

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ SVALOVÉ AKTIVITY PŘI PRÁCI S POČÍTAČEM
S VYUŽITÍM POVRCHOVÉHO EMG**

Diplomová práce

Autor: Bc. Radek Chmelík

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2023

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Radek Chmelík

Název práce: Hodnocení svalové aktivity při práci s počítačem s využitím povrchového EMG

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2023

Abstrakt:

Tato práce se zabývá shromážděním aktuálních poznatků ergonomie, a jejich využití při práci s počítačem a ověření jejich efektu za využití elektromyografie. Výzkum probýhal na vzorku 31 probandů ve věku 30-35 let, rozdělených na administrativní pracovníky a kontrolní skupinu. Samotné měření spočívalo v přepisu textu v úhlovém trenažéru rozděleném na dvě fáze trvající pět minut. První fáze odpovídala běžnému habituálnímu sedu a ve druhé fázi proběhla základní korekce sedu a pracovního prostředí. Výsledná data napovídají, že krátkodobý efekt jednorázové korekce je zanedbatelný a není rozdíl, mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou. Dále byl nalezen vztah mezi fyzickou zdatností a průměrnými hodnotami myoelektrického signálu. Posledním zjištěním bylo, že administrativní pracovníci po měření vykazovali statisticky významně nižší stupeň diskomfortu.

Klíčová slova:

ergonomie, fyzioterapie, sedavé povolání, elektromyografie, prevence, adaptace

Souhlasím se zapůjčením práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Bc. Radek Chmelík
Title: Assessment of the muscular activity during computer work using superficial EMG

Supervisor: Mgr. Amr Zatar, Ph.D.
Department: Department of Physiotherapy
Year: 2023

Abstract:

This work deals with collecting current knowledge of ergonomics and the use of it at working on the computer, and also the verification of the effects using electromyography. The research was done on a sample of 31 persons from 30-35 years of age, who were divided into the group of administrative workers and the control group. The measurement itself consisted in the transcript of the text in the keystroke simulator, divided into two phases lasting 5 minutes. The first phase copied the common habitual sitting position and in the second phase the basic correction of position and working environment was carried out. The final data show that the short term effect of one-time correction is minimal and there is no difference between the administrative workers and the control group. Furthermore a relationship between the physical condition and average amounts of myoelectrical signal was found. The last finding was that the administrative workers showed statistically significant lower degree of discomfort after the measurement.

Keywords:

ergonomics, physiotherapy, sedentary work, electromyography, prevention, adaptation

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Amr Zaatar, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. dubna 2023

.....

Děkuji Mgr. Amr Zaatar, Ph.D., za skvělé vedení, věcné poznámky a rady, dále děkuji Mgr. Davidu Pryclovi za zprostředkování zázemí a techniky, a také Ing. Tomáši Urbánkovi Ph.D. za pomoc s daty a statistickým zpracováním. Děkuji mé rodině za klid, podporu a financování mé cesty za snem v průběhu studia, a v neposlední řadě děkuji mé něžné polovičce, které nyní mohu splácet její empatii s nevrlym studentem.

OBSAH

Úvod.....	9
Přehled poznatků.....	10
Problematika sedavého zaměstnání.....	10
Habituaální sed.....	12
„Optimální“ sed.....	13
Rozdíly sedu z hlediska pohlaví.....	15
Vertikalizace v rámci administrativní práce.....	16
Bolest a její vliv.....	16
Adaptace na bolest.....	19
Adaptace na zátěž.....	19
Elektromyografie.....	20
Faktory ovlivňující detekci myoelektrického signálu.....	20
Normalizace – smysl a vhodné využití.....	21
Surface Electromyography.....	22
Ergonomie.....	22
Ergonomie práce s PC a její praktická implementace.....	23
Posturální nastavení sedu.....	24
Pozice monitoru.....	24
Požadavky na přizpůsobení pracovní židle.....	25
Požadavky na pracovní plochu.....	28
Cíle.....	30
Hlavní cíl.....	30
Dílčí cíle.....	30
Výzkumné otázky.....	30
Metodika.....	31
Výzkumný soubor.....	31
Metody sběru dat.....	32
Vstupní vyšetření.....	33

Průběh měření	33
Statistické zpracování dat	36
Výsledky	37
První výzkumná otázka.....	39
Druhá výzkumná otázka.....	40
Třetí výzkumná otázka	49
Čtvrtá výzkumná otázka	49
Pátá výzkumná otázka.....	51
Šestá výzkumná otázka.....	59
Diskuse	62
První výzkumná otázka.....	62
Druhá a šestá výzkumná otázka.....	62
Třetí a čtvrtá výzkumná otázka	63
Pátá výzkumná otázka.....	63
Celkové zhodnocení	64
Doporučení dalšího výzkumu	64
Závěry.....	66
Souhrn.....	67
Summary	68
Referenční seznam.....	69
Přílohy	77
Informovaný souhlas.....	77
Body part discomfort questionnaire – přeložená verze.....	78
Vyjádření Etické komise FTK UP	79
Potvrzení o překladu	80

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

BPDAC	Body Part Discomfort Assessment Checklist
IEA	International Association of Ergonomics
LBP	Low-Back Pain
MVC	Maximal Voluntary Contraction (maximální volní kontrakce)
SEMG	Surface Electromyography (povrchová elektromyografie)
WPM	Words per Minute (počet slov za minutu)

ÚVOD

Tato diplomová práce má být dalším krokem na cestě k ověření efektu ergonomie v kontextu dostupných poznatků a jejich aplikace v praxi. Teoretická část je rešerší aktuálních poznatků a výzkum v rámci praktické části se pokouší nalézt spojitost mezi krátkodobou korekcí a jejím efektem na elektromyografický záznam svalové aktivity a další možná spojení s diskomfortem a bolestí.

Množství studií se zabývá hodnocením efektivit strategií pro ovlivnění symptomů spojených se sedavým způsobem života, aktuálním trendem je však primární prevence těchto stavů nebo předejití jejich opětovnému výskytu ve formě sekundární prevence (Jun, Zoe, Johnston &, O'Leary 2017). Běžné pojetí ergonomie v praxi je založeno na předpokladu důkladného studia guidelines a extrapolaci dosavadních vědeckých poznatků a empirie (O'Neill, 2013). Z toho hlediska je potřebný průběžný výzkum a aktualizace informací a jejich uzpůsobení pro vhodné praktické využití. Ačkoliv je většina prvků pracovního prostředí designována pro možnost individuálního nastavení, většina uživatelů přesto nemá potřebné informace nebo nedokáže adekvátně nastavit jejich pracovní prostředí dle aktuálních poznatků (Woo, White &, Lai, 2016). Proto se tato diplomová práce pokouší ověřit efekt jednorázové korekce a jejího možného okamžitého projevu.

PŘEHLED POZNATKŮ

V posledních dekádách se nároky na pracovní úkony výrazně změnily, v dnešní době administrativní pracovníci tráví až 82% pracovní doby sezením (Bergman et al., 2018; Parry & Straker, 2013).

Dle systematického přehledu Thorp, Owen, Neuhaus a Dunstan (2011), se guidelines zaměřené na zdraví populace zabývají redukcí celkového času sezení v průběhu dne, ať už v práci nebo v rámci volného času, bohužel je optimalizace pracovního místa často podceňována, nejspíš pro množství informačního šumu, je tedy třeba objasnit efektivitu možných intervencí. Dle systematického přehledu Hoe, Urquhart, Kelsall, Zamri a Sim (2018), se mezi ergonomické intervence zaměřené na snížení negativních dopadů sedavého zaměstnání řadí:

- optimalizace pracovního prostředí – přizpůsobení pracovního prostředí anatomickým, antropometrickým, fyziologickým a biomechanickým požadavkům jedince;
- organizační intervence – zaměřené na optimalizaci režimu práce a odpočinku a dalších socio-technologických požadavků;
- kognitivní oblast – zohlednění nároků na percepci, paměť, uvažování a motorickou odpověď.

Problematika sedavého zaměstnání

Dlouhodobý sed je dle Baker, Coenen, Howie, Williamson a Staker (2018) nebezpečný pro zdraví muskuloskeletálního systému, a původcem diskomfortu nebo bolesti a je vysvětlováno hypotézami které tvrdí, že příčinou je:

- Nízká úroveň aktivity a převaha zatížení pasivních struktur (Mörl & Bradl, 2013).
- Posturální změny, například – aplanace či akcentace zakřivení páteře s délkou sedacího intervalu (Le & Marras, 2016).
- Chronická de kondice spojená s habituálně nižší úrovní aktivity, vedoucí k únavě a možnému výskytu repetitive strain injury (Mörl & Bradl, 2013).

Dle studie Shahwan, D'emeh a Yacoub (2022) je významná souvislost mezi bolestí muskuloskeletálního systému a ženským pohlavím, rostoucím věkem, délkou zaměstnání,

prací s počítačem (v i mimo práci), typem a strukturou práce, časem stráveným intenzivní pohybovou aktivitou během týdne a neoptimální ergonomií. Systematický přehled Jahre, Grotle, Smedbråten, Dunn a Øiestad (2020) však revidoval korelaci ženského pohlaví s bolestí krku a jejich zjištěním bylo, že tento vztah je mnohem komplexnější a je třeba další výzkum.

Symptomy spojené s krkem a horní končetinou byly výsledkem mnohých studií zaměřených na sedavou práci, výzkumy však nemají jasné konzistentní závěry dle systematického přehledu Waersted, Hanvold a Veiersted (2010). Bolest krku je však dle studie Kazeminasab et al. (2022) multifaktoriální poruchou s výrazným ekonomickým efektem a v roce 2016 bylo na její léčbu v USA vynaloženo 134,5 miliard dolarů, umístila se tak na prvním místě žebříčku zahrnujícím 154 různých stavů, a zároveň v roce 2012 byla příčinou pracovní neschopnosti u 25,5 milionů Američanů na průměrných 11,4 pracovních dní. Prevalence a incidence bolesti krku v roce 2017 v globálním měřítku byla 3551,1 a 806,6 na 100 000 obyvatel (Kazeminasab et al., 2022). Přestože, korelaci mezi specifickou posturou a bolestí je obtížné objasnit, při předsunutém držení hlavy a prodloužení ramena páky, kterou musí svalstvo šíje neutralizovat, jsou vynaloženy na muskulární systém vyšší nároky a zároveň se interkostální spojení krku potýkají s vyšším zatížením, což může vést k Repetitive strain injury (Park & Yoo, 2013).

Efekt dlouhodobého sedu na dolní končetiny není zcela jasný, několik jednotlivých studií korelaci naznačuje alespoň mezi prolongovaným tlakem těla na sedák a diskomfortem (nejčastěji hýždí a stehy) (Baker et al., 2018). Další studie pak propojovaly vztah diskomfortu s otékáním dolních končetin, které je způsobeno inaktivitou svalstva dolních končetin v průběhu sedu a možným útlakem vaskulárního systému tíhou těla (Baker et al., 2018). Dle studie Mathiassen (2006) je variabilita pohybu užitečným nástrojem pro prevenci poruch muskuloskeletálního systému, a to obzvláště v pracovním prostředí, kde pracovník setrvává většinu času v jedné pozici s minimální možností variability pohybu.

Dle Callaghan a McGill (2001), je sedavá práce výrazně spojena s převažující flexí bederní páteře, viz Obrázek 1. Samotná flexe páteře nemusí znamenat poškození muskuloskeletálního systému a případnou bolest, při správné aktivaci hlubokého stabilizačního systému, ovšem schopnost dlouhodobého aktivního setrvání ve statické pozici je u masové populace velice nepravděpodobná (Kolář, 2023).

Nesmíme však mimo muskuloskeletální obtíže opomíjet ani možné kognitivní symptomy, které obzvláště u administrativních pracovníků nelze podceňovat, protože se objevují důkazy, že je mezi nimi korelace (Baker et al., 2018). Některé studie zkoumaly i

mentální stav a na sebehodnotící škále stresu vycházel dlouhodobý sed nejhůře oproti jiným pracovním pozicím (Thorp, Kingwell, Owen &, Dunstan, 2014a; Wennberg et al., 2016). Další studie porovnávaly práci v sedě v kontrastu se Sit-Stand Desk a výsledné sebehodnocení přiřazovalo vyšší únavu, pocit nedostatku energie se sedem, a také sníženou koncentraci a produktivitu (Dutta, Koepp, Stovitz, Levine &, Pereira, 2014; Pronk, Katz, Lowry &, Payfer, 2012)

Jednou z možností zvýšení variability nastavení pracovních pozic jsou stoly s možností polohování do stoje, též známě jako Sit-Stand Desk. Ten se postupně v posledním desetiletí stává běžným v kancelářském prostředí, kde bývá představován, jako nástroj prevence poruch kardiovaskulárního systému spojených se sedavou povahou práce, snížení únavy a muskuloskeletálního diskomfortu (Benatti & Ried-Larsen, 2015; Duvivier et al., 2017; Chau et al., 2014; MacEwen, MacDonald &, Burr, 2015; Neuhaus et al., 2014; Thorp et al., 2011; Thorp, Kingwell, Owen &, Dunstan 2014b)

Práce s počítačem s možností střídání sedu a stoje zvyšuje variabilitu nastavení jednotlivých segmentů muskuloskeletálního systému a tím snižuje pravděpodobnost přetížení jednotlivých struktur – bederní páteře, krku a horních končetin (Barbieri, Srinivasan, Mathiassen &, Oliveira, 2019; Callaghan & McGill, 2001).

Možnosti zvýšení variability a aktivity při práci s počítačem, zkoumala studie Bergman et al. (2018), která využívala Treadmill-Workstation, která byla vylepšením Sit-stand Station o běžecký pás. V rámci této studie nedošlo k vyplnění původního cíle, zvýšit za jeden rok průměrný čas chůze za jeden den o 30 minut u skupiny s BMI nad 25 kg/m², ale pouze o polovinu. Na druhou stranu zvýšení pohybové aktivity je ovlivňováno mnoha faktory, a tato intervence sice nedosáhla stanoveného cíle, ale přesto studie Bergman et al. (2018) snížila poměr sezení v rámci dne, je tedy třeba dalšího výzkumu. Efekt zvýšené variability pozic zaznamenala i studie Ghesmaty Sangachin, Gustafson a Cavuoto (2016), kdy zkoumali jednoduché úkony kopírující práci s počítačem ve třech variantách (sed, stoj, chůze) a výsledkem bylo, že při chůzi došlo ke snížení výkonnosti, však ve stoji byla výkonnost srovnatelná s prací vsedě a zároveň se zvýšila variabilita nastavení pohybu v průběhu práce.

Habituaální sed

Je zjevným pravidlem, že většina asymptomatických jedinců dbá na vlastní pozici sedu pouze zřídka (O'Sullivan K, O'Keefe, O'Sullivan L, O'Sullivan P, & Dankaerts, 2013). Dle observační studie Korakakis et al. (2021), která revidovala informace z předchozích

výzkumů habituální sed je ve více flektovaném nastavení osového orgánu než jiné vzpřímené polohy. Zjištění, že asymptomatictí jedinci většinou zaujímají flektovanou pozici osového orgánu v rámci habituálního sedu přímo neznamena, že se jedná o potenciálně nebezpečné chování, protože neexistují dostatečné důkazy k tvrzení, že specifické nastavení osového orgánu je spojeno se vznikem bolesti (Slater, Korakakis, O'Sullivan P, Nolan, & O'Sullivan K, 2019).

„Optimální“ sed

V rámci výzkumů, které zkoumaly, jaká je vlastní představa o optimálním sedu populace, byla upřednostňována hyperlordóza či neutrální nastavení bederní páteře, a to jak u jednotlivců bez Low-Back Pain (LBP), tak i u symptomatických jedinců (Caneiro et al., 2019; Korakakis et al., 2021; O'Sullivan K et al., 2013).

Důkazy studie Korakakis et al. (2021) nasvědčují tomu, že postura sedu blízka optimu je více napřímená než habituální sed v průběhu úkonů prováděných vsedě. Nasvědčuje tomu i zpětnovazebná analýza z řad fyzioterapeutů a veřejnosti, jejíž výsledkem bylo, že sed odpovídající neutrálnímu dvoj-esovitému zakřivení páteře je nejvíce komfortní, relaxovaný a nevyžadoval excesivní svalový tonus v porovnání s krajním nastavením (Caneiro et al., 2019; Korakakis et al., 2021). Je však důležité zmínit, že nastavení páteře v sedu je řízeno pozicí pánve, a proto je třeba ergonomické intervence vést přes primární nastavení pánve, zohlednit pasivní rozsah kyčelních kloubů a jejich možnou vrozenou nebo získanou malformaci (Kapandji, 2019; Korakakis et al., 2021).

Studie Caneiro et al. (2010), která zkoumala svalovou aktivitu ve třech variantách sedu:

- shrbený sed – posteriorní klopení pánve, relaxovaná thorakolumbální páteř s pohledem vpřed;
- sed se zachováním dvoj-esovitého zakřivení páteře – anteriorní klopení pánve se snahou zachovat optimální lordózu bederní páteře a uvolněný hrudník;
- sed v pozoru – anteriorně klopená pánev, extendovaná thorakolumbální páteř a lopatky v retrakci.

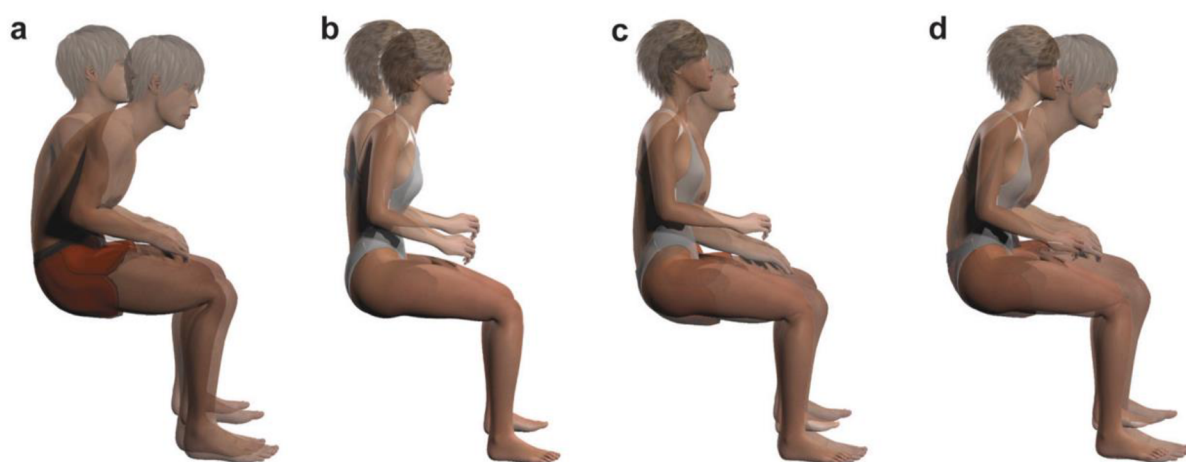
Její výsledkem byla alterovaná EMG aktivita svalů šíje a hrudníku, stejně jako změna kinematiky hlavy a krku (Caneiro et al., 2010). Tato zjištění tedy podtrhují

důležitost korekce kaudální poloviny osového orgánu, při ovlivňování nastavení hlavy a krku (Caneiro et al., 2010).

Je důležité si uvědomit rozdíly, mezi habituálním sedem a optimálním sedem dle vlastního vnímání populace, který je znázorněn v Obrázku 1, v návaznosti na to je nutno podotknout, že udržení takové optimální pozice je jednotlivec schopen pouze po krátkou dobu (Korakakis et al., 2021).

Obrázek 1

Modelové znázornění srovnání habituálního sedu s optimálním sedem dle vlastního vnímání – v a mezi pohlavími



Poznámka. a – muži (habituální/sebe vnímaná optimální); b – ženy (habituální/sebe vnímaná optimální); c – sebe vnímaná optimální (ženy/muži); d – habituální (ženy/muži). (Korakakis et al., 2021)

Nesmíme však zapomínat na komprehenzivní charakter ergonomické intervence a je tedy třeba nejen doplňovat pracovní prostředí jednotlivců, ale také obohatit jejich denní režim o aktivní korektivní cvičení, analogicky jako u korekce hyperkyfózy dospívajících, kde je korektivní cvičení nedílnou součástí pro maximální využití pasivní podpory (Gheitasi, Bayattork, & Kolor, 2022).

Pokud však analogicky využijeme i pasivní korektivní terapii však u dospělé populace ve formě korektivního oblečení (trika), jejich účinek je zanedbatelný – tato varianta ergonomické intervence se v západních zemích objevila na základě masových kampaní sdílených na sociálních sítích, a tento ryze marketingový úspěch produktu bez kvalitního vědeckého podkladu, podtrhuje sklon populace ke snadným řešením, jako obléct si triko (Palsson et al., 2019). Zároveň v návaznosti na marketing byla taková pasivní intervence podporována pouze studiemi prováděnými jen na asymptomatickém vzorku

populace a výsledkem byla data s nízkou kvalitou, ale vysokou pravděpodobností bias – tyto studie nezahrnovali aktuální informace o bolesti a její vazbě na muskuloskeletální systém a s největší pravděpodobností se jednalo pouze o marketingový tah (Palsson et al., 2019). Zde se dostáváme k etické otázce: „Zda do zdravotnictví patří marketing?“.

Zajímavé výsledky zaznamenala studie Christensen, Palsson, Krebs, Graven-Nielsen a Hirata (2023), která zkoumala diskomfort zdravé populace při práci v sedu ve čtyřech variantách (napřímený a shrbený sed, s a bez možnosti opory předloktí) po 15 minutách psaní na počítači, a využívala tlakovou algometrii pro určení hyperalgie. Závěrem studie bylo, že všechny čtyři pozice působily postupně diskomfort, největší obtíže působila poloha shrbená bez opory předloktí (Christensen, et al., 2023), autoři však doplňují, že rozdíl v diskomfortu mohl také zapříčinit rozdílný způsob instruktáže probanda (Pro napřímenou pozici to bylo: „Sit upright in comfortable position.“, na rozdíl od instrukcí pro shrbený sed, kdy byly instrukce: „Sit as flexed as possible and stick your chin out.“), to zdůrazňuje potřebu zvážení přesné instrukce probandů v rámci výzkumu. Z toho vyplývá, že opravdu žádné specifické nastavení sedu není dokonalé a je tedy potřeba nastavení těla neustále obměňovat v průběhu dlouhodobé práce (Christensen et al., 2023). Jak píší autoři studie Christensen et al. (2023): „The best posture is your next posture!“

Rozdíly sedu z hlediska pohlaví

Rozdíly sedu z hlediska pohlaví byly dle studie Korakakis et al. (2021) pozorovány množstvím výzkumů a shrnutím jejich poznatků je, že muži na rozdíl od žen zaujímají rozdílné nastavení osového orgánu v rámci spontánního habituálního sedu v dospívání i dospělosti, viz Obrázek 1. Ženy v rámci sedu zaujímají více napřímené postavení oproti mužům v rámci habituální aktivity jak v dospívání, tak i dospělosti, při plnění specifických úkonů (Korakakis et al., 2021). Ženy také habituálně zaujímají více extendované postavení thorako-lumbální páteře a anteriorní naklopení pánve – tato zjištění byla konsistentní po dobu vystavení krátkodobému i dlouhodobému sezení (Korakakis et al., 2021).

Z hlediska rozdílného nastavení mezi jednotlivými pohlavími však musíme brát v potaz, že se zde může projevat několik různých faktorů zahrnujících – pohlavně specifický tvar pánve, výdrž jednotlivých svalových skupin, užívané pohybové vzory, konfigurace páteře a zatížení jednotlivých struktur, psychosociální status (Korakakis et al., 2021). Dalšími faktory mohou být behaviorální problémy, kulturní předpoklady, zažitě normy, ale i další sociální faktory mohou zasahovat do systému a jsou hodny samostatného výzkumu (Korakakis et al., 2021).

Vertikalizace v rámci administrativní práce

Sit-Stand Desk je variantou konvenčního pracovního místa osob pracujících s počítačem, která využívá stůl s nastavitelnou výškou, tak aby u něho bylo možné pracovat ve stoje. Dle systematického přehledu (Shrestha et al., 2020), změna pracovního místa na tuto variantu v kombinaci s informativní a konzultační intervencí zvyšuje čas strávený ve stoji průměrně o 100 minut za pracovní den v krátkodobé návaznosti na intervenci (do tří měsíců), a o 57 minut v střednědobé návaznosti (tři měsíce až jeden rok) v porovnání s běžným pracovním stolem. Nenalezli však významný rozdíl mezi samostatným využitím Sit-Stand Desk a klasickým stolem v redukci sezení v průběhu dne. Další aktivní varianty jako Treadmill-Desk nebo Cycling-Desk vykazovaly nejasné a inkonzistentní výsledky.

Perspektivně se jeví výsledky informativních a konzultačních intervencí, které dle (Shrestha et al., 2020) neměly výsledky v rámci krátkodobé návaznosti, ale z hlediska střednědobé návaznosti byla redukce času sezení signifikantní, v průměru o 28 minut.

Bohužel většina studií zkoumaných v rámci systematického přehledu (Shrestha et al., 2020) byla označena jako low-quality až very low-quality (Hlavní limitace byly chyby v metodice a nedostatečně velký vzorek.) a zároveň žádná z nich se nezabývala dlouhodobým efektem intervence.

Bolest a její vliv

Bolest muskuloskeletálního systému má vysokou prevalenci u populace pracující s počítačem – bolest šíje a krku, ramen, loktů a zápěstí, kdy hodnoty se vyskytují v rozpětí v 20,3-56,1 % (Kaliniene, Ustinaviciene, Skemiene, Vaiciulis &, Vasilavicius, 2016).

V klinické praxi je bolest nejčastějším důvodem k vyhledání odborné pomoci (Merkle, Sluka &, Frey-Law, 2020). Bohužel bolest, jako taková se může objevit až v návaznosti na dekompenzaci chronického stavu, jako například dlouhodobé degenerace měkkých tkání (též známo, jako Repetitive Strain Injury), jejichž morfologie se dlouhodobým drážděním mění, dochází k fibrotizaci, atrofii nebo infiltraci tukovými buňkami (Kolář, 2023; Merkle et al., 2020).

Percepce akutní bolesti muskuloskeletálního systému je způsobeno aktivitou Aδ a C vláken vedoucích nocicepci do centrální nervové soustavy (Opavský, 2011). Bolest muskuloskeletálního systému je běžně spojována s muskulární hyperalgezií (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2003). Hyperalgezie muskuloskeletálního systému může být

vysvětlována senzitivací nociceptorů ve tkáních a manifestovat se jako snížení prahu bolesti a jejich časné excitace (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2002).

Bolest (Opavský, 2011) jako taková nemá pouze jednu příčinu, ale skládá se z několika prvků, které se mezi sebou mohou vzájemně ovlivňovat – nocicepce, psychický stav, homeostáza, aktuální stav organismu, délka trvání bolestivého stavu, kompenzační mechanismy, individuální práh bolesti, medikace, ale i národnost či kulturní příslušnost.

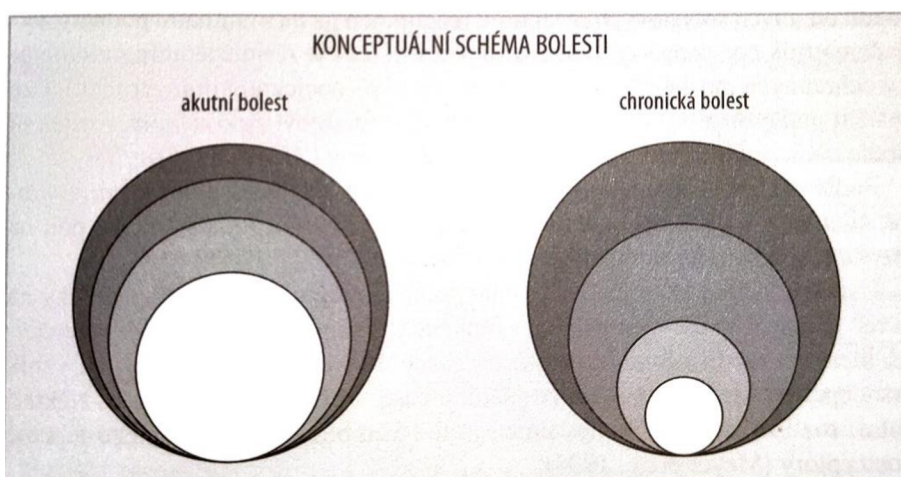
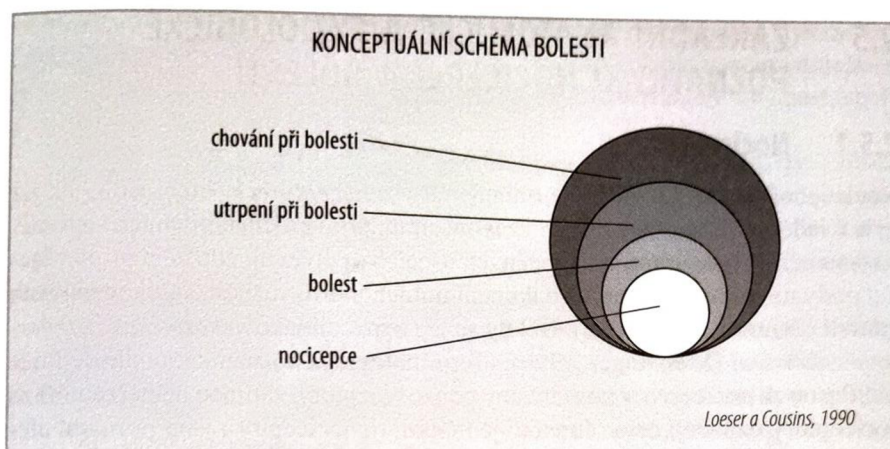
Dalším aspektem, který komplikuje problematiku bolestivých stavů je trvání bolesti a možnost vyčerpání schopností a možností organismu tlumit bolest, který dále podporuje i fenomén centrální senzitivace (Graven-Nielsen & Arendt-Nielsen, 2002; Opavský, 2011).

Bolest jako jeden ze subjektivních symptomů má důležitou roli z ohledu diferenciální diagnostiky a určení „Kritické oblasti“, je na místě využít deskriptorů, míry bolesti, ale také lokalizace a dalších anamnestických údajů (Opavský, 2011). Komplexní pohled na bolest zdůrazňují Loeser a Cousins (1990) jejich schématickým znázorněním bolesti, která bez podrobného vyšetření může být velice zavádějící viz Obrázek 2.

Dle studie (Sharan et al., 2011) existuje významná korelace mezi stylem práce, nedostatečnými přestávkami, bolestí a ztrátou produktivity. Všechny tyto faktory mohou následně ovlivňovat jednotlivce a jeho okolí a následně ho dostat do „spirály“, kterou umocňuje špatný zdravotní stav, který snižuje jeho produktivitu, to následně zvyšuje například tlak na psychiku, který umocňuje jeho aktuální bolestivý stav. V návaznosti na tuto myšlenku je tedy třeba dbát zvýšenou pozornost i na původně minimální zdroj nocicepce, způsobený například vadnou ergonomií.

Obrázek 2

Konceptuální schéma bolesti



(Loeser & Cousins, 1990; Opavský, 2011)

Bolest je nepříjemný smyslový a emoční zážitek (někdy též prožitek, zkušenost) spojený se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně(-í), nebo popisovaný výrazy pro takové poškození (Opavský, 2011).

Přesto, že bolest by měla mít signální charakter, jak napovídá její definice, bohužel v případě dlouhodobého vystavení organismu nociceptivnímu vjemu nebo dysfunkční neuromuskulární adaptaci v návaznosti na stimulus může docházet k vzniku disability a přechodu do chronicity. V návaznosti na tyto informace je běžně předepisována terapie, ale i prevence bolestivých stavů (globální pohybová aktivita, individuálně zaměřený cvičební program, cvičení specifických motorických dovedností a funkčních úkonů). Pochopení původu nociceptivních vjemů a správného zaměření terapie a prevence může

napomoci obnovit nebo předejít návazným dlouhotrvajícím komplikacím (Merkle et al., 2020).

Adaptace na bolest

Motorický projev je velice adaptabilní a může být ovlivněn množstvím mechanismů na jednotlivých úrovních nervového systému, a zároveň se může lišit u dvou pacientů se zdánlivě shodnou diagnózou (Merkle et al., 2020). Co se tedy může jevit jako protektivní chování v návaznosti na nociceptivní vjem, může postupně přejít v maladaptaci (Merkle et al., 2020).

Přesto, že existence neuromuskulární adaptace na bolest je zřetelná z klinické praxe, objasnění jejího neurofyziologického podkladu je stále na začátku, a její dlouhodobé konsekvence v návaznosti na volbu nevhodné terapie je třeba dále podrobně zkoumat (Merkle et al., 2020).

Adaptace na zátěž

Výsledky studií naznačují, že vyšší úroveň tělesné aktivity, jako například kondičního cvičení může mít vliv na fungování mozku v návaznosti na akutní fyziologickou stresovou reakci zahrnující – zvýšení srdečního tepu, požadavků na příjem kyslíku, zvýšení cirkulace krve a ventilaci okysličeného vzduchu (Perrey, 2013). Z dlouhodobého hlediska byla vyšší úroveň habituální pohybové aktivity spojována se schopností plnit vyšší kognitivní nároky kladené na jedince, a dlouhodobý sed je tedy v přímém rozporu s tímto bodem (Baker et al., 2018). Schopnost zvládnutí stresu je úzce spojena s celkovým zdravím jedince, jehož součástí je tělesná zdatnost, kterou lze hodnotit dle několika parametrů – kardiorespirační zdatnost, svalová síla, flexibilita a měření tělesného složení (Petersen, Eriksen, Dahl-Petersen, Aadahl, & Tolstrup, 2021).

Dle studie (Amarantini & Bru, 2015; Häkkinen et al., 2000) se jeví, že u silově trénovaných jedinců je potřebná nižší průměrná úroveň EMG aktivity oproti netrénovaným pro vykonání stejného úkonu. A zároveň nižší úroveň svalové ko-kontrakce antagonistických svalů pro jednoduché úkony.

Dle studie Jahre et al. (2020) která se zabývala korelací mezi nespecifickou bolestí krku a BMI byly zjištěny inkonzistentní výsledky mezi zahrnutými výzkumy (Autoři tvrdí, že se mohlo jednat o výsledek rozdílů věkových skupin vzorků.). Celkově je třeba se zamyslet nad objektivním využitím BMI u dospělé populace a jeho efekt pro tento formát

výzkumů, jelikož právě skupinu vysoce aktivních trénovaných a jedince s minimální tělesnou aktivitou, vidí tento parametr jako jednu skupinu (Gutin, 2018).

Elektromyografie

Elektromyografie je pomocná vyšetřovací metoda, která snímá myoelektrické signály, které vznikají na základě změny potenciálu na membránách svalových vláken. Dělí se na invazivní jehlovou, která má více variant, dále na neinvazivní, tedy povrchovou elektromyografii (Konrad, 2006; Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Elektromyografie je v různých variantách využívána pro výzkum v medicíně, rehabilitaci, ergonomii, ale i sportovní vědě (Konrad, 2006).

Faktory ovlivňující detekci myoelektrického signálu

Při průchodu prostředím od membrány svalového vlákna až na povrch elektrod je EMG signál pod vlivem složení a charakteristiky tkáně viz Obrázek 3, ale také její tloušťkou fyziologickými změnami nebo teplotou (Konrad, 2006). Tyto faktory se mohou výrazně inter-individuálně lišit a znehodnocovat tak možné porovnání záznamů mezi jednotlivci, při využití nezpracovaného EMG (Konrad, 2006). Dalším z faktorů může být kontaminace signálem pocházejícím ze sousedního svalu, podobným problémem je také zachycení myoelektrické aktivity srdečního svalu, obzvláště na horní polovině trupu a pletencích horních končetin. Kritickým problémem může být i jakákoliv změna pozice elektrody vůči snímanému svalu, což se dá také odvodit z Obrázku 3, proto je užití EMG u studií s globální dynamickou aktivitou velice obtížné (Konrad, 2006). Nelze opomenout ani možnost zevního vlivu prostředí, kdy v případě záznamu v blízkosti silných zdrojů elektromagnetického vlnění může docházet k interferenci naměřených dat (Konrad, 2006).

Dle Halaki a Gi (2012), existují zevní a vnitřní faktory ovlivňující kvalitu snímaného EMG signálu:

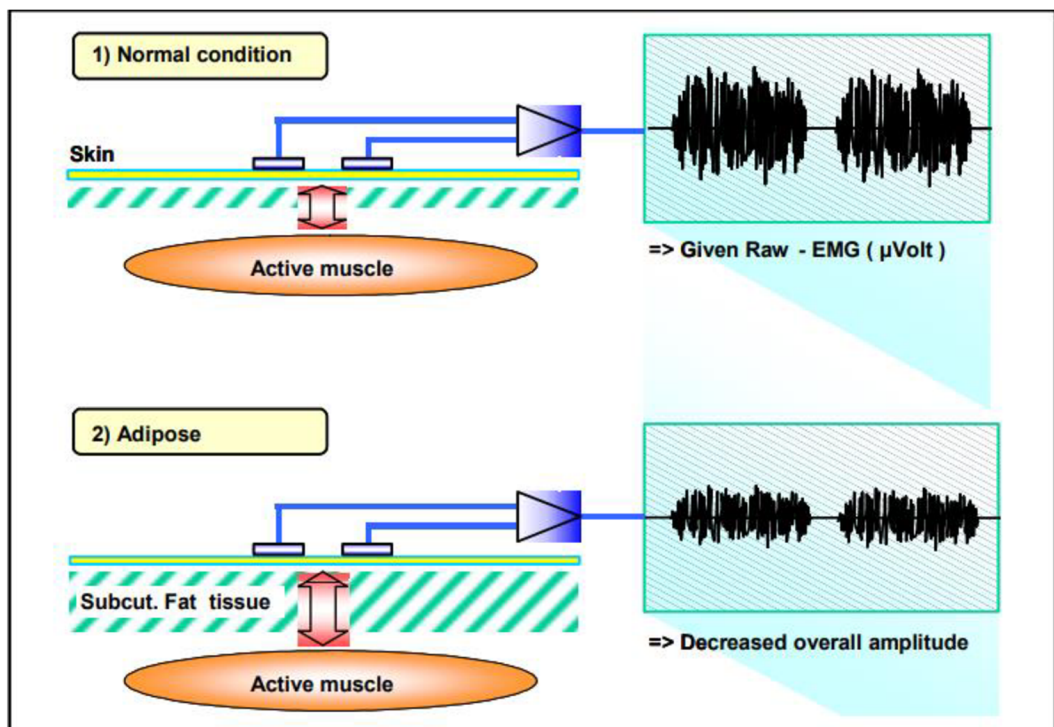
- uložení elektrod respektující – motorické body a vzdálenost elektrody od laterálních okrajů;
- příprava pokožky a hodnoty impedance;
- potivost a teplota.

Mezi vnitřní faktory dle Halaki a Gi (2012), patří:

- fyziologické, anatomické a biologické charakteristiky svalů, jako – počet aktivních motorických jednotek;
- kompozice typů vláken obsažených ve svalu;
- prokrvení svalu;
- poloměr řezu svalových vláken;
- vzdálenost mezi aktivními svalovými vlákny ve vztahu k elektrodě;
- množství a vodivost tkáně mezi svalovým vláknem a elektrodou, viz Obrázek 3.

Obrázek 3

Vliv vzdálenosti elektrod od snímaného svalu



Poznámka. (Konrad, 2006)

Normalizace – smysl a vhodné využití

Informace, sepsané Halaki a Gi (2012), shrnují využití normalizace, a kdy je nezbytná. Je obecně uznáváno, že lze porovnávat Raw data v rámci jednoho sezení sběru dat nebo u jedince beze změny konfigurace EMG sestavy (uložení elektrod, amplifikace a filtrování), za stálé teploty, vzdušné vlhkosti a s minimálním časovým intervalem mezi měřeními (Halaki & Gi, 2012), a z těchto dat můžeme extrahovat parametry jako:

- analýza frekvence;
- rozklad EMG signálu na vlny pro analýzu salv motorických jednotek nebo reciproční interakci mezi jednotlivými svaly;
- posloupnost aktivace svalových skupin;
- porovnání amplitud EMG signálu daného svalu v malém časovém intervalu mezi měřeními a neměnnými podmínkami, viz výše.

Abychom tedy byly schopni srovnávat EMG aktivitu jednoho svalu v různém čase, různých jedinců, nebo ke srovnání mezi jednotlivými svaly, musí data projít normalizací (Halaki & Gi, 2012). Normalizace tedy probíhá poměrem naměřených dat k referenční hodnotě úkonu, který musí splňovat snadnou opakovatelnost, obzvláště pro snímaného jedince, ale i jeho uniformitu pro zkoumanou skupinu nebo jednotlivé svaly (Halaki & Gi, 2012). Volba metody normalizace je pro přesnou interpretaci dat klíčová, bohužel není konsensus pro využití jednotlivých možností:

- maximální hodnoty (peak) maximální volní kontrakce (MVC);
- peak nebo aritmetický průměr hodnot v průběhu zkoumaného úkonu;
- úroveň aktivace v průběhu submaximální izometrické kontrakce;
- peak to peak amplituda maxima M-vlny (M-max).

Surface Electromyography

Povrchová elektromyografie (SEMG) je díky neinvazivnímu charakteru měření často využívána v kineziologii. Kromě snadné a bezbolestné operace s povrchovými elektrodami má tato metoda jasnou nevýhodu – lze měřit pouze povrchově uložené svaly, nebo jejich části (Konrad, 2006).

Ergonomie

Ergonomie je vědecká disciplína založená na porozumění interakcí člověka a dalších složek systému. Aplikací vhodných metod, teorií i dar zlepšuje lidské zdraví, pohodu a výkonnost (International Association of Ergonomics [IAE], 2000).

Jelikož se stále rapidně zvyšuje poměrné zastoupení práce s počítačem, ať už v rámci pracovního procesu nebo volnočasových aktivit, je třeba klást důraz na prevenci

možných problémů, které tento trend přináší (Jun, Zoe, Johnston, & O'Leary, 2017; Zerguine et al, 2023).

Ergonomie práce s PC a její praktická implementace.

Muskuloskeletální diskomfort spojený s prací s počítačem je manifestován skrze:

- tělesnou zátěž,
- psychosociální stres,
- celkový čas strávený prací s počítačem,
- nastavení pracovního místa,
- organizačními faktory (Robertson, Huang &, Lee, 2017).

Ergonomická intervence má tedy za cíl minimalizovat zdravotní následky pracovníků a tím, jak vlastní spokojenost jednotlivců, tak i výdaje za následnou zdravotní péči.

Přesto, že názory z hlediska ergonomie a její aplikace do praxe se různí, ze závěrů studie Hoe et al. (2012) vyplývá, že nácvik ergonomie práce s počítačem by se měl skládat z edukace cílové skupiny spojené s identifikací rizikových faktorů, výběrem a použitím vhodných pracovních postupů, vybavení a individuálního nastavení, které odpovídá potřebám jednotlivce. Dle studie Zerguine et al. (2023) jsou výsledky ergonomických intervencí inkonsistentní a kvalita studií je nízká, většina analyzovaných studií však nachází statisticky významnou spojitost mezi edukací cílové skupiny a snížením muskuloskeletálního diskomfortu, osvojení zdravých návyků a zvýšení pracovní výkonnosti.

V rámci doporučení IAE (2000) by programy zabývající se nácvikem ergonomie měly využívat holistický přístup pro co nejkomplexnější oslovení interakcí jednotlivce prvky prostředí, ale zahrnout také zdravotní, organizační nebo kognitivní sféru.

Posturální nastavení sedu.

Sed v rámci práce s počítačem by měl být vzpřímený, založený na konvenčním modelu sezení, standardní kancelářská židle by měla podporovat napřímený sed, s možností nejméně pravého úhlu v kyčlích a kolenou, viz Obrázek 4 (Senčík & Nechvátal, 2022; Woo et al., 2016).

Důležité je však eliminovat setrvání v jedné pozici po dlouhou dobu a je tedy vhodné střídát v rámci vzpřímeného sedu nejlépe tři varianty (sed s náklonem vpřed, neutrální sed a sed s náklonem vzad – lze rozlišovat i dle zatížení před, na a za sedacími hrboly) s doplněním o práci ve stoji (American National Standards Institute [ANSI], 2007; Woo et al., 2016).

Pozice monitoru.

Výška monitoru.

Většina guidelines zahrnutých do studie Woo et al. (2016) doporučují, aby horní hrana monitoru, nebo pracovní řádek byl umístěn na horizontální úrovni očí (Je to zároveň snadno ověřitelný parametr nastavení výšky monitoru.) nebo do 15° až 25° pod ní. Při využití dotykových obrazovek se tento úhel dále zvětšuje pro současnou nutnost manuálního ovládání přímo na obrazovce, jedná se však o kompromis, je proto potřeba minimalizovat a kompenzovat dlouhodobé využití takových zařízení (Shieh & Lee, 2007). Dále je třeba aby se monitor nacházel v sagitální linii před pracovníkem a nepodmiňoval tak dlouhodobou jednostrannou rotaci páteře, pokud se jedná o monitor, na kterém je primárně upřena pozornost pracovníka, v případě, že se jedná o soustavu více monitorů, je třeba nastavit rozložení soustavy, tak aby nedominovalo jednostranné zatížení (Senčík & Nechvátal, 2022; Woo et al., 2016).

Vzdálenost monitoru.

Druhým parametrem je vzdálenost monitoru od očí pracovníka, který většina guidelines doporučuje mezi 35–75 cm. Tento parametr je však silně variabilní a závisí na zrakových schopnostech jedince a požadované činnosti (precizní práce vyžaduje nižší vzdálenost oko-monitor), u jedinců s normálními nebo kompenzovanými zrakovými schopnostmi je popisována časnější únava u vzdálenosti 50 cm než 100 cm, proto je vzdálenost pod 50 cm považována jako příliš malá (Woo et al., 2016).

Pro optimalizaci vzdálenosti je možnost úpravy velikosti pracovní plochy na monitoru (podmínkou je dostatečná velikost obrazovky) při práci s textem například zvětšení písma, protože zraková pohoda při práci s počítačem je důležitá převážně z důvodů zvýšeného požadavku na zaostřování zraku na podnět, které může samostatně vézt k bolestem hlavy a sekundárně i podvědomé přibližování se k monitoru předsunem hlavy, které může mít za následek přetížení svalstva krku a fixaci neoptimálního nastavení muskuloskeletálního systému (Shieh & Lee, 2007; Woo et al., 2016).

Požadavky na přizpůsobení pracovní židle.

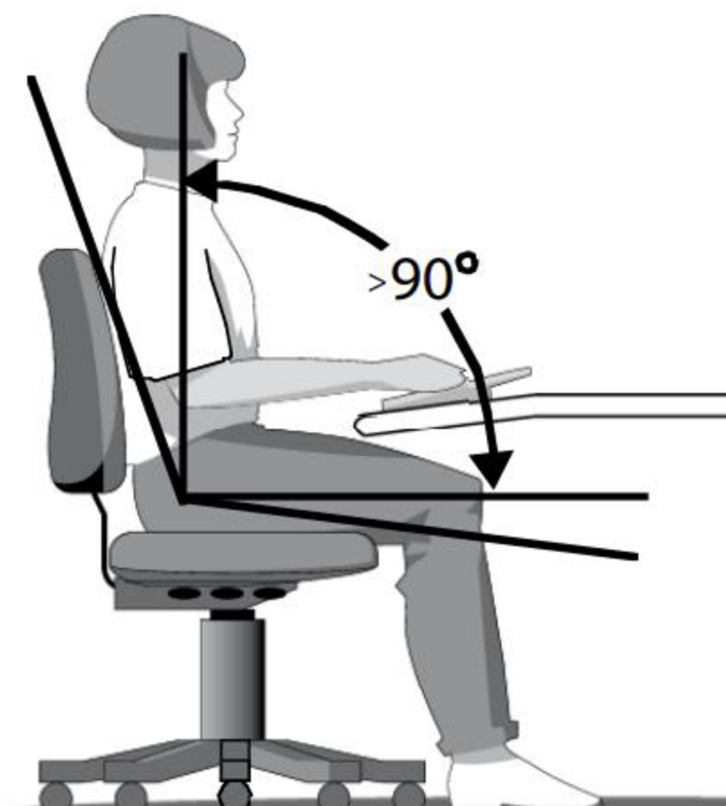
Řádné nastavení pracovní židle je základním předpokladem minimalizace rizika muskuloskeletálních poruch osového orgánu, dolních i horních končetin. Většina guidelines doporučuje nastavení židle, tak aby se chodidla dotýkala podlahy (Pevná opora chodidel je důležitá pro distribuci zatížení měkkých tkání, při nemožnosti snížení sedadla na požadovanou výšku je třeba využít podložky pod nohy o požadované výšce.) a stehna byla přibližně paralelní s podlahou, se současným respektováním pravidel vzpřímeného sedu, viz Obrázek 4 (Senčík & Nechvátal, 2022; Woo et al., 2016).

Rozměry a výška sedáku.

Rozměr sedáku je dalším důležitým parametrem, který v případě nedostatečné hloubky nenabízí adekvátní rozložení váhy a dochází tak k časnějšímu nástupu diskomfortu, naopak v případě, že je hloubka sedáku příliš velká neumožňuje tak využití zádové opěrky a zároveň může docházet k útlaku měkkých tkání v popliteální jamce (Proto by pro výběr a nastavení správné hloubky sedáku mělo platit pravidlo: Při plném opření o zádovou opěrku by mezi podkolení jamkou a přední hranou sedáku měla zůstat 5-10 cm mezera.), proto je zároveň důležité adekvátní zaoblení a změkčení materiálu přední hrany sedáku (Senčík & Nechvátal, 2022; Woo et al., 2016). Dle guidelines, které se pokouší obsáhnout rozsáhlou variabilitu antropometrických požadavků, by standardní židle měla splňovat doporučenou výšku sedáku od země, nastavitelnou mezi 38-56 cm a hloubku v rozsahu 33-48 cm (Carter & Banister, 1994).

Obrázek 4

Schematické znázornění vhodného nastavení pracovní židle



Poznámka. (ANSI, 2007)

Další parametry sedáku.

Sklon sedáku je dalším parametrem, který může ovlivnit působení statické pozice na pohodlí pracujícího, výsledky studií jsou rozporuplné (Rasmussen, Tørholm &, de Zee, 2009). V návaznosti na sklon je však důležitá interakce povrchu sedáku s pracujícím, kdy v případě, že nevzniká dostatečné tření a jedinec tedy klouže ze sedáku a musí se posunu aktivně bránit, je časnější nástup diskomfortu a z dlouhodobého hlediska vyšší pravděpodobnost muskuloskeletálních obtíží (Rasmussen et al., 2009).

Guidelines nedoporučují nastavitelný rozsah zauhlení sedáku, obecně je pro nedostatek informací vhodný fixní úhel sedáku i pro technickou náročnost a s ní spojenou cenu takové židle, i když podle některých studií sklon sedáku vpřed do 15° má pozitivní efekt na silové rozložení na meziobratlových ploténkách, naopak vyšší zauhlení zvyšuje svalovou aktivitu a zkracuje nástup diskomfortu (Woo et al., 2016). Výška sedáku, zauhlení, ale i tvar sedáku (stimulující horizontální abdukci nebo addukci) kyčelních kloubů

má úzkou souvislost s anatomickým nastavením kyčelních kloubů a jejich anomáliemi, jelikož tato problematika má úzkou souvislost s low-back pain je vhodné podrobit toto téma dalšímu zkoumání (Kapandji, 2019; Kolář, 2009).

Nastavení zádové opěrky.

Zádová opěrka by měla splňovat množství parametrů počínaje výškou a šířkou odpovídající specifitě úkonů a požadavkům na volnost pohybu v rámci pracovního procesu, kdy v případě že je požadována rotace trupu v průběhu pracovních hodin je dle guidelines doporučována nižší zádová opora, naopak u pracovníků, jejichž pozornost je zaměřena pouze vpřed je doporučována opora kryjící celou výšku zad s možností opory hlavy a krku (Woo et al., 2016).

Možnost nastavitelného sklonu zádové opěrky, ale i možnost jejího dynamického pohybu s nastavitelným odporem v průběhu sedu je proto doporučována, určujícím parametrem je úhel mezi sedákem a zádovou opěrkou, který by měl být minimálně pravý (Ze studií vyplývá, že nejvyšší benefit z hlediska rozložení sil na meziobratlové ploténky je v rozsahu 90°-110°.), neměl by však výrazně převyšovat 120° (Woo et al., 2016).

Nastavení bederní opory.

Téma bederní opory je z klinické praxe jednou z nejčastěji podceňovaných, ale zároveň špatně nastavovaných funkcí moderních kancelářských židlí. Bederní opora musí totiž odpovídat anatomii jednotlivce a podporovat dvoj-esovité zakřivení páteře, tudíž při nastavení bederní opěrky příliš kranialně dochází ke kranializaci lumbální lordózy do oblasti thorako-lumbálního přechodu, v opačném případě dochází k posunu pánve od zádové opěrky a tím dochází k podpoře kyfotizace páteře, pro tato tvrzení však neexistují dostatečně silná data a je třeba další výzkum (Woo et al., 2016). Podstatná je však i výška bederní opory a také její tuhost (Carcone & Keir, 2007; Shields & Cook, 1992). Dle studie Coleman, Hull a Ellitt (1998) je významný přímo úměrný vztah mezi preferovanou výškou bederní opory a body mass index, což naznačuje možnou souvislost s dalším zmiňovaným parametrem, tedy buttock clearance (buttock clearance = prostor pro hýždě ve formě specifického vykrojení v dolní části zádové opěrky).

Nastavení područek.

Parametry područek by dle guidelines měly splňovat světlost minimálně 44 cm od sebe, šířku v rozsahu 6-9 cm, nastavitelnou výšku mezi 18-23 cm od sedáku (Woo et al.,

2016). Je však důležité individuální nastavení anatomii a požadované práci, aby nedocházelo k elevaci ramenních pletenců, příliš nízké područky jsou spojovány s excesivní kyfotizací a v případě přebytečné světlosti dochází k aktivní abdukci ramenních kloubů a s tím spojeným časným nástupem diskomfortu (Woo et al., 2016). Problematika adekvátního výběru a nastavení područek je o to složitější, že musí navazovat na konstrukci stolu nebo být odnímatelné, tak aby bylo možné se s židlí přisunout dostatečně blízko pro odpovídající aktivitu (Woo et al., 2016).

Požadavky na pracovní plochu.

Řádně nastavená výška pracovní plochy je základním prvkem ergonomie při práci s počítačem, bohužel častým úskalím je, že výška stolu není nastavitelná, a proto je potřeba s využitím například schodu pod nohy splnit ostatní požadavky na ergonomii sedu (Woo et al., 2016). V ideálním případě by měla být výška pracovní plochy nastavitelná, protože pokud je příliš vysoko, dochází k elevaci horních končetin a brzkému nástupu únavy a diskomfortu, v opačném případě dochází k excesivnímu náklonu nad pracovní plochu a neoptimálnímu zatížení předloktí, a zvýšené aktivitě svalstva osového orgánu (Woo et al., 2016).

Výška pracovní plochy a uložení periferií počítače.

Vhodná výška pracovního stolu by měla být nastavitelná v rozsahu 56-76 cm, v případě stolu bez možnosti nastavení by se výška pracovní plochy měla pohybovat mezi 68-72 cm od podlahy a zároveň mít zaoblenou přední hranu, tak aby se maximálně snižoval kontaktní stres horních končetin (Woo et al., 2016). Individuální nastavení výšky pracovní plochy by mělo odpovídat úrovni loktů, při volně svěšených pažích, s tím souvisí výška klávesnice, která by měla být v rozsahu 5-10 cm nad úroveň loktů tak aby byla minimalizována dorzální flexe zápěstí, která v rozsahu do 15° byla spojována s nejnižším výskytem syndromu karpálního tunelu, a proto je taky vhodné vyhnout se variantám, kdy je klávesnice níže, než pracovní plocha a s tím se zvyšuje i poměr dorzální flexe zápěstí (Nakatsuka et al., 2021; Woo et al., 2016). Vzdálenost, ve které by měla dle doporučení spočívat klávesnice je v rozsahu 10-26 cm, tedy mezi hranou stolu a Home Row Keys (prostřední řada písmen) (Marcus et al., 2002; Woo et al., 2016). Pravidlem pro umístění myši je snaha o co nejvíce centrální pozici (Woo et al., 2016).

Prostor pro dolní končetiny.

Dalším často opomíjeným parametrem, je dostatečné místo pro nohy a jejich volný pohyb pod plochou stolu, tento parametr je však určen ostatními doporučenými rozměry pracovní plochy a je tedy spíš třeba zachovat tento prostor volný, aby nedocházelo k deviaci nebo zvýšené únavě dolních končetin pro jejich nemožnost volného pohybu v průběhu pracovní doby (Woo et al., 2016).

CÍLE

Hlavní cíl

Cílem této práce je hodnotit svalovou aktivitu v různém nastavení jednotlivých segmentů těla a prostředí, na základě korekce ergonomie provedené bez předchozího tréninku, dle aktuálně doporučených parametrů ergonomie práce s počítačem (Woo et al., 2016).

Dílčí cíle

- 1) Zhodnotit na základě studie Merkle et al., (2020) možnou souvislost diskomfortu s úpravou pracovního místa a adaptací na původní zvolenou polohu.
- 2) Zda záleží průměrná úroveň EMG aktivity na adaptaci na typ zátěže administrativních pracovníků, kteří denně pracují s počítačem, oproti kontrolní skupině.
- 3) Zda záleží průměrná úroveň EMG aktivity na maximální síle, jakožto parametru, který má silnou korelaci s celkovou fyzickou zdatností (Petersen et al., 2021).

Výzkumné otázky

- 1) Je rozdíl mezi EMG aktivitou svalu v nekorigovaném sedě a korigovaném sedě?
- 2) Je rozdíl mezi EMG aktivitou svalu v nekorigovaném sedě a korigovaném sedě u administrativních pracovníků, oproti kontrolní skupině?
- 3) Je rozdíl mezi počtem napsaných slov a EMG aktivitou jednotlivých svalů mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou?
- 4) Má vliv průměrná síla stisku na EMG aktivitu?
- 5) Je rozdíl mezi pravou a levou horní končetinou?
- 6) Je rozdíl mezi diskomfortem administrativních pracovníků oproti kontrolní skupině?

METODIKA

Výzkumný soubor

Do výzkumného souboru bylo zařazeno 31 probandů rozdělených na dvě poloviny, ve věku od 30 do 40 let včetně, kdy věkový průměr byl 32,68 let (SD 3,15). Skupina A byli administrativní pracovníci, běžně pracující s počítačem. Kontrolní skupina B byl náhodný výběr z populace. Poměrné zastoupení žen a mužů ve skupině A bylo 8:8, a ve skupině B 9:6. V obou skupinách se vyskytoval pouze jeden člověk s dominantně levostrannou lateralitou. Metodika výzkumu byla schválena etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, viz Přílohy.

Kritériem pro vyloučení z výzkumu byla neurologická onemocnění, prokázané poruchy muskuloskeletálního systému krční páteře a horních končetin, dále akutní kardiopulmonální onemocnění, vrozené vady nebo onkologická symptomatika. Dalším exkluzivním kritériem byla zraková či sluchová vada bez optimální korekce, historie závažných traumat či operací.

Vstupní vyšetření i měření probíhalo v AC Baluo. Probandi byli s průběhem i časovou náročností měření seznámeni a podepsali informovaný souhlas, viz Přílohy.

Obrázek 5

Uložení elektrod na horní končetině



Metody sběru dat

Probandi na úvodu měření vyplnili dotazník laterality dle (Nicholls et al., 2013) a zodpověděli základní anamnestické údaje.

Měření povrchového EMG proběhlo přístroji Shimmer3 Ebio Consensus Development Kit, kdy dvě jednotky byly uloženy na čelence na stranách hlavy, zřetelné na Obrázku 7. Další dvě jednotky byly připevněny nad laterálními epikondyly humeru viz Obrázek 7.

Uložení samolepících elektrod značky Kendall, bylo prováděno na základě palpačního ozřejmění s využitím opakované odporované kontrakce svalu. Pokožka pod místem uložení elektrod byla odmaštěna. Vzdálenost dvou odpovídajících elektrod na daném svalu byla vždy stejná, tedy 1 cm. Páry elektrod byly uloženy na musculus extensor digitorum druhého prstu, dále musculus flexor digitorum superficialis druhého prstu a referenční elektroda byla uložena nad fossa olecrani humeri odpovídající strany viz Obrázek 5. Na horních končetinách byly z důvodu minimalizace elektromagnetického šumu přetaženy svody pružnou sítkou. Elektrody z jednotek na čelence byly připojeny na pars sternalis musculus sternocleidomastoideus a pars descendens musculus trapezius,

s referenční elektrodou pod linií vlasů nad processus mastoideus odpovídající strany, jak je zřetelné z Obrázku 6.

Každý proband okamžitě po měření vyplnil dotazník Body Part Discomfort Assessment Checklist (BPDAC) (Lin, 2011), s možností výběru stupně diskomfortu na stupnici 0 až 10 a doplněné o možnost slovní poznámky, která byla po probandech vyžadována při zaznamenání nenulové hodnoty.

Vstupní vyšetření

Součástí vstupního vyšetření byl odebrání relevantní anamnézy fyzioterapeutem.

Průběh měření

Úvodem měření byl test maximální síly stisku, která byla znovu měřena okamžitě po skončení třetí série měření. Již v této části byl aktivní EMG záznam pro možnost normalizace dat – určení parametru Peak. Měření probíhalo postupně na obou horních končetinách ve vzpřímeném stoji s testovanou horní končetinou připaženou a v pravém úhlu flexe v loketním kloubu. Pro možnost normalizace dat z musculus sternocleidomastoideus a musculus trapesius byl využit odporovaný předsun hlavy a odporovaná elevace ramenních pletenců ve vzpřímeném stoji s připaženými horními končetinami.

Obrázek 6

Uložení elektrod na šíji



Samotné EMG měření probíhalo ve třech sériích po pěti minutách. V první sérii probíhalo měření v nekorigovaném sedu s individuálním nastavením pracovního místa, dle preference probanda. Před příchodem každého probanda byla židle nastavena na nejnižší možnou výšku, stejně tak područky, dále byl stůl i monitor nastaven na nejmenší možnou výšku a klávesnice přisunuta k hraně stojanu monitoru. Proband byl následně instruován slovy: „Nastavte si vše podle vašich požadavků, například jako v práci nebo doma.“

Ve druhé sérii byl proband nastaven do korigované polohy s úpravou pracovního místa dle ergonomických standardů. Kdy byl nejdřív sledován pravý a vyšší úhel v kyčlích a kolenou při kontaktu celých chodidel s podložkou. Dalším parametrem byla výška stolu

nastavovaná podle výšky loktů volně svěřených paží. Výška monitoru byla nastavována dle úrovně očí v horizontu s pracovním řádkem, střed pracovního řádku byl nastaven do sagitální linie pracovníka. Klávesnice byla nastavena do středu s prsty uloženými na home row keys. Proband byl následovně instruován: „Pokuste se setrvat po dobu psaní napřímená/ný s chodidly na zemi.“

V průběhu měření měli probandi za úkol přepisovat text na klávesnici připojené k úhlovému trenažéru, kdy jejich pokynem bylo přepisovat so nejrychleji a s co nejnižším množstvím chyb. Korekce ve druhé sérii byla prováděna v pauze před začátkem měření. Délka pauzy nepřesahovala 3 minuty.

Obrázek 7

Výsledné nastavení v první fázi testu – Nekorigovaný sed



Statistické zpracování dat

V rámci statistického zpracování dat byla jako první provedena rektifikace (Převedení záporných hodnot na kladné se záměrem vytvoření absolutních hodnot naměřených amplitud.) a filtrace signálu v rozsahu 20-400 Hz. Dále byla provedena Maximal Voluntary Contraction Normalization (MVC-normalizace) dat s využitím záznamu z maximálního stisku a odporových testů.

Data první a páté výzkumné otázky byla následně podrobena neparametrickému Wilcoxonovu testu pro dva nezávislé výběry s korekcí kontinuity (Korekce kontinuity slouží, ke zvýšení přesnosti testu v případě, že je vzorek příliš malý.), tento test se využívá ke zjištění významného rozdílu mezi průměry dvou nezávislých skupin (Gibbons & Chakraborti, 2010).

Data druhé a třetí výzkumné otázky byla podrobena ANOVA testu, který se využívá k porovnání tří a více aritmetických průměrů, využívá se k určení, zda je mezi daty statisticky významný rozdíl (Field, 2013).

Z dat odpovídajících čtvrté výzkumné otázce byl vypočten Pearsonův korelační koeficient. Pearsonův korelační koeficient se využívá k určení vztahu mezi dvěma proměnnými s využitím aritmetického průměru a směrodatných odchylek (Pearson, 1895).

Pro statistické zpracování dat šesté hypotézy byl využit dvouvýběrový T-test.

VÝSLEDKY

Popisná statistika výzkumu, jehož výzkumný soubor byl 31 probandů, je podrobně rozepsán v Tabulce 1. Výsledky průměru EMG aktivity extensorů a flexorů rozdělené pro obě strany jsou udány v Tabulce 1, a dále doplněny o další prvky popisné statistiky. Průměrná aktivita extensoru levé horní končetiny v průběhu nekorigovaného sedu byla 5,53 (SD=4,38) a v průběhu korigovaného sedu 4,18 (SD=3,52). Průměrná aktivita flexoru levé horní končetiny v průběhu nekorigovaného sedu byla 2,17 (SD=1,82) a v průběhu korigovaného sedu 1,94 (SD=1,15).

Průměrná aktivita extensoru pravé horní končetiny v průběhu nekorigovaného sedu byla 7,92 (SD=4,53) a v průběhu korigovaného sedu 7,64 (SD=4,26). Průměrná aktivita flexoru pravé horní končetiny v průběhu nekorigovaného sedu byla 3,29 (SD=2,82) a v průběhu korigovaného sedu 3,38 (SD=2,68).

Průměrná aktivita m. trapesius levé strany šíje v průběhu nekorigovaného sedu byla 7,62 (SD=3,97) a v průběhu korigovaného sedu 7,26 (SD=3,93). Průměrná aktivita m. sternocleidomastoideus levé strany šíje v průběhu nekorigovaného sedu byla 1,78 (SD=1,36) a v průběhu korigovaného sedu 1,67 (SD=1,15).

Průměrná aktivita m. trapesius pravé strany šíje v průběhu nekorigovaného sedu byla 4,62 (SD=4,65) a v průběhu korigovaného sedu 3,28 (SD=3,62). Průměrná aktivita m. sternocleidomastoideus pravé strany v průběhu nekorigovaného sedu byla 1,9 (SD=1,8) a v průběhu korigovaného sedu 1,91 (SD=2,04).

Maximální stisk před měřením pro pravou ruku byl průměrně 36,92 kg (SD=10,73 kg), po testu pro stejnostrannou končetinu narostl průměr na 37,59 kg (SD=10,8 kg). Maximální stisk před měřením pro pravou ruku byl průměrně 36,20 kg (SD=11,70 kg), po testu pro stejnostrannou končetinu narostl průměr na 35,32 kg (SD=11,63 kg).

Maximální a minimální hodnoty jsou uvedeny v Tabulce 1, a vizualizovány v následujících grafech.

Průměrný počet napsaných slov za minutu byl v průběhu první fáze oběma skupinami je

Tabulka 1*Popisná statistika extensorů a flexorů*

parametry	n	mean	SD	med	min	max
bt_max_r	31	36.92	10.73	35.5	19.3	54.2
bt_max_l	31	36.2	11.7	31.9	20.3	58.1
at_max_r	31	37.59	10.8	37.1	18.1	55.1
at_max_l	31	35.32	11.63	33.9	17.2	57.2
t1_wpm	31	39.29	10.56	36	22	69
t2_wpm	31	39.9	11.86	37	21	73
t1le	31	5.53	4.38	5.11	0.07	17.66
t1lf	31	2.17	1.82	2.02	0.02	9.23
t1re	31	7.92	4.53	8.29	0	18.72
t1rf	31	3.29	2.82	1.97	0.04	11.86
t2le	31	4.18	3.52	3.92	0.03	12.36
t2lf	31	1.94	1.15	1.93	0.01	4.72
t2re	31	7.64	4.26	7.61	0	18.16
t2rf	31	3.38	2.68	2.64	0.03	11.23

Poznámka. n – počet proměnných; mean – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; med – medián; min – minimální hodnota; max – maximální hodnota; bt_max_r – maximální volní kontrakce (MVC) pravé ruky před testem; bt_max_l – MVC levé ruky před testem; at_max_r – MVC pravé ruky po testu; at_max_l – MVC levé ruky po testu; t1_wpm – words per minute (WPM) v první fázi; t2_wpm – WPM v druhé fázi; t1le – levý extensor v první fázi; t1lf – levý flexor v první fázi; t1re – pravý extensor v první fázi; t1rf – pravý flexor v první fázi; t2le – levý extensor v druhé fázi; t2lf – levý flexor v druhé fázi; t2re – pravý extensor v druhé fázi; t2rf – pravý flexor v druhé fázi.

Tabulka 2

Popisná statistika svalů šíje

parametry	n	mean	SD	med	min	max
t1lt	31	7.62	3.97	8.85	0.14	15.36
t1ls	31	1.78	1.36	1.5	0.01	5.92
t1rt	31	4.62	4.65	3.51	0.04	21.47
t1rs	31	1.9	1.8	1.66	0	7.97
t2lt	31	7.26	3.93	8.27	0.15	15.39
t2ls	31	1.67	1.15	1.55	0.01	5.75
t2rt	31	3.28	3.62	2.08	0.01	15.41
t2rs	31	1.91	2.04	1.37	0	9.91

Poznámka. n – počet proměnných; mean – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; med – medián; min – minimální hodnota; max – maximální hodnota; t1lt – levý m. trapezius v první fázi; t1ls – levý m. sternocleidomastoideus v první fázi; t1rt – pravý m. trapezius v první fázi; t1rs – pravý m. sternocleidomastoideus v první fázi; t2lt – levý m. trapezius v druhé fázi; t2ls – levý m. sternocleidomastoideus v druhé fázi; t2rt – pravý m. trapezius v druhé fázi; t2rs – pravý m. sternocleidomastoideus v druhé fázi.

První výzkumná otázka

VO1: Je rozdíl mezi EMG aktivitou svalu v nekorigovaném sedě a korigovaném sedě?

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu A (administrativní pracovníci) extensory levé horní končetiny je $p=0,1655$. Znamená to tedy, že mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=579,5$.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu A flexory levé horní končetiny je $p=0,9551$. Znamená to tedy, že mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=485$.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu B (kontrolní skupina) extensory pravé horní končetiny je $p=0,8548$. Znamená to tedy, že mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=494$.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu B flexory pravé horní končetiny je $p=0,6172$. Znamená to tedy, že mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=444,5$.

Ani u jednoho ze svalů předloktí ani u jedné skupiny tedy nebyl zaznamenán efekt korekce.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu A m. trapesius levé strany šíje je $p=0,6574$. Znamená to tedy, že mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=512,5$.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu A m. sternocleidomastoideus levé strany šíje je $p=0,9831$. Znamená to tedy, že a mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=482,5$.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu B m. trapesius pravé strany šíje je $p=0,09665$. Znamená to tedy, že mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=599$.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro skupinu B m. sternocleidomastoideus strany šíje strany šíje je $p=0,8053$. Znamená to tedy, že mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=498,5$.

Ani u jednoho ze svalů šíje a ani u jedné skupiny tedy nebyl zaznamenán efekt korekce.

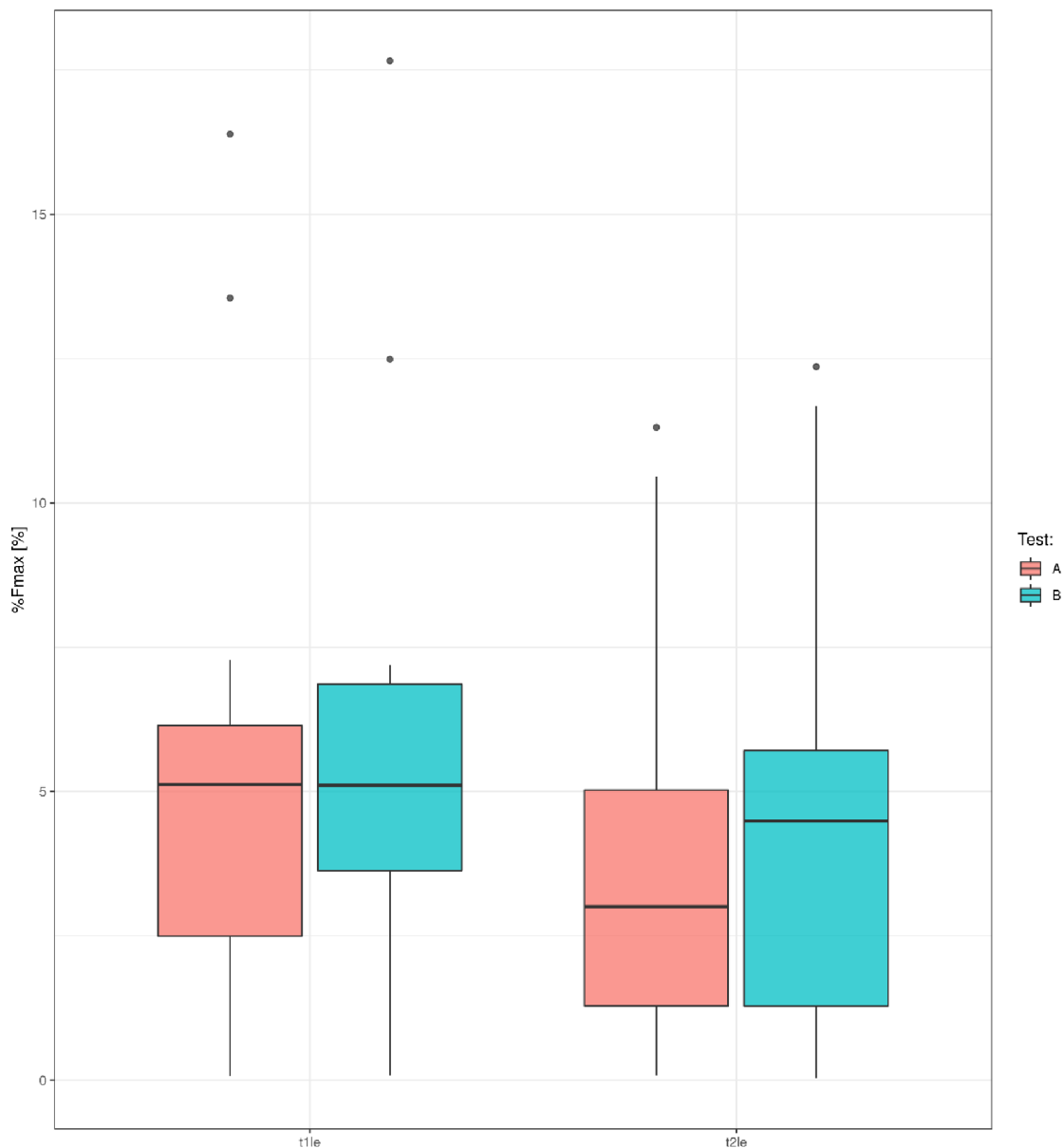
Druhá výzkumná otázka

VO2: Je rozdíl mezi EMG aktivitou svalu v nekorigovaném sedě a korigovaném sedě u administrativních pracovníků, oproti kontrolní skupině?

Výsledkem ANOVA testu pro extensor levé ruky bylo zjištění, že $p=0,191$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 8.

Obrázek 8

Svícnový graf EMG aktivity extensorů levé ruky administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi

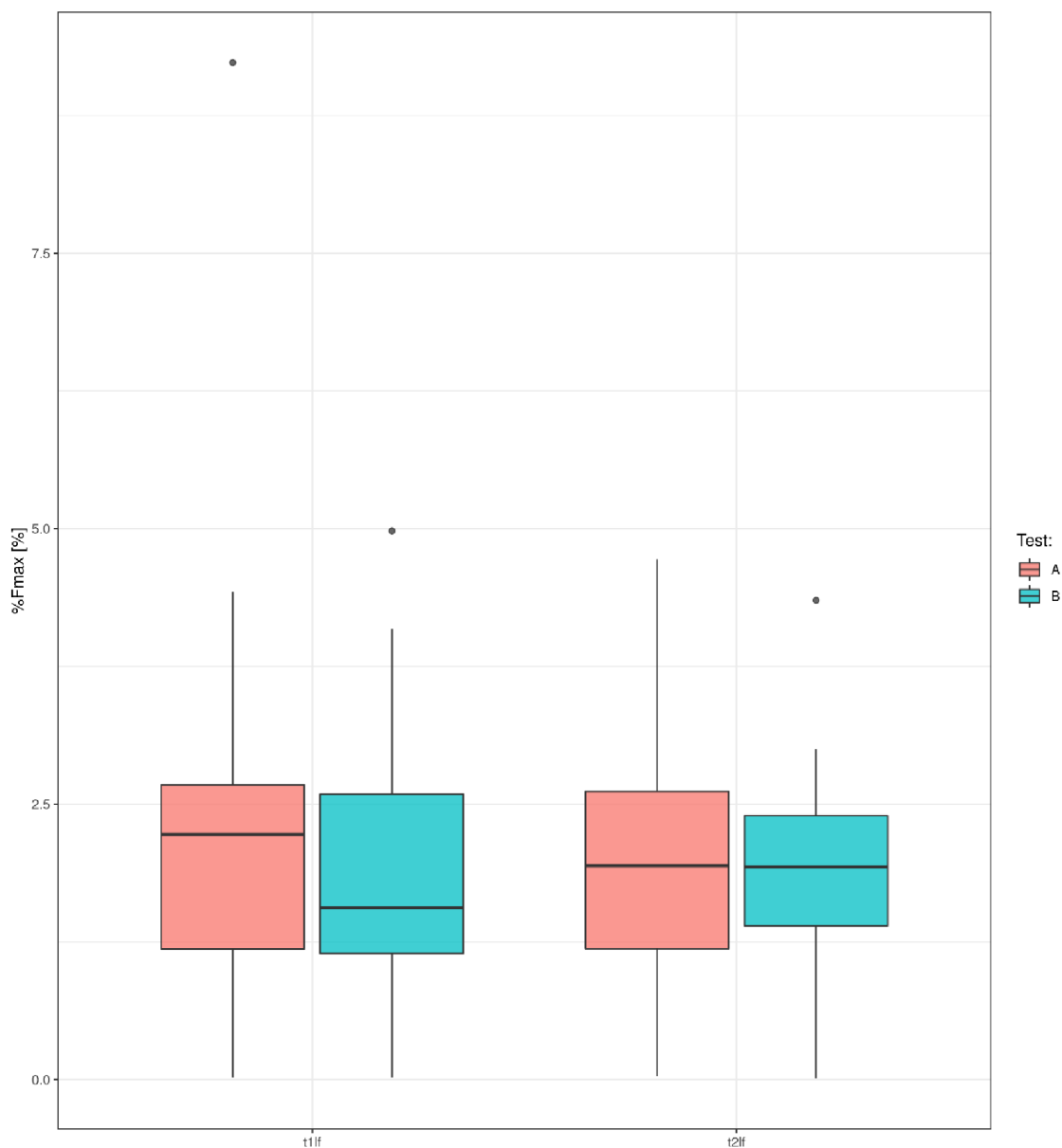


Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; t1lf – levý flexor v první fázi; t2le – levý extensor v druhé fázi.

Výsledkem ANOVA testu pro flexor levé ruky bylo zjištění, že $p=0,553$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 9.

Obrázek 9

Svícnový graf EMG aktivity flexorů levé ruky administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi

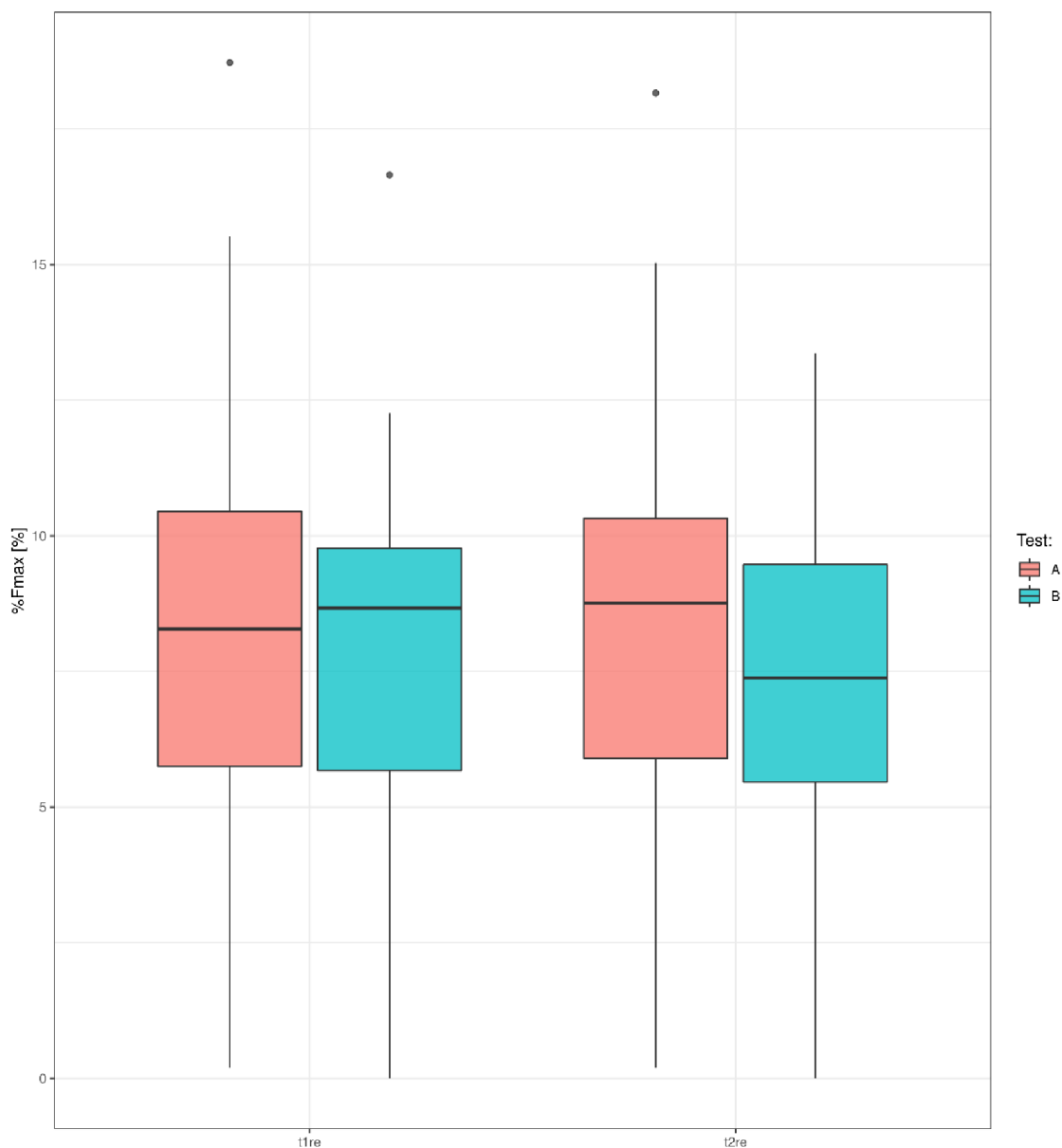


Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; t1lf – levý flexor v první fázi; t2lf – levý flexor v druhé fázi.

Výsledkem ANOVA testu pro extensor pravé ruky bylo zjištění, že $p=0,807$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 10.

Obrázek 10

Svícnový graf EMG aktivity extenzorů pravé ruky administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi

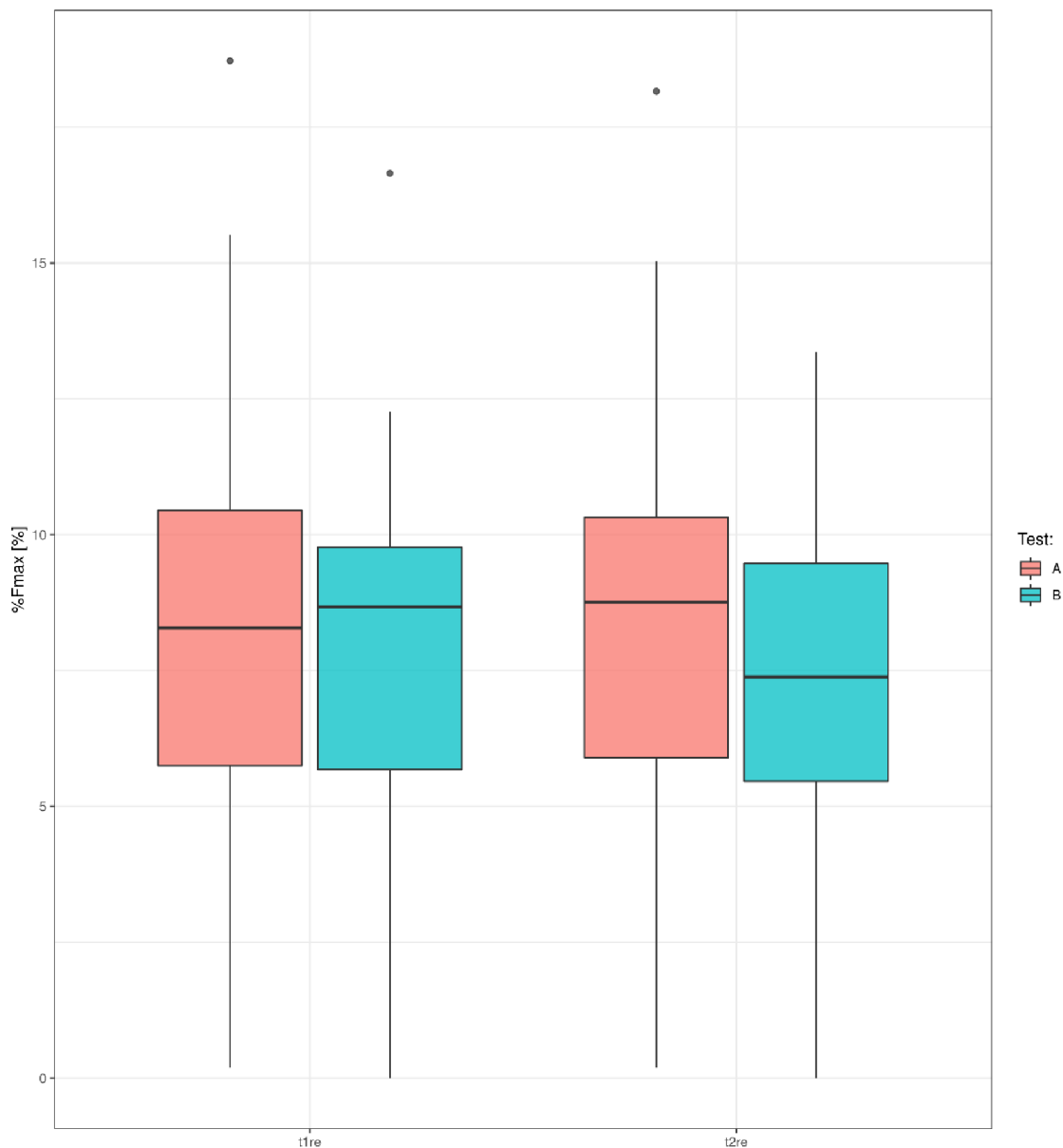


Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG; t1re – pravý extensor v první fázi; t2re – pravý extensor v druhé fázi.

Výsledkem ANOVA testu pro flexor pravé ruky bylo zjištění, že $p=0,901$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 11.

Obrázek 11

Svícnový graf EMG aktivity flexorů pravé ruky administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi

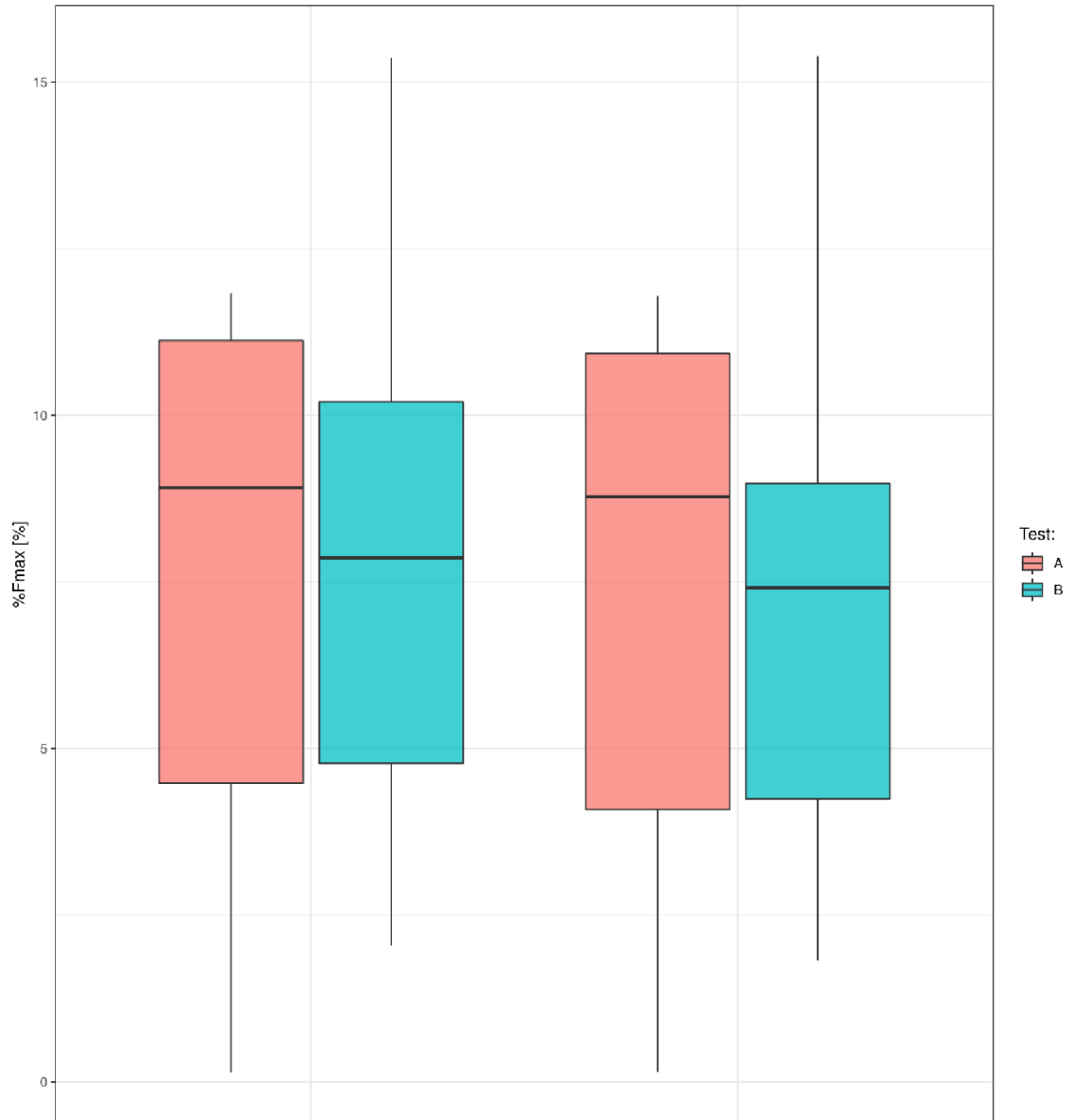


Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; vlevo – levý m. trapezius v první fázi; vpravo – levý m. trapezius v druhé fázi.

Výsledkem ANOVA testu pro m. trapezius levé strany šije bylo zjištění, že $p=0,720$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 12.

Obrázek 12

Svícnový graf EMG aktivity m. trapezius levé strany šíje administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi

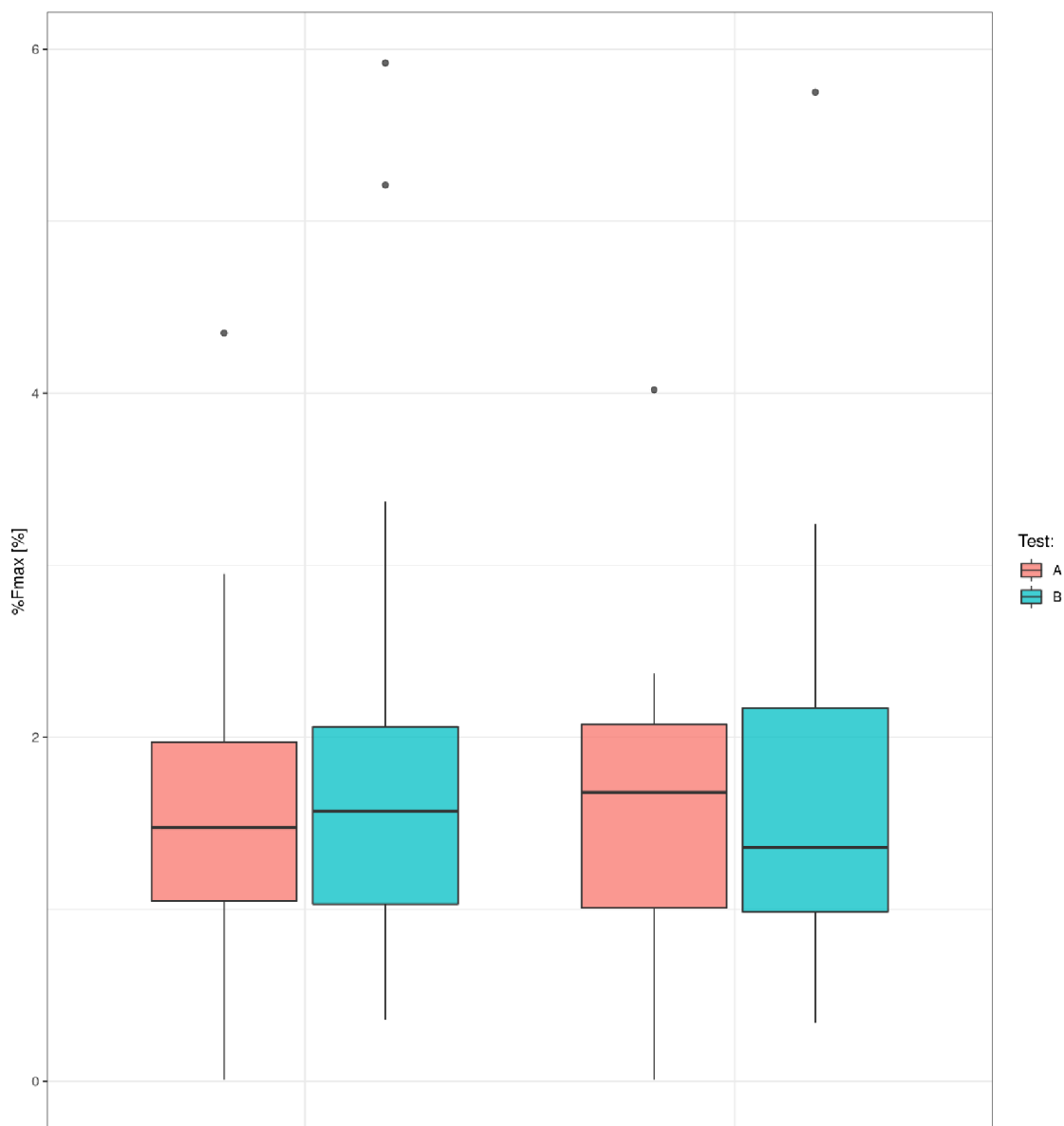


Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; vlevo – levý m. trapezius v první fázi; vpravo – levý m. trapezius v druhé fázi.

Výsledkem ANOVA testu pro m. sternocleidomastoideus levé strany šíje bylo zjištění, že $p=0,733$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 13.

Obrázek 13

Svícnový graf EMG aktivity m. sternocleidomastoideus levé strany šije administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi

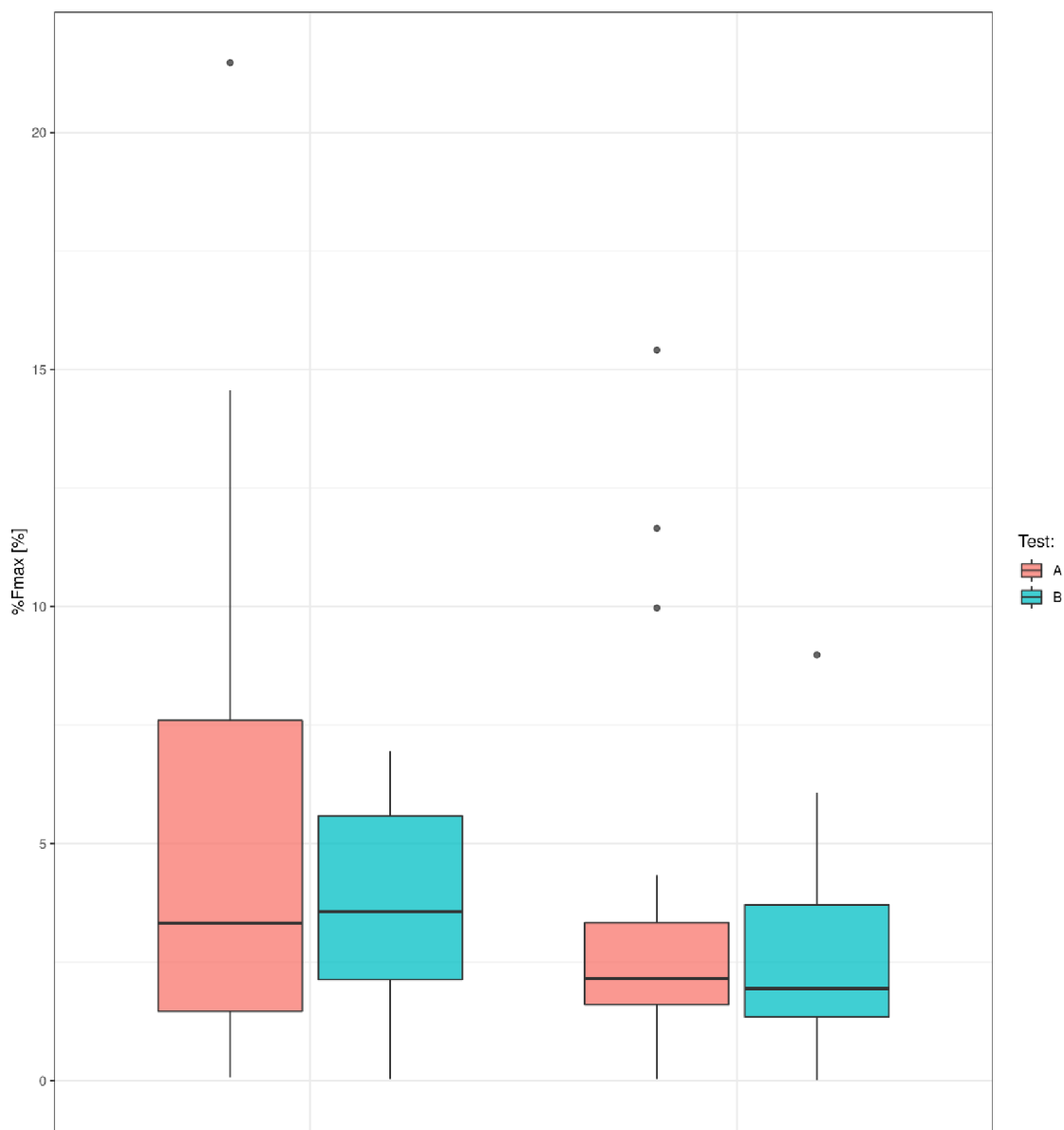


Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; vlevo – levý m. sternocleidomastoideus v první fázi; vpravo – levý m. sternocleidomastoideus v druhé fázi.

Výsledkem ANOVA testu pro extensor pravé ruky bylo zjištění, že $p=0,212$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 14.

Obrázek 14

Svícnový graf EMG aktivity m. trapezius pravé strany šíje administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi

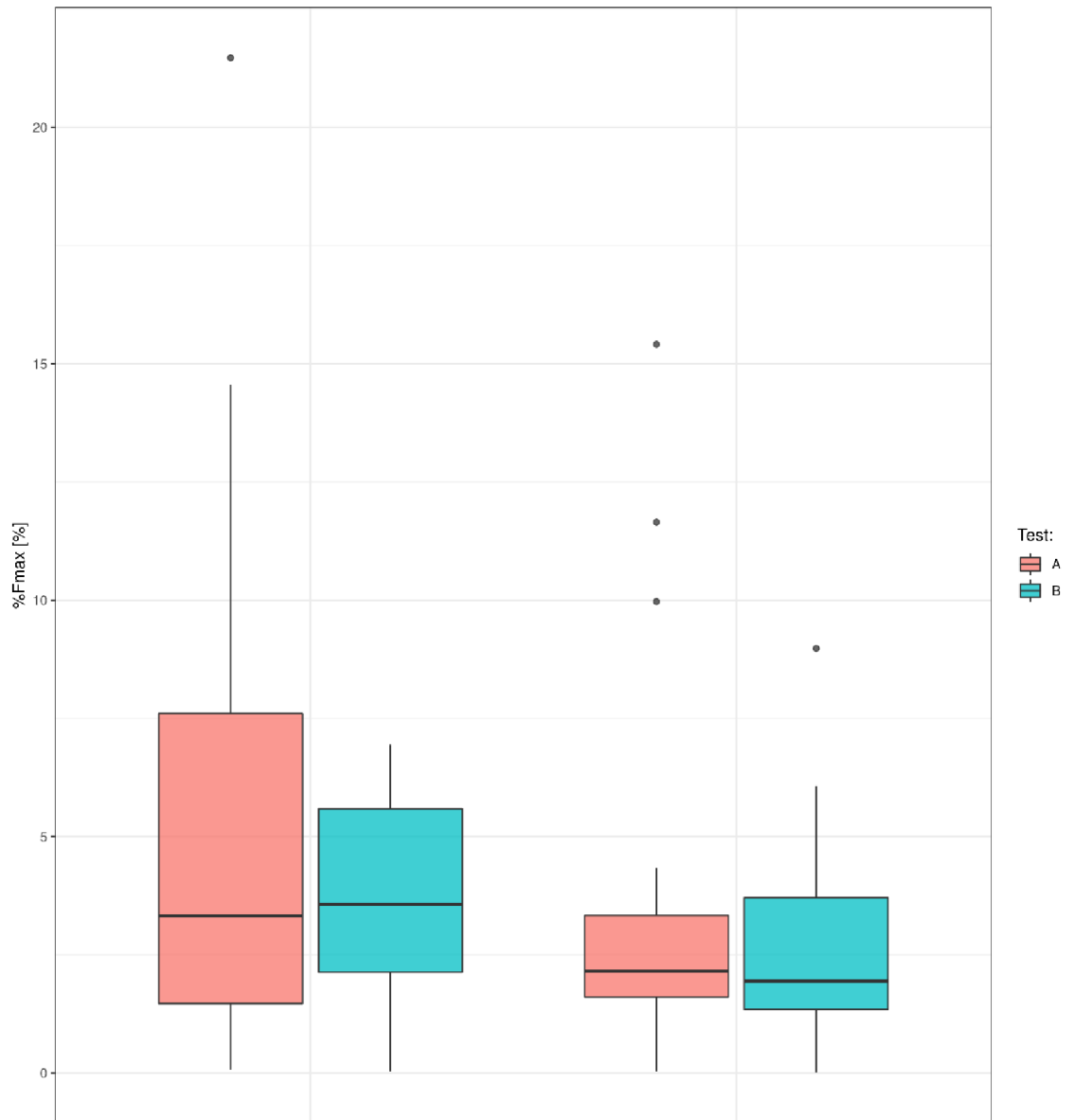


Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; vlevo – levý m. sternocleidomastoideus v první fázi; vpravo – levý m. sternocleidomastoideus v druhé fázi.

Výsledkem ANOVA testu pro m. sternocleidomastorideus pravé strany šíje bylo zjištění, že $p=0,999$, není rozdíl EMG aktivity mezi skupinou administrativních pracovníků a kontrolní skupinou. Znázorněno na Obrázku 15.

Obrázek 15

Svícnový graf EMG aktivity m. sternocleidomastorideus pravé strany šíje administrativních pracovníků a kontrolní skupiny v první a druhé fázi.



Poznámka. A – administrativní pracovníci; B – kontrolní skupina; %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; vlevo – pravý m. sternocleidomastoideus v první fázi; vpravo – pravý m. sternocleidomastoideus v druhé fázi.

Třetí výzkumná otázka

VO3: Je rozdíl mezi počtem napsaných slov a EMG aktivitou jednotlivých svalů mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou?

Pro svaly předloktí bylo výsledkem ANOVA testu pro extensor levé ruky zjištění, že $p=0,757$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Výsledkem ANOVA testu pro flexor levé ruky bylo zjištění, že $p=0,618$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Výsledkem ANOVA testu pro extensor pravé ruky bylo zjištění, že $p=0,543$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Výsledkem ANOVA testu pro flexor pravé ruky bylo zjištění, že $p=0,875$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Pro svaly šíje bylo výsledkem ANOVA testu pro m. trapezius levé strany šíje zjištění, že $p=0,250$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Výsledkem ANOVA testu pro m. sternocleidomastoideus levé strany šíje bylo zjištění, že $p=0,548$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Výsledkem ANOVA testu pro m. trapezius pravé strany bylo zjištění, že $p=0,179$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Výsledkem ANOVA testu pro m. sternocleidomastoideus pravé strany šíje bylo zjištění, že $p=0,694$, není vztah EMG aktivity a WPM mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Znamená to tedy, že nebyl zaznamenán vztah EMG aktivity svalů a rychlosti psaní v závislosti na skupinu.

Čtvrtá výzkumná otázka

VO4: Má vliv průměrná síla stisku na EMG aktivitu?

Průměrná síla stisku jednotlivých probandů a jejich EMG aktivita měla dle Pearsonova korelačního koeficientu vztah v obou fázích u extensoru pravé ruky. Hodnota korelačního koeficientu odpovídala $p=0,0004152$ v první fázi a $p=0,001606$ v druhé fázi testu.

Průměrná síla stisku jednotlivých probandů a jejich EMG aktivita měla dle Pearsonova korelačního koeficientu vztah pouze v první fázi i flexoru pravé ruky, která odpovídala hodnotě $p=0,04016$. P-hodnota odpovídající flexoru pravé ruky přesahuje hladinu významnosti a $p=0,06947$. Ostatní svaly přesahují hladinu významnosti $\alpha = 0,05$ v obou fázích testu a jejich hodnoty jsou znázorněny v Tabulce 3.

Tabulka 3

Pearsonův korelační koeficient pro vztah průměrné síly a EMG aktivity svalů předloktí

Svaly	p
t1le	0.4077
t1lf	0.05299
t1re	0,04016
t1rf	0,0004152
t2le	0.5976
t2lf	0.1058
t2re	0.06947
t2rf	0,001606

Poznámka. t1lf – levý flexor v první fázi; t1re – pravý extensor v první fázi; t1rf – pravý flexor v první fázi; t2le – levý extensor v druhé fázi; t2lf – levý flexor v druhé fázi; t2re – pravý extensor v druhé fázi; t2rf – pravý flexor v druhé fázi.

Průměrná síla stisku jednotlivých probandů a jejich EMG aktivita měla dle Pearsonova korelačního koeficientu vztah v obou fázích testu pouze na levé straně šíje, která odpovídala hodnotě $p=0,0002853$ v první fázi a $p=0,0008468$ pro m. trapesius. P-hodnota odpovídající m. sternocleidomastoideus byla pro první fázi $p=0,004607$ a pro druhou fázi $p=0,005421$

Ostatní svaly přesahují hladinu významnosti $\alpha = 0,05$ v obou fázích testu a jejich hodnoty jsou znázorněny v Tabulce 4

Tabulka 4

Pearsonův korelační koeficient pro vztah průměrné síly a EMG aktivity svalů šíje

Svaly	p
t1lt	0,0002853
t1ls	0,004607
t1rt	0,2962
t1rs	0,1415
t2lt	0.0008468
t2ls	0.005421
t2rt	0.2854
t2rs	0,3224

Poznámka. t1lt – levý m. trapesius v první fázi; t1ls – levý m. sternocleidomastoideus v první fázi; t1rt – pravý m. trapesius v první fázi; t1rs – pravý m. sternocleidomastoideus v první fázi; t2lt – levý m. trapesius v druhé fázi; t2ls – levý m. sternocleidomastoideus v druhé fázi; t2rt – pravý m. trapesius v druhé fázi; t2rs – pravý m. sternocleidomastoideus v druhé fázi.

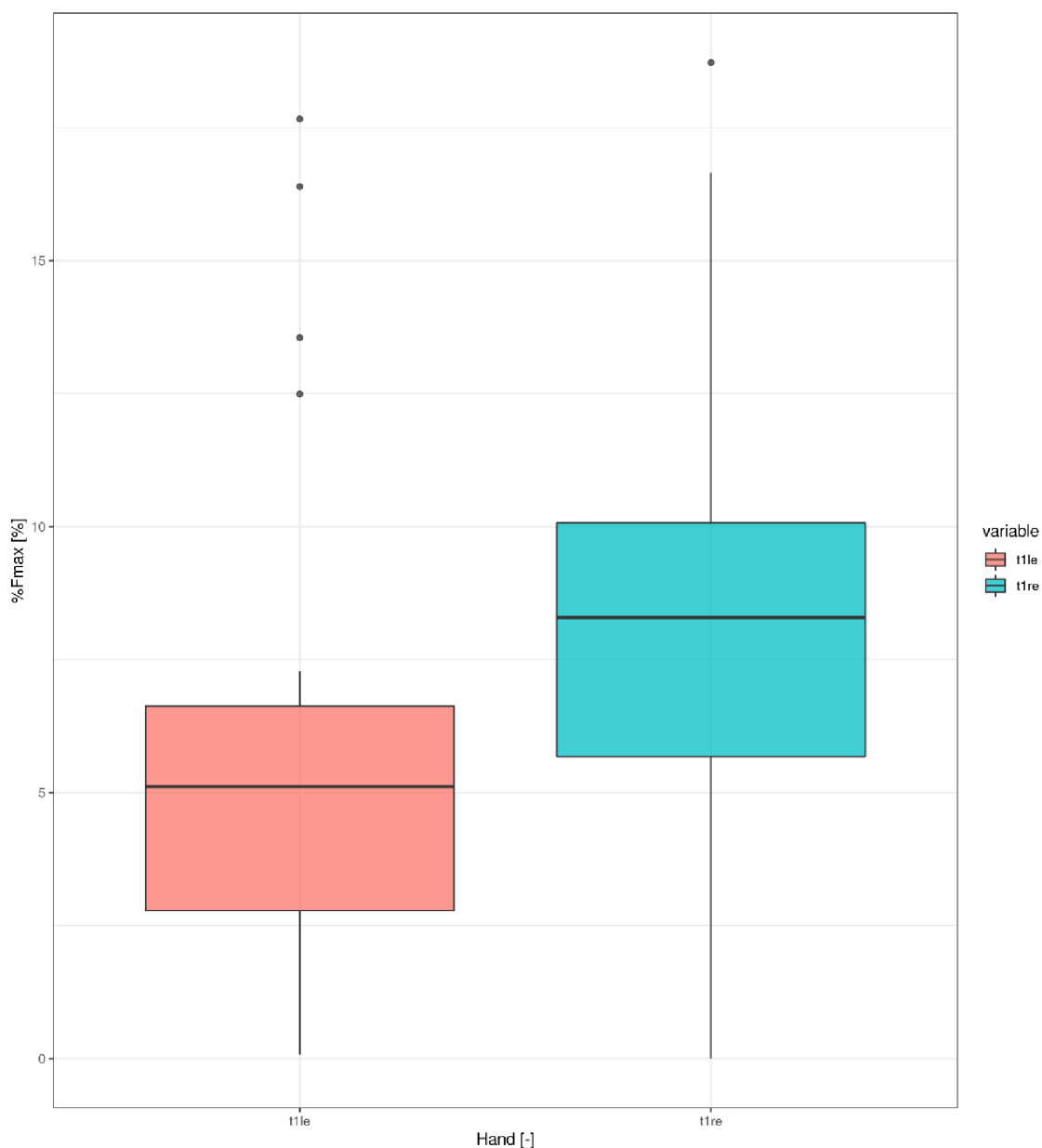
Pátá výzkumná otázka

VO5: Je rozdíl mezi pravou a levou horní končetinou?

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro extensory levé a pravé ruky v první fázi testu je $p=0,01061$. Znamená to tedy, že nulová hypotéza neplatí a mezi těmito soubory je rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=298,5$. Znázorněno na Obrázku 16.

Obrázek 16

Svícnový graf EMG aktivity extenzorů levé a pravé ruky v první fázi testu

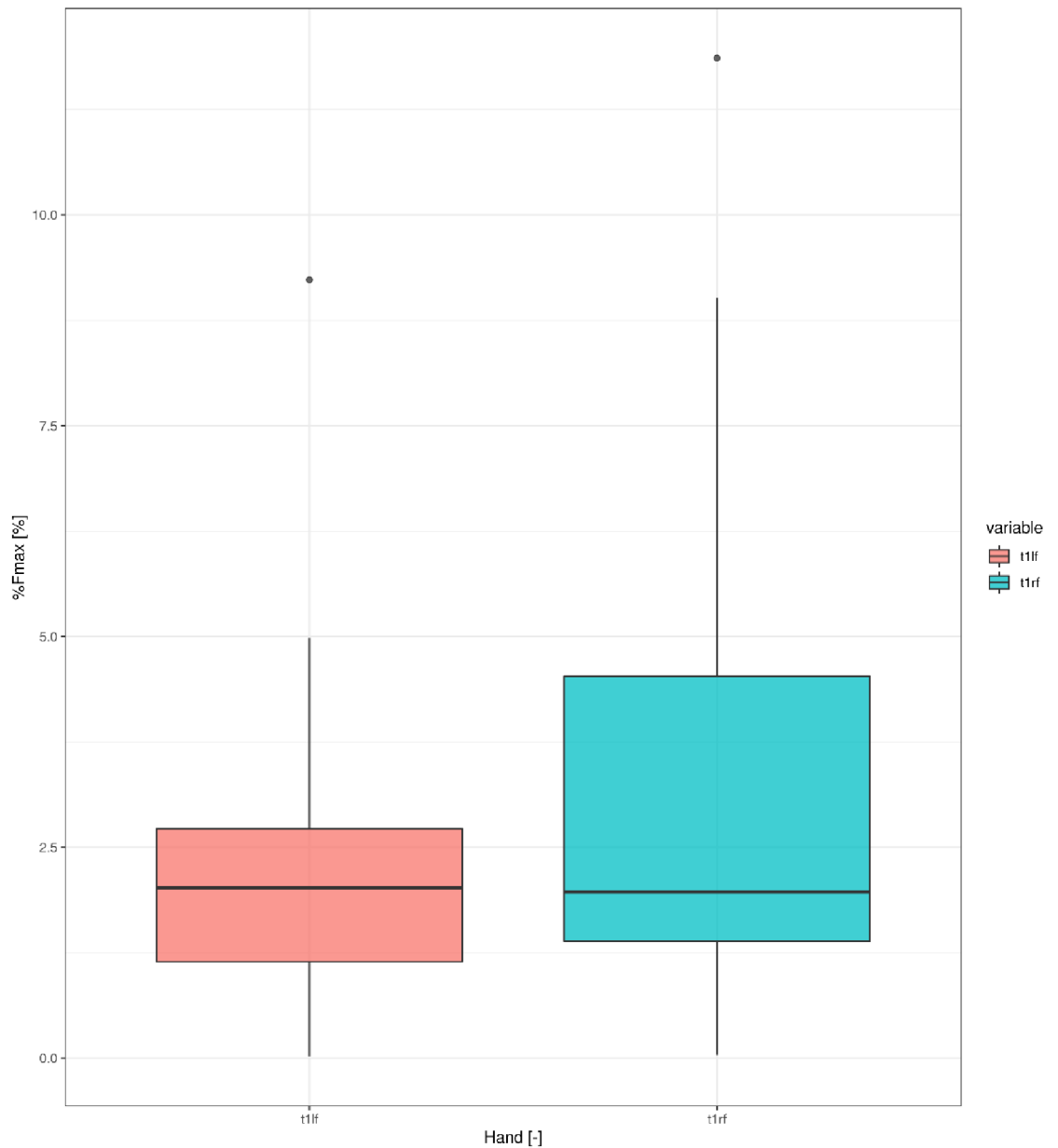


Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; t1le – levý extensor v první fázi; t1re – pravý extensor v první fázi.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro flexory levé a pravé ruky v první fázi testu je $p=0.1393$. Znamená to tedy, že platí nulová hypotéza a mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=375$. Znázorněno na Obrázku 17.

Obrázek 17

Svícnový graf EMG aktivity flexorů levé a pravé ruky v první fázi testu

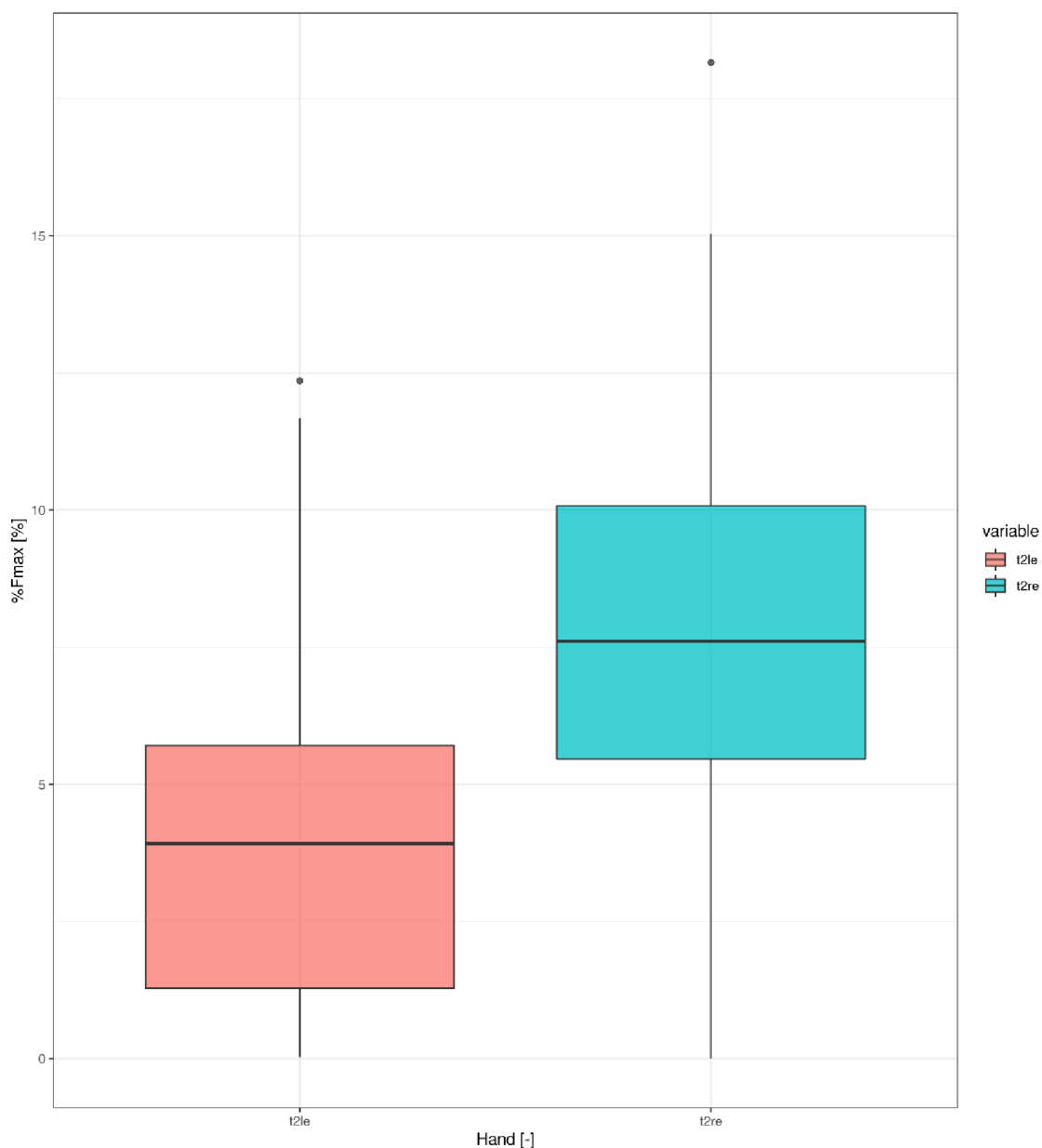


Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; t1lf – levý extensor v první fázi; t1rf – pravý extensor v první fázi.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro extensory levé a pravé ruky v druhé fázi testu je $p=0,001122$. Znamená to tedy, že nulová hypotéza neplatí a mezi těmito soubory je rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=253$. Znázorněno na Obrázku 18.

Obrázek 18

Svícnový graf EMG aktivity extenzorů levé a pravé ruky ve druhé fázi testu



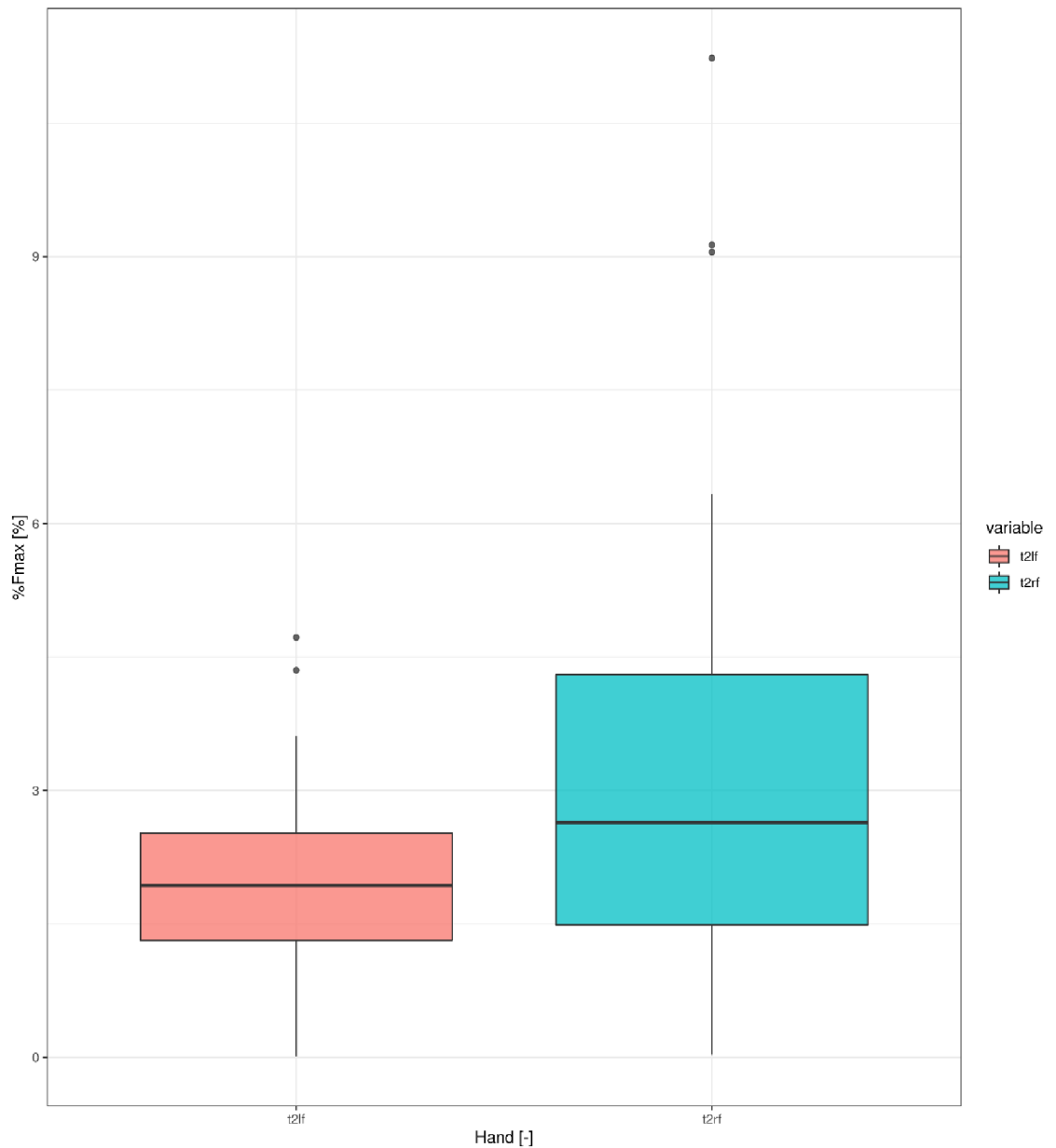
Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; t2le – levý extensor ve druhé fázi; t1re – pravý extensor ve druhé fázi.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro flexory pravé a levé ruky v druhé fázi testu je $p=0.02659$. Znamená to tedy, že nulová hypotéza neplatí a mezi těmito soubory je rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=322,5$. Znázorněno na Obrázku 19.

Znamená to tedy, že byl rozdíl mezi EMG aktivitou pravé a levé horní končetinou ve tří variantách mimo flexory v první fázi testu.

Obrázek 19

Svícnový graf EMG aktivity flexorů levé a pravé ruky ve druhé fázi testu

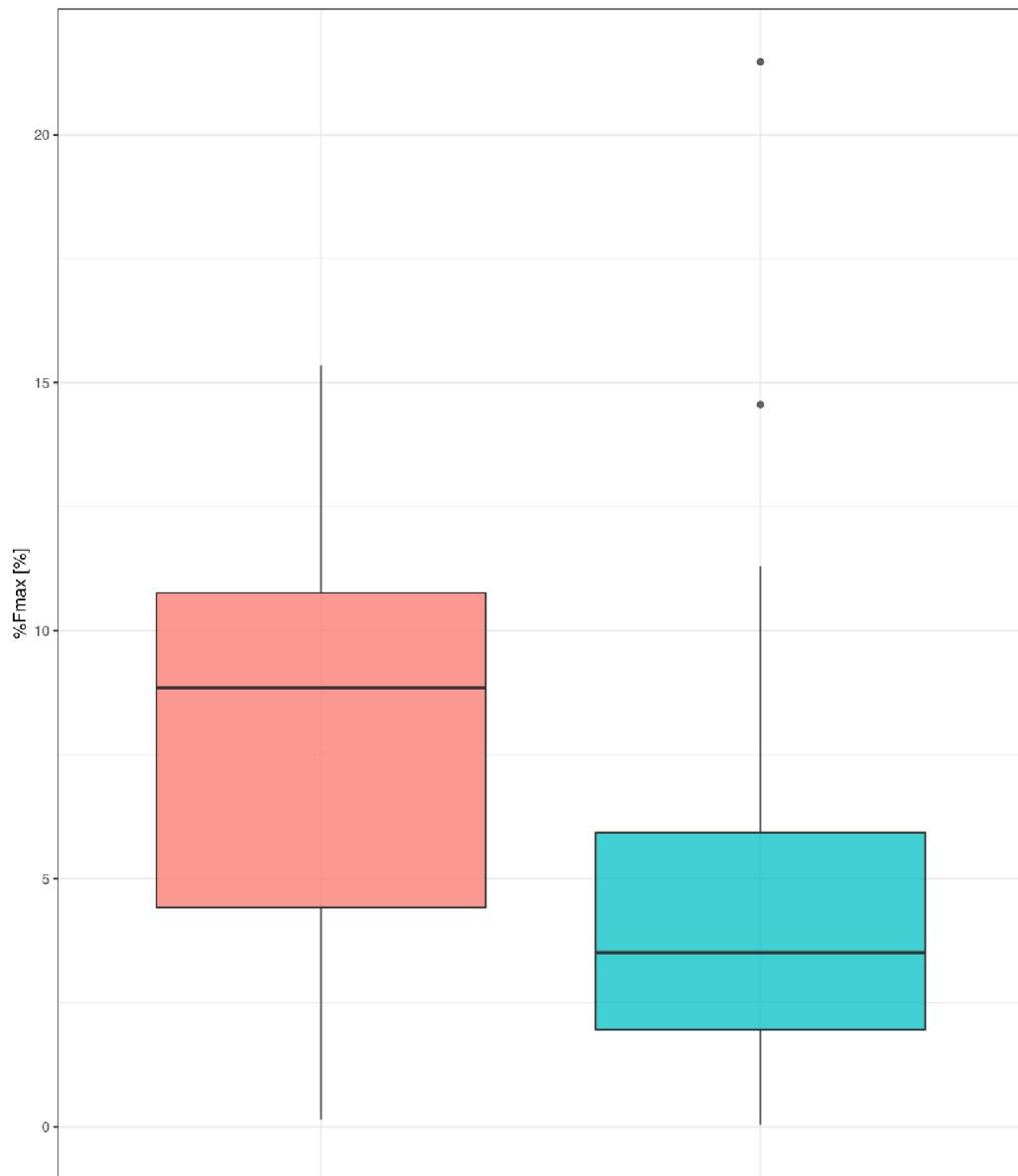


Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; t2lf – levý extensor ve druhé fázi; t2rf – pravý extensor ve druhé fázi.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro m. trapesius levé a pravé strany šije v první fázi testu je $p=0,001574$. Znamená to tedy, že nulová hypotéza neplatí a mezi těmito soubory je rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=705,5$. Znárodně na Obrázku 20.

Obrázek 20

Svícnový graf EMG aktivity *m. trapezius* levé a pravé strany šíje v první fázi testu

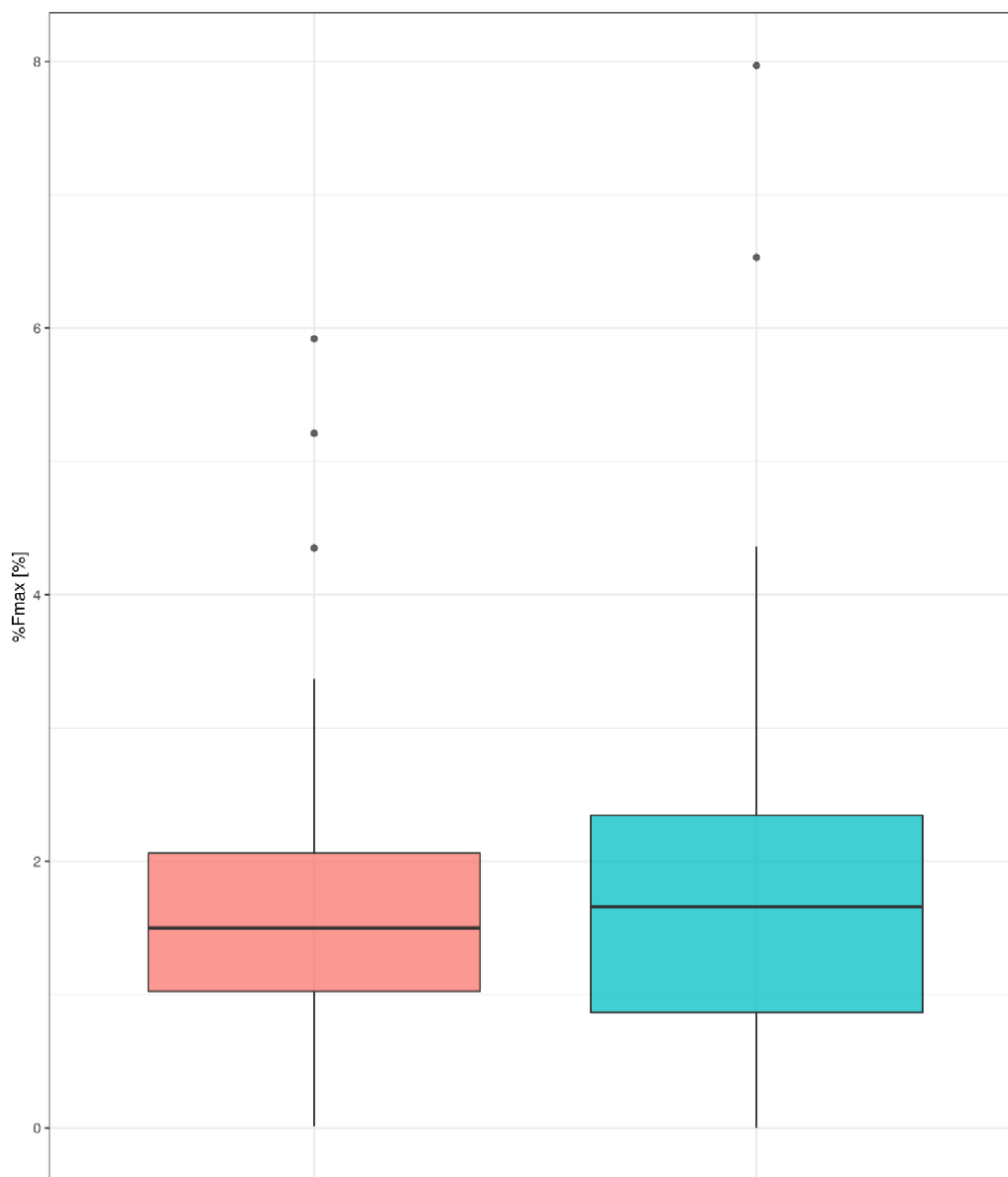


Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; červená – levá; modrá – vpravo.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro *m. sternocleidomastoideus* levé a pravé strany šíje v první fázi testu je $p=0,9495$. Znamená to tedy, že platí nulová hypotéza a mezi těmito soubory není rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=475,5$. Znárodně na Obrázku 21.

Obrázek 21

Svícnový graf EMG aktivity *m. sternocleidomastoideus* levé a pravé strany šíje v první fázi testu

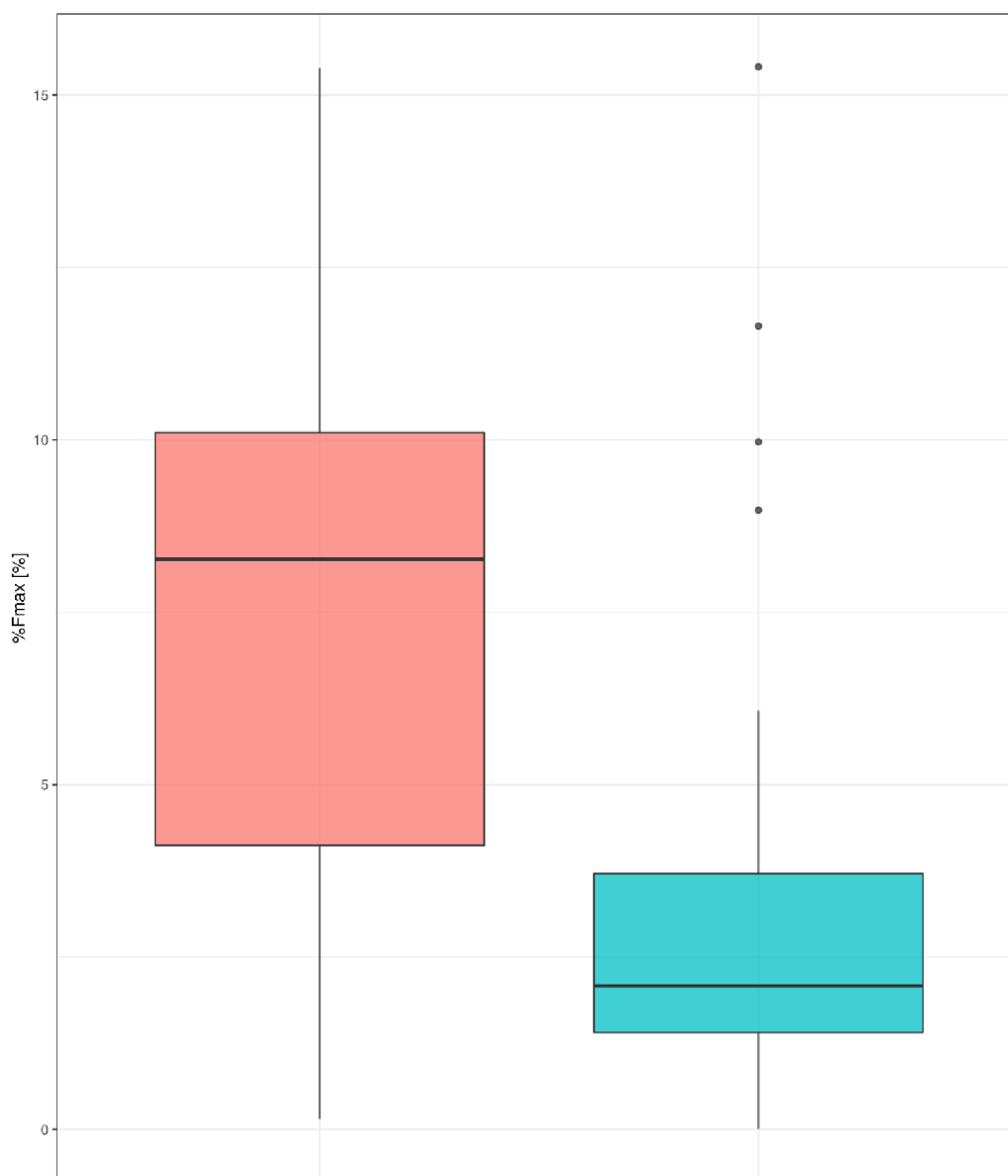


Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; červená – levá; modrá – vpravo.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro *m. trapezius* levé a pravé strany šíje v druhé fázi testu je $p=0,0001284$. Znamená to tedy, že nulová hypotéza neplatí a mezi těmito soubory je rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=753$. Znáznorněno na Obrázku 22.

Obrázek 22

Svícnový graf EMG aktivity m. trapezius levé a pravé strany šíje ve druhé fázi testu



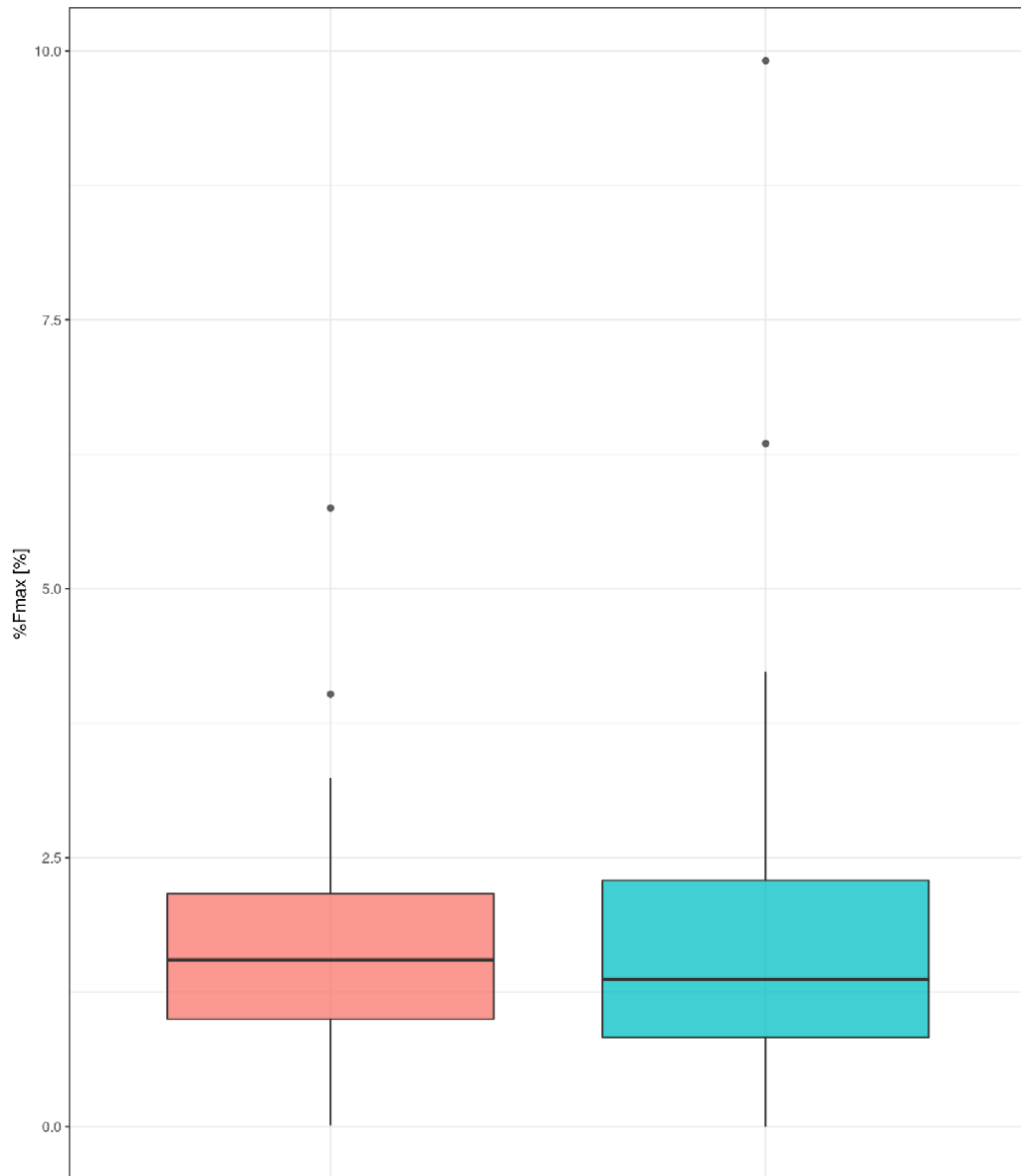
Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; červená – levá; modrá – vpravo.

Výsledkem Wilcoxonova testu s korekcí kontinuity pro m. sternocleidomastoideus pravé a levé strany šíje v druhé fázi testu je $p=0.7999$. Znamená to tedy, že nulová hypotéza neplatí a mezi těmito soubory je rozdíl. Pro doplnění hodnota $W=499$. Znázorněno na Obrázku 23.

Znamená to tedy, že byl rozdíl mezi EMG aktivitou v obou fázích pouze mezi m. trapezius.

Obrázek 23

Svícnový graf EMG aktivity m. sternocleidomastoideus levé a pravé strany šíje ve druhé fázi testu



Poznámka. %Fmax – procento z maximální EMG aktivity; červená – levá; modrá – vpravo.

Šestá výzkumná otázka

VO6: Je rozdíl mezi diskomfortem administrativních pracovníků oproti kontrolní skupině?

Hodnoty subjektivního hodnocení diskomfortu je znázorněno v Tabulkách 5 a 6, z hodnot jednotlivých probandů je v posledním sloupci vypočítána střední nenulová

hodnota, data jsou vizuálně znázorněna v Obrázku 24. Z těchto hodnot byl následně vypočítán korelační koeficient $p=0,04894$, nulová hypotéza tedy není platná.

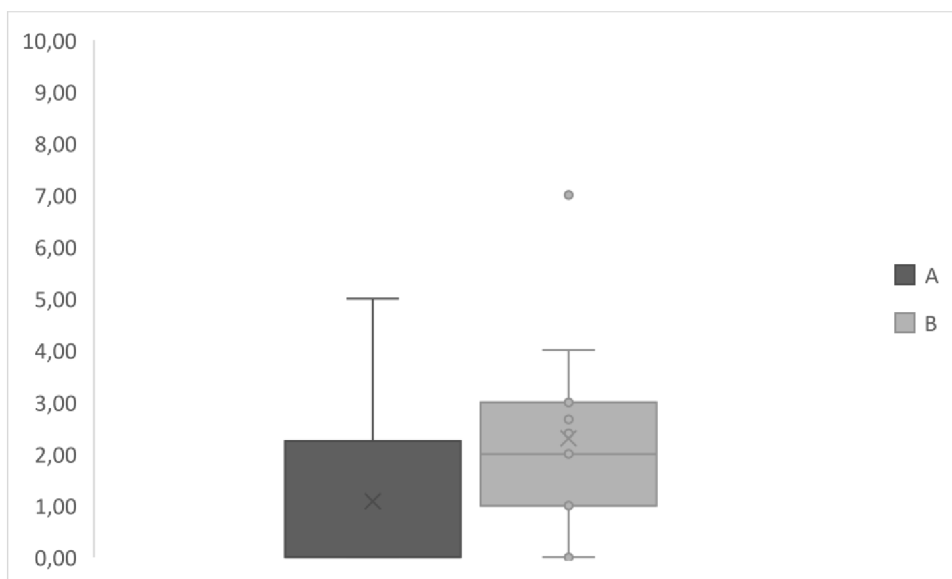
Tabulka 5

Subjektivní hodnocení diskomfortu s užitím BPDAC – Administrativní pracovníci

Proband	Hlava a šíje	Ramena	Horní část zad	Paže a ruce	Bedra	Hýždě	Stehna	Kolena	Kotníka a nohy	Střední nenulová hodnota
A1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A2	1	1	1	0	0	0	1	0	0	1,00
A3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A4	3	0	0	0	0	0	0	0	0	3,00
A5	0	2	0	1	5	0	0	0	0	2,67
A6	0	4	5	2	0	0	0	0	0	3,67
A7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A9	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1,00
A10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A11	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A12	0	1	0	1	0	0	1	1	1	1,00
A13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A14	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
A15	0	0	0	5	0	0	0	0	0	5,00
A16	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00

Obrázek 24

Svícnový graf středních hodnot hodnocení diskomfortu s užitím BPDAC

**Tabulka 6**

Subjektivní hodnocení diskomfortu s užitím BPDAC – Kontrolní skupina

Proband	Hlava a šíje	Ramena	Horní část zad	Paže a ruce	Bedra	Hýždě	Stehna	Kolena	Kotníka a nohy	Střední nenulová hodnota
B1	7	0	0	0	0	0	0	0	0	7,00
B2	0	1	0	6	0	0	0	0	1	2,67
B3	0	0	3	1	0	0	0	0	0	2,00
B4	0	0	0	0	0	0	0	0	3	3,00
B5	2	0	0	0	2	0	0	0	0	2,00
B6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
B7	2	0	0	3	0	0	0	0	0	2,50
B8	0	0	0	3	0	0	0	0	0	3,00
B9	0	1	0	1	3	3	0	4	0	2,40
B10	2	0	0	7	0	0	3	0	0	4,00
B11	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1,00
B12	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1,00
B13	0	0	0	0	0	0	0	0	2	2,00
B14	0	0	0	0	2	0	0	0	0	2,00
B15	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00

DISKUSE

První výzkumná otázka

Odpovědí na první výzkumnou otázku je, že není rozdíl mezi EMG aktivitou extenzorů, flexorů ani odpovídajícími svaly šije v nekorigovaném a korigovaném sedu. Tyto výsledky se však výrazně neliší od jiných studií s podobnou metodikou výzkumu. Jednou z takových studií je (Christensen et al., 2023), která nenalezla statisticky významný rozdíl mezi čtyřmi pozicemi, a to po trojnásobnou délku testování v jedné fázi oproti tomuto výzkumu.

Tento výsledek může mít mnoho vysvětlení, prvním je teorie, že neexistuje žádná dokonalá pozice sedu, a tedy je podstatné různé pozice variabilně střídat, jak zmiňuje Christensen et al. (2023). Je tedy potřeba zamyslet se nad faktorem organizace práce a využívat režim – práce a odpočinku, kdy odpočinek může být ve formě častějších krátkých přestávek v rámci pár minut nebo delších, okolo 15 minut pro zvýšení variability práce a udržení koncentrace a efektivity (Shrestha et al., 2020). Dlouhé periody sedu v rámci studie Baker et al. (2018) nejsou doporučovány s jasnou hranicí v oblasti 120 minut sedu, kdy dochází k exponenciálnímu nárůstu diskomfortu a kognitivním symptomům – v rámci tohoto výzkumu koreloval diskomfort s únavou musculus obliquus externus abdominis pozorované jako nárůst amplitudy nebo snížení mediánu frekvence EMG signálu.

Dalším možným vysvětlením je adaptace na habituální posturu sedu, která byla v rámci korekce narušena, a proto i když by ergonomické korigované nastavení sedu mohlo být energeticky méně náročné, tak k udržení takové neobvyklé postury vyžadovalo vyšší úroveň aktivity muskuloskeletálního systému.

Druhá a šestá výzkumná otázka

V rámci druhé výzkumné otázky se neprokázal rozdíl EMG aktivity mezi korigovaným a nekorigovaným sedem u administrativních pracovníků oproti kontrolní skupině. Však v rámci šesté výzkumné otázky byl prokázán statisticky významný rozdíl ve výskytu diskomfortu mezi skupinami. Zde tedy vidíme opět příklad obtížnosti objektivního zhodnocení bolesti a diskomfortu, které jsou samy o sobě subjektivními vjemy.

Dle výsledků první a druhé výzkumné otázky je třeba zamyslet se nad způsobem ověřování efektu ergonomické intervence a je třeba netestovat jednorázovou korekci mezi různými skupinami, nýbrž převést strukturu studie na sledování efektu ergonomické

intervence v čase. Jednorázová korekce se totiž v rámci několika studií nijak neprojevila na záznamech EMG aktivity, nebo byly výsledky velmi rozporuplné (Christensen et al., 2023; Korakakis et al., 2021; Palsson et al., 2019).

Třetí a čtvrtá výzkumná otázka

Podle výsledků statistického zpracování dat třetí hypotézy není rozdíl mezi aktivitou svalů a počtem napsaných slov mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou.

Zde tedy neplatí předpoklad, že administrativní pracovníci budou schopni, díky adaptaci na specifickou činnost, pracovat při nižší úrovni EMG aktivity (Amarantini & Bru, 2015; Häkkinen et al., 2000).

Výsledky čtvrté hypotézy nebyly zcela konzistentní, zatímco u svalů předloktí to byla pravá strana, u svalů šije to byla levá strana. Znamená to tedy, že s vyšší silou stisku, jakožto parametrem určujícím úroveň tělesné zdatnosti (Petersen et al., 2021), je EMG aktivita nepřímo úměrná, tedy nižší.

Znamená to tedy, že lepším předpokladem schopnosti pracovat s nižší EMG aktivitou je celková tělesná zdatnost oproti adaptaci na specifickou aktivitu. V dnešní době si však musíme položit racionální otázku, zda existuje nějaká část populace, která není vystavena práci s klávesnicí a můžeme ji tedy považovat za validní kontrolní skupinu.

Pátá výzkumná otázka

Statistické zpracování dat páté hypotézy taktéž přineslo nekonzistentní výsledky. Při testování v obou fázích byl rozdíl mezi aktivitou extenzorů levé a pravé strany, a pouze v druhé fázi byl rozdíl i mezi aktivitou flexorů. Pravá strana celkově vykazovala vyšší aktivitu. Vysvětlením tohoto fenoménu může být nedokonalost probandů ve schopnosti psaní všemi deseti prsty, a nejspíš proto zde nacházíme rozdíly v EMG aktivitě. Na otázku, proč zde zaznamenáváme celkově vyšší aktivitu pravé strany nejspíš můžeme odpovědět, že i testovaná lateralita vzorku, byla dominantně pravostranná.

Výsledky EMG aktivity svalů šije pak vykazují stranový rozdíl v aktivitě testovaného musculus trapezius, který je zodpovědný za elevaci lopatky a celého pletence ramenního (Čihák, 2001). Tento pohyb se při testování běžně vyskytoval a při testování v druhé fázi se postupně prohluboval od doby proběhlé korekce, není však jasné, proč se objevil stranový rozdíl mezi těmito svaly. Myšlenkou, která by mohla tento stranový rozdíl objasnit je nějaká forma svalové synergie (Bernstein, 1947; Madarshahian, Letizi &

Latash, 2021), která se objevuje při práci horní končetiny, kdy už u svalů akra se objevoval výrazný rozdíl ve prospěch pravé strany.

Celkové zhodnocení

Tyto data také lze interpretovat skrze celkově vyšší EMG aktivitu extenzorů, která naznačuje že setrvávají aktivní, po dobu hledání písmen na klávesnici a přechodu zraku mezi čtením z monitoru a psaním na klávesnici. Celková vyšší aktivita extenzorů může dále souviset i například s vysokou prevalencí výskytu laterální epikondylitidy mezi pracujícími, jejíž výskyt je dle Fan et al. (2009), nejen u dlouhotrvající namáhavé práce, silově náročných úkonů, kombinace silové náročnosti a opakovaných úkonů horních končetin, a také kombinace silové nebo opakované činnosti v nezvyklém nastavení.

Nesmíme však opomínat synergistickou aktivitu svalů ovládajících zápěstí a jednotlivé články prstů, která dle (Bernstein, 1947) má za hlavní funkci organizaci jednotlivých svalů nebo i jejich částí pro zajištění dynamické stability za jakýchkoliv zevních i vnitřních podmínek a stavů (Madarshahian et al., 2021).

Závěrem této studie je, že ergonomická korekce by měla probíhat jako dlouhodobá adaptace na biomechanicky méně náročné nastavení, které by mělo být v průběhu času ztráveného prací s počítačem variabilně měněno, a to v intervalu do 2 hodin. Dále by pro minimalizaci pravděpodobnosti muskuloskeletálních poruch by se měli jednotlivci věnovat nespécifické pohybové aktivitě.

Doporučení dalšího výzkumu

V návaznosti na časté připomínky probandů z hlediska posturální korekce a změn nastavení pracovní plochy jsme se často setkávali s limitujícím stavem muskuloskeletálního systému jinak zdravých jedinců, kdy napřimení u některých evokovalo různé bolestivé fenomény a například pokyn k položení plosek nohou na podložku, místo na dolní část kancelářské židle bylo samo o sobě velice nekomfortní. Proto docházelo pouze ke kompromisnímu řešení a snaze nalézt co nejoptimálnější nastavení z pohledu ergonomie a komfortní pro jedince. Proto nemůžeme očekávat, že uvidíme výrazné rozdíly EMG aktivity takových jedinců, protože museli vynakládat i minimální úsilí k udržení takové pozice.

Celkově nejvíce vzdálené nastavení od ergonomických standardů předváděli administrativní pracovníci, kteří však byli schopni se na danou posturu adaptovat a vydržet v ní mnohem delší dobu bez nástupu diskomfortu oproti kontrolní skupině. Extrémním

případem byl proband s nejvyšší WPM, který po přechodu do druhé fáze vykazoval sníženou rychlost psaní a stěžoval si na diskomfort.

Myšlenkou pro další výzkum je nejen využití dlouhodobé intervence, tak aby došlo k adaptaci na daný program, i využití zevní pozornosti oproti klasicky využívané vnitřní pozornosti. Při využití zevní pozornosti totiž dochází k lepšímu pochopení dané korekce a snadnější a rychlejší adaptaci (Lohse, Sherwood & Healy, 2010; Lohse & Sherwood, 2012; Matsumoto et al., 2022). Limitem tohoto přístupu může být snížená nebo jinak pozměněná schopnost somatognozie jednotlivce, kdy můžeme takovou korekcí například prohlubovat konfiguraci tělesných segmentů spojenou s původně neoptimální ergonomií.

Díky adaptaci na specifickou, biomechanicky méně náročnou posturu, kterou by pracovníci využívali v rámci denní pracovní aktivity. Bylo by tedy možné provést výzkum, který by obsahoval ergonomickou intervenci s měřením a kontrolním měřením po určité době v rámci měsíců. Také by se pro přesnost výsledků musela kontrolovat adherence k nastavenému plánu.

ZÁVĚRY

Na základě předem stanovených cílů došlo ke zjištění, že krátkodobá korekce nemá žádný vliv na EMG aktivitu.

Adaptace na úpravu pracovní plochy a na polohu sedu a práce s počítačem jako takové se v rámci studie sice nepodařilo objasnit, byla však nalezena korelace mezi nižší úrovní diskomfortu u administrativních pracovníků, jakožto adaptované skupiny, oproti kontrolní skupině. Znamená to tedy, že náš organismus je opravdu velmi adaptabilní a dokáže se připravit i na nepříznivé podmínky – jaké někteří probandi představovali v rámci fáze nekorigovaného sedu. Z toho vychází myšlenka, že adaptovat se lze na jakékoliv nastavení, a proto by bylo vhodné, aby to nastavení bylo biomechanicky co nejméně náročné.

Průměrná EMG aktivita však mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou rozdílná nebyla. Pokud bychom chtěli EMG aktivitu srovnávat s diskomfortem, bylo by třeba doplnit výzkum o další vyšetření a danou oblast podrobit například tlakové algometrii v různých fázích testování.

Průměrná EMG aktivita však měla statisticky významný vztah s MVC, jakožto parametrem určujícím tělesnou zdatnost, to naznačuje, že je mimo ergonomickou korekci vhodné doporučit i nespécifickou pohybovou aktivitu k udržení co nejlepší kondice.

SOUHRN

Tato práce se zabývá hodnocením efektu ergonomické korekce pracovní polohy při práci s počítačem ve srovnání s habituálním sedem u skupiny administrativních pracovníků, v porovnání s kontrolní skupinou. Pro výzkum byl využit záznam myoelektrické aktivity pomocí elektromyografie, a dále doplněn o přeloženou verzi jednoduchého dotazníku subjektivního hodnocení diskomfortu částí těla – Body Part Discomfort Assessment Checklist.

Výzkumu se účastnilo 31 probandů – 16 ze skupiny administrativních pracovníků a 15 jako kontrolní skupina, celkový soubor byl z hlediska laterality horních končetin dominantně pravostranný.

Jednotlivci byli testováni ve dvou fázích, při psaní pět minut na úhozovém trenažéru – první fáze nekorigovaného sedu a v druhé fázi v korigovaném sedě s optimalizací pracovního prostředí.

Data byla statisticky zpracována a vyhodnocena a výsledkem pro jednotlivé hypotézy bylo, že krátkodobá ergonomická korekce nemá žádný vliv na EMG aktivitu a není rozdíl mezi administrativními pracovníky a kontrolní skupinou, a také, že s vyšší rychlostí psaní neroste elektromyografická aktivita, a to u žádné ze skupin. Vztah byl nalezen mezi maximální silou stisku a myoelektrickou aktivitou, která s vyšší průměrnou silou stisku byla v průměru nižší, výsledky však nebyly konzistentní. Posledním zjištěním bylo, že za dobu testování administrativní pracovníci vykazovali nižší úroveň diskomfortu.

Závěrem práce je využívat dlouhodobé intervence v rámci ergonomické korekce s doplněním nespécifickou kondiční aktivitou.

SUMMARY

The thesis deals with the assessment of the effect of ergonomical correction of the working position during the work on the computer in comparison to the habitual sitting position in the group of administrative workers, compared to the control group. For the research the recording of the myoelectrical activity, along with the help of electromyography, was used, and furthermore the translated version of a simple survey of subjective assessment of body parts discomfort was added – Body Parts Discomfort Assessment Checklist.

There were 31 persons in the research - 16 in the group of administrative workers And 15 as the control group, the overall group was from the viewpoint of laterality of the upper limbs dominantly right-sided.

The individuals were tested in two phases, while typing for 5 minutes on the keystroke simulator, firstly in uncorrected sitting position and then in the corrected sitting position with the optimalization of the working place.

Data were statistically processed and assessed and the result for the particular hypotheses was that the short term ergonomical correction does not have any influence on EMG activity and there is no difference between the administrative workers and the control group, and also that with the higher writing speed the EMG activity does not grow in either of the group. There was a relationship found between the maximal grip strength and myoelectrical activity, which with the higher average grip strength was lower on the average, the results though, were not consistent. The last finding was that during the time of testing the administrative workers showed lower discomfort rate.

The conclusion of the thesis is to make use of the long term intervention within ergonomical correction, along with the addition of nonspecific fitness activity.

REFERENČNÍ SEZNAM

- Amarantini, D., & Bru, B. (2015). Training-related changes in the EMG-moment relationship during isometric contractions: Further evidence of improved control of muscle activation in strength-trained men? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 697–702. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.002>
- American National Standards Institute. (2007). *Human Factors Engineering of Computer Workstations (ANSI/HFES 100-2007)*.
- Baker, R., Coenen, P., Howie, E., Williamson, A., & Straker, L. (2018). The short term musculoskeletal and cognitive effects of prolonged sitting during office computer work. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(8). <https://doi.org/10.3390/ijerph15081678>
- Barbieri, D. F., Srinivasan, D., Mathiassen, S. E., & Oliveira, A. B. (2019). Variation in upper extremity, neck and trunk postures when performing computer work at a sit-stand station. *Applied Ergonomics*, 75, 120–128. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.09.012>
- Benatti, F. B., & Ried-Larsen, M. (2015). The Effects of Breaking up Prolonged Sitting Time: A Review of Experimental Studies. In *Medicine and Science in Sports and Exercise* (Roč. 47, Číslo 10, s. 2053–2061). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000654>
- Bergman, F., Wahlström, V., Stomby, A., Otten, J., Lanthén, E., Renklint, R., Waling, M., Sörlin, A., Boraxbekk, C. J., Wennberg, P., Öhberg, F., Levine, J. A., & Olsson, T. (2018). Treadmill workstations in office workers who are overweight or obese: a randomised controlled trial. *The Lancet Public Health*, 3(11), e523–e535. [https://doi.org/10.1016/S2468-2667\(18\)30163-4](https://doi.org/10.1016/S2468-2667(18)30163-4)
- Bernstein, N. A. (1947). *On the Construction of Movements*. Medgiz.
- Callaghan, J. P., & McGill, S. M. (2001). Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics*, 44(3), 280–294. <https://doi.org/10.1080/00140130118276>
- Caneiro, J. P., O'Sullivan, P., Burnett, A., Barach, A., O'Neil, D., Tveit, O., & Olafsdottir, K. (2010). The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. *Manual Therapy*, 15(1), 54–60. <https://doi.org/10.1016/j.math.2009.06.002>
- Caneiro, J. P., O'Sullivan, P., Smith, A., Ovrebek, I. R., Tozer, L., Williams, M., Teng, M. L. W., & Lipp, O. V. (2019). Physiotherapists implicitly evaluate bending and lifting with

- a round back as dangerous. *Musculoskeletal Science and Practice*, 39, 107–114.
<https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.12.002>
- Carcone, S. M., & Keir, P. J. (2007). Effects of backrest design on biomechanics and comfort during seated work. *Applied Ergonomics*, 38(6), 755–764.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.11.001>
- Carter, J. B., & Banister, E. W. (1994). Musculoskeletal problems in VDT work: a review. *Ergonomics*, 37(10), 1623–1648. <https://doi.org/10.1080/00140139408964941>
- Coleman, N., Hull, B. P., & Ellitt, G. (1998). An empirical study of preferred settings for lumbar support on adjustable office chairs. *Ergonomics*, 41(4), 401–419.
<https://doi.org/10.1080/001401398186900>
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1* (2. vyd.). Grada.
- Dutta, N., Koepf, G., Stovitz, S., Levine, J., & Pereira, M. (2014). Using Sit-Stand Workstations to Decrease Sedentary Time in Office Workers: A Randomized Crossover Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 11(7), 6653–6665. <https://doi.org/10.3390/ijerph110706653>
- Duvivier, B. M. F. M., Schaper, N. C., Koster, A., van Kan, L., Peters, H. P. F., Adam, J. J., Giesbrecht, T., Kornips, E., Hulsbosch, M., Willems, P., Hesselink, M. K. C., Schrauwen, P., & Savelberg, H. H. C. M. (2017). Benefits of substituting sitting with standing and walking in free-living conditions for cardiometabolic risk markers, cognition and mood in overweight adults. *Frontiers in Physiology*, 8(JUN).
<https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00353>
- Fan, Z. J., Silverstein, B. A., Bao, S., Bonauto, D. K., Howard, N. L., Spielholz, P. O., Smith, C. K., Polissar, N. L., & Viikari-Juntura, E. (2009). Quantitative exposure-response relations between physical workload and prevalence of lateral epicondylitis in a working population. *American Journal of Industrial Medicine*, 52(6), 479–490.
<https://doi.org/10.1002/ajim.20700>
- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. Sage Publications Ltd.
- Gheitas, M., Bayattork, M., & Kolar, M. K. (2022). Adding corrective exercises along with bracing for postural hyperkyphosis among adolescents: A randomized controlled trial. *PM and R*. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12877>
- Ghesmaty Sangachin, M., Gustafson, W. W., & Cavuoto, L. A. (2016). Effect of Active Workstation Use on Workload, Task Performance, and Postural and Physiological Responses. *IIE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 4(1), 67–81. <https://doi.org/10.1080/21577323.2016.1184196>

- Gibbons, J. D., & Chakraborti, S. (2010). *Nonparametric Statistical Inference* (5. vyd.). Chapman and Hall/CRC. <https://doi.org/10.1201/9781439896129>
- Graven-Nielsen, T., & Arendt-Nielsen, L. (2002). Peripheral and central sensitization in musculoskeletal pain disorders: An experimental approach. *Current Rheumatology Reports*, 4(4), 313–321. <https://doi.org/10.1007/s11926-002-0040-y>
- Graven-Nielsen, T., & Arendt-Nielsen, L. (2003). Induction and assessment of muscle pain, referred pain, and muscular hyperalgesia. *Current Pain and Headache Reports*, 7(6), 443–451. <https://doi.org/10.1007/s11916-003-0060-y>
- Gutin, I. (2018). In BMI we trust: Reframing the body mass index as a measure of health. *Social Theory and Health*, 16(3), 256–271. <https://doi.org/10.1057/s41285-017-0055-0>
- Häkkinen, K., Alen, M., Kallinen, M., Newton, R. U., & Kraemer, W. J. (2000). Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people. *European Journal of Applied Physiology*, 83(1), 51–62. <https://doi.org/10.1007/s004210000248>
- Halaki, M., & Gi, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? In *Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech. <https://doi.org/10.5772/49957>
- Hoe, V. C. W., Urquhart, D. M., Kellsall, H. L., Zamri, E. N., & Sim, M. R. (2018). Ergonomic interventions for preventing work-related musculoskeletal disorders of the upper limb and neck among office workers. In *Cochrane Database of Systematic Reviews* (Roč. 2018, Číslo 10). John Wiley and Sons Ltd. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD008570.pub3>
- Chau, J. Y., Daley, M., Srinivasan, A., Dunn, S., Bauman, A. E., & Van Der Ploeg, H. P. (2014). Desk-based workers' perspectives on using sit-stand workstations: A qualitative analysis of the Stand@Work study. *BMC Public Health*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2458-14-752>
- Christensen, S. W. M. P., Palsson, T. S., Krebs, H. J., Graven-Nielsen, T., & Hirata, R. P. (2023). Prolonged slumped sitting causes neck pain and increased axio­scapular muscle activity during a computer task in healthy participants – A randomized crossover study. *Applied Ergonomics*, 110. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2023.104020>
- Jahre, H., Grotle, M., Smedbråten, K., Dunn, K. M., & Øiestad, B. E. (2020). Risk factors for non-specific neck pain in young adults. A systematic review. In *BMC Musculoskeletal*

- Disorders* (Roč. 21, Číslo 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03379-y>
- Jun, D., Zoe, M., Johnston, V., & O’Leary, S. (2017). Physical risk factors for developing non-specific neck pain in office workers: a systematic review and meta-analysis. In *International Archives of Occupational and Environmental Health* (Roč. 90, Číslo 5, s. 373–410). Springer Verlag. <https://doi.org/10.1007/s00420-017-1205-3>
- Kaliniene, G., Ustinaviciene, R., Skemiene, L., Vaiciulis, V., & Vasilavicius, P. (2016). Associations between musculoskeletal pain and work-related factors among public service sector computer workers in Kaunas County, Lithuania. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-1281-7>
- Kapandji, A. I. (2019). *The Physiology of the Joints: The Lower Limb* (Éditions Maloine, Ed.; 7. vyd., Roč. 2). Handspring Publishing Ltd.
- Kazeminasab, S., Nejadghaderi, S. A., Amiri, P., Pourfathi, H., Araj-Khodaei, M., Sullman, M. J. M., Kolahi, A.-A., & Safiri, S. (2022). Neck pain: global epidemiology, trends and risk factors. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1), 26. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04957-4>
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
- Kolář, P. (2023, leden 10). *Přednáška*.
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC.
- Korakakis, V., O’Sullivan, K., Whiteley, R., O’Sullivan, P. B., Korakaki, A., Kotsifaki, A., Tsaklis, P. V., Tsiokanos, A., & Giakas, G. (2021). Notions of “optimal” posture are loaded with meaning. Perceptions of sitting posture among asymptomatic members of the community. *Musculoskeletal Science and Practice*, 51. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2020.102310>
- Le, P., & Marras, W. S. (2016). Evaluating the low back biomechanics of three different office workstations: Seated, standing, and perching. *Applied Ergonomics*, 56, 170–178. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.04.001>
- Lin, C.-C. (2011). Ergonomic Assessment of Excavator Seat. *International Journal of Applied Science and Engineering*, 9(2), 99–109. <https://www.researchgate.net/publication/228509942>
- Loeser, J. D., & Cousins, M. J. (1990). Contemporary pain management. *Medical Journal of Australia*, 153(4), 208–216. <https://doi.org/10.5694/j.1326-5377.1990.tb136862.x>

- Lohse, K. R., & Sherwood, D. E. (2012). Thinking about muscles: The neuromuscular effects of attentional focus on accuracy and fatigue. *Acta Psychologica*, *140*(3), 236–245. <https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2012.05.009>
- Lohse, K. R., Sherwood, D. E., & Healy, A. F. (2010). How changing the focus of attention affects performance, kinematics, and electromyography in dart throwing. *Human Movement Science*, *29*(4), 542–555. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.001>
- MacEwen, B. T., MacDonald, D. J., & Burr, J. F. (2015). A systematic review of standing and treadmill desks in the workplace. In *Preventive Medicine* (Roč. 70, s. 50–58). Academic Press Inc. <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2014.11.011>
- Madarshahian, S., Letizi, J., & Latash, M. L. (2021). Synergic control of a single muscle: The example of flexor digitorum superficialis. *Journal of Physiology*, *599*(4), 1261–1279. <https://doi.org/10.1113/JP280555>
- Marcus, M., Gerr, F., Monteilh, C., Ortiz, D. J., Gentry, E., Cohen, S., Edwards, A., Ensor, C., & Kleinbaum, D. (2002). A prospective study of computer users: II. Postural risk factors for musculoskeletal symptoms and disorders. *American Journal of Industrial Medicine*, *41*(4), 236–249. <https://doi.org/10.1002/ajim.10067>
- Mathiassen, S. E. (2006). Diversity and variation in biomechanical exposure: What is it, and why would we like to know? *Applied Ergonomics*, *37*(4 SPEC. ISS.), 419–427. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.04.006>
- Matsumoto, A., Ueda, H., Ogawa, A., Oshima, C., Irie, K., & Liang, N. (2022). External and internal focus of attention differentially modulate corticospinal excitability in anticipatory postural adjustments. *Scientific Reports*, *12*(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-26987-1>
- Merkle, S. L., Sluka, K. A., & Frey-Law, L. A. (2020). The interaction between pain and movement. *Journal of Hand Therapy*, *33*(1), 60–66. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2018.05.001>
- Mörl, F., & Bradl, I. (2013). Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(2), 362–368. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.10.002>
- Nakatsuka, K., Tsuboi, Y., Okumura, M., Murata, S., Isa, T., Kawaharada, R., Matsuda, N., Uchida, K., Horibe, K., Kogaki, M., & Ono, R. (2021). Association between comprehensive workstation and neck and upper-limb pain among office worker. *Journal of Occupational Health*, *63*(1). <https://doi.org/10.1002/1348-9585.12194>
- Neuhaus, M., Eakin, E. G., Straker, L., Owen, N., Dunstan, D. W., Reid, N., & Healy, G. N. (2014). Reducing occupational sedentary time: A systematic review and meta-

- analysis of evidence on activity-permissive workstations. *Obesity Reviews*, 15(10), 822–838. <https://doi.org/10.1111/obr.12201>
- Nicholls, M. E. R., Thomas, N. A., Loetscher, T., & Grimshaw, G. M. (2013). The flinders handedness survey (FLANDERS): A brief measure of skilled hand preference. *Cortex*, 49(10), 2914–2926. <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2013.02.002>
- O'Neill, M. (2013). *New Workplace Ergonomics Research: Emerging Risks and Solutions*. Knoll Workplace Research, Knoll, Inc.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanci praxi: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Maxdorf Jessenius.
- O'Sullivan, K., O'Keefe, M., O'Sullivan, L., O'Sullivan, P., & Dankaerts, W. (2013). Perceptions of sitting posture among members of the community, both with and without non-specific chronic low back pain. *Manual Therapy*, 18(6), 551–556. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.05.013>
- Palsson, T. S., Travers, M. J., Rafn, T., Ingemann-Molden, S., Caneiro, J. P., & Christensen, S. W. (2019). The use of posture-correcting shirts for managing musculoskeletal pain is not supported by current evidence - A scoping review of the literature. *Scandinavian Journal of Pain*. <https://doi.org/10.1515/sjpain-2019-0005>
- Park, S. Y., & Yoo, W. G. (2013). Effect of sustained typing work on changes in scapular position, pressure pain sensitivity and upper trapezius activity. *Journal of Occupational Health*, 55(3), 167–172. <https://doi.org/10.1539/joh.12-0254-OA>
- Parry, S., & Straker, L. (2013). The contribution of office work to sedentary behaviour associated risk. *BMC Public Health*, 13(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2458-13-296>
- Pearson, K. (1895). VII. Note on regression and inheritance in the case of two parents. *Proceedings of the Royal Society of London*, 58(347–352), 240–242. <https://doi.org/10.1098/rspl.1895.0041>
- Perrey, S. (2013). Promoting Motor Function by Exercising the Brain. *Brain Sciences*, 3(4), 101–122. <https://doi.org/10.3390/brainsci3010101>
- Petersen, C. B., Eriksen, L., Dahl-Petersen, I. K., Aadahl, M., & Tolstrup, J. S. (2021). Self-rated physical fitness and measured cardiorespiratory fitness, muscular strength, and body composition. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 31(5), 1086–1095. <https://doi.org/10.1111/sms.13918>
- Pronk, N. P., Katz, A. S., Lowry, M., & Payfer, J. R. (2012). Reducing Occupational Sitting Time and Improving Worker Health: The Take-a-Stand Project, 2011. *Preventing Chronic Disease*, 9, 110–323. <https://doi.org/10.5888/pcd9.110323>

- Rasmussen, J., Tørholm, S., & de Zee, M. (2009). Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1), 52–57. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2008.07.008>
- Robertson, M. M., Huang, Y. H., & Lee, J. (2017). Improvements in musculoskeletal health and computing behaviors: Effects of a macroergonomics office workplace and training intervention. *Applied Ergonomics*, 62, 182–196. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.02.017>
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 173–177.
- Senčík, J., & Nechvátal, M. (2022). *I v práci správně sedět, správně stát: Příručka pro bezpečnější pracovní prostředí.*
- Shahwan, B. S. an, D’emeh, W. M., & Yacoub, M. I. (2022). EVALUATION OF COMPUTER WORKSTATIONS ERGONOMICS AND ITS RELATIONSHIP WITH REPORTED MUSCULOSKELETAL AND VISUAL SYMPTOMS AMONG UNIVERSITY EMPLOYEES IN JORDAN. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 35(2), 141–156. <https://doi.org/10.13075/ijomeh.1896.01822>
- Sharan, D., Parijat, P., Sasidharan, A. P., Ranganathan, R., Mohandoss, M., & Jose, J. (2011). Workstyle risk factors for work related musculoskeletal symptoms among computer professionals in India. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 21(4), 520–525. <https://doi.org/10.1007/s10926-011-9294-4>
- Shieh, K. K., & Lee, D. S. (2007). Preferred viewing distance and screen angle of electronic paper displays. *Applied Ergonomics*, 38(5), 601–608. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.06.008>
- Shields, R. K., & Cook, T. M. (1992). Lumbar Support Thickness: Effect on Seated Buttock Pressure in Individuals with and without Spinal Cord Injury. *Physical Therapy*, 72(3), 218–226. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.3.218>
- Shrestha, N., Kukkonen-Harjula, K. T., Verbeek, J. H., Ijaz, S., Hermans, V., & Pedisic, Z. (2020). Workplace interventions (methods) for reducing time spent sitting at work. In *Kazan Medical Journal* (Roč. 101, Číslo 4, s. 638–639). Eco-Vector LLC. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD010912.pub5>
- Slater, D., Korakakis, V., O’Sullivan, P., Nolan, D., & O’Sullivan, K. (2019). “Sit Up Straight”: Time to Re-evaluate. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 49(8), 562–564. <https://doi.org/10.2519/jospt.2019.0610>

- Thorp, A. A., Kingwell, B. A., Owen, N., & Dunstan, D. W. (2014a). Breaking up workplace sitting time with intermittent standing bouts improves fatigue and musculoskeletal discomfort in overweight/obese office workers. *Occupational and Environmental Medicine*, 71(11), 765–771. <https://doi.org/10.1136/oemed-2014-102348>
- Thorp, A. A., Kingwell, B. A., Owen, N., & Dunstan, D. W. (2014b). Breaking up workplace sitting time with intermittent standing bouts improves fatigue and musculoskeletal discomfort in overweight/obese office workers. *Occupational and Environmental Medicine*, 71(11), 765–771. <https://doi.org/10.1136/oemed-2014-102348>
- Thorp, A. A., Owen, N., Neuhaus, M., & Dunstan, D. W. (2011). Sedentary behaviors and subsequent health outcomes in adults: A systematic review of longitudinal studies, 1996-2011. In *American Journal of Preventive Medicine* (Roč. 41, Číslo 2, s. 207–215). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2011.05.004>
- Waersted, M., Hanvold, T. N., & Veiersted, K. B. (2010). *Computer work and musculoskeletal disorders of the neck and upper extremity: A systematic review*. <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/11/79>
- Wennberg, P., Boraxbekk, C.-J., Wheeler, M., Howard, B., Dempsey, P. C., Lambert, G., Eikelis, N., Larsen, R., Sethi, P., Occleston, J., Hernestål-Boman, J., Ellis, K. A., Owen, N., & Dunstan, D. W. (2016). *Acute effects of breaking up prolonged sitting on fatigue and cognition: a pilot study*. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2015>
- Woo, E. H. C., White, P., & Lai, C. W. K. (2016). Ergonomics standards and guidelines for computer workstation design and the impact on users' health – a review. *Ergonomics*, 59(3), 464–475. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1076528>

PŘÍLOHY

Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název studie: Hodnocení svalové aktivity při práci s počítačem s využitím povrchového EMG

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný/á souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Byl/a jsem podrobně informován/a o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl/a jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou poskytnutá osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů. Tedy anonymní data.
5. Souhlasím s pořizováním fotografií mé osoby nebo mého dítěte a jsem informován(a), že pokud budou fotografie prezentovány na veřejnosti, budou upraveny tak, aby nebylo možno osobu na fotografii identifikovat.
6. Porozuměl/a jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Datum:

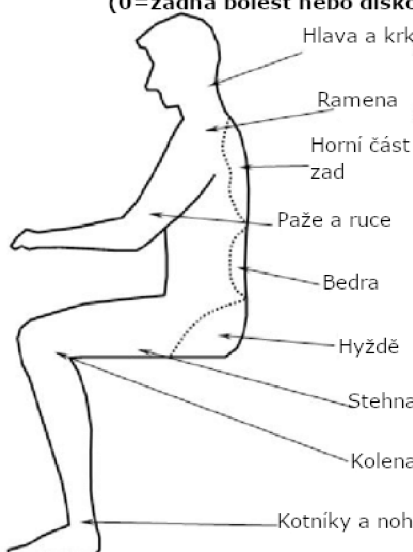
Podpis pověřeného touto studií:

Datum:

Body part discomfort questionnaire – přeložená verze

Hodnocení diskomfortu na stupních 0 až 10
(0=žádná bolest nebo diskomfort, 10=nejhorší možná bolest)

0-10



Hlava a krk		<input type="text"/>
Ramena		<input type="text"/>
Horní část zad		<input type="text"/>
Paže a ruce		<input type="text"/>
Bedra		<input type="text"/>
Hyždě		<input type="text"/>
Stehna		<input type="text"/>
Kolena		<input type="text"/>
Kotníky a nohy	Prostor pro poznámky	<input type="text"/>

Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Camilla

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 8.7. 2022 byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Radek Chmelík**

s názvem Hodnocení svalové aktivity při práci s počítačem s využitím povrchového EMG

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **66/2022**

dne: **31. 10. 2022**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Potvrzení o překladu



Rád bych Vám předložil potvrzení o překladu bakalářské práce pro pana Radka Chmelíka.

Potvrzuji, že překlad byl zajištěn jazykovou školou Just English s.r.o., která je specializovaná na poskytování profesionálních jazykových služeb.

Překlad byl pečlivě proveden a důkladně zkontrolován, aby splňoval nejvyšší standardy kvality.

S pozdravem
Dan Balcar

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Dan Balcar', written over a dashed horizontal line.