

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2023

Dominika Jansová

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Fyzioterapie B0915P36008

Dominika Jansová

VLIV POSTURÁLNÍHO ZAJIŠTĚNÍ NA ÚCHOPOVOU SÍLU

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Adam Buriánek

PLZEŇ 2023

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval/a samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl/a v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Jansová Dominika

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Vliv posturálního zajištění na úchopovou sílu

Vedoucí práce: Mgr. Adam Buriánek

Počet stran – číslované: 61

Počet stran – nečíslované: 28

Počet příloh: 5

Počet titulů použité literatury: 50

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

Souhrn:

Bakalářská práce je zaměřena na testování úchopové síly ve dvou posturálních pozicích (sed a stoj) pomocí dynamometru a posouzení vlivu fyzioterapeutické intervence na tuto sílu. Práce obsahuje informace o úchopu ruky, postuře, jejích patologických odchylkách a možnostech odstranění. Společnost QMI poskytla výzkumný soubor tvořený z 17 pracovníků společnosti Eissmann. Kontrolní skupinu tvořilo 17 fyzioterapeutů. Pro testování byla využita metoda měření pomocí dynamometru Jamar®. Po počátečním měření proběhla edukace členů výzkumné skupiny o správném provedení daných pozic a byl jim předán návod na domácí cvičení. Kontrolní skupina neprošla fyzioterapeutickou intervencí. Druhé měření proběhlo po čtyřech týdnech. Získaná data byla odborně zpracována a vyobrazena pomocí grafů a tabulek. Z výsledků vyplývá, že fyzioterapeutická intervence v kombinaci s domácím cvičením měla pozitivní vliv na posturální zajištění probandů a tím i na sílu stisku probandů. Součástí práce jsou také doporučení pro správné posturální nastavení během pracovních činností. Výsledky mohou sloužit jako podklad pro další studie.

Abstract

Surname and name: Jansová Dominika

Department: Department of Rehabilitation Science

Title of thesis: The impact of postural stabilisation on grip strength

Consultant: Mgr. Adam Buriánek

Number of pages – numbered: 61

Number of pages – unnumbered: 28

Number of appendices: 5

Number of literature items used: 50

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

Summary:

This thesis is dedicated to grip strength testing in two postural positions (sitting and standing) using a Jamar dynamometer and evaluating the impact of physiotherapeutic intervention on grip strength. The theoretical part contains various information about handgrip, posture, pathological postural deviations and possibilities of postural correction. Company QMI has provided a testing group of 17 workers of the Eissmann company. The control group consisted of 17 physiotherapists. A Jamar dynamometer has been used for grip strength testing. After the first test, probands of the testing group were corrected in two measured positions and they were given a set of exercises for individual training. The control group has not gone through any physiotherapeutic intervention. The second measurement took place after four weeks. Gathered data was processed and depicted by graphs and tables. From the results one can see that the physiotherapeutic intervention had a positive impact on postural stabilisation and grip strength. Another component of this thesis are recommendations for correct postural alignment during work activities. The results can be used for further studies.

Předmluva

Pro vypracování bakalářské práce jsem zvolila téma „Vliv posturálního zajištění na úchopovou sílu“. Toto téma jsem si vybrala z důvodu narůstajícího výskytu bolestivých obtíží pohybového aparátu vlivem špatného držení těla v důsledku nevhodných statických pozic či jednostranné zátěže napříč populací. Dále mne zaujalo jeho propojení s ergonomií práce, kde je správná postura důležitým faktorem prevence bolestivých stavů, často vedoucím až k pracovní neschopnosti.

Práce vznikla za účelem zjištění vlivu fyzioterapeutické intervence v podobě nácviku posturální stabilizace na sílu úchopu zaměstnanců společnosti Eissmann. Hlavním cílem bylo naučení správné postury během pracovních i běžných denních činností, tím zlepšení jejich síly stisku a následně i efektivity práce. Tohoto zlepšení bylo dosaženo pomocí edukace a následného pravidelného domácího cvičení.

Poděkování

Děkuji panu Mgr. Adamovi Buriánkovi za odborné vedení práce, dále společnosti QMI za poskytnutí výzkumné skupiny. Také bych ráda poděkovala všem probandům kontrolní i výzkumné skupiny za ochotu při měření.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK.....	12
SEZNAM ZKRATEK.....	13
ÚVOD	14
TEORETICKÁ ČÁST	15
1 POSTURA.....	15
1.1 Posturální stabilita	15
1.2 Posturální stabilizace	17
1.3 Posturální reaktivita	17
1.4 Vliv anatomických poměrů těla na posturální funkce	17
1.5 Řídící mechanismy posturálních funkcí.....	17
1.5.1 Posturální kontrola	18
1.6 Fyziologická postura.....	19
1.6.1 Aspekční vyšetření fyziologické postury	20
1.7 Poruchy postury	21
1.7.1 Poruchy v oblasti centrální regulace	21
1.7.2 Poruchy v oblasti funkce svalu	21
1.7.3 Korekce poruch postury	23
1.8 Postura v pracovním prostředí – ergonomie práce	25
1.8.1 Základní ergonomické požadavky pro práci ve stoje.....	25
1.8.2 Základní ergonomické požadavky pro práci v sedě.....	26
1.8.3 Nejčastější poruchy postury v souvislosti s manuální prací ve stoje	27
1.8.4 Nejčastější poruchy postury v souvislosti s prací v sedě	28
2 ÚCHOP RUKY	30
2.1 Dělení úchopů.....	30
2.2 Fáze úchopu.....	31
2.3 Role úchopu v ergonomii práce.....	32
2.4 Stisk ruky	32
2.5 Biomechanika stisku ruky.....	32
2.5.1 Produkce svalové síly.....	33
2.5.2 Možnosti posílení stisku ruky	34
2.5.3 Potenciální riziko úrazu zápěstí a prstů ruky.....	35
3 DYNAMOMETRIE.....	36
3.1 Definice dynamometrie.....	36
3.2 Typy dynamometrů.....	36
3.3 Zajištění přesnosti naměřených hodnot v dynamometrii	37
3.4 Postup měření	37
PRAKTICKÁ ČÁST.....	38
4 CÍL A ÚKOLY PRÁCE.....	38
5 VÝZKUMNÉ PROBLÉMY/OTÁZKY	39
6 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	40
6.1 Kontrolní skupina	40
6.2 Výzkumná skupina	40

7	METODIKA PRÁCE	41
7.1	Měření	41
8	TESTOVANÉ POZICE	42
8.1	Stoj.....	42
8.1.1	Stoj fyziologický.....	42
8.1.2	Stoj patologický	42
8.2	Sed	42
8.2.1	Fyziologický sed	43
8.2.2	Patologický sed	43
9	DOMÁCÍ CVIČENÍ PRO ZLEPŠENÍ POSTURÁLNÍHO ZAJIŠTĚNÍ.....	44
9.1	Zaučení správného provedení měřených posturálních pozic	44
9.1.1	Korigovaný stoj.....	44
9.1.2	Korigovaný sed s napřímením páteře.....	44
9.2	Stoj na jedné noze.....	44
9.3	Aktivace středu těla	45
9.3.1	Nácvik bráničního dýchání a aktivace středu těla („dead bug“ / „kneeling superman“)	45
10	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	46
	DISKUZE	58
	ZÁVĚR	61
	SEZNAM LITERATURY	62
	SEZNAM PŘÍLOH.....	66
	PŘÍLOHY.....	67

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Srovnání nejvyšších dosažených pokusů probandů výzkumné skupiny z prvního a druhého měření v pozici stoje	47
Graf 2: Srovnání nejvyšších dosažených pokusů prvního a druhého měření probandů výzkumné skupiny v pozici sedu	47
Graf 3: Srovnání nejvyšších dosažených pokusů prvního a druhého měření probandů kontrolní skupiny v pozici stoje	49
Graf 4: Srovnání maximálních pokusů prvního a druhého měření probandů kontrolní skupiny v pozici sedu	49
Graf 5: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků výzkumné skupiny v sedu a stojí během prvního měření.....	51
Graf 6: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků výzkumné skupiny v sedu a stojí během druhého měření	51
Graf 7: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků kontrolní skupiny v sedu a stojí během prvního měření	52
Graf 8: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků kontrolní skupiny v sedu a stojí během druhého měření.....	52
Graf 9: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během prvního měření v pozici sedu.....	53
Graf 10: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během druhého měření v pozici sedu	54
Graf 11: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během prvního měření v pozici stoje	54
Graf 12: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během druhého měření v pozici stoje.....	55
Graf 13: Rozdíl v maximální síle probandů výzkumné skupiny v prvním a druhém měření v pozici stoje.....	56
Graf 14: Rozdíl v maximální síle probandů výzkumné skupiny v prvním a druhém měření v pozici sedu	56
Graf 15: Porovnání změn síly v sedu a stojí po fyzioterapeutické intervenci	57

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Opěrná база během stoji.....	16
Obrázek 2: Úchopy silové a jemné	31
Obrázek 3: Dynamometr Jamar	37
Obrázek 4: Korigovaný stoj - správné provedení	67
Obrázek 5: Kulatá záda s předsunem hlavy	68
Obrázek 6: Nadměrné prohnutí v bedrech	68
Obrázek 7: Korigovaný sed – správné provedení.....	69
Obrázek 8: Korigovaný sed – chybné provedení.....	69
Obrázek 9: Správné provedení verze 1 – počáteční pozice.....	70
Obrázek 10: Správné provedení verze 1 - konečná pozice	70
Obrázek 11: Správné provedení verze 2 - počáteční pozice	71
Obrázek 12: Správné provedení verze 2 - konečná pozice	71
Obrázek 13: Nadměrné prohnutí v bedrech	71
Obrázek 14: Kulatá záda	72
Obrázek 15: Zvýraznění prohnutí v bedrech	72
Obrázek 16: Stoj na jedné noze - správné provedení zepředu	73
Obrázek 17: Stoj na jedné noze - správné provedení ze strany	73
Obrázek 18: Sešikmení pánve	74
Obrázek 19: Záklon.....	75

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Výsledky prvního měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici stoje	81
Tabulka 2: Výsledky prvního měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici sedu	81
Tabulka 3: Výsledky prvního měření síly probandů kontrolní skupiny v pozici stoje	82
Tabulka 4: Výsledky prvního měření probandů kontrolní skupiny v pozici sedu ...	82
Tabulka 5: Výsledky druhého měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici stoje	83
Tabulka 6: Výsledky druhého měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici sedu	83
Tabulka 7: Výsledky druhého měření síly probandů kontrolní skupiny v pozici stoje	84
Tabulka 8: Výsledky druhého měření probandů kontrolní skupiny v pozici sedu ..	84
Tabulka 9: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků výzkumné skupiny v sedu a stojí	85
Tabulka 10: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků kontrolní skupiny v sedu a stojí	86
Tabulka 11: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a problémy v oblasti horních končetin v pozici stoje	86
Tabulka 12: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin v pozici sedu	87
Tabulka 13: Porovnání změn v síle stisku v sedu během prvního a druhého měření	87
Tabulka 14: Porovnání změn v síle stisku ve stoji během prvního a druhého měření	88
Tabulka 15: Rozdíl ve změně sílu stisku v sedu a stojí po fyzioterapeutické intervenci	88
Tabulka 16: Výška a hmotnost účastníků výzkumné skupiny	89
Tabulka 17: Výška a hmotnost účastníků kontrolní skupiny	89

SEZNAM ZKRATEK

atd. - A tak dále

CKP - Centrální koordinační porucha

CMC - Karpometakarpální

DZS - Dolní zkřížený syndrom

HSSP - Hluboký stabilizační systém páteře

HZS - Horní zkřížený syndrom

M. - Musculus

mm. - Musculi

MTP - Metatarsofalangeální

TFL - Tensor fasciae latae

ÚVOD

Bakalářská práce se zabývá vlivem posturálního zajištění na sílu úchopu. Obsahuje informace o postuře a jejích patologických odchylkách v souvislosti s nevhodnou zátěží během pracovních činností, dále se stručně zabývá vztahem posturálního nastavení a ergonomie práce, kineziologií ruky a dynamometrií.

Praktická část práce je zaměřena na testování vlivu zlepšení kvality posturální stabilizace na sílu stisku ruky v různých pozicích těla, konkrétně v sedu a stojí. Tohoto zlepšení je dosaženo pomocí fyzioterapeutické intervence skládající se z korekce, nácviku správného provedení uvedených pozic a následného tréninku posturální stabilizace. Dále jsou porovnávány výkony dosažené v jednotlivých pozicích a je testován vliv onemocnění, operací a úrazů horních končetin na maximální sílu ruky.

Téma bylo vybráno ve spolupráci se společností QMI poskytující fyzioterapeutické služby ve firmě Eissmann, která poskytla probandy pro výzkumnou skupinu. Hlavním cílem této spolupráce byla edukace zaměstnanců v oblasti správné postury během pracovních činností a zjištění efektu této intervence na jejich sílu úchopu ruky a tím i efektivitu práce. Dobré posturální zajištění může předcházet chronickým bolestem pohybového aparátu, na které byli testovaní také dotazováni. Testovalo se pět hypotéz, které předpokládaly, že síla stisku se po fyzioterapeutické intervenci zvýší alespoň u 50 % probandů výzkumné skupiny. Minimálně u 50 % účastníků výzkumné skupiny se síla naopak zlepšit neměla. Dále byl zkoumán vliv prodělaných úrazů, operací a onemocnění v oblasti horních končetin na sílu stisku a porovnávala se síla a její změny ve dvou nejčastějších pracovních pozicích uváděných dotazovanými – sedu a stojí.

Výskyt chronických bolestí pohybového aparátu vlivem pracovního zatížení je velmi častý a v dlouhodobém měřítku může vést až k trvalé invaliditě. Jedná se o téma aktuální a je třeba mu věnovat pozornost nejen u zaměstnanců pracujících manuálně, ale i u sedavě pracujících, kde jsou nevhodné statické polohy mnohdy závažnějším problémem, než si zaměstnanci uvědomují.

Očekávaným přínosem práce je tedy upozornění na důležitost správného držení těla během pracovních i rekreačních aktivit zaměstnanců, které předchází bolestivým potížím z přetížení pohybového aparátu vlivem pracovní zátěže.

TEORETICKÁ ČÁST

1 POSTURA

„Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová.“ (Kolář a další, 2009)

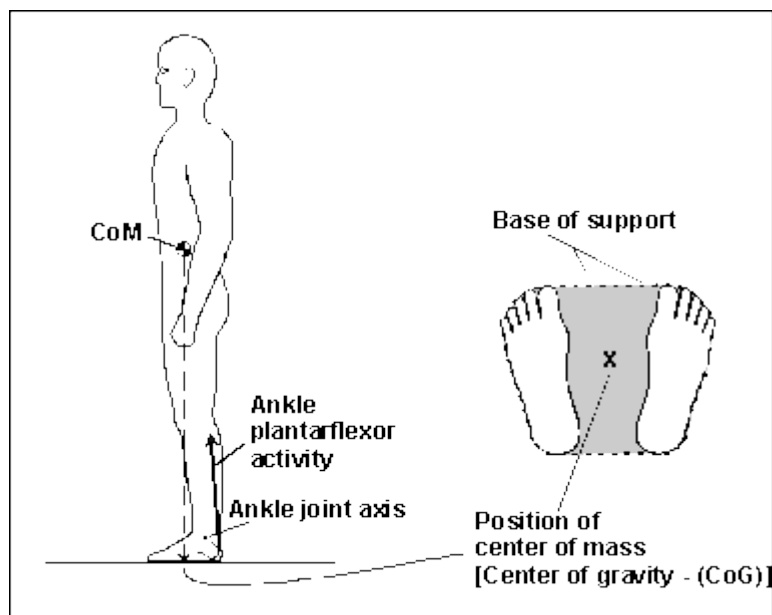
Postura je součástí každé polohy těla a zároveň nutností pro provedení jakéhokoliv pohybu. Podmínkou pro udržení vzpřímeného těla je svalový tonus, který je definován jako stálé napětí regulované reflexními mechanismy. Lidskou posturou se rozumí bipedální stoj. Při dělení posturálních funkcí se rozlišuje posturální stabilita, stabilizace a reaktivita (Kolář a další, 2009).

1.1 Posturální stabilita

Při statické pozici se poloha těla vůči okolí nemění a nedochází ani k pohybu jednotlivých segmentů v prostoru. Každá statická poloha však obsahuje dynamické složky. Jedná se o neustálou aktivitu svalů, které zajišťují neměnnost polohy. Tato svalová činnost zabraňuje nechtěným pádům a ztrátám rovnováhy (Dylevský, 2021).

Posturální stabilita úzce souvisí s těžištěm těla, opěrnou bází a plochou. Opěrnou plochou se rozumí část podložky v přímém kontaktu s částí těla na ní položenou, opěrná baza je plocha vzniklá mezi vnějšími hranicemi opěrných ploch. *„Se zjednodušením lze tedy říci, že při stoji na jedné noze je obsah plochy pro opěrnou bazi a opěrnou plochu stejný.“* (Bizovská a další, 2017) Těžiště je centrem masy lidského těla a zároveň působištem tíhové síly. Jeho vertikální projekce do opěrné baze se nazývá „center of gravity“. Souvisejícím pojmem je „center of pressure“, který představuje bod působení výsledné akční síly do podložky. *„Poloha těžiště a COG musí být během stoje udržována uvnitř specifických hranic vztahujících se k individuální opěrné bazi – tzv. limity stability.“* (Bizovská a další, 2017) Tyto limity lze jednoduše otestovat pomocí náklonů těla předozadně a do stran.

Posturální stabilita se rozděluje na statickou a dynamickou. Statická stabilita je schopnost udržet rovnováhu na nestabilní ploše v klidovém stavu. Dynamická rovnováha naopak znamená provedení pohybu s udržením nebo znovu získáním tělesné stability. Souvisí tedy se schopností kontrolovaného přesunu těžiště. Při udržování statické a dynamické rovnováhy je poloha opěrné baze neměnná. Pokud se její pozice změní, jedná se o funkční posturální stabilitu, která je definována jako schopnost kontrolovaného přesunu těžiště při měnící se opěrné bazi (Bizovská a další, 2017).



Obrázek 1: Opěrná baza během stoje

Zdroj: Vaghasiya, 2020

Stabilita těla je ovlivněná mnoha faktory, mezi které řadíme například velikost opěrné baze, výšku těžiště, hmotnost těla a fixaci jednotlivých segmentů. Pokud těžnice těla padá do středu opěrné plochy, nachází se tělo v rovnovážné a stabilní poloze. Během pohybu musí výsledný vektor působících zevních sil (síla třecí, reakční a setrvačnost) směřovat do opěrné baze. Pokud tomu tak není, dojde k přetížení svalů, které svou nadměrnou aktivitou korigují posturu a brání pádu. Dalším významným vlivem na stabilitu těla může být i kvalita senzomotorické integrace. Pokud je snižena, dochází ke zúžení limitů stability (Dylevský, 2009).

Zvýšit tělesnou stabilitu lze zvětšením tělesné hmotnosti, snížením polohy těžiště, fixací jednotlivých segmentů těla nebo rozšířením opěrné baze. Při zvýšení tělesné hmotnosti hraje však velkou roli podíl tkání, u kterých došlo k nárůstu objemu. Pokud se jedná o svalovou hmotu (aktivní tkáň), může být nápomocná k udržování rovnováhy. Přibyla-li tkáň tuková, lze očekávat problémy v případě ztráty rovnováhy, kdy vyšší hmotnost naopak ztíží návrat do stabilní pozice. Rozšíření opěrné baze například širokým stojem může být také problematické. Tělo bude sice stabilnější v rovině frontální, v rovině sagitální se však stabilita může mírně zhoršit, kvůli omezení rozsahu pohybu v kloubech (Bizovská a další, 2017).

Pokud dojde k porušení posturální stability, objevují se automatické posturální reakce, kterými se rozumí koaktivační souhry svalů zajišťující návrat a udržení rovnováhy.

1.2 Posturální stabilizace

„Posturální stabilizace je aktivní (svalové) držení tělesných segmentů proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem.“ (Kolář a další, 2009)

Tato aktivita svalů stabilizuje jednotlivé tělesné segmenty proti působení zevních sil. Aktivitou agonistů a antagonistů je zajišťována pevnost kloubů a udržení segmentu v dané poloze. Bez této svalové činnosti by bylo nemožné udržet stabilní posturu a následně vykonat jakýkoliv pohyb. Svaly zajišťující posturální stabilizaci jsou krátké a hluboké. Díky jejich tendenci k hypertonu a zkrácení se nazývají tonické (Dylevský, 2021).

1.3 Posturální reaktibilita

Posturální reaktibilita je důležitá při pohybech, kde se vyvíjí koncentrická svalová síla. Jedná se většinou o pohyby proti odporu. V takové situaci je svalová síla převáděna v systému pák těla a vyvolá reakční síly v celém systému. Tyto vnitřní síly mají za účel zpevnit jednotlivé tělesné segmenty, aby mohlo dojít k provedení pohybu a uplatňují se mimovolně (Dylevský, 2021).

Funkcí posturální reaktivity je především zajištění pevného bodu - punctum fixum. Toto zpevnění jedné úponové části svalu je nutné pro pohyb části druhé – punctum mobile. *„Aktivita svalů stabilizujících segment generuje aktivitu v dalších svalech, s jejichž úpony souvisí.“ (Kolář a další, 2009)* Tímto způsobem dochází k řetězení svalové aktivity.

1.4 Vliv anatomických poměrů těla na posturální funkce

S posturálními funkcemi úzce souvisí anatomické a morfologické poměry těla. Klinicky se rozlišují na lokální, regionální a globální. Lokální poměry jsou dány tvarem kostí jednoho segmentu těla, regionální určují vztahy mezi několika segmenty a globálním poměrem se myslí vzájemné souvislosti všech anatomických vztahů těla (Dylevský, 2021).

1.5 Řídící mechanismy posturálních funkcí

„Neurofyziologické faktory, mající zásadní vliv na posturální funkce, jsou výsledkem bezchybné multisenzorické integrace vestibulárních, zrakových, propioceptivních a kožních informací.“ (Dylevský, 2021)

Hlavní roli v kontrole postury mají řídicí mechanismy nervového systému a míra jejich excitability. Mezi další faktory s vlivem na tyto funkce patří především kvalita zpětnovazebných mechanismů – propiocepce, exterocepce a vestibulárního systému, které se podílí na udržování rovnováhy. Dále pak kvalita selektivní hybnosti, schopnost relaxace svalů a v neposlední řadě i psychické faktory, jako jsou emoce a vnitřní naladění. Tyto

změny postury vlivem emocí jsou způsobeny zvyšováním svalového napětí vlivem limbického systému a nejsou proto ovládány vůlí (Bizovská a další, 2017).

1.5.1 Posturální kontrola

Posturální kontrola je definována jako soubor neurálních mechanismů odpovědných za udržení polohy a umožnění vykonání účelného pohybu proti gravitaci. Nervový systém zde zastává roli iniciátora svalové aktivity zajišťující pohybovou koordinaci a zároveň detekuje a předpovídá možnost vzniku instability. Činnost nervového systému však není jedinou složkou posturální kontroly. Velký význam mají i vlastnosti systému muskuloskeletálního, kam patří biomechanické charakteristiky jednotlivých tkání, jako je flexibilita vazů a možné rozsahy pohybu v kloubech (Bizovská, a další, 2017).

Pro fungující posturální kontrolu je nevyhnutelné kvalitní propojení senzorického a motorického systému. Na senzorickém vnímání se podílí systém zrakový, vestibulární a somatosenzorický. Díky nim dochází k získávání informací z prostředí, jejich porovnávání a tím i zjištění polohy těla v prostoru. Motorický systém naopak realizuje pohyb, vybírá a určuje vzorce svalové aktivity. Vestibulární aparát je součástí vnitřního ucha a se skládá ze statického a kinetického čidla, která detekují změny polohy a pohyby hlavy v prostoru. Jeho dalšími funkcemi jsou zajištění fixace pohledu a posturální reflexní reakce umožňující vzpřímené držení hlavy (National Academy of Sports Medicine (NASM), 2013).

Somatosenzorický systém je tvořen receptory vnímajícími polohu segmentů těla. Patří sem proprioreceptory a exteroceptory. Proprioceptory se dělí na svalová vřeténka reagující na protažení svalových vláken a šlachová tělíska, která vnímají změny svalového napětí. Díky těmto funkcím je nervovému systému umožněno vnímání polohy a pohybu těla v prostoru (statestezie a kinestezie) a následná korekce svalového napětí. Druhou částí somatosenzorického systému jsou exteroceptory zajišťující kožní cití. Patří sem volná nervová zakončení pro cití bolesti, Ruffiniho a Krauseova tělíska vnímající změny teplot a Vater-Paciniho tělíska citlivá na tlak. Tyto prvky hrají důležitou roli při korekci postury ve smyslu balančních reakcí (National Academy of Sports Medicine (NASM), 2013).

Zrakem člověk přijímá většinu informací z prostředí, proto se výraznou měrou podílí i na korekcích postury. Pohyby bývají přesnější, jsou-li prováděny s vizuální kontrolou. Na této kontrole se podílí centrální i periferní vidění. Centrální vidění je využíváno ke korekci v mediolaterálním i anterioposteriorním směru, vidění periferní se uplatňuje u výchylek ve směru anterioposteriorním. Funkce zraku v řízení posturálních reakcí je úzce spjata se senzomotorickým systémem (Bizovská a další, 2017).

V tématu posturální kontroly je také nutné zmínit důležitost informací přijímaných z chodidel nohou. Nutná je tedy i správná funkce a tvar nožní klenby.

1.6 Fyziologická postura

Fyziologické držení těla teoretický ideální model, kdy jsou jednotlivé svaly zapojeny v rovnováze a nedochází k přetěžování kloubů. Ve správném posturálním nastavení se všechny klouby nachází v centrovaném postavení, čímž je zajištěno optimální zatížení vazivových i kloubních struktur. *„Jednotlivé složky posturálního systému musí být harmonicky vyváženy, což vede k minimálnímu zatížení svalového systému (vynaložením svalové síly) a musí být relativně stabilní.“* (Dylevský, 2021) Z textu tedy vyplývá, že všechny síly, které působí na lidské tělo, musí být v rovnováze.

Přesný popis tohoto stavu se mezi jednotlivými autory liší. Stejně tak je pojem fyziologické postury pro každého člověka individuálně rozdílný, kvůli různorodým anatomickým parametrům.

Ideální postura je takové nastavení, které dovoluje optimální zatížení skeletálního systému, rovnováhu mezi antagonistickými svalovými skupinami a správnou funkci vnitřních tělesných systémů. S držení těla úzce souvisí systém respirační, a tudíž i stereotyp dýchání. Nejčastějším problémem s vlivem na respiraci je zvýšená hrudní kyfóza, která značně omezuje dechové exkurze. Při správném dechovém stereotypu by mělo docházet k rozšiřování dolní části hrudního koše a pohybu sternu předozadně. Tento ideál bývá často narušen při tzv. inspiračním postavení hrudníku, objevujícím se u vadného držení těla. Nejdůležitějším dechovým svalem je bránice, která se výrazně podílí na tvorbě nitrobřišního tlaku a tím i stabilizaci postury. Dalším systémem ovlivněným špatným držení těla je trávicí trakt. Při oslabení břišních svalů či nefyziologické poloze pánve se mohou objevit trávicí potíže (Solberg, 2008).

Držení těla může být ovlivněno mnoha faktory, fyzickými i psychickými. Nejsilnějším psychickým vlivem je stres, který může způsobit hypertonii některých svalů. Dále sem patří emoce, jako například strach, při kterém člověk nevědomě mění své držení těla (Levitová a další, 2015).

Fyzických vlivů ovlivňujících posturu je mnoho. Řadí se sem pohybová inaktivita spojená s dlouhodobými nevhodnými statickými polohami, předchozí úrazy, jednostranná a nadměrná zátěž při některých sportech nebo nesprávně prováděném cvičení a špatné pohybové stereotypy. Aktuální stav pohybového aparátu je také velmi důležitým

ukazatelem, neboť při bolestech se může vyvinout antalgické držení těla, kdy dojde k nevědomému odlehčování postižené oblasti, a naopak přetěžování jiných segmentů těla. Některá onemocnění mohou také negativně působit na pohybový aparát, především pokud se týkají kostí a kloubů. Tyto změny jsou typické například u pacientů s artritidou či osteomalácií. Vliv má samozřejmě také stárnutí organismu, které je spojeno se snižováním kvality tkání. V anamnestickém rozhovoru při hodnocení postury by se měl terapeut zaměřit na zjišťování podrobností o životním stylu a zaměstnání pacienta, jelikož tyto faktory se vždy projeví na jeho posturálním nastavení. Je nutné určit, zda jde o člověka pracujícího manuálně či zaměstnance se sedavou prací. Dále by měl také pokládat otázky týkající se volnočasových a sportovních aktivit (Johnson, 2012).

1.6.1 Aspekční vyšetření fyziologické postury

Před samotným vyšetřením by mělo dojít k odběru anamnézy osobní, pracovní, sportovní i sociální, jelikož všechny tyto faktory mohou výrazně ovlivnit posturální nastavení. Během vyšetření stojí pacient bos a ve spodním prádle. Terapeut nejprve zhodnotí celkové držení těla, symetrii rozložení váhy a schopnost udržení rovnováhy. Všímá si také svalového tonu a viditelných abnormalit tělesného schématu. Zhodnotí stav pokožky a stranovou symetrii osvalení, nadměrnou hypertrofii či atrofii některých svalů. Poté přechází k podrobnějšímu vyšetření (Johnson, 2012).

Aspekční vyšetření stoje se obvykle provádí ze tří pohledů – předního, zadního a ze strany. Postupuje se kranio-kaudálně nebo kaudo-kraniálně. Velmi důležitá je poloha pánve, která má vliv na postavení horní i dolní poloviny těla (Johnson, 2012).

Při pohledu zepředu je hlava vytažena s osou páteře, nachází se ve vzpřímeném postavení bez úklonů a rotací. Dále si všímáme ramen, která jsou svěšena volně. Není znát jejich přitažení k uším hypertonickým horním trapézem. Klavikuly a thorakobrachiální trojúhelníky vypadají symetricky. Cristy pánve se nachází na obou stranách stejně vysoko. Chodidla jsou postavena na širší kyčlí (Levitová a další, 2015).

Při pohledu ze strany vidíme zakřivení páteře, které je při fyziologické postuře dvojesovité, bez hyperlordóz a hyperkyfóz. Není přítomné ani oploštění hrudní kyfózy či bederní lordózy. Hlava je v rovině a brada mírně zasunutá vzad. Úhel mezi bradou a osou krční páteře je 90 stupňů. Hrudník se nachází ve výdechovém postavení. Pánev zaujímá neutrální pozici, není v antevertzi ani retrovertzi. Kolenní klouby jsou extendovány nebo v mírné semiflexi. Noha má fyziologické klenutí (Levitová a další, 2015).

Zadním pohledem zjistíme rovnou páteř ve frontální rovině. Ramena leží ve stejné výši a thorakobrachiální trojúhelníky jsou symetrické. Infragluteální rýhy a podkolenní jamky se nacházejí na obou stranách ve stejné výšce. Zatížení pat je rovnoměrné, bez viditelné valgozity (Levitová a další, 2015).

1.7 Poruchy postury

Poruchami postury se rozumí odchylky od fyziologického držení těla, které mohou vyvolat bolestivé funkční a časem i strukturální změny (Dylevský, a další, 1997).

Vznikají na podkladě anatomickém, neurologickém či funkčním. Mezi nejčastější anatomické příčiny poruch postury patří dysplazie kyčelní a poúrazové změny na kloubech. Neurologické poruchy mají rozmanitou symptomatologii. Například u osob trpících Parkinsonovou chorobou lze pozorovat flekční držení těla i končetin, u vestibulárních syndromů zase širokou bazi stoje. Funkční poruchy postury jsou nejobvyklejší. Často k nim dochází při dlouhodobém setrvávání nevhodných statických polohách, které je typické pro sedavá zaměstnání. Vzniknout mohou také vlivem přetížení některých svalových skupin, což je problémem sportovců vykonávajících jednostrannou pohybovou činnost. Vrozenou funkční příčinou vadného držení těla je centrální koordinační porucha, která se projevuje již během posturálního vývoje dítěte (Dylevský a další, 1997).

Funkční poruchy pohybové soustavy lze dělit také podle etáže, ve které vznikly, na poruchy v oblasti centrální regulace a v oblasti funkce svalu.

1.7.1 Poruchy v oblasti centrální regulace

„Nejčastějšími příznaky, které lze v této oblasti pozorovat, jsou poruchy pohybových stereotypů, a to jak při jejich vypracovávání, tak v jejich fixaci a schopnosti přepracování.“ (Dylevský a další, 1997) U lidí s tímto typem poruchy bývá často narušen i psychomotorický vývoj – patří sem výše zmíněná CKP. Poruchy centrální regulace obvykle vedou k vertebrogenním obtížím, které jsou velmi těžko řešitelné (Dylevský a další, 1997).

1.7.2 Poruchy v oblasti funkce svalu

Svalové systémy jsou nuceny k neustálé adaptaci na vnější i vnitřní podmínky. Tyto reakce mohou vést k nerovnováze funkce jednotlivých svalů a dalším potížím spojeným s bolestivými stavy. Na vnější vlivy svaly reagují dvojitým způsobem. Jedná-li se o sval fázický, který má tendenci k oslabení a ke sníženému zapojení do pohybových vzorů, dojde k jeho ochabování. Pokud sval patří do skupiny posturálních, reaguje obvykle zkrácením. Toto zkrácení vzniká vlivem přetížení, kdy musí posturální svaly nahrazovat funkci oslabených fázických. Výsledkem těchto změn jsou svalové dysbalance – například horní a

dolní zkřížený syndrom, které lze pozorovat při vyšetření stoje. Jejich kombinací vzniká vrstvý syndrom, kde dochází ke střídání vrstev hypertonických a oslabených svalů. Tento patologický stav negativně ovlivní biomechaniku těla a dojde k vytvoření nových neefektivních pohybových vzorů a následné degeneraci kloubů z jejich přetěžování (National Academy of Sports Medicine (NASM), 2013).

Mezi svaly fázické s tendencí k oslabení patří například: hluboké flexory šíje a dolní část trapézového svalu. Na pletenci ramenním m. deltoideus, infraspinatus a supraspinatus. Z trupových svalů přímé břišní svalstvo a serratus anterior. Na dolních končetinách pak vastus medialis a lateralis, mm. peronei a gluteální svaly. Svaly typickými pro hypertonii jsou kupříkladu mm. scaleni a sternocleidomastoideus. Na horních končetinách se jedná o flexory, na dolních končetinách o m. soleus, ischiokrurální svaly, adduktory stehna, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae a m. iliopsoas. Mezi posturální svaly trupové se řadí m. pectoralis major, šikmé břišní svaly, vzpřimovače trupu a m. quadratus lumborum (National Academy of Sports Medicine (NASM), 2013).

Reakce svalů na vnitřní vlivy je spojená s funkcemi proprioceptivními, exteroceptivními a interoceptivními. „Znamená to, že svalová funkce je závislá na vnitřním stavu segmentu míchy a mění se v závislosti na jeho změnách, tedy ve vztahu k abnormální aferentaci vznikající jako následek této změny.“ (Dylevský a další, 1997) Tato změna je buď funkční, nebo může být doprovázena strukturálními vadami s patologickým nálezem. Mezi strukturální změny se řadí například degenerativní onemocnění meziobratlových kloubů, orgánové poruchy nebo traumatické léze, jejichž vlivem mohou vznikat kloubní blokády či zkrácení měkkých tkání. Významný vliv má také nocicepce, která má za účel varovat před možností poškození nebo upozornit na lézi již vzniklou, a tím zabránit jejímu zhoršování. Pokud dojde k bolesti, pacient má tendenci nevědomě odlehčovat postiženou část těla a tím měnit své pohybové vzorce. Vznikají tak svalové nerovnováhy a tím i porušená koordinace pohybu (Dylevský a další, 1997).

Při léčbě posturálních poruch je třeba brát ohled na etáž jejich vzniku. Pokud je příčinou chybné centrální řízení, musí se problém řešit reflexně. Jedná-li se naopak o poruchu funkce svalu, využijí se metody zaměřené na uvolnění a protažení měkkých tkání a odstranění kloubních blokad (Dylevský, 2009).

Je vhodné se i přes přítomné patologické odchylky a oslabení pohybového aparátu snažit co nejlépe přiblížit k „ideálnímu modelu“ a podpořit jeho využívání v běžných denních aktivitách (Levitová a další, 2015).

1.7.3 Korekce poruch postury

Vznik a progresi funkčních poruch postury lze ovlivnit pomocí zdravotně-kompenzačních cvičení, zaměřených na posílení oslabených, protahování hypertonických svalů a obnovu správných pohybových stereotypů. Tato cvičení se využívají v rámci primární a sekundární prevence vzniku poruch pohybového aparátu. Kompenzují také jednostrannou pohybovou zátěž, která je častá u sportovců nebo zaměstnanců s repetitivní prací v nevhodných statických polohách (Cacek a další, 2020). Jedním z prvních projevů posturální dysfunkce bývá i zvýšení napětí fascií, které se podílí na stabilizaci těla a udržování vzpřímeného postoje. Toto napětí může být způsobeno nadměrnou svalovou aktivitou nebo náhlou změnou mechaniky pohybů. Síly působí na vazivovou tkáň a dojde tak ke změně její délky, která však nemusí být permanentní. Životnost kolagenu uvnitř fascie je 300-500 dní a neustále probíhá jeho adaptace na vnější síly. Pokud jsou eliminovány negativní vlivy, jakými je nevhodná postura a nadměrná zátěž, dochází obvykle k rychlému zlepšení vlastností fascií. Z tohoto důvodu je vhodné zařadit do terapie jejich uvolnění (Chaitow, 2006).

Zdravotně-kompenzační cvičení se dělí dle účinku na posilovací, protahovací a uvolňovací. Jejich zařazení v terapii musí mít určitou posloupnost. Po vyšetření pacienta a zjištění faktorů, které se podílí na poruše jeho držení těla se přechází ke cvikům uvolňovacím, následně ke zvýšení rozsahu pohybu v hypomobilních segmentech pomocí protahovacích cviků, a nakonec ke snížení rozsahu pohybu v segmentech hypermobilních, čehož se dosáhne posilováním. Dále je vhodné edukovat pacienta o vhodných pracovních i běžných pozicích, které zajistí rovnoměrnou zátěž kloubů a redukovat pohybové vzorce (Johnson, 2016).

Uvolňovací cvičení slouží k počátečnímu zahřátí pohybového aparátu a jeho přípravě na výkon. Jedná se především o pohyby krouživé a kyvadlové, které využívají působení setrvačnosti na uvolněnou končetinu. Fyziologickým účinkem těchto cviků je zvýšení prokrvení a látkové výměny v kloubních strukturách a následně podpora tvorby synoviální tekutiny. V neposlední řadě dochází také ke dráždění proprioceptorů v kloubu, čímž se zlepšuje vnímání polohy těla v prostoru (Levitová a další, 2015).

Protahovací cvičení neboli strečink slouží k uvolnění hypertonických svalů, obnovení jejich fyziologické délky a zvýšení pohyblivosti kloubů. Lze provádět protažení statické, s klidovou výdrží v krajní pozici nebo dynamické, které spočívá ve švihových pohybech do maximálního rozsahu. V poslední době se však nejčastěji využívají polohy statické, kvůli vyššímu riziku zranění u švihových pohybů. Daná poloha se zaujímá přibližně

na 30 sekund a neměla by způsobovat bolest. Strečink se dále dělí na aktivní, kdy cvičenec provede pohyb sám a pasivní, při kterém mu jako dopomoc slouží cvičební pomůcky či tlak terapeuta. Ze studií vyplývá, že aktivním protahováním cvičenec dosáhne obvykle lepších výsledků v korekci postury než pasivním (Johnson, 2016). Kontraindikací protahovacích cvičení je hypermobilita. K ovlivnění hypertonu se využívají také další techniky manuální terapie, jako například postizometická relaxace, reciproční inhibice, agisticko-excentrická kontrakce a antigravitační relaxace (Kolář a další, 2009). Postizometrická relaxace se provádí pomocí isometrické kontrakce svalu s minimální silou, po níž následuje jeho relaxace. Dojde tak k uvolnění hypertonických vláken svalu dekontrakcí. Reciproční inhibice je metoda využívající uvolnění antagonistického svalu při kontrakci agonisty (Chaitow, 2006). Pacient provede aktivní pohyb ve směru relaxace či tlak proti odporu terapeuta. Antigravitační relaxace je založena na působení gravitace ve fázi isometrického odporu i relaxace. Výhodou této metody je možnost provedení jako autoterapie. Během agisticko-excentrické kontrakce dochází k excentrické kontrakci antagonisty ošetřovaného svalu a tím i reciproční inhibici a uvolnění tohoto svalu (Lewit, 2003).

Posilovací cvičení jsou posledním typem kompenzace, který slouží k aktivaci a posílení hypotonických svalových skupin. Fyziologickými účinky posilování jsou zvýšení klidového napětí svalů, zlepšení jejich souhry a tím i pozitivní ovlivnění postury. Nejčastěji se využívá koncentrická kontrakce, kdy dochází ke zkracování délky svalů. Lze také využít i kontrakci isometrickou, při které se nemění délka, ale napětí svalu. Před posilováním menších svalů končetin je vhodné se zaměřit na svaly v oblasti pánve a páteře. Důležitá je role dechu. Cvičenec by měl využívat brániční typ dýchání s výdechem při překonávání odporu a nádechem s navrácením do výchozí polohy (Levitová a další, 2015). Oslabení svalu je dle Prof. Lewita výsledkem útlumu jeho funkce, kterou by se pacient měl naučit znovu využívat. Pro toto uvědomění se využívají facilitační metody, které slouží k uvědomění svalu a jeho zapojení do funkce vědomě, dokud jeho aktivita nezačne být opět automatická. Mezi facilitační prvky se řadí například exteroceptivní stimulace, se kterou lze dosáhnout normalizace svalového tonu (Lewit, 2003).

Určitou formou kompenzace jsou i nácviky pohybových stereotypů režimová opatření. U nácviku pohybů se cvičenec soustředí na správné zapojení jednotlivých svalů a vnímání pocitu z jeho provádění. Mezi režimová opatření lze zařadit například kontrolu sedu, pravidelné cvičení, úpravu pracovního prostředí dle ergonomických zásad a zaujmutí vhodné polohy ke spánku (Johnson, 2016).

Je přínosné vyvarovat se aktivitám s nepříznivým vlivem na posturu, kterými jsou nevhodné polohy hlavy při spánku, práce v dlouhodobých nevhodných statických polohách, jednostranné nošení těžkých břemen nebo chůze v nevhodné obuvi (Levitová a další, 2015).

1.8 Postura v pracovním prostředí – ergonomie práce

Ergonomie se zabývá studiem lidské práce. „*Hlavním předmětem ergonomie je tedy studium vztahů mezi člověkem a pracovním prostředkem, případně i pracovním prostředím.*“ (Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2005) Vyžaduje multidisciplinární spolupráci a má široké využití, například při vytváření optimálního pracovního prostředí, konstrukci kancelářského nábytku a hodnocení pracovní zátěže. Jedním z podoborů studia lidské práce je ergonomie fyzická, která se zabývá tělesnými aspekty lidské práce a souvisí s anatomií, biomechanikou a fyziologií lidského těla. Předmětem jejího zkoumání jsou například pracovní polohy, manipulace s břemeny a uspořádání pracovního místa (Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2005).

1.8.1 Základní ergonomické požadavky pro práci ve stoje

Práce ve stoje představuje na rozdíl od práce vsedě větší statickou zátěž, vyšší energetickou spotřebu a omezené možnosti výkonu přesných a koordinovaných pohybů. Pokud zaměstnanec setrvává po celou pracovní dobu ve statickém stoji, může se to negativně projevit na jeho držení těla ve smyslu zvýšení antevertze pánve a s tím spojenou hyperlordózou bederní páteře, dále dochází k asymetrii stoje, kdy člověk preferuje zátěž jedné končetiny, na kterou pak přenáší většinu váhy svého těla. Toto může vést až ke vzniku skoliotického držení těla. Dalším typickým jevem bývá hyperkyfóza hrudní páteře, a to hlavně u pracovníků, kteří se často předklánějí. V neposlední řadě je třeba se zaměřit i na klenbu nohy, která je dlouhodobým stojem také velmi zatížená a často dochází k jejímu oploštění a následným bolestem. Ovlivněny jsou také cévy dolních končetin, a to hlavně snížením žilního návratu projevující se otoky, varixy nebo bolestí.

Jedním s hlavních aspektů práce ve stoje s vlivem na držení těla je výška pracovní plochy. Je-li tato výška příliš velká, může dojít k přetížení ramenních kloubů a krční páteře. Příliš nízká deska pak způsobuje předklon trupu a tím způsobenou nevhodnou zátěž bederní páteře. Pro muže je obecně doporučována výška 102–118 cm, pro ženy pak 93–108 cm. Výška pracovní plochy by měla dosahovat 5–10 cm pod úroveň loktů. Důležitý je také sklon pracovního stolu a optimální dosahová vzdálenost horních končetin. Pro činnosti vyžadující

jemnou motoriku jsou vhodné šikmé plochy. Optimální dosahová vzdálenost je poloha, kdy je úhel flexe a abdukce ramenního kloubu pracovníka menší než 45 stupňů. (Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2005)

Práce ve stoji představuje dlouhodobou statickou zátěž, proto je vhodné použití nízké stoličky pro střídavé pokládání obou dolních končetin a tím zajištění pravidelných změn polohy. Užitečnou kompenzací pro dlouhodobý stoj je zařazení aktivního vzpřímeného stoje, kdy pracovník vědomě zapojí břišní a hýžd'ové svaly a dojde tak k celkovému napřimení páteře. Vhodný je také pohyb dolními končetinami, například kroky, přešlapování či využití již zmíněné stoličky (Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2005).

1.8.2 Základní ergonomické požadavky pro práci v sedě

Pro práci vsedě jsou důležité parametry kancelářské židle. Ideální poloha sedadla závisí na tom, zda je výška pracovní desky nastavitelná. Nejvhodnější výška pracovní desky činí 720 mm. Obecně platí, že sedadlo by se mělo nacházet v úrovni popliteálních jamek člověka, tedy mezi 380-535 mm. Opěradlo zasahuje alespoň do poloviny zad a v ideálním případě by mělo mít nastavitelný sklon. Mělo by také umožnit zachování fyziologické křivky páteře, k čemuž slouží například polstrování v oblasti bederní lordózy. Některé židle umožňují i předozadní náklon, který dodává statickému sedu určitou dynamiku. Opěrky paží snižují statickou zátěž svalů krku a ramenního pletence během psaní na klávesnici. Problémem je však opora zápěstí o ostrou hranu stolu, která může způsobit bolestivé potíže v oblasti měkkých tkání předloktí. Zápěstí by se mělo nacházet v neutrální poloze bez hyperextenze. Tohoto postavení lze dosáhnout jeho vhodným podložením (Pheasant a další, 2006).

Neopomenutelná je také vzdálenost monitoru počítače od očí pracovníka. Za nejnižší přijatelnou vzdálenost se považuje 500 mm. Pro minimální námahu očí se však doporučuje 750 mm. Monitor by se měl nacházet lehce pod úrovní očí. Toto umístění zajistí vhodné postavení hlavy bez hyperextenze v krční páteři či nadměrné flexe. Měl by se také nacházet přímo před pracovníkem, aby nedocházelo k častým rotacím hlavy a trupu. Pro polohu trupu během sedu existují dvě varianty – vzpřímený sed a poloha s mírným sklonem vzad (10-20 stupňů od vertikály). Sed se sklonem umožňuje snížení zátěže bederní páteře a umožní zvýšení vzdálenosti monitoru od očí pracovníka. Také zabrání uvolnění trupu do flexe, což se často děje po delším čase stráveném ve vzpřímené pozici. Během práce v sedě se doporučují časté přestávky, kdy se pracovník alespoň postaví či projde. Vhodné je zařadit i

protahovací cvičení. Těchto „mikropauz“ lze dosáhnout například umístěním tiskárny na místo vzdálené od pracovní desky, kam je třeba dojít (Pheasant a další, 2006).

1.8.3 Nejčastější poruchy postury v souvislosti s manuální prací ve stoje

Postižení muskuloskeletálního systému jsou jedním z nejčastějších zdravotních problémů objevujících se v souvislosti s pracovní zátěží. Obvykle se jedná o dysbalance svalů v oblasti páteře a trupu. Běžným důsledkem těchto potíží jsou chronické bolesti zad, které mohou v krajních případech způsobit až trvalou invaliditu. Horní končetiny bývají také zdrojem potíží u prací, kde dochází k jejich přetěžování vlivem opakovaných pohybů. Mezi nejrizikovější odvětví práce patří stavebnictví, výrobní a strojírenský průmysl. Prevence muskuloskeletálních poruch v pracovním prostředí spočívá ve správné úpravě pracovního prostoru, sledování zdravotního stavu zaměstnanců a jejich poučení o ergonomii práce a o vlivu pracovních návyků na jejich zdravotní stav (Šenk, 2012).

Jedním z nejběžnějších příkladů špatného držení těla u lidí pracujících ve stoje jsou horní a dolní zkřížený syndrom (dále HZS, DZS). Oba problémy jsou způsobeny dysbalancí posturálních a fázických svalů. HZS se vyznačuje zvětšenou krční lordózou, předsunutými rameny a výraznou hrudní kyfózou. Toto nastavení způsobují zkrácené prsní svaly, m. sternocleidomastoideus, m. levator scapulae a horní část m. trapezius, proti kterým leží oslabené hluboké flexory krku, m. serratus anterior a dolní část m. trapezius. DZS vykazuje obraz zvýšené bederní lordózy, která bývá spojená s anteverzí pánve. Lze pozorovat hypertonii flexorů kyčelního kloubu a extensorů bederní páteře. Břišní stěna je vyklenutá a hypotonická. Oslabené jsou také gluteální svaly. Spojením HZS a DZS vzniká vrstevový syndrom, kde dochází ke střídání hypertonických a hypotonických vrstev svalů. Tento nálezn je typický pro starší osoby nebo pacienty po neúspěšné operaci výhřezu ploténky a má horší prognózu (Page a další, 2010).

Dalším častým nálezem úzce souvisejícím s HZS jsou prominující dolní úhly lopatek. Fyziologická vzdálenost lopatek od páteře činí přibližně 7,6 cm a leží celou plochou na hrudním koši. Pokud je viditelné jejich oddálení od osy páteře, značí to dysfunkci rhombických svalů a střední části trapézového svalu. Prominující dolní úhly jsou způsobeny oslabením m. serratus anterior. Problémem bývá také zkrácený m. levator scapulae, který může zapříčinit rotaci lopatky. Pozice paží bývá špatným držením těla také ovlivněna. Nejčastěji dochází k jejich vnitřní rotaci, kterou působí dysbalance mezi zevními a vnitřními rotátory ramene. Tento typ držení je často spojen se zvětšenou hrudní kyfózou (Page a další, 2010).

S kvalitou postury také úzce souvisí správná funkce hlubokého stabilizačního systému páteře (dále HSSP). Jedná se o m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, bránici a krátké autochtonní svaly, jejichž koaktivace je nezbytná pro vytvoření intraabdominálního tlaku. Při nádechu se bránice kontrahuje a posouvá kaudálně, čímž stlačuje viskoelastický sloupec břišní dutiny. Musí při tom však dojít k současné kontrakci pánevního dna. HSSP se aktivuje před každým pohybem jakéhokoli tělesného segmentu. Pokud je dysfunkční, přebírají jeho funkci povrchové svaly, což je jedním z nejčastějších důvodů vzniku vertebrogenních potíží (Pětivlas a další, 2013).

Kvalitu funkce HSSP lze orientačně posoudit pohledem na břišní stěnu. Pokud je výrazně vyklenutá a hypotonická, může to svědčit o nedostatečné aktivaci břišních svalů při stabilizaci páteře. Je nutné posoudit také napětí horního a dolního kvadrantu břicha. Zvýšený tonus horní části oproti dolní je spojen s inspiračním postavením hrudníku, následkem čehož vzniká špatný dechový stereotyp. Při tomto nálezu se popisuje tzv. syndrom rozevřených nůžek, kdy bránice neleží rovnoběžně s pánevním dnem, ale úhel mezi nimi je rozevřen. Nedojde pak k efektivní tvorbě a udržení nitrobřišního tlaku. Toto postavení má vliv také na pánev, která se staví do antevertze (Doležal a další, 2013).

V neposlední řadě je třeba mezi poruchami postury zmínit i deformity nohou. Mají totiž velmi důležitou proprioceptivní funkci, která je nutná pro správné držení těla. Při dlouhodobém stoji dochází k jejich přetěžování a v kombinaci s nevhodnou obuví se mohou objevit bolestivé deformity, jako je plochonoží, valgózní pata či hallux valgus. Plochonoží neboli pes planovalgus je časté v dětství, ale může vznikat i v dospělosti z přetížení (například při dlouhodobé práci ve stoje) či oslabení svalů a vazů stabilizujících klenbu. Dojde k poklesu mediální klenby nohy, která je spojená s valgózním postavením kosti patní. V dětství ploché nohy nebývají zdrojem potíží, avšak v dospělosti se mohou projevit bolesti plosky, parestezie či změny potivosti. Bolest se projevuje častěji při námaze, v pokročilejších stádiích deformity se ale může objevit i v klidu. Hallux valgus je velmi častou deformitou nohy, která také souvisí s nevhodnou obuví s příliš úzkou špičkou. Jedná se o valgózní postavení metatarzofalangeálního (dále MTP) kloubu palce. V pokročilých stádiích může dojít i ke strukturálním změnám na tomto kloubu – artróze (Douša a další, 2021).

1.8.4 Nejčastější poruchy postury v souvislosti s prací v sedě

Většina poruch postury popsaných výše se projevuje i při práci v sedě. Nejčastěji se jedná o svalové dysbalance v oblasti trupu (HZS, DZS), protrakce ramen a často i rotace

hlavy způsobená jejím nevhodným postavením při sledování monitoru počítače, který není přímo před pracovníkem a je nutné se k němu otáčet. Častým problémem je také předsun hlavy způsobený náklonem k pracovnímu stolu. V oblasti horních končetin je obvyklým problémem hyperextenze zápěstí při psaní na klávesnici, která může vést k zánětlivým onemocněním měkkých tkání z přetěžování. (Pheasant a další, 2006).

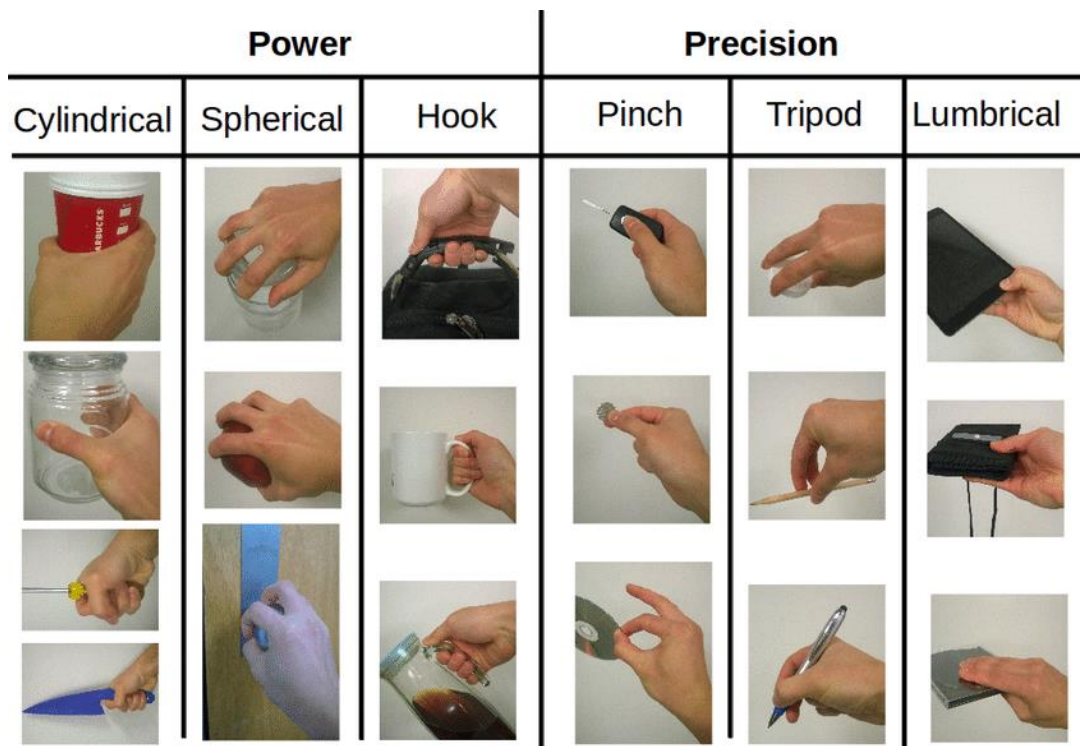
2 ÚCHOP RUKY

„Úchop je základní formou podmínkou manipulace.“ (Pilný a další, 2017) Dochází při něm k interakci mezi rukou a uchopovaným předmětem. V ontogenezi se nejprve objevuje úchop reflexní, vybavitelný pomocí stimulace kůže dlaňové strany ruky. Později se rozvíjí úchop volní, který již není reakcí na kožní podráždění, ale vzniká kontaktem ruky s objektem a je vědomě využíván k manipulaci s ním (Pilný a další, 2017).

2.1 Dělení úchopů

Existuje mnoho způsobů klasifikace úchopů dle různých hledisek. Prvním způsobem je dělení využívané především v ergoterapii, kde se pracuje s kompenzačními pomůckami umožňujícími úchop postiženou rukou. Základním typem je úchop primární, kdy pacient používá svou zdravou končetinu, dále sekundární, pokud není možný úchop primární a terciární s využitím protetických pomůcek (Krivošíková, 2011). Pro účely této práce se dále budeme zabývat pouze těmi primárními.

Primární úchopy se rozdělují na jemné a silové. Mezi jemné formy patří úchop špetkový, pinzetový a klíčový. Do silových se naopak řadí úchop dlaňový, hákový a válcový. Další možné třídění je dle počtu zapojených prstů. Rozlišují se úchopy bidigitální, pluridigitální a dlaňové. Pokud úchop slouží pouze k fixaci určitého předmětu, nazývá se statický. O dynamickém úchopu je řeč v případě, že při něm dochází také k manipulaci s předmětem pomocí prstů ruky (Krivošíková, 2011).



Obrázek 2: Úchopy silové a jemné

Zdroj: Yang a další, 2015

2.2 Fáze úchopu

Proces úchopu má tři fáze – přípravou, manipulační a fázi uvolnění (Vyskotová a další, 2013).

Fáze přípravná slouží především k odhadu hmotnosti uchopovaného objektu, zjištění jeho tvaru a polohy v prostoru. Dochází k posunu těžiště blíže k uchopovanému předmětu a nastavení jednotlivých segmentů těla do vhodných pozic. Pro pohyby ruky je významná pohyblivost ostatních segmentů horní končetiny: ramenní, loketní a zápěstní kloub, jelikož rameno inhibuje ruku a ruka aktivuje rameno. Fáze úchopu a manipulace je vlastní uchopení předmětu a jeho fixace. Tuto fázi provází svalové napětí, které zajišťuje manipulaci s předmětem. Fáze uvolnění začíná, když svalové napětí povolí, úchop se rozevře a ruka se oddálí od předmětu (Krivošíková, 2011).

Dalším možným dělením fází úchopu je: aproximace, detenze, konkluze, retence a relaxace. Aproximace znamená přiblížení ruky k objektu, detenze její rozevření, konkluzí se rozumí sevření ruky za použití svalové síly, retence znamená držení objektu a následná manipulace s ním, relaxace je pak uvolnění stisku.

Pro úchop je velmi důležitá neporušená schopnost koordinace, pohyblivost kloubů ruky, stabilita segmentů a dostatečná svalová síla – flexorů, pro stisk a extensorů, pro uvolnění držení (Vyskotová a další, 2013).

2.3 Role úchopu v ergonomii práce

V rámci pracovních aktivit je úchop málokdy samostatnou činností, častěji je nutností ke splnění dalších úloh, kterými může být například šroubování, zvedání břemen nebo tahové a tlakové úkony pomocí rukojetí. Pracoviště by proto měla zajistit optimální tvar a šířku rukojetí, aby vznikly vhodné podmínky pro úchop a nedocházelo tak k nadměrné námaze flexorů ruky. Neméně důležitý je také povrch rukojetí. Ztráta tření na hladkém nebo klouzavé rukojeti zapříčiní nutnost silnějšího stisku jako kompenzaci. Dalším faktorem ovlivňujícím sílu stisku jsou pracovní rukavice, které mohou snižovat produkci síly kvůli tuhosti materiálu, ze kterého jsou vyrobeny. Největším problémem je však fakt, že znemožňují pracovníkovi taktilní vnímání zpětné vazby z rukojetí, což opět vede k nadměrné aktivitě flexorů a s tím i jejich přetížení (Kumar, 1999).

2.4 Stisk ruky

Stisk ruky vyžaduje použití izometrické svalové síly. Tu vyvíjí hlavně flexory ruky a její intenzita je přizpůsobená charakteristikám drženého předmětu, jako je například jeho hmotnost, velikost a tvar. Síla flexorů může být výrazně ovlivněna několika faktory, mezi které patří například věk, únava a stranová dominance (Kumar, 1999).

Pokud je předmět uchopen nebo je s ním manipulováno, úchopová síla musí překonat gravitační sílu, aby se zajistilo potřebné spojení s předmětem. Tato síla úchopu musí být vždy větší než tzv. kritický práh, kdy by objekt z prstů vyklouzl. Uplatňuje se zde tzv. prediktivní chování, které souvisí se senzomotorickou pamětí a umožní člověku odhadnout správnou sílu stisku. Tento princip je důležitý také při zvedání předmětu, kdy musí být pevně fixován ještě před vlastním nadzvednutím od podložky. Pokud by se jednalo o předmět, jehož hmotnost nám není známá, mohlo by dojít k problémům s odhadem vhodné síly stisku, které se projeví jako „nemotornost“ v manipulaci (Vyskotová a další, 2013).

2.5 Biomechanika stisku ruky

Ruka je využívána primárně pro manipulační aktivity a přesné pohyby vyžadující jemnou motoriku. Z tohoto důvodu je zde velká variabilita mezi produkcí svalové síly a různými pozicemi zápěstí a prstů (Hamill a další, 2001).

2.5.1 Produkce svalové síly

„*Extrinsické svaly ruky jsou zodpovědné za silovou kontrakci stisku a intrinické svaly se starají o manipulační aktivitu.*“ (Kumar, 1999) Ruka se z anatomicko-kineziologického hlediska dělí na dvě části – fixní a mobilní. Fixní část je tvořena prvním a druhým metakarpem, distální řadou kostí karpu s transversálními ligamenty. Pomocí těchto struktur je zajištěno neměnné postavení transversálního oblouku ruky. Nejmenší pohyb je možný ve třetím metatarsofalangeálním (dále MTP) kloubu, který je významný při stabilizaci karpometakarpálního (dále CMC) spojení během silového stisku. Do mobilní části ruky se řadí palec, který má díky sedlovitému tvaru CMC kloubu největší rozsah pohybu ze všech prstů. Patří sem také ukazovák, prostředník, prsteník a malík spolu s metakarpy. Tato část ruky má význam pro stabilizaci úchopu. Hlavními svaly produkující sílu jsou flexor digitorum profundus a flexor digitorum superficialis. Úchop je však výsledkem aktivity mnoha dalších svalů (mm. interossei, m. flexor pollicis, m. adductor pollicis, m. opponens pollicis atd.). Načasování jejich aktivity hraje důležitou roli v kvalitě stisku. Jako první se aktivují mm. lumbricales, zajišťující flexi v MTP kloubech, následuje stah m. flexor digitorum superficialis, a nakonec se aktivuje m. flexor digitorum profundus. Důležitá je však i správná funkce ligament ruky, které umožní dostatečné roztažení metakarpů nutné pro úchop. Dále také udržují transversální oblouk ruky, jehož absence by výrazně ztížila manipulaci s předměty. V oblasti zápěstí dochází také ke stabilizaci pomocí ligament (ligamentum radio-scapho-capitatum a radio-luno-triquetrum dorsale et volare (Krejčí a další, 2020).

Maximální volní kontrakce závisí na mnoha faktorech, jako jsou vlastnosti stlačovaného tělesa a posturální nastavení testovaného. Mezi vlastnosti tělesa mající vliv na intenzitu kontrakce se řadí například jeho tvar a šířka, velikost kontaktní plochy mezi rukou a stlačovaným tělesem. Obecně platí, že větší kontaktní plocha znamená vyšší produkci síly (Kumar, 1999). Průměrná síla stisku válcového objektu pomocí čtyř prstů se snižuje se zvětšujícím se průměrem drženého objektu (Krejčí a další, 2020).

Posturální nastavení a úhel v jednotlivých kloubech je také určujícím faktorem pro schopnost vyvinout maximální kontrakci. Záleží nejen na celkové poloze těla testovaného, ale i na úhlu jeho zápěstí a kloubů prstů. Pozice zápěstí má vliv na polohu karpometakarpálních kloubů (dále CMP klouby) a nastavení CMP kloubů ovlivňuje polohu interfalangeálních kloubů. Pohyb zápěstí je obvykle opačný proti pohybu prstů kvůli malé délce šlach extrinických svalů, které nedovolí plný rozsah pohybu v zápěstí a prstech. Plná flexe prstů je možná pouze pokud je zápěstí extendováno. Naopak flexe zápěstí podpoří

aktivitu extenzorů prstů (Hamill a další, 2001). Také postavení ruky výrazně ovlivňuje sílu úchopu. Při stisku nadhmatem je nižší síla v distálních článcích prstů, naopak síla metatarsofalangových kloubů je vyšší než v podhmatovém postavení (Krejčí a další, 2020).

Dalšími potenciálními vlivy na sílu úchopu mohou být věk, pohlaví, trénovanost, stav výživy a tělesná kompozice. K nejvýraznějšímu snížení síly úchopu dochází dle studie z roku 2008 po 60 roce věku (Budziareck a další, 2008).

Důležité je také zmínit rozložení produkce síly mezi jednotlivé prsty ruky. Většina studií ukazuje, že prostředník a ukazovák produkují asi 60% celkové síly stisku, prsteník a malík zbylých 40 % - pro bezpalcový úchop. Co se týče článků jednotlivých prstů, je jejich síla rozložena nerovnoměrně. Záleží zde na tvaru a šíři uchopovaného objektu. Pokud se jedná o úchop válcový, pak s jeho zmenšujícím se průměrem stoupá zapojení distálních článků prstů (Kumar, 1999).

2.5.2 Možnosti posílení stisku ruky

Posílení flexorů a extenzorů zápěstí může zvýšit produkci síly stisku. Důležitá je pozice zápěstí, která má velký podíl na produkci síly. Jak již bylo zmíněno v předchozích studiích, ideální pozicí je neutrální nastavení zápěstí. Na udržení této pozice se podílí flexory i extensory, proto je nutné posílit obě svalové skupiny. Pokud je zápěstí stabilní, jsou prsty ruky schopny vyprodukovat nejvyšší sílu. Při posilování stisku však vzniká velký tlak vyvíjený flexory prstů, který může poškodit mediální a laterální šterbinu loketního kloubu. Tento problém lze minimalizovat pomocí protahovacích a posilovacích cvičení (Hamill a další, 2001).

V širším pojetí se při posilování úchopu lze zaměřit na celkovou kvalitu posturálně-lokomočních funkcí pacienta, jelikož pro maximální výkon svalů horních končetin je nutná kvalitní postura. Porušení fyziologických posturálně-lokomočních stereotypů je časté u výše zmíněné CKP, při anatomických odchylkách v oblasti končetin nebo vlivem dalších faktorů, jakými je například nevhodná zátěž či antalgické držení končetiny. Vyšetření těchto funkcí se provádí testováním schopnosti udržení segmentu těla v neutrálním postavení, kdy sledujeme míru a vyváženost svalové aktivity. Dále je vhodné zaměřit se na způsob dýchání a iradiaci svalové aktivity do dalších tělesných segmentů. Důležité je také všimnout si kompenzačních mechanismů, které pacient při pohybech využívá. V neposlední řadě je třeba sledovat i vztah kořenových kloubů, aker a vliv jejich postavení na celkovou posturu těla. Cílem by mělo být vytvoření vyvážené svalové aktivity ve všech tělesných segmentech.

Toho se dosáhne naučením správného zapojení jednotlivých svalů do posturálního zajištění a následné uplatnění těchto vzorců i v běžných denních činnostech (Krejčí a další, 2020).

Začíná se uvedením aker do centrovaného postavení, čímž se dosáhne také centrace v kloubech loketních a ramenních. Dále se nacvičuje stabilizační funkce svalů trupu a jejich zapojení během lokomočních pohybů končetin. K tomuto nácviku je vhodná poloha na čtyřech (Kolář a další, 2009). Tato pozice byla využita pro trénink posturální stabilizace v praktické části této práce.

2.5.3 Potenciální riziko úrazu zápěstí a prstů ruky

Většina zranění zápěstí vzniká během pádů, kdy dojde k jeho maximální dorsální či plantární flexi. Výsledkem mohou být poranění vazů, svalů nebo zlomeniny zápěstních kostí, nejčastěji os scaphoideum. Nezřídka dochází také k frakturám distálního konce radia. Mezi nejčastější poranění prstů patří zlomeniny a dislokace palce, které vznikají při jeho násilné extenzi (Hamill a další, 2001).

Dalším typem poruch jsou zranění z přetížení, která jsou obvyklá u manuálně pracujících. Řadí se sem onemocnění šlach - tendinitidy, tendosynovitidy, tendovaginitidy, jejich úponů – entenzopatie a kloubů – artrózy. Flexory a extensory zápěstí jsou přetěžovány neustálou stabilizací zápěstí, proto jsou jejich šlachy náchylné k zánětům. Může také docházet k bolestem epicondylů humeru. Mediální epicondyl bývá citlivý při přetížení flexorů, laterální při zátěži extensorů zápěstí. Jedním z nejčastějších problémů souvisejícím s repetitivní prací je syndrom karpálního tunelu. Při něm dochází k útlaku a následnému zánětu šlach flexorů zápěstí a nervus medianus v místě jejich průchodu pod retinaculum flexorum. V pozdějším stádiu onemocnění vznikají parestezie a bolesti v inervační oblasti medianu a postupná atrofie svalů thenaru. Nejvhodnější prevencí vzniku syndromu karpálního tunelu je udržování zápěstí v neutrální pozici během všech pracovních činností (Hamill a další, 2001).

3 DYNAMOMETRIE

Orientačně lze vyšetřit stisk ruky během výkonu běžných aktivit, jakými je manipulace s předměty různého tvaru nebo hmotnosti a schopnost jejich udržení. Přesnější je však objektivní vyšetření pomocí siloměru – dynamometru. Hodnotit lze maximální sílu, svalovou vytrvalost a rychlost stisku. Pomocí některých typů dynamometrů lze zjistit i rozložení síly mezi jednotlivými prsty ruky (Krejčí a další, 2020).

3.1 Definice dynamometrie

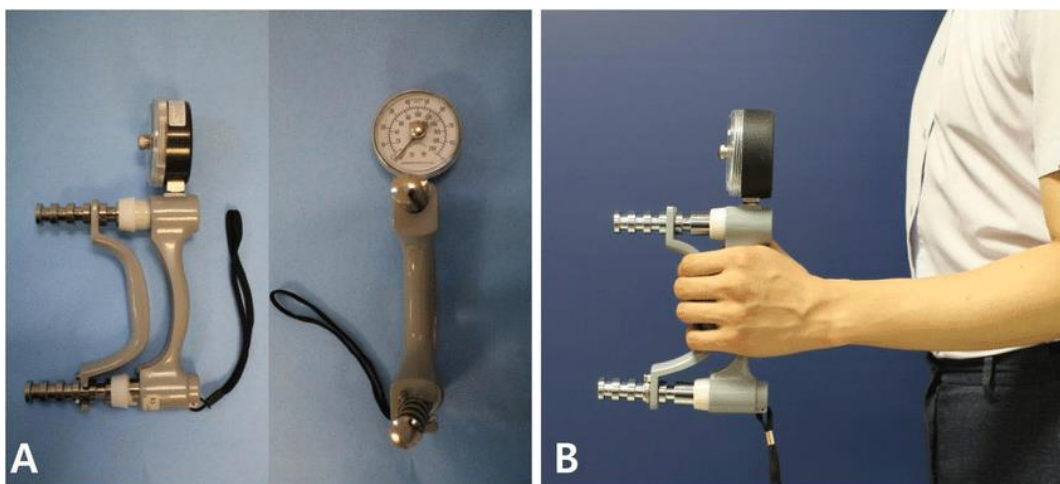
„Dynamometrie je měření síly, kterou člověk působí na určité těleso (snímací část tensometru nebo dynamometru) po určitou dobu.“ (Novotný, 2009)

Tato práce zkoumá maximální isometrickou sílu stisku ruky. Maximální síla je definována jako největší síla, kterou dokáže testovaný vyvinout. Isometrická síla se vyznačuje měnícím se napětím svalů beze změny jejich délky.

Pro měření této síly se u využívají tensometry a dynamometry. Tensometry jsou vhodnější pro menší svalové skupiny, zatímco dynamometry mají uplatnění i u velkých svalů. Výsledek měření může být ovlivněn mnoha faktory, mezi které patří například využitá technologie, postup při měření či míra spolupráce testovaného. Pokud se výsledky srovnávají se standardizovanými tabulkami, měly by být využity aktuální zdroje z důvodu historického vývoje dynamometrie a různé kvality přístrojů. Síla stisku se mezi studii výrazně liší, především díky rozmanitosti testovaných subjektů a podmínkách, ve kterých testování probíhalo. Síla dospělých mužů spadá do rozmezí 400-600 N a u žen je asi o 50-65% nižší (Kumar, 1999).

3.2 Typy dynamometrů

Na trhu existuje mnoho typů dynamometrů, které se liší mechanismem měření. Lze se setkat s dynamometry pružinovými, analogovými, digitálními, pneumatickými a hydraulickými. Nejčastěji se používá typ hydraulický. Existují také prstové dynamometry pro měření síly stisku jednotlivých prstů. Síla stisku je měřena v kilogramech a librách (Krejčí a další, 2020).



Obrázek 3: Dynamometr Jamar

Zdroj: Lee, a další, 2021

3.3 Zajištění přesnosti naměřených hodnot v dynamometrii

Přesnost je definována jako rozdíl mezi skutečnou a naměřenou hodnotou. Pro přesnost naměřených hodnot je důležité dodržovat standardizovaný postup měření. Cílem je snížit chybovost na minimum. Chyby vznikají při kalibraci dynamometru, v průběhu měření, během analýzy dat a při jejich následné interpretaci. Proces kalibrace dynamometru neodstraní veškeré odchylky měření, ale sníží je na minimum. Během získávání dat dochází k chybám kvůli změně testovacích podmínek při jednotlivých měřeních či odlišnostem v práci různých výzkumníků. Roli hraje také kvalita měřícího přístroje, proto by se na veškerá měření měl použít stejný typ dynamometru. Následná analýza dat pomocí počítače napomáhá ke snížení chyb (Payton a další, 2017).

3.4 Postup měření

Před začátkem měření je nutné ověřit funkčnost přístroje a následně seznámit pacienta se způsobem jeho použití. Před vlastním testem by měl mít testovaný možnost zkušebního stisku (Payton a další, 2017).

Měření probíhá nejčastěji ve třech pokusech, kdy vyšetřovaný stiskne dynamometr maximální silou v co nejkratším čase. Následuje čas pro odpočinek po dobu 2 minut, aby došlo k dostatečné obnově energetických zdrojů a vyloučil se tak vliv únavy na další testovací pokus. Za výsledek měření se považuje buď maximální dosažená síla nebo průměr všech tří pokusů (Krejčí a další, 2020).

PRAKTICKÁ ČÁST

4 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

4.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem práce bylo zjistit, zda měla fyzioterapeutická intervence ve smyslu naučení správné posturální stabilizace vliv na úchopovou sílu probandů.

Pro dosažení cíle bylo nutno získat znalosti o postuře a jejích patologických odchylkách, posturální stabilizaci, úchopu ruky a měření síly stisku pomocí dynamometru. Dále také stanovení hypotéz a zvolení metody k jejich potvrzení či vyvrácení.

Vzorek probandů byl předem vybrán společností QMI ze zaměstnanců firmy Eissmann. Bylo třeba zjistit charakter tohoto vzorku a přidat kontrolní skupinu fyzioterapeutů. Výsledky měření obou skupin byly porovnány a vyhodnoceny.

5 VÝZKUMNÉ PROBLÉMY/OTÁZKY

Hypotéza 1: Předpokládám, že síla úchopu u výzkumné skupiny se v druhém měření po fyzioterapeutické intervenci zvýší alespoň u 50 % probandů.

Hypotéza 2: Předpokládám, že síla úchopu kontrolní skupiny se během výzkumného šetření nezlepší alespoň u 50 % probandů.

Hypotéza 3: Předpokládám, že v sedu bude úchopová síla vyšší než ve stoji.

Hypotéza 4: Předpokládám, že lidé s bolestmi, úrazy nebo operacemi v oblasti horních končetin budou mít nižší sílu úchopu než lidé se zdravými horními končetinami.

Hypotéza 5: Předpokládám, zvýšení síly úchopu probandů výzkumné skupiny bude výraznější alespoň o 1 kg v sedu než ve stoji.

6 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

K měření úchopové síly ve dvou pozicích těla (stoj, sed) byl společností QMI poskytnut vzorek zaměstnanců společnosti Eissmann. Všem probandům byl rozdán anamnestický dotazník společně s informovaným souhlasem, které se nachází v přílohách této práce. Jako kontrolní skupina posloužili fyzioterapeuti pracující na lůžkovém oddělení Oblastní nemocnice Trutnov.

Kontrolní skupina prošla dvěma měřeními bez intervence, s výzkumnou skupinou byla provedena fyzioterapeutická intervence formou zácviku správného provedení posturálních pozic následovaného pravidelným domácím cvičením.

6.1 Kontrolní skupina

Kontrolní skupina se skládala z fyzioterapeutů pracujících na lůžkovém rehabilitačním oddělení Oblastní nemocnice Trutnov. Jednalo se o muže a ženy ve věku 30-50 let. Celkový počet probandů kontrolní skupiny byl 17, z toho 15 žen a 2 muži. Medián výšky účastníků mužského pohlaví byl 183,5 cm a tělesné váhy 89,5 kg. U ženského pohlaví byly tyto hodnoty 170 cm a 69 kg. V anamnestickém dotazníku někteří probandi uváděli potíže v oblasti horních končetin, které se následně promítly ve výsledcích měření. Tento problém uvedli 4 ze 17 testovaných.

6.2 Výzkumná skupina

Výzkumnou skupinu tvořili zaměstnanci společnosti Eissmann. Každý člen skupiny vyplnil anamnestický dotazník týkající se celkového zdravotního stavu, onemocnění, úrazů a operací v oblasti horních končetin a bolestech pohybového aparátu během pracovních činností. Tyto problémy uvedlo celkem 7 ze 17 testovaných. Dále byli probandi dotazováni na nejčastější pozice využívané při práci. Všichni zaměstnanci uvedli sed a stoj. Tyto pozice byly vybrány pro měření síly úchopu.

Jednalo se o muže a ženy ve věku 30-50 let. Jejich celkový počet byl 17, z toho 10 žen a 7 mužů. Medián výšky účastníků mužského pohlaví činil 175 cm, tělesné váhy pak 84 kg. U žen jsou tyto hodnoty 170 cm a 79,5 kg. Tělesné míry jednotlivých účastníků je možné dohledat v přílohách této práce.

Probandi výzkumné skupiny prošli nejprve zaučením měřených pozic, následně obdrželi sadu cviků pro zlepšení posturální stabilizace, kterým se věnovali 4x týdně.

7 METODIKA PRÁCE

Bakalářská práce je zaměřena na testování úchopové síly ve dvou posturálních pozicích a posouzení vlivu fyzioterapeutické intervence na tuto sílu. Na vybraném souboru probandů byla využita metoda měření pomocí dynamometru Jamar®.

Pro testování byly vybrány dvě pozice – stoj a sed. Společnost QMI poskytla vzorek probandů složený z dělníků pracujících ve směnném provozu, kde dochází k dlouhodobému úchopu v různých pozicích těla. Kontrolní skupinu představovali fyzioterapeuti pracující v Oblastní nemocnici Trutnov na lůžkovém oddělení rehabilitace.

První skupině byla změřena úchopová síla, následně prošla fyzioterapeutickou intervencí zaměřenou na nácvik správného provedení konkrétních pozic a zlepšení posturální stabilizace. Každý účastník obdržel sadu cviků pro individuální trénink. Fyzioterapeutická kontrolní skupina prošla oběma měřeními bez intervence.

Cílem práce bylo vyhodnotit účinnost fyzioterapeutické intervence na sílu úchopu v daných pozicích.

7.1 Měření

Měření kontrolní skupiny probíhalo v každé poloze celkem 3x. Testování si nejprve vyzkoušeli požadované polohy a práci s dynamometrem. Poté dostali 3 pokusy, ze kterých se použil nejlepší dosažený výsledek a medián. Pauzy mezi jednotlivými pokusy činily 2 minuty, pro zajištění dostatečné obnovy energetických zásob.

Testování druhé skupiny probíhalo obdobně, kdy si probandi při prvním měření vyzkoušeli polohy i práci s dynamometrem. Následovaly 3 pokusy v obou polohách. Konečné vyšetření po fyzioterapeutické intervenci bylo také složeno ze 6 pokusů.

Časový odstup prvního a konečného měření u skupiny s intervencí byl 1 měsíc. Počáteční měření probíhalo v posledním týdnu listopadu roku 2022, druhé měření v prvním týdnu ledna 2023.

Testování kontrolní skupiny fyzioterapeutů probíhala na pracovišti v Oblastní nemocnici Trutnov. Měření výzkumné skupiny se konala v ambulanci fyzioterapie ve společnosti Eissmann, kam testování individuálně docházeli v čase vyhrazeném pro terapii.

8 TESTOVANÉ POZICE

8.1 Stoj

Stoj je pozicí využívanou u pracovníků v pásovém provozu. Jeho dlouhodobé statické provedení spojené s chabým držením těla může vyústit v bolestivé změny pohybového aparátu.

8.1.1 Stoj fyziologický

Klidný stoj je charakterizovaný minimální svalovou aktivitou a optimální zátěží statických i dynamických struktur. Testovaný stojí s opěrnou bazí na šířku ramen. Chodidla má rovnoměrně zatížená – využívá tříbodovou oporu na plosce. Jeho páteř je v rovině, zachovává si přirozené zakřivení. Není patrné prohloubení bederní a krční lordózy, ani zvětšení hrudní kyfózy. Prsty nohou jsou relaxovány, bez flexe a drápotivého postavení. Paty má testovaný rovnoměrně zatíženy a ve středním postavení. Kolena jsou extendovaná, kyčle v neutrálním postavení. Ramena jsou uvolněná a horní končetiny visí volně podél těla (Kolář a další, 2009). Vyšetřovaný uchopí dynamometr na straně dominantní končetiny.

8.1.2 Stoj patologický

Patologický stoj se vyznačuje viditelnou nesouhrou svalů a chabým držením těla. Mezi nejčastější problémy patří hlava v předsunutém držení, akcelerace hrudní kyfozy a bederní lordozy, které mohou být součástí horního a dolního zkříženého syndromu. Horní zkřížený syndrom se projevuje předsunem hlavy, protrakcí ramen a odstáváním dolních úhlů lopatek. Spojení hrudníku s lopatkou zajišťuje především m. serratus anterior, který se podílí na abdukci paže. Při porušené stabilizační funkci tohoto svalu se dolní úhel lopatky stáčí mediálně, odstává od páteře svým margo vertebralis a vázne i vzpažení nad horizontálu. Dolní zkřížený syndrom se vyznačuje vyklenutím břicha a anteverzí pánve. Další patologií týkající se postavení nohy je valgozita pat, která může zapříčinit i valgózní postavení kolen a přetěžování vnitřní strany nohy (Kolář a další, 2009).

8.2 Sed

Sed je nejčastější pozicí využívanou zaměstnanci v kancelářích a zároveň statickou polohou, která může při dlouhodobém nesprávném provedení způsobit bolestivé funkční i strukturální změny pohybového aparátu. Doporučuje se proto během pracovní doby zařazovat tzv. dynamický sed na velkém míči, který umožní časté změny polohy (Bursová, 2005).

8.2.1 Fyziologický sed

V poloze sedu je důležitá především neutrální pozice pánve, která ovlivní ostatní segmenty těla. Plosky nohou se dotýkají země a jsou zachovány tři body opory. Špičky směřují tak, aby byla osa stehien, bérců a nohou v jedné rovině. Úhel v kolenních kloubech činí minimálně 90 stupňů, kyčelní klouby se nacházejí výše než kolena. Břišní svalstvo je aktivní, páteř má fyziologický tvar. Ramena visí volně od uší a nachází se ve středním postavení. Hlava je ve středním postavení bez úklonů a rotací ve frontální rovině. Brada je zasunutá mírně vzad (Bursová, 2005).

8.2.2 Patologický sed

Odchytky od středního postavení hlavy ve frontální rovině jsou časté u lidí pracujících v kancelářích kvůli různým zlovykům, jako je přidržování telefonu u ucha ramenem. Další problematickou oblastí jsou ramena, která bývají v protrakci kvůli hypertonickým prsním svalům. S tím se také pojí předsunuté postavení hlavy a kyfotický hrudník. Ramena mohou být také v nestejně výšce, což může být způsobeno řadou problémů, jako jsou například asymetrické pozice při práci. Pokud není pracovní prostor sedícího zaměstnance přímo naproti ale spíše ke straně, kam je nutné se otáčet, může docházet ke rotaci hrudníku. Dále je třeba si všimnout nastavení pánve, jejíž anteverze způsobí zvýšenou bederní lordózu. Postavení kyčelních kloubů je důležité hlavně u žen, které často sedí se zkříženými nohama. Toto nevhodné nastavení může způsobit bolesti bederní páteře. Muži naopak sedávají s abdukovanými kyčelními klouby, což může vést k oslabení m. gluteus maximus a zkrácení m. gluteus medius (Johnson, 2012).

9 DOMÁCÍ CVIČENÍ PRO ZLEPŠENÍ POSTURÁLNÍHO ZAJIŠTĚNÍ

Každý účastník výzkumné skupiny prošel po prvním měření síly stisku edukací o správném provedení měřených pozic, následně obdržel seznam cviků pro domácí využití.

Pro nácvik posturální stabilizace probandů byly vybrány čtyři cviky. Korigovaný stoj sloužil k uvědomění správného držení těla a nácviku aktivního zapojení stabilizačních svalů ve stoji. Stejný účel měl také korigovaný sed. Pro naučení bráničního dýchání a zapojení středu těla byly zvolena nižší pozice (na čtyřech), z důvodu snadnějšího posturálního zajištění. Stoj na jedné noze představoval senzomotorické cvičení pro nácvik stability.

9.1 Zaučení správného provedení měřených posturálních pozic

9.1.1 Korigovaný stoj

Výchozí polohou je stoj na šířku pánve s oporou o tři body (pata, MTP kloub malíku a palce). Kolena jsou v mírné semiflexi, pánev ve středním postavení, hýždě zpevněny. Dochází k aktivaci břišní stěny a napřímení hrudníku. Ramena visí volně od uší, horní končetiny podél těla. Hlava je vytažena vzhůru za temenem, brada mírně vztažená vzad. Důležité je celkové napřímení páteře (Stackeová, 2018).

9.1.2 Korigovaný sed s napřímením páteře

Korigovaný sed činí z pasivní statické pozice sedu aktivní a vědomé zaujetí vzpřímeného držení těla. Výchozí polohou je sed s ploškami opřenými o zem s aktivní třibodovou oporou. Úhel v kolenních kloubech činí minimálně 90 stupňů, kyčelní klouby se nacházejí výše než kolena. V této pozici dojde nejprve k srovnání pánve do neutrální polohy, čímž se zajistí fyziologické klenutí páteře. Hrudník je napřímen a ramena visí volně podél těla. Brada se zasune mírně vzad. Pro výraznější napřímení páteře je možné zapřít se kořeny dlaní o stehna a s mírným tlakem zaujmout vzpřímenou pozici (Bursová, 2005).

9.2 Stoj na jedné noze

Stoj na jedné noze slouží pro nácvik stability stoje, posílení hýžďových svalů a stability pánve. Výchozí polohou je stabilní stoj. Následně dojde ke zdvihu jedné nohy od země pomocí pokrčení kolene a zpevnění hýžďových i stehenních svalů. Tento cvik lze provádět i na balančních podložkách (Stackeová, 2018).

9.3 Aktivace středu těla

9.3.1 Návik bráničního dýchání a aktivace středu těla („dead bug“ / „kneeling superman“)

Tato cvičení slouží k posílení zádoových svalů, svalů kolem pánve a trupu a aktivaci středu těla. Dále je také dobrým nástrojem k naučení bráničního dýchání. Výchozí polohou je leh na zádech s flexí v kolenních a kyčelních kloubech 90 stupňů. Horní končetiny jsou nataženy ke stropu. Bederní lordóza se tiskne k podložce. S nádechem klesá kontralaterální horní a dolní končetina směrem k zemi, těsně před položením se zastaví. Pokud dochází k odlepení bederní lordózy od podložky, provádí se pohyb jen do momentu, než se tak stane. S výdechem se končetiny vrací do původní pozice. Tento cvik lze provádět i v kleku na čtyřech (DK Publishing, 2013).

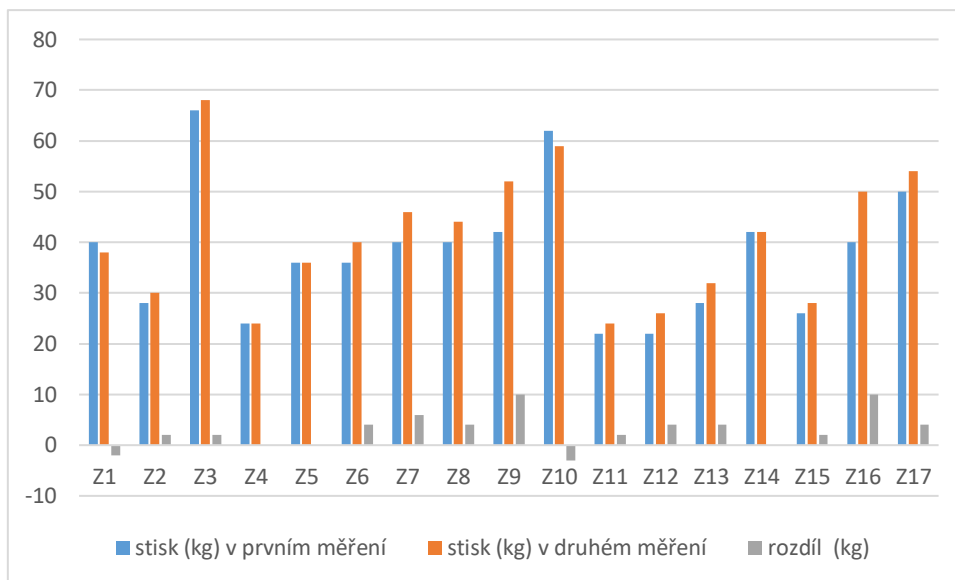
10 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

Pozice pro měření byly zvoleny podle nejčastějších poloh využívaných probandy během pracovních činností, tedy stoj a sed. Tyto dvě pozice mají také rozdílné nároky na posturální zajištění, což se projevilo na výsledcích měření. Bylo testováno celkem 5 hypotéz.

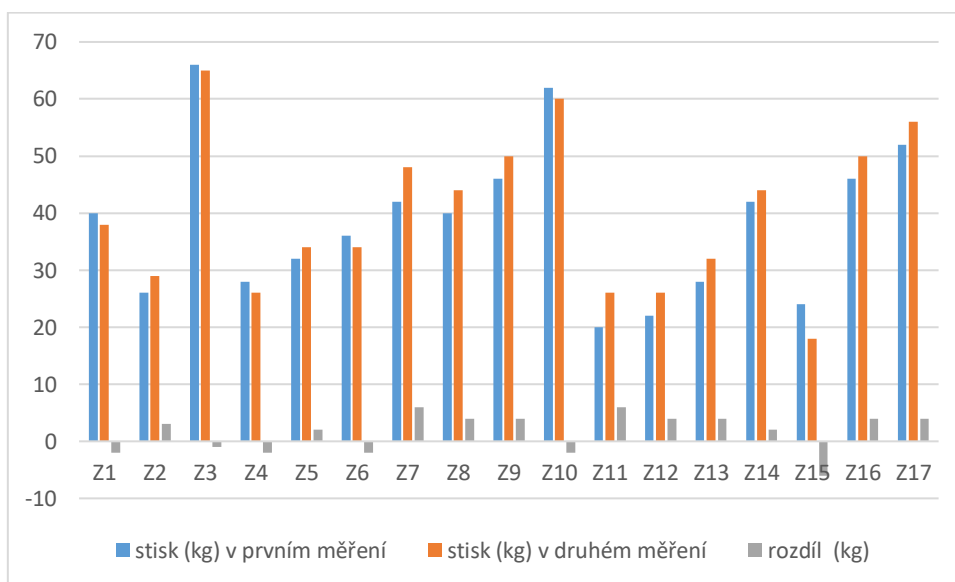
Hypotéza 1: Předpokládám, že síla úchopu u výzkumné skupiny se v druhém měření po fyzioterapeutické intervenci zvýší alespoň u 50 % probandů.

Síla stisku v pozici stoje po druhém měření se zvýšila u 12 probandů, zůstala beze změny u 3 a zhoršila se u 2 účastníků. V pozici stoje se tudíž zlepšila síla u 70,6 %, nezměnila se u 17,6 % a zhoršila se u 11,8 % testovaných. Medián rozdílu v síle všech probandů mezi prvním a druhým měřením je 2. Došlo tedy ke zlepšení (Graf 1: Srovnání nejvyšších dosažených pokusů probandů výzkumné skupiny z prvního a druhého měření v pozici stoje).

V pozici sedu se stisk zlepšil u 11 zaměstnanců, žádná z naměřených hodnot nezůstala stejná a mírný pokles lze sledovat u 6 účastníků. Zlepšilo se 64,7 % účastníků a zhoršilo se 35,3 %. Medián rozdílu obou měření v pozici sedu je 3. Hypotéza byla potvrzena (Graf 2).



Graf 1: Srovnání nejvyšších dosažených pokusů probandů výzkumné skupiny z prvního a druhého měření v pozici stoje



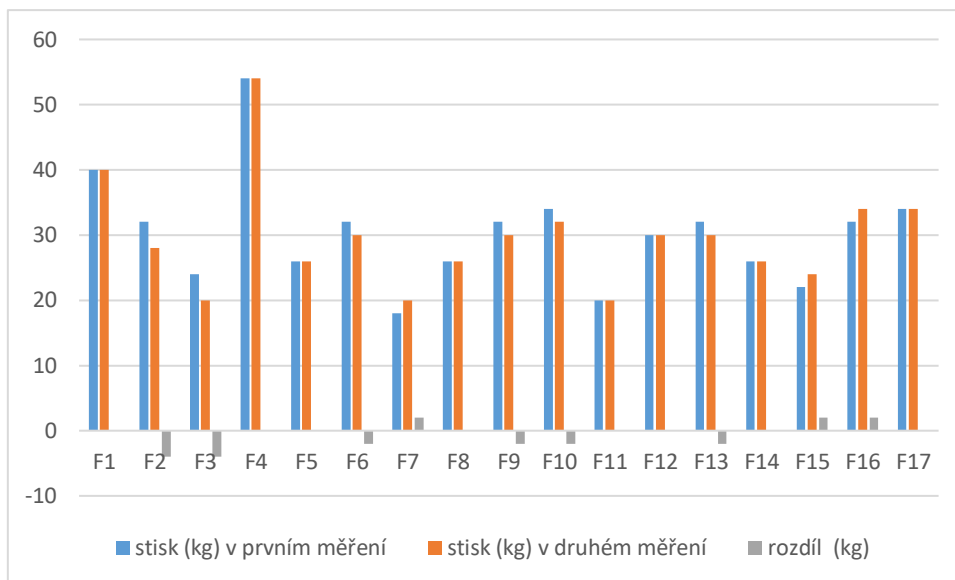
Graf 2: Srovnání nejvyšších dosažených pokusů prvního a druhého měření probandů výzkumné skupiny v pozici sedu

Hypotéza 2: Předpokládám, že síla úchopu kontrolní skupiny se během výzkumného šetření nezlepší alespoň u 50 % probandů.

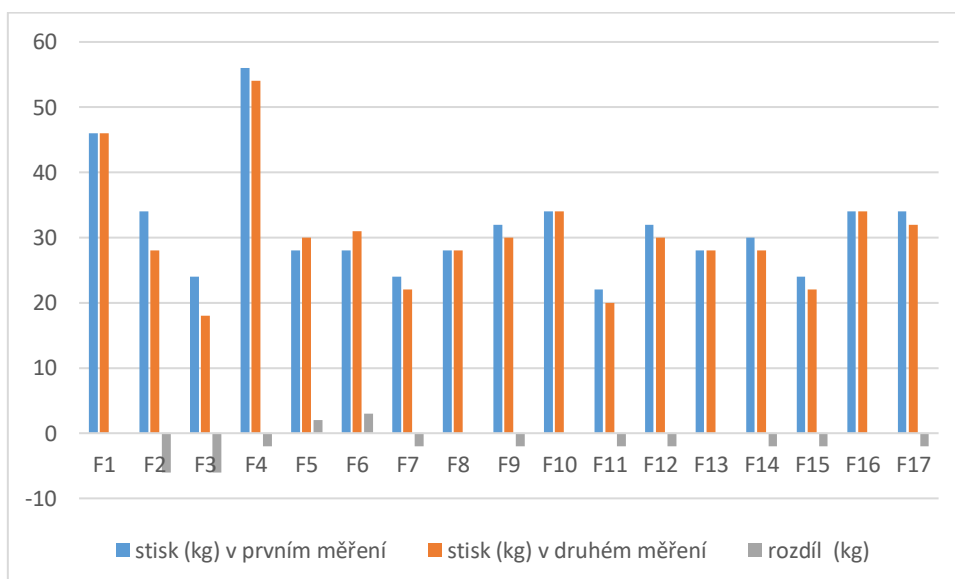
V kontrolní skupině v pozici stoje lze pozorovat mírné zlepšení u 3 fyzioterapeutů, zhoršení u 6 a hodnoty zůstaly po obě měření stejné u 8 účastníků. Z výsledků tedy vyplývá, že ke zlepšení došlo u 17,6 %, zhoršení u 35,3 % a shodné hodnoty byly naměřeny u 47,1 % fyzioterapeutů. Medián rozdílu pokusů všech probandů je 0 (Graf 3).

V pozici sedu se při druhém měření zlepšili 2 účastníci, síla zůstala stejná u 5 a mírně poklesla u 10 lidí. Zlepšilo se tedy 11,8 % účastníků, 29,4 % mělo sílu stejnou a u zbylých 58,8 % byl zaznamenán mírný pokles. Medián celkového rozdílu všech probandů je -2 (Graf 4).

Síla stisku se tedy u většiny testovaných nezlepšila a tím se potvrdila i druhá hypotéza.



Graf 3: Srovnání nejvyšších dosažených pokusů prvního a druhého měření probandů kontrolní skupiny v pozici stoje

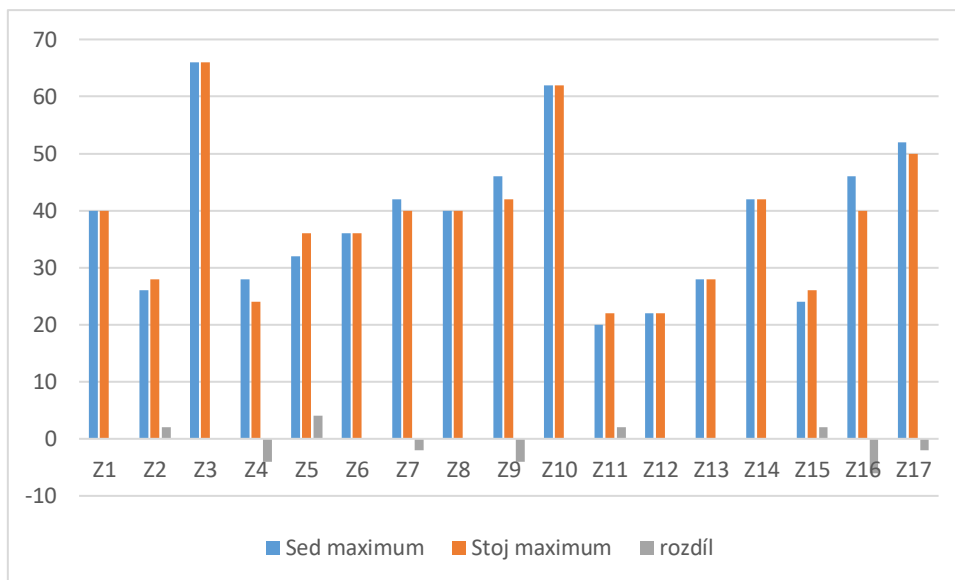


Graf 4: Srovnání maximálních pokusů prvního a druhého měření probandů kontrolní skupiny v pozici sedu

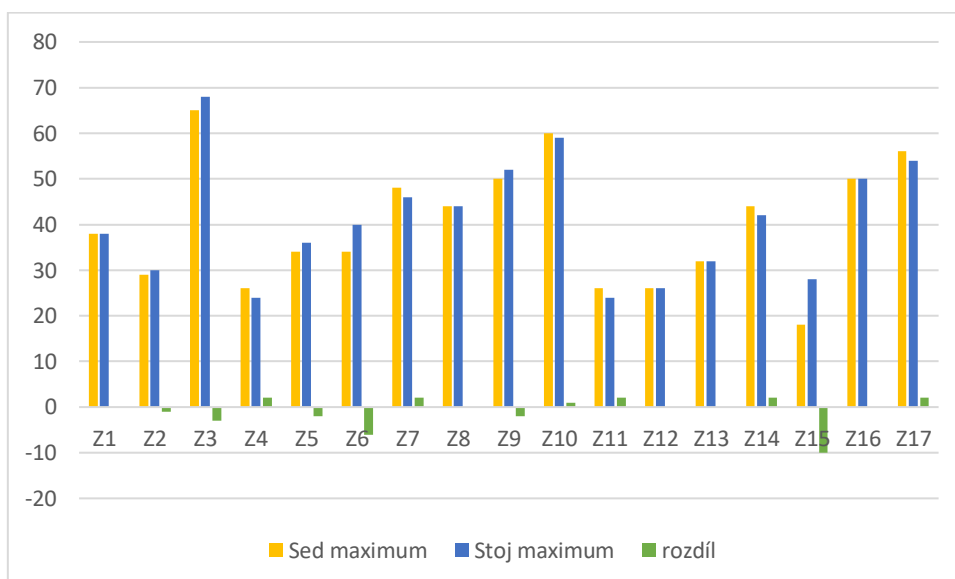
Hypotéza 3: Předpokládám, že v sedu bude úchopová síla vyšší než ve stoji.

Při prvním měření v pozici sedu byla síla úchopu v sedu vyšší pouze u 3 účastníků. U 8 probandů nebyl mezi pozicemi žádný rozdíl a 4 účastníci se vsedě zhoršili. Vyplývá tedy, že síla v sedu byla vyšší u 17,6 %, zůstala stejná u 47,1 % a byla nižší u 23,5 %. Medián rozdílu všech probandů mezi silou v sedu a stoji během prvního měření je 0 (Graf 5, Graf 7).

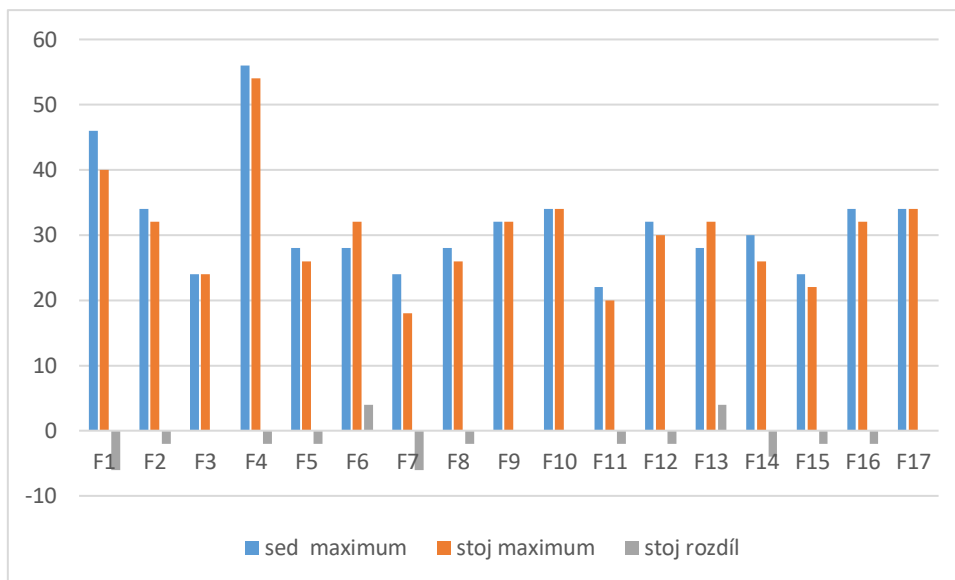
Ve druhém měření byla síla v pozici sedu vyšší u 6 účastníků, u 5 se od stoje nelišila a 6 probandů mělo stisk v sedu slabší než ve stoji. K předpokládanému výsledku tedy došlo pouze u 35,3 % účastníků, beze změny bylo 29,4 % a slabší hodnoty v sedu se naměřily u 35,3 % testovaných. Medián rozdílu všech účastníků mezi silou v sedu a stoji během druhého měření je 0 (Graf 6, Graf 8).



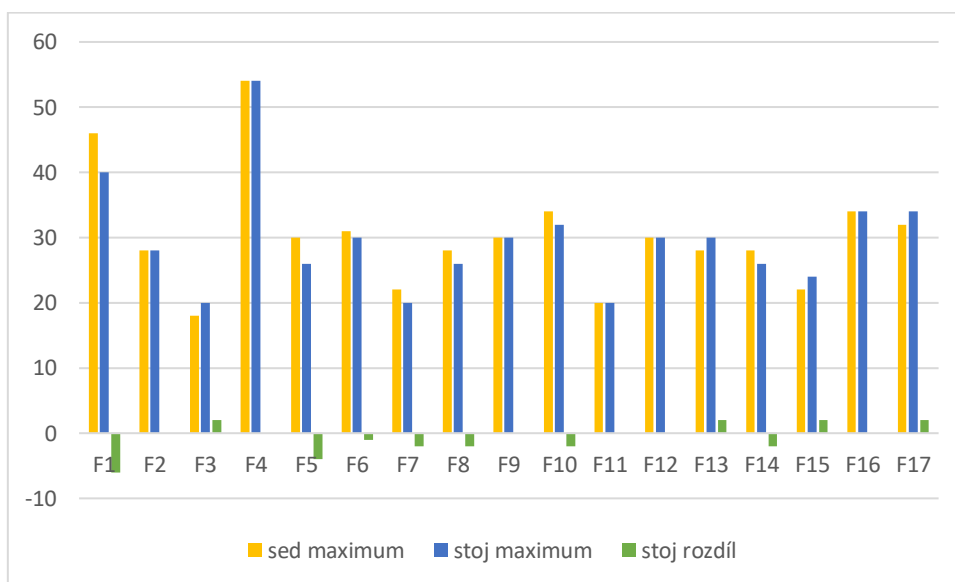
Graf 5: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků výzkumné skupiny v sedu a stojí během prvního měření



Graf 6: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků výzkumné skupiny v sedu a stojí během druhého měření



Graf 7: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků kontrolní skupiny v sedu a stojí během prvního měření



Graf 8: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků kontrolní skupiny v sedu a stojí během druhého měření

Z výsledků lze vyčíst, že síla v sedu a stojí se celkově nelišila. Hypotéza byla vyvrácena.

Hypotéza 4: Předpokládám, že lidé s bolestmi, úrazy nebo operacemi v oblasti horních končetin budou mít nižší sílu úchopu než lidé se zdravými horními končetinami.

Bolesti, operace a úrazy v oblasti dominantní horní končetiny uvedli v anamnestickém dotazníku celkem 4 fyzioterapeuti a 7 zaměstnanců společnosti Eissmann.

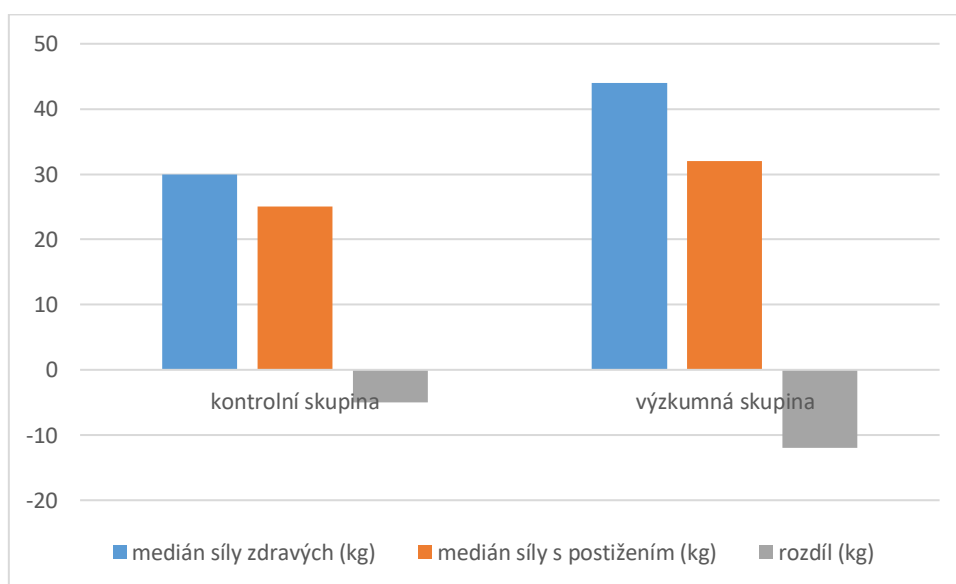
Medián síly stisku účastníků kontrolní skupiny bez potíží v oblasti horních končetin ve stoji byl 32 kg, u lidí s problémy pak 28 kg (Graf 11). V sedě byly hodnoty mediánů 32 kg a 26 kg (Graf 9).

Ve druhém měření byly hodnoty mediánů u kontrolní skupiny ve stoji 30 kg u lidí se zdravými horními končetinami a 25 kg u lidí s problémy (Graf 12). V sedu byly tyto hodnoty 30 kg a 25 kg (Graf 10). Stisk byl tedy silnější v obou měřeních u skupiny bez problémů.

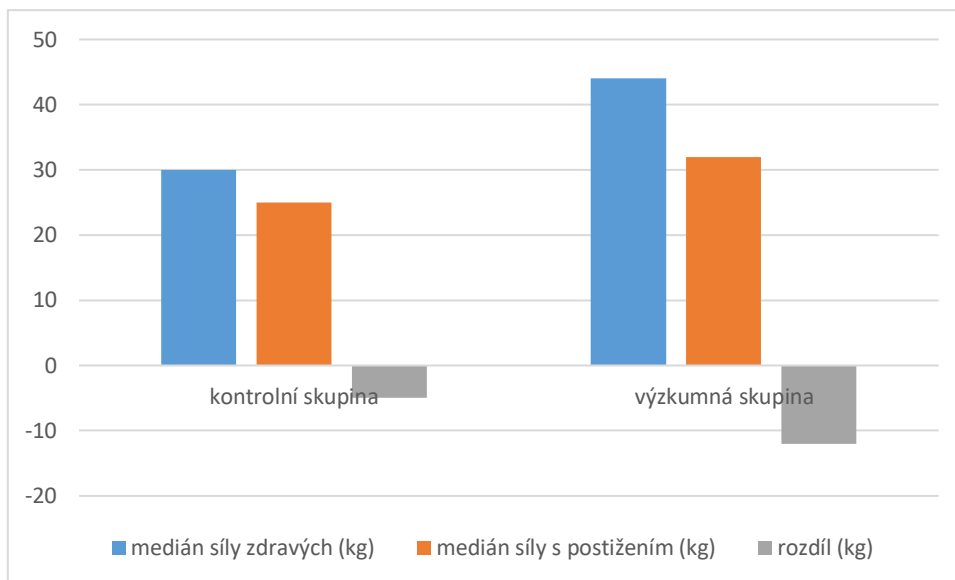
Medián síly stisku účastníků výzkumné skupiny bez potíží v prvním měření ve stoji byl 41 kg, u účastníků s potížemi v oblasti horních končetin pak 28 kg (Graf 11). V sedu byly hodnoty mediánů 44 kg a 28 kg (Graf 9).

Ve druhém měření byl medián síly stisku u probandů bez potíží s horními končetinami ve stoji 44 kg a u lidí s problémy 32 kg (Graf 12). V sedu byly tyto hodnoty 49 kg a 32 kg (Graf 10). Vyšších hodnot dosahovali opět lidé bez problému s horními končetinami.

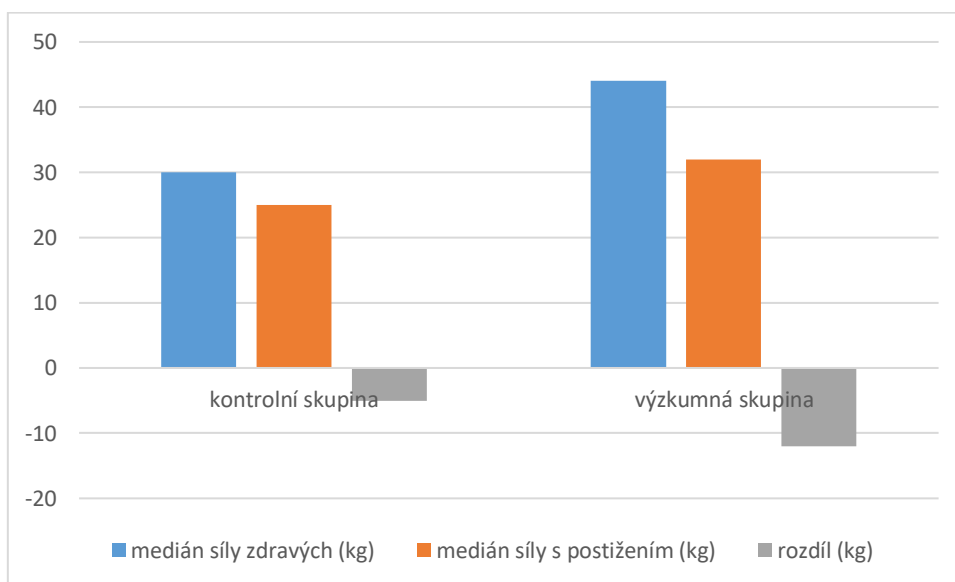
Hypotéza byla potvrzena.



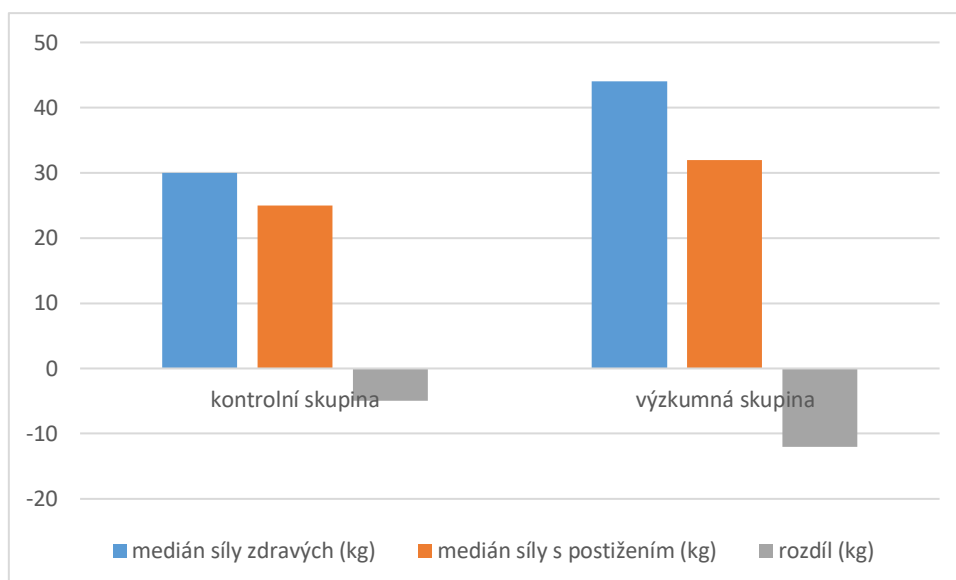
Graf 9: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během prvního měření v pozici sedu



Graf 10: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během druhého měření v pozici sedu



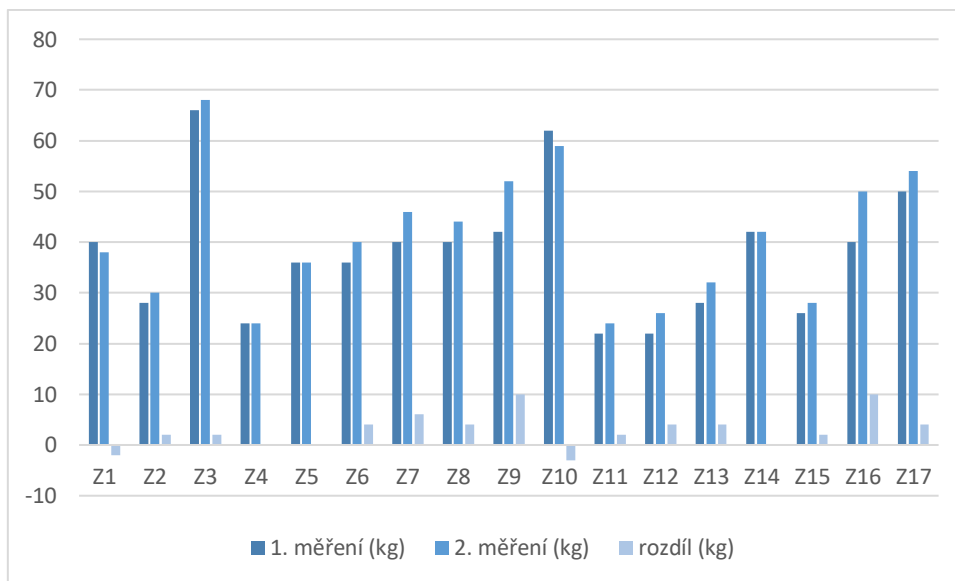
Graf 11: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během prvního měření v pozici stoje



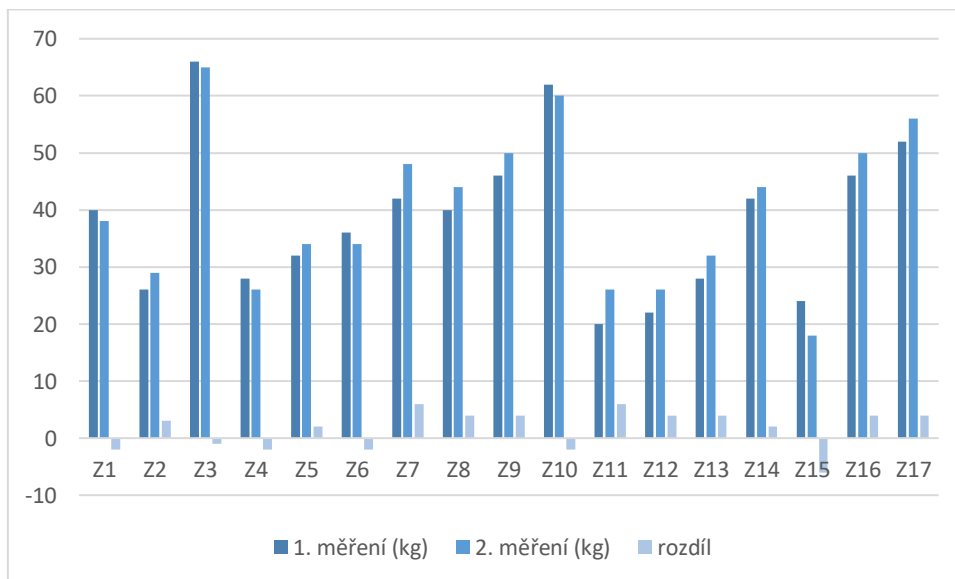
Graf 12: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin během druhého měření v pozici stoje

Hypotéza 5: Předpokládám, zvýšení síly úchopu probandů výzkumné skupiny bude výraznější alespoň o 1 kg v sedu než ve stoji.

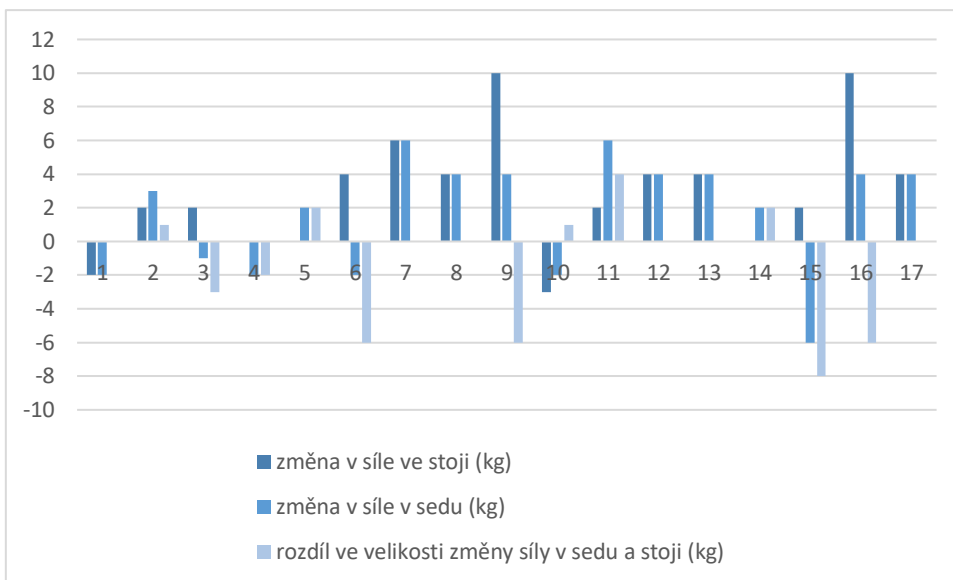
Medián změny síly probandů výzkumné skupiny v sedu je 3 kg, ve stoji 2 kg (Graf 13, Graf 14, Graf 15). Hodnoty nárůstu síly jsou vyšší v sedu, lze tedy potvrdit hypotézu.



Graf 13: Rozdíl v maximální síle probandů výzkumné skupiny v prvním a druhém měření v pozici stoje



Graf 14: Rozdíl v maximální síle probandů výzkumné skupiny v prvním a druhém měření v pozici sedu



Graf 15: Porovnání změn síly v sedu a stoji po fyzioterapeutické intervenci

DISKUZE

Zdrojem informací pro teoretickou část práce byly domácí i zahraniční publikace. Dále bylo čerpáno ze studií z portálů Pubmed, National Library of Medicine a ResearchGate, věnujících se vlivu posturální stabilizace na sílu úchopu. Tyto studie pocházely ze zahraničí, jelikož v domácích zdrojích nebylo toto téma příliš zkoumáno.

Cílem práce bylo nejen zhodnotit vliv postury na sílu úchopu, ale také nepřímo zjistit souvislost špatného posturálního zajištění s bolestmi pohybového aparátu během pracovních činností. V anamnestickém dotazníku byly probandi tázáni na onemocnění, úrazy a operace týkající se oblasti horních končetin a stejně tak na bolesti pohybového aparátu během pracovních činností. Obě tyto skutečnosti se následně promítly ve výsledcích měření, kdy probandi s bolestmi, úrazy a operacemi v oblasti horních končetin dosahovali nižších výsledků než účastníci zdraví.

Dalším účelem práce byla edukace zaměstnanců o správném posturálním zajištění během pracovních činností, sloužící jako prevence bolestivých potíží v oblasti pohybového aparátu. Tato intervence není důležitá pouze pro osoby pracující manuálně, ale také pro zaměstnance se sedavou prací, což potvrzuje i studie zabývající se měřením síly stisku u lidí sedících většinu dne v porovnání s lidmi aktivními. Síla stisku testovaných se snižovala úměrně se zvyšujícím se počtem prosezených hodin denně (Cooper, 2020). Výzkum porovnávající sílu stisku zaměstnanců manuálně pracujících a osob s kancelářskou prací zjistil výrazné rozdíly mezi těmito dvěma skupinami, kdy lidé s těžkou manuální prací dosahovali nejvyšších výsledků, naopak zaměstnanci pracující v kancelářích měli sílu stisku nejnižší (Josty, 2016).

Měření v praktické části této práce se účastnily 2 skupiny, výzkumná a kontrolní. Výzkumná skupina obsahovala celkem 17 zaměstnanců společnosti Eissmann, z toho 10 žen a 7 mužů. Kontrolní skupina se skládala také ze 17 lidí, 15 fyzioterapeutek a 2 fyzioterapeutů. Medián tělesné hmotnosti účastníků výzkumné skupiny mužského pohlaví byl 84 kg, výšky pak 175 cm. U žen tyto hodnoty činily 79,5 kg a 170 cm. Tyto informace obsahuje tabulka č. 16 v přílohách práce. V kontrolní skupině byl medián tělesné hmotnosti mužů 89,5 kg a výšky 183,5 cm. U žen potom 69 kg a 170 cm. Podrobnosti lze vyhledat v tabulce č. 17 v přílohách práce.

Pozice pro měření byly zvoleny dle nejčastějších poloh probandů při práci. V dotazníku testování nejčastěji uváděli sed a stoj. Každý zúčastněný prošel celkem šesti pokusy, třemi v sedu a třemi ve stoji. Pro zamezení vlivu únavy během měření byla proto

zařazena dvouminutová pauza mezi jednotlivými stisky. Stejně proběhlo i druhé měření po čtyřech týdnech, kdy výzkumná skupina za sebou měla fyzioterapeutickou intervenci, účastníci kontrolní skupiny nikoliv.

Z výsledků lze pozorovat, že se úchopová síla zvýšila díky vlivu fyzioterapeutické intervence složené z korekce, nácviku správného provedení měřených poloh a individuálního tréninku posturální stabilizace. Mezi pozicí stoje a sedu nebyl příliš velký rozdíl v maximální vyvinuté síle, přestože má každá poloha jiné nároky na posturální stabilizaci. K podobnému závěru došla i studie testující stisk ve dvou různých pozicích, sedu a lehu, kdy výsledky měření v obou pozicích byly ekvivalentní (Richards, 2004). Některé další studie se zaměřením na rozdíly v síle stisku v různých posturálních polohách však uvádějí rozdíly. Taiwanský výzkum z roku 2013 došel k názoru, že naměřené hodnoty byly vyšší ve stoji než v sedu (Wan-Chun a další, 2014). Novější studie z roku 2021 uvádí stejné tvrzení (Zheng-Yang a další, 2021).

Další zjištění se týká snížení síly probandů s onemocněními, operacemi či úrazy v oblasti horních končetin. Tuto hypotézu potvrzuje i studie testující sílu stisku u lidí s postižením horních končetin. Uvádí, že síla se snižovala úměrně s narůstající se vážností zdravotního problému (Radhakrishnan, 1993). Další studie, zabývající se vlivem karpometakarpální osteoartrity na sílu stisku zjistila, že postižení probandi dosahovali až o 45,6 % nižších výsledků než zdraví jedinci (Villafañe, 2015). Tímto tématem se zabýval i výzkum z roku 2017, který říká, že síla testovaných s onemocněním se snížila během úchopu cylindrického objektu. Při hrubém stisku bylo toto snížení však nevýrazné (Coughlan, 2017).

Poslední hypotéza předpokládající výraznější zvýšení síly po fyzioterapeutické intervenci v sedu než ve stoji alespoň o 1kg byla potvrzena. Toto zlepšení mohlo být způsobeno větším počtem patologických odchylek od správné postury v této pozici, jejich následnou korekcí a nižšími nároky na posturální zajištění. Vliv mohlo mít také pořadí pozic při měření, jelikož sedem se testování začínalo. Tématem rozdílu v síle stisku v různých pozicích těla se zabývalo mnoho zahraničních studií, které došly k odlišným výsledkům. Například výzkum porovnávající sílu stisku v sedu a stoji došel k závěru, že mezi silou v obou pozicích byl signifikantní rozdíl (Balogun, 1991). Naopak studie porovnávající sílu ve stoji a sedu tvrdí, že stisk probandů byl silnější v pozici stoje (297.4 N) než v sedu (274,6 N) (Kong, 2004). Ke stejným výsledkům dospěl výzkum zabývající se silou stisku pracovníků ve zdravotnictví taktéž v pozici sedu a stoje, kde síla byla vyšší ve stoji (Ćatović, 1991). Nelze tedy vyvodit jednoznačný závěr a je vhodný další výzkum souvislosti náročnosti pozice těla na posturální stabilizaci a schopnosti vyvinout maximální sílu stisku.

Aby bylo dosaženo co nejvyšší přesnosti měření, byl každému probandovi nejprve umožněn zkušební stisk, díky kterému si testovaný zvykl na tvar rukojeti a způsob práce s dynamometrem. Také jim byly nejprve vysvětleny a předvedeny testovací polohy.

Dalšího zvýšení přesnosti naměřených hodnot by se dalo dosáhnout pravidelnou kontrolou a případnou korekcí probandů během domácího nácviku posturální stabilizace mezi oběma měřeními. Příznivým faktorem by také mohlo být delší trvání fyzioterapeutické intervence, které nebylo z časových důvodů možné, jelikož probíhalo v rámci času vyhrazeného pro terapii během pracovní doby probandů, který činil 30 minut.

Faktorů, které mohly nepříznivě ovlivnit výsledky měření bylo několik. Jedním z nich mohla být rozdílnost ve velikosti rukou jednotlivých účastníků a s tím spojená nemožnost kvalitního úchopu dynamometru a následně snížení maximální síly. Tento problém byl odstraněn díky nastavitelné velikosti rukojeti, která byla každému probandovi přizpůsobená během zkušebního stisku. Dále zde bylo již výše zmíněné časové omezení. Během třiceti minut vyhrazených pro terapii musela proběhnout edukace i korekce obou pozic. Vliv na výsledky měření mohlo mít předchozí pracovní zatížení v daný den, které pravděpodobně ruku oslabilo. K tomuto problému se řadí nejen zátež fyzická, ale i psychická, která mohla způsobit nesoustředěnost během měření i následného nácviku pozic. Z těchto důvodů obdržel každý testovaný vytištěnou sadu cviků pro domácí trénink s popisem správného a nesprávného provedení. Negativní dopad únavy způsobené jednotlivými stisky byl odstraněn 2 minutovými pauzami mezi pokusy, které sloužily na obnovu energetických zásob svalů. Síla stisku v jednotlivých pozicích mohla být mírně ovlivněna jejich pořadím při měření, kdy sed byl měřen jako první, následně pak stoj. Pro všechny zúčastněné šlo o první zkušenost s prací s dynamometrem, což mohlo mít také na výsledky dopad. Eliminací tohoto problému byl pokusný stisk před samotným měřením. Co se týče domácího nácviku posturální stabilizace, hrála hlavní roli ochota zúčastněných ke spolupráci. Někteří zaměstnanci udávali nedostatek volného času či únavu po práci, která komplikovala přípravu na další měření.

V provovnání se vstupním měřením bylo na účastnících výzkumné skupiny během výstupního měření vidět zlepšení v práci s posturou a zejména s dechem. Většina testovaných využila při pokusech o maximální stisk brániční dýchání, což mohlo vést ke zlepšení schopnosti vyvinutí maximální síly.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo zjistit, zda má fyzioterapeutická intervence vliv na zkvalitnění posturálního zajištění probandů a tím i na zvýšení síly jejich úchopu. Tyto změny byly měřeny pomocí dynamometru Jamar. Měřila se síla ve dvou nejvyužívanějších posturálních pozicích během pracovních činností probandů – v sedu a stojí.

Na základě výsledků lze předpokládat, že kvalita posturální stabilizace má vliv na maximální sílu stisku. Nárůst této síly byl výraznější v pozici sedu. Dále lze předpokládat vliv onemocnění, prodělaných zranění a operací v oblasti horní končetiny na sílu stisku. Lidé s těmito potížemi dosahovali nižších výsledků než lidé se zdravými horními končetinami.

Byla ověřována platnost pěti hypotéz. První předpokládala, že síla stisku ve výzkumné skupině se po fyzioterapeutické intervenci zvýší alespoň u 50 % probandů (H1). Výsledky měření toto tvrzení potvrdily. Druhý předpoklad týkající se nepřítomnosti zlepšení síly stisku alespoň 50 % probandů kontrolní skupiny během obou měření (H2) je platný. Třetí hypotéza s tvrzením, že úchopová síla bude vyšší vsedě než ve stojí (H3), nebyla potvrzena. Předpoklad, že lidé s bolestmi, úrazy nebo operacemi v oblasti horních končetin budou mít nižší sílu úchopu než lidé se zdravými horními končetinami (H4), se měřením potvrdil. Poslední hypotéza o výraznějším zlepšení síly stisku v pozici sedu než v pozici stoje alespoň o 1 kg (H5) byla potvrzena.

Nedostatkem této práce byla neochota některých probandů k pravidelnému domácímu cvičení pro zlepšení posturálního zajištění.

Za přínos práce se dá považovat zjištění důležitosti správného posturálního nastavení během pracovních činností vyžadujících úchop, a tím i možnosti zlepšení efektivity práce a snížení rizika chronických onemocnění pohybového aparátu z přetížení. Další zjištění z anamnestického dotazníku se týkají nejčastějších lokalizací bolesti během pracovních činností u zaměstnanců společnosti Eissmann, kterými jsou bederní páteř, zápěstí a ramenní kloub.

Výsledky práce mohou být využity pro další studie zabývající se posturální stabilizací a ergonomií práce. Podrobnější výzkum by mohl upřesnit velikost vlivu korekce postury na maximální sílu ruky.

SEZNAM LITERATURY

BALGOUN, Joseph. 1991. Grip strength: Effects of testing posture and elbow position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 72, 1991, Sv. 5, PMID: 2009042.

BERNACÍKOVÁ, Martina. 2019. *Zátěžová diagnostika v tělovýchovné a sportovní praxi*. Brno : Masarykova univerzita, 2019. ISBN 978-80-210-9432-1.

BIZOVSKÁ, Lucie a další. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2017. ISBN 978-80-244-5259-3.

BUDZIARECK, Bercot, Michele a DUARTE, Pureza, ROIG, Rodrigo, BARBAROSSA-SILVA, Maria, Cristina. 2008. Reference values and determinants for handgrip strength in healthy subjects. *Clinical Nutrition*. 3, 2008, Sv. 27, DOI: 10.1016/j.clnu.2008.03.008.

BURSOVÁ, Marta. 2005. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. místo neznámé : Grada, 2005. ISBN 8024768399.

CACEK, Jan, BERNACÍKOVÁ, Martina a DOVRTĚLOVÁ, Lenka. 2020. *Regenerace a výživa ve sportu*. Brno : Masarykova univerzita v Brně, 2020. ISBN: 978-80-210-9725-4.

ČATOVIĆ, E. 1991. The influence of arm position on the pinch grip strength of female dentists in standing and sitting positions. *Applied Ergonomics*. 1991, Sv. 22, DOI: 10.1016/0003-6870(91)90155-b.

COOPER, Rachel. 2020. *Associations of sitting and physical activity with grip strength and balance in mid-life*. místo neznámé : National Library of Medicine, 2020. doi:10.1111/sms.13793.

COUGHLAN, Monica. 2017. Reduction in Cylindrical Grasp Strength Is Associated With Early Thumb Carpometacarpal Osteoarthritis. *Clinical orthopaedics and related research vol.* 475, 2017, Sv. 2, 10.1007/s11999-016-5151-2.

DK Publishing. 2013. *Strengthen your back*. místo neznámé : DK Publishing, 2013. ISBN 978-1465414557.

DOLEŽAL, Martin a JEBAVÝ, Radim. 2013. *Přirozený funkční trénink*. Praha : Grada, 2013. 978-80-247-4438-4.

DOUŠA, Pavel a další. 2021. *Vybrané kapitoly z ortopedie a traumatologie pro studenty medicíny*. Praha : Univerzita Karlova, 2021. ISBN 978-80-246-4828-6.

DYLEVSKÝ, Ivan. 2009. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha : Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.

— . **2021.** *Klinická kinezologie a patokinezologie*. Praha : Grada, 2021. ISBN 978-80-271-0230-3.

DYLEVSKÝ, Ivan a další. 1997. *Pohybový systém a zátěž*. Praha : Grada, 1997. ISBN 80-7169-258-1.

HAMILL, Joseph, KNUTZEN, Kathleen a DERRICK, Timothy. 2001. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Philadelphia : Wolters Kluwer, 2001. SBN 978-1-4511-7730-5.

CHAITOW, Leon. 2006. *Muscle Energy Techniques*. London : Churchill Livingstone Elsevier, 2006. ISBN-13 978-0-443-10114-4.

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

— . **2016.** *Postural correction*. místo neznámé : Human Kinetics Australia, 2016. ISBN: 9781492507123.

JOSTY, I. C. 2016. Grip and Pinch Strength Variations in Different Types of Workers. *Journal of Hand Surgery*. 22, 2016, Sv. 2, DOI: 10.1016/s0266-7681(97)80079-4.

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

KONG, Yong-Ku. 2004. 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*. 20, 2004, Sv. 4, DOI: 10.1080/10803548.2014.11077077.

KREJČÍ, Ivana, VYSKOTOVÁ, Jana a MACHÁŘKOVÁ, Kateřina. 2020. *Terapie ruky*. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2020. ISBN 978-80-244-5767-3.

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

KUMAR, Shrawan. 1999. *Biomechanics in Ergonomics*. Edmonton, Alberta : Taylor & Francis, 1999. ISBN 0-7484-0704-9.

LEE, Soonchul a další. 2021. Long-term outcomes of the modified Nirschl technique for lateral Epicondylitis: a retrospective study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 22, 2021, Sv. 205, 10.1186/s12891-021-04079-x. .

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

LEWIT, Karel. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně.* Praha : Sdělovací technika, 2003. ISBN: 80-86645-04-5.

Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně. 2005. *Pracovní lékařství: Základy primární pracovnělékařské péče.* Brno : Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2005. ISBN 80-7013-414-3.

National Academy of Sports Medicine (NASM). 2013. *NASM Essentials of Corrective Exercise Training: First Edition Revised 1st Edition.* místo neznámé : Jones & Bartlett Learning, 2013. ISBN-13: 978-1284050257.

NOVOTNÝ, Jan a kolektiv. 2009. KAPITOLY SPORTOVNÍ MEDICÍNY. [Online] Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, 2009. <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/18-11-zatezove-testy.html>.

PAGE, Philip, LARDNER, Robert a FRANK, Clare. 2010. *Assesment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach.* Champaign : Human Kinetics, 2010. ISBN: 0736074007.

PAYTON, Carl a BURDEN, Adrian. 2017. *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Excercise: The British Association of Sport and Exercise Science Guide.* místo neznámé : Routledge, 2017. 0415632668.

PĚTIVLAS, Tomáš, a další. 2013. Balanční cvičení na labilních plochách. [Online] Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, 2013. <https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/js13/balcvic/web/pages/04-hluboky-stabilizacni-system.html>. ISBN 978-80-210-6195-8.

PHEASANT, Stephen a HASLEGRAVE, Christine. 2006. *Antropometry, Ergonomics and Design of Work, Third Edition.* místo neznámé : CRC Press, 2006. ISBN 9781315375212.

PILNÝ, Jaroslav a SLODIČKA, Roman. 2017. *Chirurgie ruky.* Praha 7 : Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0180-1.

RADHAKRISHNAN, S. 1993. Analysis of hand forces in health and disease during maximum isometric grasping of cylinders. *Medical & biological engineering & computing.* 1993, Sv. 31,4, doi:10.1007/BF02446690.

RICHARDS, Lorie. 1997. Posture effect on grip strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 10, 1997, Sv. 78, DOI: 10.1016/s0003-9993(97)90143-x.

SOLBERG, Gill. 2008. *Postural Disorders and Musculoskeletal Dysfunction*. Philadelphia : Elsevier Health Sciences, 2008. ISBN-10: 0443103828.

STACKEOVÁ, Daniela. 2018. *Cvičení na bolavá záda*. místo neznámé : Grada, 2018. ISBN: 978-80-271-0411-6.

ŠENK, Zdeněk. 2012. *Bezpečnost a ochrana zdraví při práci*. Olomouc : ANAG, 2012. ISBN 978-80-7263-737-9.

TICHÝ, Miroslav. 2017. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha : Triton, 2017.

VAGHASIYA, Anand. 2020. Stay Fit With Anand. *Base of Support (BOS) in Physiotherapy*. [Online] 2020. <https://www.stayfitwithanand.com/2020/08/base-of-support-bos-in-physiotherapy.html>.

VARGAS-PINILLA, Olga-Cecilia a RODRÍGUEZ-GRANDE, Eliana-Isabel. 2021. Reproducibility and agreement between three positions for handgrip assessment. *Scientific Reports*. 2021, Sv. 11, DOI: 10.1038/s41598-021-92296-8.

VILLAFAÑE, Jorge. 2015. Ulnar digits contribution to grip strength in patients with thumb carpometacarpal osteoarthritis is less than in normal controls. *Hand (New York, N.Y.)*. 10, 2015, Sv. 2, doi:10.1007/s11552-014-9682-2.

VYSKOTOVÁ, Jana a MACHÁČKOVÁ, Kateřina. 2013. *Jemná motorika: Vývoj, motorická kontrola, hodnocení a testování*. Praha : Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4698-2.

WAN-CHUN, Liao, CHUN-HOU, Wang, SHU-YUAN, Yu a LI-YUAN, Chen, CING-YI, Wang. 2014. Grip strength measurement in older adults in Taiwan: a comparison of three testing positions. *Australian Journal of Ageing*. 4, 2014, Sv. 33, DOI: 10.1111/ajag.12084.

YANG, Yezhou, a další. 2015. Grasp Type Revisited: A Modern Perspective on A Classical Feature for Vision. *ReserchGate*. [Online] 2015. https://www.researchgate.net/publication/275032121_Grasp_Type_Revisited_A_Modern_Perspective_on_A_Classical_Feature_for_Vision/citation/download. 10.1109/CVPR.2015.7298637.

ZHENG-YANG, Xu, a další. 2021. The Effect of posture on Maximum Grip Strength Measurements. *Science direct*. [Online] 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2021.01.005>. PMID 33526316.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Domácí cvičení pro zlepšení postury	67
Příloha 2: Informovaný souhlas	76
Příloha 3: Anamnestický dotazník	77
Příloha 4: Souhlas s výzkumným šetřením ve společnosti Eissmann	78
Příloha 5: Souhlas s výzkumným šetřením v oblastní nemocnici Trutnov	79

PŘÍLOHY

Příloha 1: Domácí cvičení pro zlepšení postury

Korigovaný stoj

- Chodila na širší pánve a opora se o 3 body (pata, palec, malík)
- Kolena lehce pokrčená, pánev se neklopí, hýždě zpevněny
- Břišní svaly zpevněny, hrudník napřímen, ramena visí volně od uší
- Brada vtažena mírně vzad
- představujeme si, že se nohama odtlačujeme od země a zároveň jsme vytahováni za temeno hlavy směrem nahoru

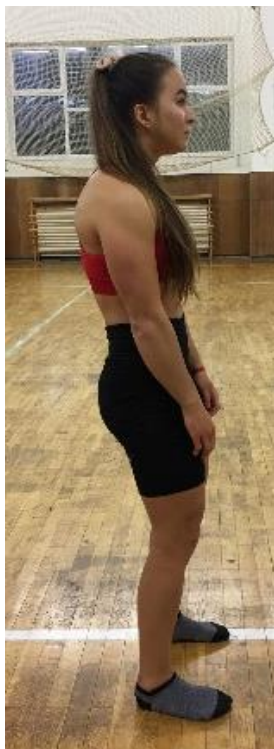
Správné provedení:



Obrázek 4: Korigovaný stoj - správné provedení

Zdroj: vlastní

Chyby:



Obrázek 5: Kulatá záda s předsunem hlavy

Zdroj: vlastní



Obrázek 6: Nadměrné prohnutí v bedrech

Zdroj: vlastní

korigovaný sed s napřímením páteře

- **VÝCHOZÍ POLOHA:** Sed, nohy opřeny celými ploskami o zem, kolena ohnutá do 90 stupňů
- **PROVEDENÍ:** naklopit pánev mírně dopředu, narovnat hrudník, ramena visí volně od uší, bradu zasunout lehce vzad, snažit se o brániční typ dýchání¹, kořeny dlaní položit na stehna a zatlačit dlaněmi do stehen, napřímít se v celé páteři



Obrázek 7: Korigovaný sed – správné provedení

Zdroj: vlastní



Obrázek 8: Korigovaný sed – chybné provedení

Zdroj: vlastní

¹ Brániční dýchání lze nacvičit přiložením prstů do boků a vnímání jejich vytlačování s nádechem a poklesu s výdechem

Aktivace středu těla a nácvik bráničního dýchání

- VÝCHOZÍ POLOHA VERZE 1: Klek na čtyřech, záda v rovině, kolena na šíři pánve
- PROVEDENÍ VERZE 1: natahovat pravou ruku dopředu a levou nohu dozadu, dýchat do břicha, neprohýbat záda, poté vrátit do původní polohy a vyměnit strany
- VÝCHOZÍ POLOHA VERZE 2: leh na zádech, nohy pokrčeny v kolenou do 90 stupňů, ruce nataženy ke stropu
- PROVEDENÍ VERZE 2: pravou ruku a levou nohu pomalu spouštět k zemi, těsně u podložky zastavit (nebo zastavit v bodě, kdy zvýrazní prohnutí v bedrech), poté vyměnit strany

Správné provedení verze 1:



Obrázek 9: Správné provedení verze 1 – počáteční pozice

Zdroj: vlastní



Obrázek 10: Správné provedení verze 1 - konečná pozice

Zdroj: vlastní

**Správné
provedení
verze 2:**



Obrázek 11: Správné provedení verze 2 - počáteční pozice

Chyby:

Zdroj: vlastní



Obrázek 12: Správné provedení verze 2 - konečná pozice

Zdroj: vlastní



Obrázek 13: Nadměrné prohnutí v bedrech

Zdroj: vlastní



Obrázek 14: Kulatá záda

Zdroj: vlastní



Obrázek 15: Zvýraznění prohnutí v bedrech

Zdroj: vlastní

Trénink stability – stoj na jedné noze

- **VÝCHOZÍ POLOHA:** stoj na širší pánve, ruce nataženy před tělem, díváme se do jednoho bodu
- **PROVEDENÍ:** zvednout jednu nohu ohnutím v koleni, zpevnit hýžďové a stehenní svaly, dýchat do břicha, pánev držet v rovině

Správné provedení:



Obrázek 16: Stoj na jedné noze - správné provedení zepředu

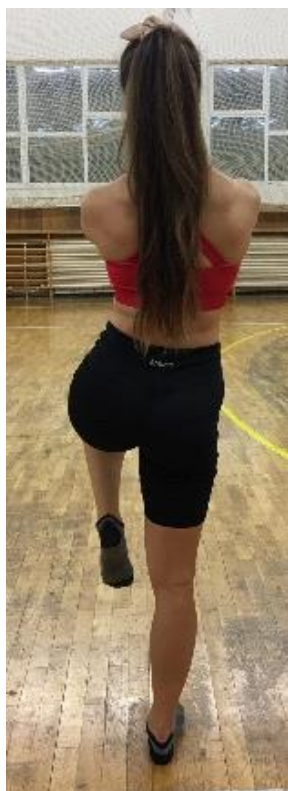
Zdroj: vlastní



Obrázek 17: Stoj na jedné noze - správné provedení ze strany

Zdroj: vlastní

Chyby:



Obrázek 18: Sešikmení pánve

Zdroj: vlastní



Obrázek 19: Záklon

Zdroj: vlastní

Příloha 2: Informovaný souhlas

Jméno a příjmení:

V rámci praktické části bakalářské práce s tématem „Vliv posturálního zajištění na úchopovou sílu“ studentky fyzioterapie na Západočeské univerzitě v Plzni, Dominiky Jansové, se uskuteční měření síly úchopu ve dvou posturálních pozicích pomocí dynamometru. Počáteční měření proběhne v rámci ambulantní fyzioterapeutické intervence během pracovní doby, kdy bude také vyplněn krátký dotazník týkající se pracovních pozic účastníka. Následovat bude zaučení správného provedení daných pozic. Každý účastník dále obdrží doporučení cviků pro zlepšení postury na domácí využití. Po čtyřech týdnech bude provedeno závěrečné měření s účelem zjistit, zda měla fyzioterapeutická intervence vliv na sílu úchopu probandů.

Cílem práce je zjistit vztah mezi kvalitou posturálního zajištění a schopností vyvinout maximální úchopovou sílu.

Já, níže podepsaný(á):

Souhlasím s průběhem sběru dat pro účely bakalářské práce

Souhlasím s využitím naměřených dat pro praktickou část bakalářské práce

Souhlasím s anonymním zveřejněním průběhu a výsledků v bakalářské práci

V Dne

Podpis

Příloha 3: Anamnestický dotazník

Jméno, příjmení:

Pohlaví: muž - žena

Věk:

Tělesná výška:cm

Tělesná váha:kg

Údaje o zaměstnání

Název pracovní pozice:

Nejčastější polohy těla při práci: sed – stoj – jiné

.....

Doba strávená v nynějším zaměstnání:

Zdravotní stav

Chronická onemocnění:

.....

Úrazy a operace v minulosti:

.....

Sportovní a volnočasové aktivity (sedavé / aktivní):

.....

Trpíte bolestmi pohybového aparátu při práci? ANO – NE

Pokud ano, v jaké oblasti?

.....

Příloha 4: Souhlas s výzkumným šetřením ve společnosti Eissmann



FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI

Jméno a příjmení studenta: Dominika Jansová
Studijní program/ročník: Fyzioterapie, 3. ročník
Akademický rok: 2022/2023

Věc: Žádost o povolení výzkumného šetření ve společnosti Eissmann

Odůvodnění žádosti:

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

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

Vyjádření vedoucího práce k žádosti pro oslovenou instituci:

- Souhlasím
 Nesouhlasím

Datum: 17.11.2022

Podpis:




Žádost pro oslovenou instituci

Vážená paní Moravcová,

Dovolujeme si Vás požádat o povolení výzkumného šetření ve společnosti Eissmann Automotive s.r.o., jež je součástí závěrečné bakalářské práce studentky Dominiky Jansové, posluchačky bakalářského studijního programu Fyzioterapie, Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni.

Hlavním cílem této práce je zjištění vlivu posturální stabilizace na sílu úchopu ruky.

Sledovaný soubor tvoří vybraní zaměstnanci společnosti Eissmann.

Sběr dat bude proveden pomocí měření síly stisku dynamometrem Jamar ve dvou pozicích – sedu a stojí a vyplnění anamnestického dotazníku.

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

Závěrečná práce je zpracována pod odborným vedením Mgr. Adama Buriánka.

Výsledky šetření Vám po dokončení práce rádi poskytneme.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí:

- Souhlasím
 Nesouhlasím

V Vysočany dne 17.11. 2022

Eissmann Automotive
Česká republika s.r.o. ®
CZ - 348 02 Bor, Vysočany 56
IČO: 18251412, DIČ: CZ18251412

.....
Razítko a podpis zástupce instituce

Příloha 5: Souhlas s výzkumným šetřením v oblastní nemocnici Trutnov



FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI

Žádost pro oslovenou instituci

Vážená paní Tesnerová,

Dovolujeme si Vás požádat o povolení výzkumného šetření v Oblastní nemocnici Trutnov, jež je součástí závěrečné bakalářské práce studentky Dominiky Jansové, posluchačky bakalářského studijního programu Fyzioterapie, Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni.

Hlavním cílem této práce je zjištění vlivu posturální stabilizace na sílu úchopu ruky.

Sledovaný soubor tvoří zaměstnanci rehabilitačního oddělení Oblastní nemocnice Trutnov. Bude se jednat o kontrolní skupinu ve výzkumném šetření.

Sběr dat bude proveden pomocí měření síly stisku dynamometrem Jamar ve dvou pozicích – sedu a stojí.

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

Závěrečná práce je zpracována pod odborným vedením Mgr. Adama Buriánka.

Výsledky šetření Vám po dokončení práce rádi poskytneme.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí:

Souhlasím

Nesouhlasím

V *Trutnově* dne 17.11. 2022

Oblastní nemocnice Trutnov a.s.
rehabilitační oddělení
Blanka Tesnerová
vedoucí fyzioterapeut

.....
Razítko a podpis zástupce instituce

Tabulka 1: Výsledky prvního měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici stoje

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
Z1	40	34	40	40	40
Z2	28	28	26	28	28
Z3	66	52	64	66	64
Z4	20	24	20	24	20
Z5	36	34	34	36	34
Z6	34	36	36	36	36
Z7	40	40	38	40	40
Z8	40	40	38	40	40
Z9	40	36	42	42	40
Z10	62	60	60	62	60
Z11	18	20	22	22	20
Z12	22	18	18	22	18
Z13	28	28	28	28	28
Z14	42	42	32	42	42
Z15	20	20	26	26	20
Z16	40	40	40	40	40
Z17	46	50	46	50	46

Tabulka 2: Výsledky prvního měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici sedu

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
Z1	38	40	40	40	40
Z2	20	24	26	26	24
Z3	48	64	66	66	64
Z4	28	24	22	28	24
Z5	30	32	32	32	32
Z6	32	34	36	36	34
Z7	36	42	40	42	40
Z8	40	40	38	40	40
Z9	46	46	40	46	46
Z10	60	62	58	62	60
Z11	18	20	18	20	18
Z12	20	22	20	22	20
Z13	28	28	24	28	28
Z14	42	40	42	42	42
Z15	24	24	22	24	24
Z16	46	44	42	46	44
Z17	48	52	50	52	50

Tabulka 3: Výsledky prvního měření síly probandů kontrolní skupiny v pozici stoje

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
F1	40	38	40	40	40
F2	24	32	28	32	28
F3	24	20	16	24	20
F4	54	54	48	54	54
F5	24	26	24	26	24
F6	32	32	32	32	32
F7	16	18	18	18	18
F8	26	22	22	26	22
F9	30	30	32	32	30
F10	34	32	32	34	32
F11	18	20	18	20	18
F12	30	24	22	30	24
F13	32	29	24	32	29
F14	26	26	26	26	26
F15	22	22	20	22	22
F16	32	32	32	32	32
F17	34	32	32	34	32

Tabulka 4: Výsledky prvního měření probandů kontrolní skupiny v pozici sedu

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
F1	46	40	40	46	40
F2	34	34	30	34	34
F3	24	22	22	24	22
F4	52	52	56	56	52
F5	28	26	28	28	28
F6	26	28	28	28	28
F7	22	24	22	24	22
F8	28	24	26	28	26
F9	32	32	32	32	32
F10	34	32	30	34	32
F11	22	20	18	22	20
F12	32	28	26	32	28
F13	28	26	28	28	28
F14	30	30	28	30	30
F15	24	22	20	24	22
F16	30	34	30	34	30
F17	34	34	32	34	34

Tabulka 5: Výsledky druhého měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici stoje

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
Z1	32	38	38	38	38
Z2	30	29	29	30	29
Z3	65	60	68	68	65
Z4	20	20	24	24	20
Z5	32	34	36	36	34
Z6	36	36	40	40	36
Z7	46	46	46	46	46
Z8	40	41	44	44	41
Z9	40	52	52	52	52
Z10	58	58	59	59	58
Z11	20	24	24	24	24
Z12	24	26	20	26	24
Z13	30	32	30	32	30
Z14	42	32	40	42	40
Z15	24	20	28	28	24
Z16	50	48	48	50	48
Z17	54	50	52	54	52

Tabulka 6: Výsledky druhého měření síly probandů výzkumné skupiny v pozici sedu

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
Z1	36	38	38	38	38
Z2	26	28	29	29	28
Z3	60	58	65	65	60
Z4	18	22	26	26	22
Z5	34	26	34	34	34
Z6	34	34	32	34	34
Z7	48	46	48	48	48
Z8	40	42	44	44	42
Z9	48	50	50	50	50
Z10	58	60	60	60	60
Z11	24	22	26	26	24
Z12	26	20	24	26	24
Z13	32	30	28	32	30
Z14	44	40	44	44	44
Z15	18	18	16	18	18
Z16	44	48	50	50	48
Z17	54	56	54	56	54

Tabulka 7: Výsledky druhého měření síly probandů kontrolní skupiny v pozici stoje

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
F1	40	38	40	40	40
F2	26	26	28	28	26
F3	20	20	14	20	20
F4	52	54	50	54	52
F5	26	26	24	26	26
F6	30	30	30	30	30
F7	16	20	14	20	16
F8	24	26	20	26	24
F9	30	30	28	30	30
F10	32	30	30	32	30
F11	20	20	16	20	20
F12	26	30	30	30	30
F13	28	30	28	30	28
F14	24	24	26	26	24
F15	20	22	24	24	22
F16	34	30	32	34	32
F17	34	34	32	34	34

Tabulka 8: Výsledky druhého měření probandů kontrolní skupiny v pozici sedu

Identifikační číslo	1. pokus (kg)	2.pokus (kg)	3.pokus (kg)	maximum (kg)	medián (kg)
F1	46	40	40	46	40
F2	26	26	28	28	26
F3	16	18	18	18	18
F4	50	50	54	54	50
F5	26	28	30	30	28
F6	31	28	28	31	28
F7	20	22	22	22	22
F8	24	24	28	28	24
F9	30	28	30	30	30
F10	34	34	32	34	34
F11	18	18	20	20	18
F12	30	26	26	30	26
F13	26	26	28	28	26
F14	26	28	26	28	26
F15	22	20	20	22	20
F16	34	30	30	34	30
F17	32	32	32	32	32

Tabulka 9: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků výzkumné skupiny v sedu a stojí

Identifikační číslo	1. měření			2. měření		
	Sed	Stoj	rozdíl	Sed	Stoj	Rozdíl
	Maximum	maximum		Maximu m	Maximu m	
Z1	40	40	0	38	38	0
Z2	26	28	2	29	30	-1
Z3	66	66	0	65	68	-3
Z4	28	24	-4	26	24	2
Z5	32	36	4	34	36	-2
Z6	36	36	0	34	40	-6
Z7	42	40	-2	48	46	2
Z8	40	40	0	44	44	0
Z9	46	42	-4	50	52	-2
Z10	62	62	0	60	59	1
Z11	20	22	2	26	24	2
Z12	22	22	0	26	26	0
Z13	28	28	0	32	32	0
Z14	42	42	0	44	42	2
Z15	24	26	2	18	28	-10
Z16	46	40	-6	50	50	0
Z17	52	50	-2	56	54	2

Tabulka 10: Rozdíl v nejlepších dosažených pokusech účastníků kontrolní skupiny v sedu a stojí

	1.měření			2.měření		
	sed	stoj		sed	Stoj	
Identifikační číslo	Maximum	maximum	Rozdíl	maximum	maximum	Rozdíl
F1	46	40	-6	46	40	-6
F2	34	32	-2	28	28	0
F3	24	24	0	18	20	2
F4	56	54	-2	54	54	0
F5	28	26	-2	30	26	-4
F6	28	32	4	31	30	-1
F7	24	18	-6	22	20	-2
F8	28	26	-2	28	26	-2
F9	32	32	0	30	30	0
F10	34	34	0	34	32	-2
F11	22	20	-2	20	20	0
F12	32	30	-2	30	30	0
F13	28	32	4	28	30	2
F14	30	26	-4	28	26	-2
F15	24	22	-2	22	24	2
F16	34	32	-2	34	34	0
F17	34	34	0	32	34	2

Tabulka 11: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a problémy v oblasti horních končetin v pozici stoje

Stoj						
	1.měření			2.měření		
	Medián síly zdravých	Medián síly s potížemi	Rozdíl	Medián síly zdravých	Medián síly s potížemi	Rozdíl
Kontrolní skupina	32 kg	28 kg	-4 kg	30 kg	25 kg	-5 kg
Výzkumná skupina	41 kg	28 kg	-13 kg	44 kg	32 kg	-12 kg

Tabulka 12: Porovnání mediánů síly probandů bez problémů a s problémy v oblasti horních končetin v pozici sedu

Sed						
	1.měření			2.měření		
	Medián síly zdravých	Medián síly s potížemi	Rozdíl	Medián síly zdravých	Medián síly s potížemi	Rozdíl
Kontrolní skupina	32 kg	26 kg	-6 kg	30 kg	25 kg	-5 kg
Výzkumná skupina	44 kg	28 kg	-16 kg	49 kg	32 kg	-17 kg

Tabulka 13: Porovnání změn v síle stisku v sedu během prvního a druhého měření

Identifikační číslo	1. měření (kg)	2. měření (kg)	rozdíl
Z1	40	38	-2
Z2	26	29	3
Z3	66	65	-1
Z4	28	26	-2
Z5	32	34	2
Z6	36	34	-2
Z7	42	48	6
Z8	40	44	4
Z9	46	50	4
Z10	62	60	-2
Z11	20	26	6
Z12	22	26	4
Z13	28	32	4
Z14	42	44	2
Z15	24	18	-6
Z16	46	50	4
Z17	52	56	4

Tabulka 14: Porovnání změn v síle stisku ve stoji během prvního a druhého měření

Identifikační číslo	1. měření (kg)	2. měření (kg)	rozdíl (kg)
Z1	40	38	-2
Z2	28	30	2
Z3	66	68	2
Z4	24	24	0
Z5	36	36	0
Z6	36	40	4
Z7	40	46	6
Z8	40	44	4
Z9	42	52	10
Z10	62	59	-3
Z11	22	24	2
Z12	22	26	4
Z13	28	32	4
Z14	42	42	0
Z15	26	28	2
Z16	40	50	10
Z17	50	54	4

Tabulka 15: Rozdíl ve změně sílu stisku v sedu a stoji po fyzioterapeutické intervenci

změna v síle ve stoji (kg)	změna v síle v sedu (kg)	rozdíl ve velikosti změny síly v sedu a stoji (kg)
-2	-2	0
2	3	1
2	-1	-3
0	-2	-2
0	2	2
4	-2	-6
6	6	0
4	4	0
10	4	-6
-3	-2	1
2	6	4
4	4	0
4	4	0
0	2	2
2	-6	-8
10	4	-6
4	4	0

Tabulka 16: Výška a hmotnost účastníků výzkumné skupiny

Identifikační číslo	výška (cm)	váha (kg)	pohlaví
Z1	168	87	Ž
Z2	165	85	Ž
Z3	173	103	M
Z4	176	70	Ž
Z5	168	85	Ž
Z6	168	98	Ž
Z7	165	87	M
Z8	172	78	Ž
Z9	188	115	M
Z10	178	78	M
Z11	172	46	Ž
Z12	162	70	Ž
Z13	176	65	Ž
Z14	175	82	M
Z15	174	81	Ž
Z16	176	84	M
Z17	170	74	M

Tabulka 17: Výška a hmotnost účastníků kontrolní skupiny

Identifikační číslo	výška (cm)	váha (kg)	pohlaví
F1	185	87	M
F2	179	78	Ž
F3	170	50	Ž
F4	182	92	M
F5	165	90	Ž
F6	180	56	Ž
F7	170	80	Ž
F8	165	69	Ž
F9	169	55	Ž
F10	172	78	Ž
F11	162	92	Ž
F12	176	65	Ž
F13	170	66	Ž
F14	165	53	Ž
F15	160	54	Ž
F16	173	76	Ž
F17	175	72	Ž