli i ve studii Xu et al. (2021), kdy z analýzy vyplývá, že při nezměněných ostatních faktorech byly hodnoty síly stisku ve stoje významně vyšší než vsedě ($p < 0,001$) (Xu et al., 2021, s. 641). Stejný výsledek byl nalezen i ve studii Jain et al. (2019, s. 619), kdy ve stoje byla zaznamenána vyšší síla stisku. Stoj jakožto výhodnější pozici k vyprodukování vyšší síly stisku doporučuje i studie Liao et al. (2014, s. 280). Výsledky výše zmíněných studií se tedy ztotožňují i se zjištěním této práce, kdy byla naměřena vyšší svalová síla v pozici stoje oproti sedu.

Následující studie rozšířily testované pozice o leh na zádech. Porovnání maximální síly stisku dominantní HK mezi těmito třemi posturálními pozicemi se zabývaly například

studie Martin, Neale, Elia (1985), Teraoka (1979), Watanabe et al. (2005) nebo Murugan et al. (2013). Ve všech studiích došli k závěru, že maximální síla stisku je nejvyšší ve stoji a nejnižší vleže na zádech (Martin, Neale, Elia, 1985, s. 137; Teraoka, 1979, s. 1; Watanabe et al., 2005, s. 607; Murugan et al., 2013, s. 116). Martin, Neale a Elia (1985, s. 137), za použití ručního dynamometru Harpenden, však nenalezli statisticky významný rozdíl mezi sedem a lehem na zádech. Naproti tomu ve studii Teraoka (1979), kde byl k měření použit dynamometr Smedley, autor došel k závěru, že úchop v sedu je silnější než v lehu (Teraoka, 1979, s. 1). Autoři studie Watanabe et al. (2005) našli signifikantní rozdíl při porovnání pozic stoj & leh na zádech a sed & leh na zádech, kdy vleže byla síla stisku oproti ostatním pozicím razantně nižší ($p < 0,001$). Rozdíl mezi pozicemi stoj & sed nebyl signifikantní (Watanabe et al., 2005, s. 607). Nicméně všechny studie se shodují i se zjištěním této práce, a to konkrétně s pořadím maximální síly stisku, kdy vyšší síly je dosahováno v pozici stoje, poté sedu, a nakonec lehu na zádech.

Studie El-sais, Mohammad (2014) a Ashraf et al. (2022) do svých výzkumů zahrnuly mimo výše zmíněné tři pozice navíc také ještě pozici vleže na břiše a vleže na boku. Tyto pozice sice nejsou předmětem této diplomové práce, nicméně poskytují nový úhel pohledu na problematiku variací posturálních pozic na maximální výkon síly stisku dominantní horní končetiny. Obě studie pracovaly s postavením horní končetiny podle doporučení The American Society of Hand Therapists.

Do výzkumu studie El-sais, Mohammad (2014) byly zařazeni pouze muži s dominantní pravou horní končetinou. Způsob zjištění dominance studie však neuvádí. K měření byl použit digitální dynamometr Jamar Plus+. Co se tedy týče vlivu výše zmíněných posturálních pozic na maximální sílu stisku, studie zjistila, že maximální síla stisku byla nejvyšší při stoji. Analýza rozptylu poté potvrdila, že byly zjištěny signifikantní rozdíly v měření mezi jednotlivými pozicemi ($p = 0,014$). Poloha v leže na břiše byla signifikantně menší oproti stání ($p = 0,043$) i oproti sedu ($p = 0,013$). Na druhou stranu nebyly zjištěny žádné další významné rozdíly mezi ostatními pozicemi ($p > 0,05$). Celkově měla maximální síla stisku v sedu minimální až střední rozdíly oproti pozici lehu na zádech. Nicméně samostatný leh jak v pronační, tak v supinační pozici měl značně negativní vliv na sílu stisku ve srovnání se stojem (El-sais, Mohammad, 2014, s. 290).

Ve studii Ashraf et al. (2022) není rovněž uvedena informace o způsobu zjištění dominance horní končetiny nebo o typu ručního dynamometru, který byl k výzkumu využit.

Měření se zúčastnilo celkem 45 zdravých probandů od 18 do 24 let. Nejvýše naměřené průměrné hodnoty byly zaznamenány při stoji, nejnižší v lehu na břiše. Síla stisku dominantní horní končetiny ve stoje byla signifikantně vyšší oproti vleže na zádech a vsedě. Signifikantní rozdíl byl nalezen i mezi lehem na boku a lehem na břiše. Celkově došli k závěru, že síla stisku horní končetiny byla nejvyšší ve stoje, sedu a lehu na zádech oproti lehu na boku a břiše (Ashraf et al., 2022, s. 166).

Nicméně všechny studie se shodují i se zjištěním této práce, a to konkrétně s pořadím maximální síly stisku, kdy vyšší síly je dosahováno v pozici stoje, poté sedu, a nakonec lehu na zádech. Obě poslední zmíněné studie se v konečném důsledku shodují a doplňují tak pořadí pozic ještě o čtvrté (leh na boku) a páté (leh na břiše) místo.

Z fyziologického hlediska může být vyšší síla dosažena ve stoje díky zvýšené časové a prostorové sumaci kontrahujících se svalů, které nastávají během stoje. Pozice sedu a lehu indikuje relaxaci, zatímco stoj stimuluje kortikální a periferní vzrušivost. Kromě toho synergický účinek svalů dolní končetiny mohl zvýšit maximální sílu stisku ve stoji. Ve stoji totiž dochází k neustálé interakci mezi centrálními příkazy a senzoricou zpětnou vazbou z kloubních receptorů a svalů dolní končetiny. Při sedu je periferní zpětná vazba z dolních končetin minimální. Periferní aferentní vstupy z kloubů a svalů mohou měnit počet zapojených motorických jednotek a sílu kontrakce. Dochází totiž ke dvojí aktivaci alfa a gama motorického systému, což způsobuje silnější kontrakci extrafuzálních svalových vláken, jež obklopují svalová vřetenka (Balogun, Akomolafe, Amusa, 1991, s. 282). Kromě toho se při stoji lépe nabudí korové a periferní oblasti mozku (Kong, 2014, s. 604). Ve stoji jsou navíc svaly nuceny více pracovat, aby překonaly gravitační sílu (Ashraf et al., 2022, s. 166).

Důvody protichůdných výsledků nejsou známy. Jednou z možností může být, že při každé studii byl použit dynamometr jiné značky. Několik studií zjistilo, že při použití různých dynamometrů dochází k rozdílům v naměřené síle stisku, a to i při porovnání dvou dynamometrů stejného typu (Balogun, Adenlola, Akinloye, 1991, s. 155; Flood-Joy, Mathiowetz, 1987, s. 235). I kdyby však přístroje měřily sílu úchopu odlišně, není jasné, zda by se vztah mezi jednotlivými pozicemi změnil. Další z možností, proč v této diplomové práci výsledky mezi porovnávanými pozicemi nebyly signifikantně průkazné oproti jiným studiím může být menší vzorek testovaných jedinců. Jako další možnost se přikládá fakt, že mezi studii panuje nejednotné hodnocení.

Některé studie využívají k porovnání výsledků medián, jiné průměrnou maximální hodnotu. Někdy není ve studii ani uvedeno, která metoda k porovnání byla použita. Čtvrtá možnost pak může být rozdílnost v metodikách studií. Vliv na rozdílnost výsledků mají i ostatní faktory jako například: věk, pohlaví, BMI, antropometrie ruky atd. Některé studie navíc nespecifikují, v jakém postavení segmentů horní končetiny měření probíhalo, což mohlo mít zásadní vliv na výsledky.

Jak již bylo zmíněno, důvody protichůdných výsledků nejsou známy a existuje spousta proměnných, které mohly narušit výsledky měření. Síla stisku hraje důležitou roli ve funkci horní poloviny těla a ovlivňuje ji spousta faktorů jako například věk, pohlaví, postura, antropometrie ruky, její hmotnost nebo pozice jednotlivých segmentů horní končetiny atd.

Důležitou roli hraje pohlaví, kdy dřívější studie prokázaly, že muži mají vyšší sílu stisku než ženy (España-Romero et al., 2008 s. 378; Sirajudeen et al., 2012, s. 58). Přispívá k tomu i rozdílnost ve složení těla, jako je nízká svalová hmota a vysoká tuková hmota u žen, což vede ke snížení síly stisku ve srovnání s muži (Manoharan, Sundaram, Jason, 2015, s. 1289). Obecně mají ženy slabší horní končetinu asi o 40-60 % a dolní o 25-30 % ve srovnání s muži (Shephard, 2000, s. 27). Muži jsou navíc fyzicky zdatnější (Rajendran et al., 2016, s. 245). Maximální síla stisku je rovněž ovlivněna preferencí/dominancí HK (Ashraf et al., 2022, s. 164). Bylo zjištěno, že dominantní končetina je schopna vyprodukovat asi o 10% větší sílu oproti nedominantní končetině (Lee, Hwang, 2019, s. 117). Některé onemocnění snižují maximální sílu stisku. Byla prokázána nižší svalová síla u pacientů s roztouženou sklerózou nebo s osteoartritidou (Fischer, Long, Drachman, 1984, s. 811; Ziv, Patish, Dvir, 2008, s. 86). Dlouhodobé používání chytrých telefonů a s tím spojená opakovaná flexe a extenze zápěstí a prstů vede k patologii, což snižuje sílu stisku (Osailan, 2021, s. 1). Dřívější studie prokázaly, že maximální síla stisku roste s věkem (España-Romero et al., 2008, s. 378; Sirajudeen et al., 2012, s. 58). Podle studie Kallman, Plato, Tobin (1990) se po dosažení maximálního vrcholu svalové síly začíná svalová síla postupně snižovat s narůstajícím věkem. Jako možné příčiny ztráty svalové síly autoři uvádějí úbytek svalové hmoty procesem stárnutí, chronická onemocnění, osteoartrózu ruky, sníženou fyzickou aktivitu jedince, klesající motivaci a změny probíhající v samotném stárnoucím svalu (Kallman, Plato, Tobin, 1990, s. M86). Velikost svalové síly se zvyšuje s velikostí, šířkou a rozpětím ruky (Sirajudeen et al., 2012, s. 58). Další faktor ovlivňující maximální sílu stisku

je svalová únava, která je definována jako cvičením vyvolané snížení maximální silové kapacity svalu. Při intenzivním používání svalů a svalových skupin dochází k poklesu výkonnosti. Tento děj se nazývá únava. Svalová únava závisí na typu a intenzitě cvičení, na konkrétních svalových skupinách, které jsou zapojovány a na fyzickém prostředí, kde se aktivita odehrává. Charakteristické je snížení schopnosti tvorby svalové síly, rychlosti zkracování svalu a prodloužená relaxace motorických jednotek mezi jednotlivými nábory (Alkurdi, Dweiri, 2010, s. 124). Fyzická únava byla identifikována jako rizikový faktor spojený se vznikem pracovního úrazu. Obzvláště znepokojivá je svalová únava, která se vyvinula z opakovaného úchopu rukou (Manoharan, Sundaram, Jason, 2015, s. 1290). Pracovní zátěž tedy ovlivňuje sílu stisku. Při středním a velkém pracovním zatížení měli lidé nižší sílu stisku ve srovnání s klidovými a lehkými činnostmi (Habibi et al., 2013, s. 366). Fraser et al. (1999) a Sirajudeen et al. (2012) tvrdí, že existuje významná korelace mezi silou stisku a obvodem předloktí. Tento fakt vysvětlují pomocí velikosti objemu svalů flexorů prstů, které mají původ v předloktí, neboť síla je přímo úměrná svalové hmotě (Fraser et al., 1999, s. 524; Sirajudeen et al., 2012, s. 61). Kyslík a glukóza jsou hlavním zdrojem energie pro svaly. V důsledku poklesu kyslíku a zvýšení hladiny oxidu uhličitého v krvi dochází následně ke snížení maximální síly stisku (Manoharan, Sundaram, Jason, 2015, s. 1290). Felipe et al. (2015) uvádí, že pacienti s chronickou obstrukční plicní nemocí mají na podkladě nízké hladiny kyslíku sníženou plicní funkci, statickou hyperinflaci, sníženou sílu stisku a nižší výkonnost v six minute walk testu (Felipe et al., 2015, s. 986). Čas, kdy je měření prováděno, může rovněž ovlivnit maximální sílu stisku kvůli denním výkyvům. Martin, Neale, Elia (1985) tvrdí, že měření uskutečněné mezi 6:00 – 9:00 dokáže vyprodukovat vyšší sílu oproti 20:00 – 4:00, kdy je svalová síla snížena (Martin, Neale, Elia, 1985, s. 137). Další faktor, který má vliv na sílu stisku je teplota. Cornwall (1994) uvádí, že při změnách teploty svalu v rozmezí 27° – 40° nedochází k výrazným změnám svalové síly. Při snížení teploty pod 27° došlo i k výslednému poklesu izometrické síly stisku a vytrvalosti (Cornwall, 1994, s. 74). Co se týče teploty vody, studie Bhoir, Anap, Prabhakar (2015, s. 13) zjistila, že horká voda zvyšuje sílu stisku, zatímco studená ji snižuje. Bylo zjištěno, že i kouření má negativní vliv na sílu stisku. Kuřáci během měření vykazovali sníženou sílu úchopu a rychlejší unavitelnost ve srovnání s nekuřáky. Je tomu pravděpodobně zapříčiněno kvůli složkám cigaretového kouře a systémovým zánětlivým mediátorům, jež zvyšují proteolýzu a inhibují syntézu proteinů, což vede ke ztrátě svalové hmoty. Snížená kontraktilní vytrvalost kosterního svalstva u kuřáků může být důsledkem zhoršeného dodávání kyslíku do mitochondrií

a schopnosti mitochondrií vytvářet adenosintrifosfát (ATP) v důsledku interakce oxidu uhelnatého s hemoglobinem, myoglobinem a složkami dýchacího řetězce (Al-Sayegh, Al-Obaidi, Nadar, 2014, s. 1025).

Při měření maximální síly stisku neexistuje standardizovaná pozice, ve které by mělo měření probíhat. Proto můžeme bez této standardizace nacházet odchylky napříč jednotlivými studii (Cronin et al., 2017, s. 3188). Nicméně standardizované pozice nelze zobecnit na osoby vykonávající povolání, kdy se poloha těla mění v závislosti na pracovních podmínkách. Toto tvrzení vzbudilo zájem výzkumníků o studium síly úchopu v různých pozicích těla. Několik autorů se pokusilo posoudit sílu úchopu kombinací různých posturálních pozic těla a pozic jednotlivých segmentů horních končetin. Výsledky nejsou jednoznačné, a proto je k dispozici jen málo údajů, které by umožnily vyvodit závěry nebo zpochybnit stávající postupy měření síly stisku (Murugan, 2013, s. 117).

V roce 1981 The American Society of Hand Therapists začala doporučovat provádět měření v sedě na židli s opřenými zády, chodidly položenými na podlaze, addukcí paže s neutrálním rotačním postavením, loktem flektovaným v 90°, předloktím v neutrálním postavení a zápěstí mezi 0-30° extenze a 0-15° ulnární dukce (Cronin et al., 2017, s. 3188).

Co se týče vlivu polohy lokte na vývin svalové síly, tak například studie (España-Romero et al., 2010) se zaměřila na porovnání maximální síly stisku v pozici s flektovaným loktem v 90° (jak doporučuje The American Society of Hand Therapists) a s plnou extenzí lokte. Pro klinickou praxi pak ve svých závěrech doporučuje testovat maximální sílu stisku horní končetiny s extendovaným loktem (España-Romero et al., 2010, s. 273-276). Ke stejnému závěru dospěla i studie (Pereira et al., 2011), která rovněž zkoumala maximální sílu stisku s rozdílnou pozicí loketního kloubu. Vyšší svalová síla sice byla vyšší v pozici s extendovaným loktem podle doporučení European Test of Physical Fitness Handbook oproti protokolu dle The American Society of Hand Therapists, nicméně tento rozdíl nebyl signifikantně významný (Pereira et al., 2011, s. 186, s. 188). Studie Ashraf et al. (2022) také tvrdí, že vyšší síla stisku nastává s extendovaným loketním kloubem ať už v pozici sedu nebo stoje, oproti flexi lokte (Ashraf et al., 2022, s. 166). S tímto poznatkem úplně nesouhlasí studie Barut a Demirel (2012, s. 95) se studií Balogun, Akomolafe a Amusa (1991, s. 280), kdy na rozdíl od předchozí studie předkládají, že síla stisku horní končetiny je vyšší při stoje oproti sedu (v obou případech s extendovaným loktem). Z biomechanického hlediska jsou vztahy

mezi délkou a napětím svalů, které se podílejí na síle úchopu, zásadní a musíme na ně brát ohled při řešení změny polohy lokte na výslednou sílu. M. flexor digitorum superficialis jako primární sval zúčastňující se flexe prstů se jako jediný upíná až za loketní kloub, a proto poloha tohoto kloubu může přímo ovlivnit výkonost tohoto svalu. Jestliže bude sval značně zkrácen, nebude schopen vytvořit potřebné napětí a vykonat tak dostatečně kvalitní svalovou kontrakci. Tím pádem s rostoucí flexí v loketním kloubu se m. flexor digitorum superficialis zkracuje a dostává do mechanické nevýhody, kdy nemůže vygenerovat velkou svalovou sílu (Barut, Demirel, 2012, s. 96). S tímto stanoviskem souhlasí i studie Kuzula a Vargo (1992), kdy při měření maximální síly stisku dominantní horní končetiny ve čtyřech pozicích loketního kloubu (0°, 45°, 90° a 135°) byla nejvyšší síla naměřena v pozici 0° a nejnižší 135° (Kuzula, Vargo, 1992, s. 509). Proto by mělo být doporučováno měřit sílu stisku s extendovaným loketním kloubem.

Další segment a jeho poloha, který má vliv na maximální sílu stisku, je ramenní kloub. Studie Rajendram et al. (2016) zkoumala maximální sílu stisku při různých pozicích ramenního kloubu s loktem v plné extenzi a ve flexi 90°. Výsledky ukázaly, že nejvyšší průměrná síla byla zaznamenána v pozici s neutrální flexí ramenního kloubu, 0° extenze v loketním kloubu a neutrálním postavení v zápěstí. Nejnižší naměřená průměrná hodnota pak v pozici 90° flexe v ramenním kloubu a 90° v loketním kloubu s neutrálním postavením v zápěstí. Je tedy jasné, že i pozice ramenního kloubu ovlivňuje sílu stisku. Může to být způsobeno synergistickými svaly zad a ramenního kloubu, kdy je těmto svalům umožněno pracovat s maximální efektivitou, což by teoreticky zvýšilo jejich účinnost pro optimální úsilí v souladu s principem vztahu délky a napětí svalu (Rajendram et al., 2016, s. 250-251). Nejvyšší maximální sílu stisku při nulovém postavení v ramenním kloubu s extendovaným loktem potvrzuje i studie (Alkurdi, Dweiri, 2010, s. 129), kdy bylo dosaženo největší průměrné hodnoty právě v této pozici. Na rozdíl od studie Rajendram et al. (2016) udává jako nejméně vhodnou pozici pro testování maximální síly při 180° flexi ramene s 90° flexí v lokti. Důvodem je fakt, že studie Rajendram et al. (2016) s touto pozicí vůbec nepracovala. Nicméně jako druhá nejmenší průměrná naměřená hodnota ve studii Alkurdi a Dweiri (2010) byla shodná se studií Rajendram et al. (2016) a to 90° flexe v ramenním kloubu s 90° flexí v loketním kloubu. Ve studii Xu et al. (2021) zjišťovaly, která ze čtyř pozic je nejvhodnější k měření síly stisku. Jednalo se o stoj s neutrálním postavením v ramenním kloubu a extendovaným loktem, stoj s 180° flexí v ramenním kloubu a extenzí lokte, sed s ramenem v neutrální pozici a flexí 90° lokte a sed s neutrálním postavením ramene s extendovaným

loktem. Z výsledků vyplívá, že síla naměřená v pozicích ve stoje, byla signifikantně vyšší než v sedu. Nejlepší hodnoty byly naměřeny ve stoje s extendovaným loktem a nulovým postavením v rameni. Pozice v sedu se od sebe statisticky nelišily (Xu et al., 2021, s. 641). S tím souhlasí i studie Lee a Hwang (2019), kdy bylo zjištěno že nejvyšší hodnota maximální síly stisku byla dosažena s 0° v ramenním kloubu, následována 90° a nakonec pak 180°, přičemž výsledky při 90° a 180° nebyly signifikantně odlišné (Lee, Hwang, 2019, s. 119).

S těmito poznatky úplně nesouhlasí studie Su et al. (1994), která se také zabývala silou stisku horních končetin v různých pozicích loketního ale i ramenního kloubu. K měření ve čtyřech pozicích byl použit dynamometr značky Jamar. Měřilo se s extendovaným loketním kloubem s 0°, 90° a 180° v ramenním kloubu. Poslední pozice vycházela z doporučení dle The American Society of Hand Therapists, a tedy s nulovým postavením v ramenním kloubu a s flexí 90° v kloubu loketním. Měřena byla pouze dominantní končetina. Nejvyšší naměřená průměrná hodnota byla zaznamenána v pozici s plnou extenzí lokte s ramenním kloubem ve 180° flexi. S velkým překvapením nejnižší hodnoty dosáhla pozice s 90° flexí v loketním kloubu. Kromě toho síla stisku naměřena ve všech třech pozicích (bez ohledu na pozici ramenního kloubu) s extendovaným loketním kloubem výrazně vyšší oproti s flexí lokte (Su et al., 1994, s. 812).

Kromě studie Su et al. (1994) se všechny ostatní práce shodují s neutrálním postavením ramenního kloubu jako nejvhodnější pozicí pro testování maximální síly stisku horní končetiny, a proto by měla být tato pozice využívána k měření.

V neposlední řadě má na maximální sílu stisku vliv i pozice předloktí a zápěstí. Studie Murugan et al. (2013) se zabývala maximální silou stisku v kombinaci následujících proměnných: sed, stoj, leh na zádech, flexe 90° v loketním kloubu a plná extenze, pronace předloktí, supinace předloktí a jeho neutrální postavení. Bylo zjištěno, že maximální síly stisku bylo dosaženo ve stoji s 90° flexí lokte se supinací předloktí. Nicméně nebyl zjištěn signifikantní rozdíl mezi flexí a extenzí loketního kloubu. Supinace předloktí dokázala vyprodukovat větší sílu stisku než neutrální pozice, zatímco pronace sílu stisku snižovala (Murugan et al., 2013, s. 116). Lee a Hwang (2019, s. 119) naopak dosáhly maxima v neutrální pozici předloktí. Mezi supinací a pronací však nebyl signifikantní rozdíl. Richards, Olson a Palmiter-Thomas (1996) také došli k závěru, že pozice zápěstí a předloktí ovlivňuje sílu stisku. Hodnoty naměřené v pronaci a ve flexi zápěstí byly výrazně nižší oproti

pozici v neutrálním postavení nebo extenzi (Richards, Olson, Palmiter-Thomas, 1996, s. 133). Snížená svalová síla v pronaci předloktí je pravděpodobně způsobena křížením kosti vřetení a loketní, což vede k relativnímu zkrácení dlouhých flexorů a následně ke snížení svalové síly (Murugan et al., 2013, s. 120). Nejvyšších hodnot je možno dosáhnout se zápěstím v neutrální pozici. Což lze rovněž vysvětlit na základě délky a napětí kontraktilních elementů ve svalu. Zápěstí umístěné v neutrálním postavení s mírnou ulnární dukcí vytváří pro jednotlivé svalové skupiny prstů ruky optimální délku k produkci maximální svalové síly. S narůstající extenzí zápěstí se flexorové skupiny svalů ruky prodlužují a svalová síla se tím pádem snižuje (Rajendram et al., 2016, s. 250-251). Obecně platí, že optimální pozice předloktí a zápěstí pro měření maximální síly stisku by měla být 35° extenze a 7° ulnární dukce v zápěstí (Richards, Olson, Palmiter-Thomas, 1996, s. 133).

Podle zjištěných poznatků by měla být síla stisku testována s neutrálním postavením předloktí a neutrálním postavením, popřípadě mírnou extenzí zápěstí.

15.4 Poznatky pro klinickou praxi

Předchozí studie síly úchopu poskytly přesvědčivé důkazy o tom, že vyšší síla úchopu je spojena s nižším rizikem vzniku geriatrických problémů. Dlouhodobé změny v síle stisku jsou spojeny s životním stylem a zdravotním stavem, jak je charakterizuje výrok "*síla stisku je hrubý, ale účinný měřič vůle k životu*" (Kozakai, 2017, s. 147). Síla stisku ruky je tedy považována za důležitý parametr, který je předmětem zájmu rehabilitace při poranění ruky. Bylo prokázáno, že síla stisku ruky je velmi variabilní v různých polohách paže, předloktí, lokte, zápěstí a ruky. Varianty poloh těla rovněž způsobují významné změny v její silové produkci. Výsledky různých studií v minulosti uváděly, že polohy ve stoje a vsedě vytvářejí lepší sílu stisku ruky než polohy vleže na zádech a přesný mechanismus tohoto rozdílu lze přičíst více faktorům včetně rovin pohybu, v nichž se pohyby odehrávají, a účinkům gravitace na pohybující se segmenty.

Přestože existuje doporučená standardní testovací poloha pro měření síly stisku vsedě (podle The American Society of Hand Therapists), nacházíme v literatuře příklady měření síly úchopu v různých pozicích, některé studie dokonce neposkytují podrobné informace o testovací pozici. Výzkumníci si musí být vědomi vlivu různých testovacích poloh na měření síly stisku. Standardizovaná metoda by umožnila konzistentnější měření síly úchopu jak v klinické praxi, tak ve výzkumu, a porovnání výsledků mezi studiemi. Nicméně podle výše získaných poznatků, se doporučuje testovat maximální sílu stisku s ramenním kloubem

v neutrálním postavení, loktem v plné extenzi, předloktím v neutrálním postavení a zápěstím také v neutrálním postavení nebo lehké extenzi.

Proto, aby byly při měření zachovány konstantní podmínky, může být poloha vsedě lepší než poloha ve stoje na šířku pánve nebo na jedné dolní končetině, aby se vyloučily různé faktory, i když ve stoje na jedné dolní končetině lze dosáhnout vyšší síly stisku. Tato pozice není vhodná u lidí s narušenou schopností efektivně kontrolovat svoji posturální stabilitu a hrozí tak zranění z možného pádu. Dále je vhodné využití vizuálního feedbacku při tréninku a rehabilitaci síly stisku. Nicméně je třeba do budoucna zkoumat reprodukovatelnost výsledků v jednotlivých polohách.

Diplomová práce může poskytnout pomoc při včasné mobilizaci pacientů. V klinickém prostředí pomůže při vypracování rehabilitačního programu a posilovacího programu alternativních poloh pro pacienty, kteří nemohou tolerovat vzpřímené polohy. Při rehabilitaci je nutné pochopit, jak mohou drobné změny v těle a tělesných segmentech ovlivnit výkonnost při úchopu rukou, ať už při sportu, nebo při běžných denních činnostech. S ohledem na tuto skutečnost jsou výsledky této studie cenné jak při posuzování, hodnocení, tak při rehabilitaci populace pacientů s poraněním ruky.

15.5 Limitující faktory

Srovnání jednotlivých studií bylo také obtížné z toho důvodu, že napříč studiemi se lišily statistické metody použité k porovnání výsledků. Některé studie pracovali s mediánem, jiné s průměrem. V některých případech nebylo uvedeno, jaká metoda byla použita. V této diplomové práci byl použit Wilcoxonův párový test k vyhodnocení statistických dat, a tedy by se hodilo porovnávat naměřené hodnoty podle mediánu. Nicméně například ve třetí výzkumné otázce při porovnání pozic stoj na šířku pánve & stoj na šířku pánve se zavřenýma očima, byl nalezen signifikantní rozdíl mezi pozicemi. Tyto dvě pozice mají ale stejný medián, a při porovnání mediánů není možné určit, ve které pozici byl stisk silnější. Pokud tedy výsledkem Wilcoxonova testu bylo zjištění signifikantního rozdílu mezi dvěma skupinami, i když mají stejný medián, pravděpodobně by to naznačovalo, že i když medián je stejný, existují jiné charakteristiky dat, které vedou k signifikantnímu rozdílu mezi skupinami. To znamená, že i když je medián stejný, může být rozdíl v jiných kvantilových úrovních nebo tvaru distribuce dat, což by mohlo vést k signifikantnímu výsledku testu. Z důvodu lépe porozumět naměřeným datům je proto vhodné nadále pracovat s průměrem. Průměr totiž poskytuje jiný pohled na data než medián. Rozhodnutí použít průměr místo

mediánu bylo motivováno snahou získat komplexnější porozumění datům a jejich rozložení mezi skupinami. Průměr poskytuje další perspektivu na celkový průběh dat a umožňuje jemnější porovnání mezi skupinami, zejména pokud medián neposkytl jasnou odpověď. Dalším důvodem upřednostnit průměr nad mediánem byl fakt, že většina studií ve svých pracích používala právě průměr, což zjednodušilo porovnání výsledků mezi studii a touto diplomovou prací.

Ve studii nebyla zahrnuta dominance dolní končetiny. Nepřítomnost vyjádření dominance dolní končetiny mohlo omezit celkové porozumění asymetrií v těle a vlivu dominance na sílu a stabilitu během stání. Proto se doporučuje zahrnout analýzu dominance dolní končetiny pro komplexnější pohled na interakce mezi různými částmi těla. Jelikož se autoři neshodli na vlivu dominance dolní končetiny na balančních schopnostech k zachování posturální stability je nezbytné se tímto faktorem zabývat i nadále v dalších výzkumných pracích. Dále by bylo vhodné kromě dominance dolní končetiny doplnit i anamnestické údaje ohledně zranění, operací, abnormalit, vývojových vad, ortopedických nebo zánětlivých onemocnění apod.

Dalším limitujícím faktorem mohla být únava a energetické či psychické vypětí probandů, což mohlo ovlivnit výsledky měření. Měření všech zúčastněných navíc neprobíhalo vždy ve stejném časovém období, a tak i tento faktor se mohl projevit ve výsledcích.

Nedostatek relevantních studií představuje významný limitující faktor. Omezený přístup k dostatečnému množství dat a informací výrazně ztěžuje tvorbu spolehlivých závěrů a formulaci účinných strategií. Je zapotřebí uskutečnit více studií týkajících se rozdílů dominantní a nedominantní HK na maximální sílu stisku u jedinců s jasně definovanou dominancí, a stejně tak studie na porovnání síly stisku pravé a levé HK u ambidextrů v různých posturálních pozicích. Dále je zapotřebí věnovat se studiím zahrnujícím i pozice ve stoji na jedné dolní končetině a pozice s vyřazením zraku.

Závěr

Tato diplomová práce se zabývala vlivem různých posturálních pozic na maximální sílu stisku a současně analýzou faktorů ovlivňující tuto pohybovou funkci, jako je laterální horní končetiny, velikost opěrné báze a vyřazení zraku. Tato práce přinesla několik důležitých poznatků, které by mohly být využity ve sportovním tréninku, rehabilitaci a dalších oblastech lidského výkonu. V diplomové práci byly stanoveny tři výzkumné otázky.

První výzkumná otázka se týkala rozdílů v síle úchopu dominantní a nedominantní HK u jedinců s jasně definovanou dominancí podle EHI dotazníku mezi různými posturálními pozicemi, konkrétně mezi polohami vleže na zádech, sedu na židli a stoje na šířku pánve. Výsledky práce ukázaly signifikantní rozdíl mezi dominantní a nedominantní HK v sedu na židli a stoje na šířku pánve. Dominantní ruku používáme častěji než nedominantní, proto jsou také její svaly větší a silnější, a tím pádem dokáže vyprodukovat více síly.

Druhá výzkumná otázka se zabývala silou úchopu ve stejných posturálních pozicích jako první výzkumná otázka, nicméně měření probíhalo u jedinců s ambidextrií a z důvodu absence dominantní končetiny se porovnávala síla stisku pravé a levé ruky. Byl nalezen signifikantní rozdíl mezi pravou a levou HK v prvních dvou pozicích. Pravá končetina byla silnější oproti levé pravděpodobně proto, že většina každodenních nástrojů a přístrojů je určena pro praváky, a tedy levák, který nemá přístup k nástrojům levorukým se postupně přizpůsobuje, a jeho pravá HK se častějším používáním stává silnější. Vleže na zádech stejně jako u první výzkumné otázky nebyla signifikance prokázána, pravděpodobně z důvodu, že tato poloha podněcuje k relaxaci a dále kvůli vlivu gravitace.

Ve třetí výzkumné otázce, kde se porovnávala maximální síla stisku dominantní HK (18 praváků a 2 leváci) celkem v šesti posturálních pozicích, byl nalezen signifikantní rozdíl pouze mezi kombinací pozic: sed & stoj na levé noze, stoj na šířku pánve & stoj na šířku pánve se zavřenými očima, stoj na šířku pánve se zavřenými očima & stoj na levé noze a stoj na šířku pánve se zavřenými očima & stoj na pravé noze. Při porovnání průměrných hodnot mezi pozicemi dosahovala síla stisku maxima ve stoje na levé noze. Dále pak ve stoje na pravé noze, stoje na šířku pánve, sedu na židli, stoje na šířku pánve se zavřenými očima, a nakonec vleže na zádech. Bylo zjištěno podle EMG, že v pozici stoje na jedné dolní končetině dochází k většímu zapojení svalů středu těla, a proto mohla být vyvinuta vyšší svalová síla právě v této pozici. Jak již bylo zmíněno, byla nalezena signifikance mezi pozicemi

sed & stoj na levé noze, ale nikoliv v kombinaci pozic sed & stoj na pravé noze. Jelikož nebyla zjištěna dominance dolní končetiny, dá se pouze usuzovat z počtu zúčastněných praváků a leváků a z předpokladu, že u praváků je minimálně v 75 % dominantní dolní končetina rovněž pravá, že levá dolní končetina byla v tomto případě u většiny probandů nedominantní. Dále bylo zjištěno, že při stoji na nedominantní dolní končetině dochází k vyšší aktivaci svalů oproti stoji na dominantní. Na základě EMG studie prokázaly, že při stoji se zavřenýma očima dochází k nižší svalové aktivitě z důvodu vyřazení vizuální kontroly oproti stoji s otevřenýma očima.

Aby bylo dosaženo konzistentních výsledků, je nezbytné využívat standardizované metody. Přestože neexistuje standardizovaná poloha horní končetiny při měření maximální síly stisku, doporučuji používat polohu definovanou podle The American Society of Hand Therapists, to umožní lépe porovnávat výsledky mezi jednotlivými pacienty a v různých výzkumných studiích. Dále je nutné zmínit, že i když byly nejvyšší hodnoty síly stisku naměřeny v pozici stoje na jedné dolní končetině, je z praktického hlediska výhodnější měření provozovat buď ve stoji nebo v sedu, kdy není tak velké riziko pádu a celkově jsou zajištěny stabilnější podmínky. Při měření nebo tréninku svalové síly flexorů prstů je vhodné zařadit vizuální feedback, aby bylo dosaženo vyššího výkonu, případně rychlejší rekonvalescence v rámci zranění.

Jelikož neexistují studie zabývající se maximální silou stisku horních končetin v pozici na jedené noze a se zavřenýma očima, je nezbytné se nadále věnovat této problematice v dalších studiích a diplomových pracích.

Referenční seznam

ADAM, A., DE LUCA, C. J., ERIM, Z. 1998. Hand Dominance and Motor Unit Firing Behavior. *Journal of Neurophysiology* [online]. 80(3), 1373-1382 [cit. 2024-04-15]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.1998.80.3.1373.

AL LAWATI, I., AL MASKARI, H., MA, S. 2019. "I am a lefty in a right-handed world": Qualitative analysis of clinical learning experience of left-handed undergraduate dental students. *European Journal of Dental Education* [online]. 23(3), 316-322 [cit. 2024-04-12]. ISSN 1396-5883. Dostupné z: doi: 10.1111/eje.12432.

ALKURDI, Z. D., DWEIRI, Y. M. 2010. A Biomechanical Assessment of Isometric Handgrip Force and Fatigue at Different Anatomical Positions. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 26(2), 123-133, [cit. 2024-03-12]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi: 10.1123/jab.26.2.123.

ALLUM, J. H. J., PFALTZ, C. R. 1985. Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Experimental Brain Research* [online]. 58(1), 82-94, [cit. 2024-04-23]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi: 10.1007/BF00238956.

AL-SAYEGH, N., AL-OBAIDI, S., NADAR, M. 2014. Smoking Impact on Grip Strength and Fatigue Resistance: Implications for Exercise and Hand Therapy Practice. *Journal of Physical Activity and Health* [online]. 11(5), 1025-1031, [cit. 2024-04-20]. ISSN 1543-3080. Dostupné z: doi: 10.1123/jpah.2011-0357.

AMIRIDIS, I. G., HATZITAKI, V., ARABATZI, F. 2003. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters* [online]. 350(3), 137-140, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0304-3940. Dostupné z: doi: 10.1016/S0304-3940(03)00878-4.

ASHRAF, S., KIRAN, Q., MALIK, A., MUBASHAR, H., SUBHANI, A. H., AHMED, S., SALEEM, A., AHMED, S. 2021. Effects of Different Testing Postures on Hand Grip Strength among Healthy Individuals. *Pakistan BioMedical Journal* [online]. 5(1), 164-167, [cit. 2024-03-07]. ISSN 2709-2798. Dostupné z: doi: 10.54393/pbmj.v5i1.267.

BALOGUN, J. A., ADENLOLA, S. A., AKINLOYE, A. A. 1991. *Grip Strength Normative Data For the Harpenden Dynamometer* [online]. 14(4), 155-160, [cit. 2024-04-15]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi: 10.2519/jospt.1991.14.4.155.

- BALOGUN, J. A., AKOMOLAFE, C. T., AMUSA, L. O. 1991. Grip Strength Effects of Testing Posture and Elbow Position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 72(5), 280-283, [cit. 2024-03-11]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/21147053_Grip_Strength_Effects_of_Testing_Posture_and_Elbow_Position.
- BARUT, C., DEMIREL, P. 2012. Influence of testing posture and elbow position on grip strength. *Medical Journal of Islamic World Academy of Sciences* [online]. 20(3), 94-97, [cit. 2024-03-11]. ISSN 2415-1300. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/235779524_Influence_of_testing_posture_and_elbow_position_on_grip_strength.
- BARUT, C., OZER, C. M., SEVİNC, O., GUMUS, M., YUNTEN, Z. 2009. RELATIONSHIPS BETWEEN HAND AND FOOT PREFERENCES. *International Journal of Neuroscience* [online]. 117(2), 177-185, [cit. 2024-04-25]. ISSN 0020-7454. Dostupné z: doi: 10.1080/00207450600582033.
- BASTLOVÁ, P., JURUTKOVÁ, Z., TOMSOVÁ J., ZELENÁ, A. 2015. Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4640-0.
- BHOIR, T., ANAP, D. B., PRABHAKAR, A. J. 2015. Effect of Cold & Hot Temperature On Hand Grip Strength In Normal Individuals: Cross Sectional Study. *VIMS Health Science Journal* [online]. 2(1), 13-15, [cit. 2024-04-20]. ISSN 2454-1982. Dostupné z: <https://vimshsj.edu.in/index.php/main/article/view/162>.
- BITNAR, P. 2009. Kineziologie zápěstí a ruky. In P. Kolář et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. 2017. Rovnováha a možnosti jejího hodnocení. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5259-3.
- BORREANI, S., CALATAYUD, J., MARTIN, J., COLADO, C. J., TELLA, V., BEHM, D. 2014. *Exercise intensity progression for exercises performed on unstable and stable platforms based on ankle muscle activation* [online]. 39(1), 404-409, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.006.

- CALATAYUD, J., BORREANI, S., MARTIN, J., MARTIN, F., FLANDEZ, J., COLADO, J. C. 2015. *Core muscle activity in a series of balance exercises with different stability conditions* [online]. 42(2), 186-192, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.008.
- CORNWALL, M. W. 1994. *Effect of Temperature on Muscle Force and Rate of Muscle Force Production in Men and Women* [online]. 20(2), 74-80, [cit. 2024-04-20]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi: 10.2519/jospt.1994.20.2.74.
- CRONIN, J., LAWTON, T., HARRIS, N., KILDING, A., MCMASTER, D. T. 2017. A Brief Review of Handgrip Strength and Sport Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 31(11), 3187-3217, [cit. 2024-02-26]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0000000000002149.
- CROSBY, C. A., WEHBÉ, M. A. 1994. Hand strength: Normative values. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 19(4), 665-670, [cit. 2024-04-12]. ISSN 0363-5023. Dostupné z: doi: 10.1016/0363-5023(94)90280-1.
- ČAPEK, L., HÁJEK, P., HENYŠ, P. 2018. Biomechanika člověka. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0367-6.
- ČIHÁK, R. 2004. Anatomie. (2., upr. a dopl. vyd.). Praha: Grada. ISBN 80-716-9970-5.
- DANNA-DOS-SANTOS, A., DEGANI, A. M., BOONSTRA, T. W., MOCHIZUKI, L., HARNEY, A. H., SCHMECKPEPER, M. M., TABOR, L. C., LEONARD, CH. T. 2015. The influence of visual information on multi-muscle control during quiet stance: a spectral analysis approach. *Experimental Brain Research* [online]. 233(2), 657-669, [cit. 2024-04-23]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-014-4145-0.
- DEORA, H., TRIPATHI, M., YAGNICK, N. S., DEORA, S., MOHINDRA, S., BATISH, A. 2019. Changing Hands: Why Being Ambidextrous Is a Trait That Needs to Be Acquired and Nurtured in Neurosurgery. *World Neurosurgery* [online]. 122, 487-490 [cit. 2024-04-12]. ISSN 1878-8750. Dostupné z: doi: 10.1016/j.wneu.2018.11.106.
- DRNKOVÁ, Z., SYLLABOVÁ, R. 1991. Záhada leváctví a praváctví. (2.dopl.vyd.). Praha: Avicenum. Život a zdraví (Avicenum). ISBN 80-201-0113-6.
- DYLEVSKÝ, I. 2007. Obecná kineziologie. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1649-7.
- DYLEVSKÝ, I. 2009a. Speciální kineziologie. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

- DYLEVSKÝ, I. 2009b. Funkční anatomie. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.
- EDLIN J. M., LEPPANEN, M. L., FAIN, R. J., HACKLÄNDER, R. P., HANAVERTORREZ, S. D., LYLE, K. B. 2015. On the use (and misuse?) of the Edinburgh handedness inventory. *Brain and Cognition* [on-line]. 94, 44–51, [cit. 2023-05-17]. ISSN 0278-2626. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bandc.2015.01.003.
- EL-SAIS, W. M., MOHAMMAD, W. S. 2014. Influence of different testing postures on hand grip strength. *European Scientific Journal* [online]. 10(36), 290-301, [cit. 2024-02-27]. ISSN 1857-7431.
- ESPAÑA-ROMERO, V., ARTERO, E. G., SANTALIESTRA-PASIAS, A. M., GUTIERREZ, A., CASTILLO, M. J., RUIZ, J. R. 2008. Hand Span Influences Optimal Grip Span in Boys and Girls Aged 6 to 12 Years. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 33(3), 378-384, [cit. 2024-03-07]. ISSN 0363-5023. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jhsa.2007.11.013.
- ESPAÑA-ROMERO, V., ORTEGA, F. B., VICENTE-RODRÍGUEZ, G., ARTERO, E. G., REY, J. P., RUIZ, J. R. 2010. Elbow Position Affects Handgrip Strength in Adolescents: Validity and Reliability of Jamar, DynEx, and TKK Dynamometers. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 24(1), 272-277, [cit. 2024-02-27]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b296a5.
- FELIPE, C., BARTOLOME, C., MIGUEL, D., VICTOR, P. P. 2015. Longitudinal Changes in Handgrip Strength, Hyperinflation, and 6-Minute Walk Distance in Patients With COPD and a Control Group. *Chest* [online]. 148(4), 986-994, [cit. 2024-04-20]. ISSN 0012-3692. Dostupné z: doi: 10.1378/chest.14-2878.
- FISHER, M., LONG, R. R., DRACHMAN, D. A. 1983. Hand Muscle Atrophy in Multiple Sclerosis. *Archives of Neurology* [online]. 40(13), 811-815, [cit. 2024-03-07]. ISSN 0003-9942. Dostupné z: doi: 10.1001/archneur.1983.04050120061009.
- FLOOD-JOY, M., MATHIOWETZ, V. 1987. Grip-Strength Measurement: A Comparison of Three Jamar Dynamometers. *The Occupational Therapy Journal of Research* [online]. 7(4), 235-243, [cit. 2024-04-15]. ISSN 0276-1599. Dostupné z: doi: 10.1177/153944928700700405.
- FRASER, A., VALLOW, J., PRESTON, A., COOPER, R. G. 1999. Predicting 'normal' grip strength for rheumatoid arthritis patients. *Rheumatology* [online]. 38(6), 521-528, [cit. 2024-04-20]. ISSN 1462-0324. Dostupné z: doi: 10.1093/rheumatology/38.6.521.

- GARCÍA-MASSÓ, X., PELLICER-CHENOLL, M., GONZALEZ, L. M., TOCA-HERRERA, J. L. 2016. The difficulty of the postural control task affects multi-muscle control during quiet standing. *Experimental Brain Research* [online]. 234(7), 1977-1986, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-016-4602-z.
- GHAI, S., GHAI, I., EFFENBERG, A. O. 2017. Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Interventions in Aging* [online]. 12, 557-577, [cit. 2023-02-05]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: doi: 10.2147/CIA.S125201.
- HABIBI, E., KAZEMI, M., DEHGHAN, H., MAHAKI, B., HASSANZADEH, A. 2013. Hand grip and pinch strength: Effects of workload, hand dominance, age, and Body Mass Index. *Pakistan Journal of Medical Sciences* [online]. 29(1), 363-367, [cit. 2024-04-19]. ISSN 1681-715X. Dostupné z: doi: 10.12669/pjms.291(Suppl).3535.
- HAMILTON, G. F., MCDONALD C., CHENIER, T. C. 1992. *Measurement of Grip Strength: Validity and Reliability of the Sphygmomanometer and Jamar Grip Dynamometer* [online]. 16(5), 215-219, [cit. 2023-06-25]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi: 10.2519/jospt.1992.16.5.215.
- CHAMORRO, C., ARMIJO-OLIVO, S., DE LA FUENTE, C., FUENTES, J., JAVIER CHIROSA, L. 2017. Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: systematic review and meta-analysis. *Open Medicine* [online]. 12(1), 359-375, [cit. 2024-02-20]. ISSN 2391-5463. Dostupné z: doi: 10.1515/med-2017-0052.
- CHEN, Ch., MCGEE, C. W., RICH, T. L., PRUDENTE C. N., GILLICK, B. T. 2018. Reference values of intrinsic muscle strength of the hand of adolescents and young adults. *Journal of Hand Therapy* [online]. 31(3), 348-356, [cit. 2024-04-16]. ISSN 0894-1130. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jht.2017.05.012.
- CHKEIR, A., JABER, R., HEWSON, D. J., HOGREL, J. Y., DUCHÊNE, J. 2014. Effect of Different Visual Feedback Conditions on Maximal Grip-Strength Assessment. *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013* [online]. Cham: Springer International Publishing, 41(1), 1127-1131, [cit. 2024-04-23]. IFMBE Proceedings. ISBN 978-3-319-00845-5. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-00846-2_279.

INCEL, N. A., CECELI, E., DURUKAN, P. B., ERDEM, H. R., YORGANCIOGLU, Z. R. 2002. Grip Strength: Effect of Hand Dominance. *Singapore Medical Journal* [online]. 43 (5), 234-237, [cit. 2024-03-26]. ISSN 2737-5935. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12188074/>.

JAIN, R., MEENA, M. L., SAIN, M. K., DANGAYACH, G. S. 2019. Impact of posture and upper-limb muscle activity on grip strength. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* [online]. 25(4), 614-620, [cit. 2024-04-19]. ISSN 1080-3548. Dostupné z: doi: 10.1080/10803548.2018.1501972.

JANURA, M. 2011. Biomechanika II. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN 978-80-7464-044-5.

JANURA, M., JANUROVÁ, E. 2011. Biomechanika I. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN 978-80-7464-099-5.

JINDRA, M. 2017 Rehabilitace v chirurgii ruky. In J. Pilný, R. Slodička et al. 2017. *Chirurgie ruky*. (2. akt. a dopl. vyd.). Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0180-1.

KALLMAN, D. A., PLATO, C. C., TOBIN, J. D. 1990. The Role of Muscle Loss in the Age-Related Decline of Grip Strength: Cross-Sectional and Longitudinal Perspectives. *Journal of Gerontology* [online]. 45(3), M82-M88, [cit. 2024-03-09]. ISSN 0022-1422. Dostupné z: doi: 10.1093/geronj/45.3.M82.

KAPANDJI, A. I. 1982. The Physiology of the Joints (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 0-443-02504-5.

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ P., NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci. 2., přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5403-0.

KONG, Y. 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. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* [online]. 20(4), 595-606, [cit. 2024-04-16]. ISSN 1080-3548. Dostupné z: doi: 10.1080/10803548.2014.11077077.

KOZAKAI, R. 2017. Grip strength and healthy aging. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* [online]. 6(3), 145-149, [cit. 2024-04-16]. ISSN 2186-8123. Dostupné z: doi: 10.7600/jpfsm.6.145.

- KRIVOŠÍKOVÁ, M., 2011. Úvod do ergoterapie. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2699-1.
- KUHTZ-BUSCHBECK, J. P., EHRSSON, H. H., FORSSBERG, H. 2001. Human brain activity in the control of fine static precision grip forces: an fMRI study. *European Journal of Neuroscience* [online]. 14(2), 382-390, [cit. 2024-03-26]. ISSN 0953-816X. Dostupné z: doi: 10.1046/j.0953-816x.2001.01639.x.
- KUZALA, E. A., VARGO, M. CH. 1992. The Relationship Between Elbow Position and Grip Strength. *The American Journal of Occupational Therapy* [online]. 46(6), 509-512, [cit. 2024-03-11]. ISSN 0272-9490. Dostupné z: doi: 10.5014/ajot.46.6.509.
- LAUGHTON, C. A., SLAVIN, M., KATDARE, K. et al. 2003. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture* [online]. 18(2), 101-108, [cit. 2023-02-05]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/S0966-6362(02)00200-X.
- LEE, K. S., HWANG, J. 2019. Investigation of grip strength by various body postures and gender in Korean adults. *Work* [online]. 62(1), 117-123, [cit. 2024-03-12]. ISSN 1051-9815. Dostupné z: doi: 10.3233/WOR-182846.
- LI, Ch., ZHU, W., NUTTALL, R. L. 2003. Familial handedness and spatial ability: A study with Chinese students aged 14–24. *Brain and Cognition* [online]. 51(3), 375-384, [cit. 2024-04-25]. ISSN 0278-2626. Dostupné z: doi: 10.1016/S0278-2626(03)00041-1.
- LIAO, W., WANG, Ch., YU, S., CHEN, L., WANG, C. 2014. Grip strength measurement in older adults in Taiwan: A comparison of three testing positions. *Australasian Journal on Ageing* [online]. 33(4), 278-282, [cit. 2024-04-16]. ISSN 1440-6381. Dostupné z: doi: 10.1111/ajag.12084.
- LIN, Ch. H., CHOU, L. W., LUO, H. J., TSAI, P. Y., LIEU, F. K., CHIANG, S. L., SUNG, W. H., QUINN, T. J. 2015. Effects of Computer-Aided Interlimb Force Coupling Training on Paretic Hand and Arm Motor Control following Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. *PLOS ONE* [online]. 10(7), 1-15, [cit. 2024-04-24]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0131048.
- LIN, Ch. H., SUNG, W. H., CHIANG, S. L., LEE, S. CH., LU, L. H., WANG, P. CH., WANG, X. M. 2019. Influence of aging and visual feedback on the stability of hand grip control in elderly adults. *Experimental Gerontology* [online]. 119(1), 74-81, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0531-5565. Dostupné z: doi: 10.1016/j.exger.2019.01.024.

- LOUGHLIN, P., SCHUMANN, T., REDFERN, M., FURMAN, J., CHAPARRO, L., EL-JAROUDI, A. 1994. Time-frequency analysis of postural sway. *Proceedings of 1994 28th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers* [online]. IEEE Comput. Soc. Press, 1(1), 378-382 [cit. 2024-04-23]. ISBN 0-8186-6405-3. Dostupné z: doi: 10.1109/ACSSC.1994.471480.
- MAKI, B. E., HOLLIDAY, P. J., TOPPER, A. K. 1994. A Prospective Study of Postural Balance and Risk of Falling in An Ambulatory and Independent Elderly Population. *Journal of Gerontology* [online]. 49(2), M72-M84, [cit. 2023-02-05]. ISSN 0022-1422. Dostupné z: doi: 10.1093/geronj/49.2.M72.
- MANOHARAN, V. S., SUNDARAM, S. G., JASON, J. I. 2015. FACTORS AFFECTING HAND GRIP STRENGTH AND ITS EVALUATION: A SYSTEMIC REVIEW. *International Journal of Physiotherapy and Research* [online]. 3(6), 1288-1293, [cit. 2024-04-19]. ISSN 2321-8975. Dostupné z: doi: 10.16965/ijpr.2015.193.
- MARTIN, S., NEALE, G., ELIA, M. 1985. Factors affecting maximal momentary grip strength. *Human nutrition : Clinical nutrition* [online]. 39(2), 137-147, [cit. 2024-04-15]. ISSN 0263-8290. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3926728/>.
- MCFARLAND, K., ANDERSON, J. 1980. Factor stability of the Edinburgh handedness inventory as a function of test-retest performance, age and sex. *British Journal of Psychology* [on-line]. 71(1), 135-142, [cit. 2023-05-17]. ISSN 0007-1269. Dostupné z: doi: 10.1111/j.2044-8295.1980.tb02739.x.
- MILENKOVIC, S., DRAGOVIC, M. 2013. Modification of the Edinburgh Handedness Inventory: A replication study. *Laterality: Asymmetries of Body, Brain and Cognition* [online]. 18(3), 340-348, [cit. 2024-04-25]. ISSN 1357-650X. Dostupné z: doi: 10.1080/1357650X.2012.683196.
- MUEHLBAUER, T., ROTH, R., BOPP, M., GRANACHER, U. 2012. An Exercise Sequence for Progression in Balance Training. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 26(2), 568-574, [cit. 2024-04-24]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi: 10.1519/JSC.0b013e318225f3c4.

MURUGAN, S., PATEL, D. PRAJAPATI, K., GHOGHARI, M., PATEL, P. 2013. GRIP STRENGTH CHANGES IN RELATION TO DIFFERENT BODY POSTURES, ELBOW AND FOREARM POSITIONS. *International Journal of Physiotherapy and Research* [online]. 1(4), 116-121, [cit. 2024-03-13]. ISSN 2321-1822. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/316488885_Grip_strength_changes_in_relation_to_different_body_postures_elbow_and_forearm_positions.

OCKLENBURG, S., GÜNTÜRKÜN, O. 2017. The Lateralized Brain: The Neuroscience and Evolution of Hemispheric Asymmetries. ISBN 9780128034538. Dostupné z: doi: 10.1016/C2014-0-03755-0.

OLDFIELD, R. C. 1971. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 9(1), 97-113, ISSN 0028-3932. Dostupné z: doi: 10.1016/0028-3932(71)90067-4.

OPAVSKÝ, J. 2003. Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0625-X.

OSAILAN, A. 2021. The relationship between smartphone usage duration (using smartphone's ability to monitor screen time) with hand-grip and pinch-grip strength among young people: an observational study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 22(1), 1-8, [cit. 2024-03-07]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi: 10.1186/s12891-021-04054-6.

PAILLARD, T., NOÉ, F. 2020. Does monopodal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. *Human Movement Science* [online]. 74(1), 1-10, [cit. 2024-04-25]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2020.102686.

PARK, S. H., CASAMENTO-MORAN, A., SINGER, M. L., ERNSTER, A. E., YACOUBI, B., HUMBERT, I. A., CHRISTOU, E. A. 2018. Integration of visual feedback and motor learning: Corticospinal vs. corticobulbar pathway. *Human Movement Science* [online]. 58, 88-96, [cit. 2024-04-24]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2018.01.002.

PEREIRA, H. M., MENACHO, M. O., TAKAHASHI, R. H., CARDOSO, J. R. 2011. Força de preensão manual de atletas tenistas avaliada por diferentes recomendações de teste. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* [online]. 17(3), 184-188, [cit. 2024-02-27]. ISSN 1517-8692. Dostupné z: doi: 10.1590/S1517-86922011000300007.

- PIZZIGALLI, L., MICHELETTI CREMASCO, M., MULASSO A., RAINOLDI, A. 2016. The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: A narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 20(2), 409-417, [cit. 2023-02-05]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbmt.2015.12.008.
- POLLOCK, A. S., DURWARD, B. R., ROWE, P. J., PAUL, J. P. 2000. What is balance?. *Clinical Rehabilitation* [online]. 14(4), 402-406, [cit. 2023-02-05]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi: 10.1191/0269215500cr342oa.
- RAJENDRAN, K., THAMBURAJ, S., ABUDAHEER, S., THIRUVEVENKADAM, I. A. 2016. 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* [online]. 6(2), 245-253, [cit. 2024-03-09]. ISSN 2249-9571. Dostupné z: https://www.ijhsr.org/IJHSR_Vol.6_Issue.2_Feb2016/37.pdf.
- RICHARDS, L. G. 1997. Posture effects on grip strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 78(10), 1154-1156, [cit. 2024-02-27]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi: 10.1016/S0003-9993(97)90143-X.
- RICHARDS, L. G., OLSON, B., PALMITER-THOMAS, P. 1996. How Forearm Position Affects Grip Strength. *The American Journal of Occupational Therapy* [online]. 50(2), 133-138, [cit. 2024-02-28]. ISSN 0272-9490. Dostupné z: doi: 10.5014/ajot.50.2.133.
- SHEPHARD, R. J. 2000. Exercise and Training in Women, Part I: Influence of Gender on Exercise and Training Responses. *Canadian Journal of Applied Physiology* [online]. 25(1), 19-34, [cit. 2024-04-20]. ISSN 1066-7814. Dostupné z: doi: 10.1139/h00-002.
- SCHIEBER, M. H., SANTELLO, M. 2004. Hand function: peripheral and central constraints on performance. *Journal of Applied Physiology* [online]. 96(6), 2293-2300, [cit. 2024-02-17]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi: 10.1152/jappphysiol.01063.2003.
- SCHMIDT, R. T., TOEWS, J. V. 1970. Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 51(6), 321-327 [cit. 2024-04-15]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5423802/>.
- SCHORDERET, Ch., HILFIKER, R., ALLET, L. 2021. *The role of the dominant leg while assessing balance performance. A systematic review and meta-analysis* [online]. 84(1), 66-78, [cit. 2024-04-25]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.11.008.

SIMONEAU, G. G., LEIBOWITZ, H. W., ULBRECHT, J. S., TYRRELL, R. A., CAVANAGH, P. R. 1992. The Effects of Visual Factors and Head Orientation on Postural Steadiness in Women 55 to 70 Years of Age. *Journal of Gerontology* [online]. 47(5), M151-M158, [cit. 2024-04-23]. ISSN 0022-1422. Dostupné z: doi: 10.1093/geronj/47.5.M151.

SIRAJUDEEN, M. S., SHAH, U. N., PILLAI, P. S., MOHASIN, N., SHANTARAM, M. 2012. Correlation between Grip Strength and Physical Factors in Men. *International Journal of Health and Rehabilitation Sciences* [online]. 1(2), 58-63, [cit. 2024-03-09]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/256462247_A_Study_on_Correlation_between_Grip_Strength_and_Physical_Factors_in_Men.

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

STARK, T., WALKER, B., PHILLIPS, J. K., FEJER R., BECK, R. 2011. Hand-held Dynamometry Correlation With the Gold Standard Isokinetic Dynamometry: A Systematic Review. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 3(5), 472-479, [cit. 2024-02-24]. ISSN 1934-1482. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pmrj.2010.10.025.

SU, CH. Y., LIN, J. H., CHIEN, T. H., CHENG, K. F., SUNG, Y. T. 1994. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 75(7), 812-815, [cit. 2024-02-28]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi: 10.1016/0003-9993(94)90142-2.

TERAOKA, T. 1979. Studies on the peculiarity of grip strength in relation to body positions and aging. *Kobe Journal of Medical Sciences* [online]. 25(1), 1-17, [cit. 2024-04-15]. ISSN 1883-0498. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/449257/>.

VAŘEKA, I. 2001. Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 8(2), 92-98, ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I. 2002a. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), 115-121, ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I. 2002b. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 9(4), 122-129, ISSN 1211-2658.

VÉLE, F. 2006. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (Vyd. 2.). Praha: Triton. ISBN 80-725-4837-9.

VÉLE, F. 2012. Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeutky pracující v neurorehabilitaci. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-608-1.

VYSKOTOVÁ, J., MACHÁČKOVÁ, K. 2013. Jemná motorika: vývoj, motorická kontrola, hodnocení a testování. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4698-2.

WATANABE, T., OWASHI, K., KANAUCHI, Y., MURA, N., TAKAHARA, M., OGINO, T. 2005. The Short-Term Reliability of Grip Strength Measurement and the Effects of Posture and Grip Span. *The Journal of Hand Surgery* [online]. 30(3), 603-609, [cit. 2024-03-13]. ISSN 0363-5023. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jhsa.2004.12.007.

WEISS-LAMBROU, R., DUTIL, E. 1986. The Effect of Differing Feedback Conditions on Grip Strength: A Pilot Study. *The Occupational Therapy Journal of Research* [online]. 6(2), 93-103, [cit. 2024-04-23]. ISSN 0276-1599. Dostupné z: doi:10.1177/153944928600600203.

WIESENDANGER, M. SERRIEN, D. J. 2001. Toward a Physiological Understanding of Human Dexterity. *Physiology* [online]. 16(5), 228-233, [cit. 2024-03-26]. ISSN 1548-9213. Dostupné z: doi: 10.1152/physiologyonline.2001.16.5.228.

WOOD, J. M., LACHEREZ, P. F., BLACK, A. A., COLE, M. H., BOON, M. Y., KERR, G. K. 2009. Postural Stability and Gait among Older Adults with Age-Related Maculopathy. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [online]. 50(1), 482-487, [cit. 2024-04-23]. ISSN 1552-5783. Dostupné z: doi: 10.1167/iovs.08-1942.

XU, Z. Y., GAO, D. F., XU, K., ZHOU, Z. Q., GUO, Y. K. 2021. The Effect of Posture on Maximum Grip Strength Measurements. *Journal of Clinical Densitometry* [online]. 24(4), 638-644, [cit. 2024-03-13]. ISSN 1094-6950. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jocd.2021.01.005.

ZACCAGNI, L., TOSELLI, S., BRAMANTI, B., GUALDI-RUSSO, E., MONGILLO, J., RINALDO, N. 2020. Handgrip Strength in Young Adults: Association with Anthropometric Variables and Laterality. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 17(12), 1-18, [cit. 2024-04-12]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph17124273.

ZAREMBIENĚ, R. S., ŠERMUKŠNIENĚ, R. Ž., MICKEVIČIUS, M. 2018. Differences in Muscle Strength of the Dominant and Non-Dominant Leg of High Performance Female Athletes. *Baltic Journal of Sport and Health Sciences* [online]. 2018-05-04, 1(88), 66-71, [cit. 2024-04-25]. ISSN 2538-8347. Dostupné z: doi: 10.33607/bjshs.v1i88.148.

ZIV, E., PATISH H., DVIR, Z. 2008. Grip and Pinch Strength in Healthy Subjects and Patients with Primary Osteoarthritis of the Hand: A Reproducibility Study. *The Open Orthopaedics Journal* [online]. 2(1), 86-90, [cit. 2024-03-07]. ISSN 1874-3250. Dostupné z: doi: 10.2174/1874325000802010086.

Seznam zkratek

ADL	běžné denní aktivity
EMG	elektromyografie
CNS	centrální nervová soustava
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass
COP	Centre of Pressure
DK	dominantní končetina
EHI	Edinburgh Handedness Inventory
EMG	Elektromyografie
HK	horní končetina
kg	kilogram
LK	levá končetina
LN	stoj na levé noze
NK	nedominantní končetina
QL	kvocient laterality
PK	pravá končetina
PN	stoj na pravé noze
SD	směrodatná odchylka
TU	Teoretické ústavy
VO1	první výzkumná otázka
VO2	druhá výzkumná otázka
VO3	třetí výzkumná otázka
ZO	stoj se zavřenýma očima

Seznam obrázků

Obrázek 1	Vnitřní a vnější stabilizační systémy	s. 17
Obrázek 2	Opěrná plocha, opěrná báze a plocha kontaktu	s. 19
Obrázek 3	Schéma principu posturální kontroly	s. 20
Obrázek 4	Krabicový graf pro H ₀₁	s. 32
Obrázek 5	Krabicový graf pro H ₀₂	s. 33
Obrázek 6	Krabicový graf pro H ₀₃	s. 34
Obrázek 7	Krabicový graf pro H ₀₄	s. 36
Obrázek 8	Krabicový graf pro H ₀₅	s. 37
Obrázek 9	Krabicový graf pro H ₀₆	s. 38
Obrázek 10	Krabicový graf pro H ₀₇	s. 41

Seznam tabulek

Tabulka 1	Kvantifikace laterality	s. 23
Tabulka 2	Vybrané testové baterie a dotazníky laterality	s. 24
Tabulka 3	Popisná statistika pro VO1	s. 31
Tabulka 4	Statistická data pro H ₀ 1	s. 32
Tabulka 5	Statistická data pro H ₀ 2	s. 33
Tabulka 6	Statistická data pro H ₀ 3	s. 34
Tabulka 7	Popisná statistika pro VO2	s. 35
Tabulka 8	Statistická data pro H ₀ 4	s. 36
Tabulka 9	Statistická data pro H ₀ 5	s. 37
Tabulka 10	Statistická data pro H ₀ 6	s. 38
Tabulka 11	Popisná statistika pro VO3	s. 39
Tabulka 12	Statistická data pro H ₀ 7	s. 40

Seznam příloh

- Příloha 1** Edinburgh Handedness Inventory
- Příloha 2** Informovaný souhlas
- Příloha 3** Vyjádření Etické komise
- Příloha 4** Edinburský dotazník
- Příloha 5** Dynamometr Jamar
- Příloha 6** Jednotlivé testované posturální pozice: leh na zádech, sed na židli, stoj na šířku pánve, stoj na šířku pánve se zavřenýma očima, stoj na pravé noze, stoj na levé noze
- Příloha 7** Záznamový formulář
- Příloha 8** Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní a nedominantní HK jedinců s jasně vyhrazenou dominancí v pozici sedu na židli
- Příloha 9** Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní a nedominantní HK jedinců s jasně vyhrazenou dominancí v pozici stoje na šířku pánve
- Příloha 10** Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní a nedominantní HK jedinců s jasně vyhrazenou dominancí v pozici vleže na zádech
- Příloha 11** Aritmetický průměr maximální síly stisku pravé a levé HK u jedinců s ambidextrií v pozici sedu na židli
- Příloha 12** Aritmetický průměr maximální síly stisku pravé a levé HK u jedinců s ambidextrií v pozici stoje na šířku pánve
- Příloha 13** Aritmetický průměr maximální síly stisku pravé a levé HK u jedinců s ambidextrií v pozici vleže na zádech
- Příloha 14** Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí ve všech jednotlivých pozicích

Přílohy

Příloha 1 Edinburgh Handedness Inventory (Oldfield, 1971, s. 112)

EDINBURGH HANDEDNESS INVENTORY

Surname..... Given Names.....

Date of Birth Sex.....

Please indicate your preferences in the use of hands in the following activities *by putting + in the appropriate column*. Where the preference is so strong that you would never try to use the other hand unless absolutely forced to, *put ++*. If in any case you are really indifferent *put + in both columns*.

Some of the activities require both hands. In these cases the part of the task, or object, for which hand preference is wanted is indicated in brackets.

Please try to answer all the questions, and only leave a blank if you have no experience at all of the object or task.

		LEFT	RIGHT
1	Writing		
2	Drawing		
3	Throwing		
4	Scissors		
5	Toothbrush		
6	Knife (without fork)		
7	Spoon		
8	Broom (upper hand)		
9	Striking Match (match)		
10	Opening box (lid)		
i	Which foot do you prefer to kick with?		
ii	Which eye do you use when using only one?		

L.Q.	
------	--

Leave these spaces blank

DECILE	
--------	--

Příloha 2 Informovaný souhlas



Fakulta
zdravotnických věd

Informovaný souhlas

Pro diplomovou práci: **Vliv různých posturálních situací na maximální sílu stisku**

Období realizace: duben 2023 – květen 2024

Řešitel diplomové práce: Bc. Marie Bočková

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjistit vliv šesti různých posturálních situací na maximální sílu stisku. Měření bude probíhat pomocí ručního dynamometru na Vaší dominantní i nedominantní horní končetině. Na začátku měření bude určena Vaše dominantní horní končetina (HK) prostřednictvím dotazníku Edinburg Handedness Inventory. Následně budete mít prostor pro vyzkoušení si správného stisku dynamometru. Samotné měření bude obsahovat celkem šest posturálních pozic. V každé z nich proběhne maximální stisk dynamometru celkem šestkrát (třikrát pro dominantní HK a třikrát pro nedominantní HK), přičemž pauza mezi jednotlivými stisky dynamometru bude 15 sekund. Mezi jednotlivými pozicemi bude pauza 2 minuty. Výsledkem měření bude protokol obsahující naměřené hodnoty stisku dynamometru v jednotlivých posturálních pozicích. Naměřené hodnoty se následně budou mezi sebou porovnávat. Předpokládaná časová dotace pro výzkumné šetření je 45 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná rizika.

Prohlášení účastníka výzkumu k diplomové práci

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu k diplomové práci. Řešitelka diplomové práce mě informovala o podstatě výzkumu a seznámila mě s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mě z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky diplomové práce mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mě podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovány v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu a druhý řešitel projektu.

Jméno a příjmení účastníka výzkumu:

V Olomouci dne: Podpis účastníka výzkumu:

Jméno a příjmení řešitelky diplomové práce: Bc. Marie Bočková

Příloha 3 Vyjádření Etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL - 149444/FZV-2023

Vážená paní
Bc. Marie Bočková

2023-05-25

Vyjádření Etické komise FZV UP


Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Vliv různých posturálních situací na maximální sílu stisku**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc


Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha 4 Edinburský dotazník

Edinburský dotazník k zjištění dominance horní končetiny

Číslo probanda:

Pohlaví:

Věk:

Uveďte prosím svoji preferenci v používání horních končetin při následujících činnostech pomocí symbolu „+“ v příslušném sloupci. Jestliže je Vaše preference u některé z činností tak silná, že byste nikdy nepoužili ruku druhou, pokud byste nebyli vyloženě nuceni, umístěte „++“ do příslušného sloupce pro danou končetinu. V případě, že při některé z činností neupřednostňujete žádnou končetinu, napište „+“ do obou sloupců.

	Levá	Pravá
1. Psaní		
2. Kreslení		
3. Házení		
4. Stříhání nůžkami		
5. Čištění zubů		
6. Krájení nožem		
7. Držení lžice		
8. Držení násady koštěte (horní ruka)		
9. Škrtnání sirkou		
10. Otevírání krabičky (víčka)		
CELKEM		

Výpočet: $QL = [(R-L) / (R+L)] \times 100$

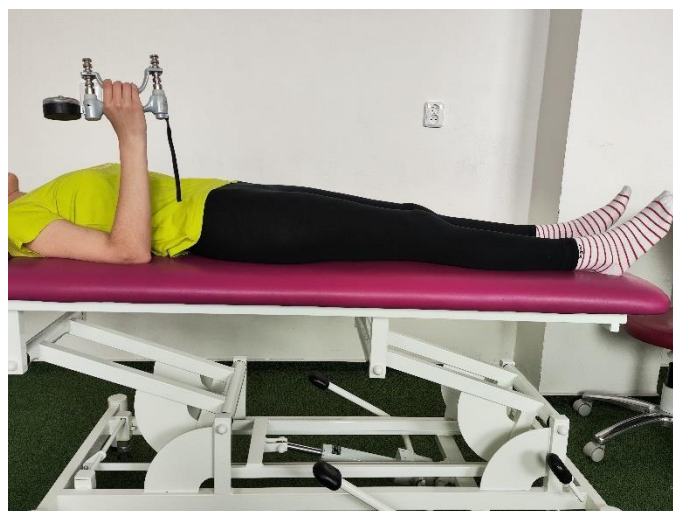
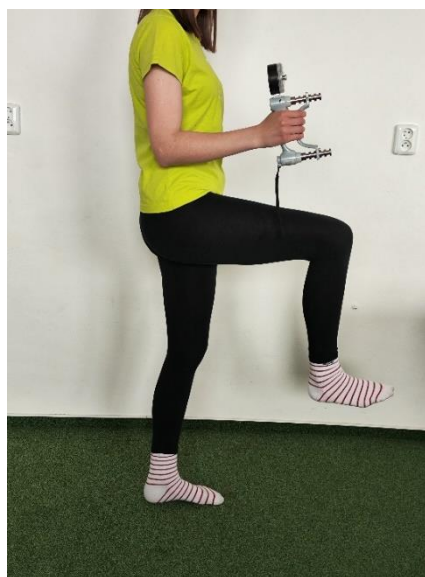
Vyhodnocení:

- pod -60 = preference levé horní končetiny
- mezi -60 a +60 = ambidextrie
- nad +60 = preference pravé horní končetiny

Příloha 5 Dynamometr Jamar



Příloha 6 Jednotlivé testované posturální pozice: leh na zádech, sed na židli, stoj na šířku pánve, stoj na šířku pánve se zavřenýma očima, stoj na pravé noze, stoj na levé noze



Příloha 7 Záznamový formulář

Záznamový formulář

Číslo probanda:

Dominantní končetina:

Pohlaví:

Věk:

Pravá ruka:

Náhodně vylosovaná pozice	První pokus	Druhý pokus	Třetí pokus	Aritmetický průměr

Levá ruka:

Náhodně vylosovaná pozice	První pokus	Druhý pokus	Třetí pokus	Aritmetický průměr

Jednotlivé posturální pozice s přiřazeným číslem

Leh na zádech	1
Sed na židli	2
Stoj na šířku pánve	3
Stoj na šířku pánve se zavřenýma očima	4
Stoj na pravé noze	5
Stoj na levé noze	6

Příloha 8 Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní a nedominantní HK jedinců s jasně vyhrazenou dominancí v pozici sedu na židli (hodnoty jsou uvedeny v kg)

Číslo probanda	Dominantní HK	Nedominantní HK
1	29,67	19
2	30	24,67
3	24,57	18,67
4	30	26,67
5	25,33	25
6	30,33	29
7	58,33	53
8	41,33	45,33
9	42	39,33
10	25	19,33
11	32	32,33
12	28,33	26,33
13	29,67	26
14	44,67	40,67
15	51,67	47
16	33,33	31,67
17	38,67	41
18	48,33	44,33
19	44,67	42
20	52,33	45,67

Příloha 9 Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní a nedominantní HK jedinců s jasně vyhrazenou dominancí v pozici stoje na šířku pánve (hodnoty jsou uvedeny v kg)

Číslo probanda	Dominantní HK	Nedominantní HK
1	30,33	23,67
2	29,33	25
3	21	17,67
4	29,67	24,67
5	23	23,33
6	29,67	27,67
7	57	51,33
8	41,67	43,33
9	47,67	39,67
10	27,33	24,33
11	31,33	32,33
12	31,67	26
13	32	29,33
14	42,33	40,67
15	54	50,33
16	34,33	34,33
17	44,67	39,67
18	52	46,33
19	44	40,33
20	54	49,67

Příloha 10 Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní a nedominantní HK jedinců s jasně vyhrazenou dominancí v pozici vleže na zádech (hodnoty jsou uvedeny v kg)

Číslo probanda	Dominantní HK	Nedominantní HK
1	30	23,67
2	31	25,67
3	19,67	19
4	33	27
5	25	24
6	27,33	30,67
7	55	47,67
8	40	43,67
9	42,33	37,33
10	34	27
11	29	34,33
12	27	26,33
13	30	29
14	44,33	43,33
15	47,33	47
16	23,67	28,33
17	46,67	45,67
18	51,67	46,33
19	41,67	40
20	51	52,67

Příloha 11 Aritmetický průměr maximální síly stisku pravé a levé HK u jedinců s ambidextrií v pozici sedu na židli (hodnoty jsou uvedeny v kg)

Číslo probanda	Pravá HK	Levá HK
1	31,33	36
2	39,67	34
3	42	32,67
4	25,33	22,33
5	53	42,33
6	33,33	34,33
7	28,67	26
8	39	37,67
9	46,67	39
10	34,67	28,67

Příloha 12 Aritmetický průměr maximální síly stisku pravé a levé HK u jedinců s ambidextrií v pozici stoje na šířku pánve (hodnoty jsou uvedeny v kg)

Číslo probanda	Pravá HK	Levá HK
1	31	37
2	37,67	29
3	37,33	28,67
4	24,33	21
5	49,33	43
6	34	32
7	29,33	28,33
8	41,33	40
9	51,33	40,33
10	36	30,33

Příloha 13 Aritmetický průměr maximální síly stisku pravé a levé HK u jedinců s ambidextrií v pozici vleže na zádech (hodnoty jsou uvedeny v kg)

Číslo probanda	Pravá HK	Levá HK
1	34	37,33
2	31,33	31,67
3	39,67	34
4	24	22
5	52	44,67
6	32,33	36
7	29	25
8	36	36
9	46	41,67
10	32,67	29

Příloha 14 Aritmetický průměr maximální síly stisku dominantní HK u jedinců s jasně vyjádřenou dominancí ve všech jednotlivých pozicích (hodnoty jsou uvedeny v kg)

Číslo probanda	Leh	Sed	Stoj	Stoj se zavřeným a očima	Stoj na pravé noze	Stoj na levé noze
1	30	29,67	30,33	29	31,67	31
2	31	30	29,33	27,67	30,33	31,33
3	19,67	24,67	21	20	25,33	26
4	33	30	29,67	29,33	29,67	29,67
5	25	25,33	23	22	23,33	23,33
6	27,33	30,33	29,67	28,67	30,33	30,67
7	55	58,33	57	57,33	56,33	55
8	40	41,33	41,67	42	41,67	42,33
9	42,33	42	47,67	44	46	49,33
10	34	25	27,33	27,67	29,33	28
11	29	32	31,33	32	34,67	33,67
12	27	28,33	31,67	29,33	28,33	30,33
13	30	29,67	32	27,67	27	29,33
14	44,33	44,67	42,33	42,67	44,33	43,67
15	47,33	51,67	54	50,67	51,33	56
16	23,67	33,33	34,33	34,33	34,33	36
17	46,67	38,67	44,67	42	51,33	50
18	51,67	48,33	52	49,67	51	48
19	41,67	44,67	44	45,33	45	43,67
20	51	52,33	54	51,33	46,33	54