

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Centrum sportovních aktivit

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2022

Martina Opálková



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

HODNOCENÍ POSTURÁLNÍCH ZMĚN VLIVEM SEDAVÉHO ZAMĚSTNÁNÍ U STUDENTŮ VUT V BRNĚ PŘÍSTROJEM DIERS 4D FORMETIC.

EVALUATION OF POSTURAL CHANGES DUE TO SEDENTARY EMPLOYMENT IN BUT STUDENTS USING
THE DIERS 4D FORMETIC DEVICE.

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martina Opálková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Bc. Kamila Bedáňová

BRNO 2022

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Sportovní technologie**

Centrum sportovních aktivit

Studentka: Martina Opálková

ID: 220484

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Hodnocení posturálních změn vlivem sedavého zaměstnání u studentů VUT v Brně přístrojem DIERS 4D Formetic.

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Provedte literární rešerši v oblasti posturální stabilizace, zakřivení páteře a jeho hodnocení. Propojte s literaturou zaměřenou na vliv sedavého chování na pohybový aparát. 2) Provedte zkušební měření sagitální křivky páteře před a po zatížení sedem. 3) Porovnejte vámi naměřená data na přístroji DIERS 4D Formetic s dalšími způsoby hodnocení zakřivení páteře. 4) Navrhněte metodiku měření křivky páteře rastrovou stereografií. 5) Otestujte navrženou metodu při samostatném měření s vybraným vzorkem probandů na přístroji DIERS 4D Formetic a statisticky vyhodnoťte výsledky měření. 6) Na základě předchozího bodu proveďte optimalizaci postupu pro dosažení co nejlepších výsledků. 7) Dosažené výsledky vhodně interpretujte. Popište. Ve kterých případech došlo ke změně zakřivení. 8) Porovnejte dosažené výsledky s údaji v literatuře. Diskutujte výhody/nevýhody postupu a možnosti jeho zlepšení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1]Dulina, Ľuboslav , et. al. Influence of Various Types of Office Desk Chair for Dynamizing the Operation Assessed by Raster Stereography. Appl. Sci. 2021, 11(11), 4910; <https://doi.org/10.3390/app11114910>
- [2]Lengsfeld, M.; Frank, A.; van Deursen, D.L.; Griss, P. Lumbar spine curvature during office chair sitting. Med. Eng. Phys. 2000, 22, 665–669.
- [3]Roman, I.; Luyten, M.; Croonenborghs, H.; Lason, G.; Peeters, L.; Byttebier, G.; Comhaire, F. Relating the Diers formetric measurements with the subjective severity of acute and chronic low back pain. Med Hypotheses 2019, 133, 109390.

Termín zadání: 28.1.2022

Termín odevzdání: 3.6.2022

Vedoucí práce: Mgr. Bc. Kamila Bedáňová

doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato práce se věnuje hodnocení posturálních změn vlivem sedavého zaměstnání u studentů VUT pomocí přístroje DIERS 4D Formetric, přičemž sleduje změny v úhlech a vzdálenostech jednotlivých částí páteře pomocí optické skenovací metody. Samotné měření probíhá ve stoji a v tzv. korigovaném sedu. Pomocí této statické diagnostiky jsou určovány změny po sedavé aktivitě v trvání minimálně šesti hodin v průběhu dne.

KLÍČOVÁ SLOVA

Posturální stabilita, křivka páteře, délka páteře, změna zakřivení páteře, DIERS 4D Formetric

ABSTRACT

This thesis deals with the evaluation of postural changes due to sedentary activity with VUT students using the DIERS 4D Formetric device, monitoring changes in the angles and distances of individual parts of the spine using an optical scanning method. The measurement itself is performed while standing and also sitting (Brugger sitting technique). This static diagnosis is used to determine changes after sedentary activity of at least six hours during the day.

KEY WORDS

Postural stability, spinal curve, spinal length, change in spinal curvature, DIERS 4D Formetric

Bibliografická citace

OPÁLKOVÁ, Martina. *Hodnocení posturálních změn vlivem sedavého zaměstnání u studentů VUT v Brně přístrojem DIERS 4D Formetic*. [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-05-30]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/142128>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Centrum sportovních aktivit, Centrum sportovních aktivit. Vedoucí práce Kamila Bedáňová.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	Martina Opálková
VUT ID studenta:	220484
Typ práce:	Bakalářská práce
Akademický rok:	2021/22
Téma závěrečné práce:	Hodnocení posturálních změn vlivem sedavého zaměstnání u studentů VUT v Brně s přístrojem DIERS 4D Formetric

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestně právních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne:

podpis autora

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí bakalářské práce Mgr. Bc. Kamile Bedáňové za odborné vedení, konzultace, připomínky a podnětné návrhy k práci. Dále bych chtěla poděkovat všem účastníkům, kteří se zúčastnili měření.

Obsah

Seznam obrázků.....	10
Úvod.....	11
Cíle práce.....	12
1 Postura.....	13
1.1 Posturální stabilita.....	13
1.2 Systém vzpřímeného držení těla.....	13
2 Páteř.....	15
2.1 Anatomie páteře.....	15
2.2 Zakřivení páteře.....	16
2.3 Vliv sedavého chování na páteř.....	16
2.3.1 Vertikální zatížení páteře.....	17
2.3.2 Korigovaný sed.....	17
2.3.3 Onemocnění spojená s dlouhodobým sedavým chováním jedince.....	18
3 Metody hodnocení páteře.....	20
3.1 Neinvazivní metody hodnocení páteře.....	20
3.1.1 Optická metoda.....	20
3.1.2 Rentgenová metoda.....	21
4 DIERS.....	22
4.1 Technická specifikace.....	22
4.2 Použití systému DIERS.....	23
4.2.1 Výhody systému DIERS.....	24
4.2.2 Nevýhody systému DIERS.....	24
4.3 Parametry.....	25
5 Parametry použité pro zjištění změny zakřivení páteře.....	26
5.1 Délka trupu.....	26
5.2 Kyfotický úhel.....	26
5.3 Lordotický úhel.....	27
6 Metodika měření.....	28
6.1 Postup měření.....	28

6.2 Příprava měření.....	28
7 Sběr dat.....	31
7.1 Export dat.....	31
7.2 Zpracování dat.....	31
7.3 Statistická analýza.....	31
7.3.1 Ověření normality dat.....	31
7.3.2 Parametrický párový test.....	32
7.4 Testované osoby.....	33
8 Výsledky.....	34
8.1 Výsledky délky trupu.....	34
8.2 Výsledky kyfotického úhlu.....	37
8.3 Výsledky lordotického úhlu.....	40
9 Diskuse.....	44
Závěr.....	46
Seznam použité literatury.....	47
Seznam symbolů a zkratek.....	53

Seznam obrázků

4.1	Systém DIERS znázorňující princip triangulace [25].....	24
5.1	Délka trupu [28].....	26
5.2	Kyfotický úhel [24].....	27
5.3	Lordotický úhel [24].....	27
6.2.1	Vyznačení oblasti zpracování v systému DIERS.....	29
6.2.2	Anatomické body a 3D model v systému DIERS.....	30
7.4.2	Histogram hmotnosti.....	33
7.4.1	Boxplot hmotnosti.....	33
7.4.3	Boxplot výšky.....	33
7.4.4	Histogram výšky.....	33
7.4.5	Boxplot věku.....	33
7.4.6	Histogram věku.....	33
8.1.1	Krabicové grafy délky trupu pro stoj ráno a odpoledne.....	34
8.1.2	Krabicové grafy délky trupu pro sed ráno a odpoledne.....	35
8.1.3	Krabicové grafy délky trupu pro stoj ráno a odpoledne, sed ráno a sed odpoledne.....	35
8.1.4	Histogramy délky trupu pro stoj ráno a stoj odpoledne.....	36
8.1.5	Histogramy délky trupu pro sed ráno a sed odpoledne.....	36
8.2.1	Krabicové grafy kyfotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne.....	37
8.2.2	Krabicové grafy kyfotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne.....	38
8.2.3	Krabicové grafy kyfotického úhlu pro stoj ráno, stoj odpoledne, sed ráno, sed odpoledne.....	38
8.2.4	Histogramy kyfotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne.....	39
8.2.5	Histogramy kyfotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne.....	39
8.3.1	Krabicové grafy lordotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne.....	40
8.3.2	Krabicové grafy lordotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne.....	41
8.3.3	Krabicové grafy lordotického úhlu pro stoj ráno, stoj odpoledne, sed ráno, sed odpoledne.....	41
8.3.4	Histogramy lordotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne.....	42
8.3.5	Histogramy lordotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne.....	42

Úvod

Páteř je osovým orgánem lidského těla, který slouží k držení těla nebo zachování postury, ale i ochraně míchy. V dnešní době se bolest zad stává zdravotním problémem a může v průběhu života postihnout až 70 % populace. Samotné nesprávné držení těla při zvedání těžkých předmětů nebo nesprávné držení těla po dlouhou dobu může způsobit problémy. Nesprávná ergonomie pracovního prostředí, chabá manipulace s břemeny stojí za chronickými bolestmi zad.

Jeden z hlavních cílů této práce je shrnout základní fakta a teoretické poznatky v oblasti vlivu sedavé aktivity na páteř a v oblasti možnosti měření zakřivení páteře. Dlouhodobé sezení je obecně akceptováno jako podstatný rizikový faktor pro rozvoj bolesti zad, protože může přispívat k nedostatečné výživě meziobratlových plotének, a to částečně v důsledku zvýšeného intraradikálního tlaku. Lidé pracující v kanceláři za stolem často stráví sezením celý den. Studenti nejsou výjimkou a mnohdy i oni trpí častou bolestí zad.

Cílem teoretické části je shromáždění a zpracování publikací vztahující se k dané problematice. Nejdříve je popsána postura neboli držení těla. Dále se práce věnuje základní anatomii páteře, vlivu sedavé činnosti na páteř a onemocnění spojená s dlouhodobou sedavou činností. Popsány jsou metody hodnocení páteře a přístroj DIERS, u kterého je zmíněna technická specifikace, jeho výhody a nevýhody, vysvětlení principu video-rasterstereografie a trojrozměrného modelu povrchu zad.

Cílem výzkumné části je výzkumné šetření, jež má za úkol zjistit, jestli se mění zakřivení páteře po dlouhodobé sedavé aktivitě a to díky porovnání tří parametrů, které zakřivení páteře nejvíce popisují. Dílčími cíli je vypracování metodiky, sběr a následné zpracování dat, analýza a vyhodnocení závěru.

Cíle práce

Hlavním cílem této práce je zhodnotit změny v postuře během dne po dlouhodobé sedavé činnosti pro stoj a sed s využitím přístroje DIERS 4D Formetric. Cílem práce bylo zodpovědět na tři výzkumné otázky:

Výzkumná otázka č. 1

Mění se délka trupu během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě při sedu/stoji?

- Nulová hypotéza: Délka trupu se během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě nemění.
- Alternativní hypotéza: Délka trupu se během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě mění.

Výzkumná otázka č. 2

Mění se kyfotický úhel během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě při sedu/stoji?

- Nulová hypotéza: Kyfotický úhel se během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě nemění.
- Alternativní hypotéza: Kyfotický úhel se během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě mění.

Výzkumná otázka č. 3

Mění se lordotický úhel během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě při sedu/stoji?

- Nulová hypotéza: Lordotický úhel se během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě nemění.
- Alternativní hypotéza: Lordotický úhel se během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě mění.

1 Postura

Postura je aktivní dynamický proces udržování polohy lidského těla a jeho segmentů proti působení zevních sil, z nichž má největší význam gravitační síla [1]. Postura je postavením těla v kterémkoliv okamžiku lidského pohybu. Definice ideální postury vychází z biomechanických, anatomických a neurofyziologických funkcí těla. Propojení těchto funkcí je součástí motorického vývoje. [2]

1.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita představuje schopnost odolávat působení vnějších a vnitřních sil tak, aby se zajistilo vzpřímené držení těla a nedošlo k neřízenému a nezamýšlenému pádu. Je třeba si uvědomit, že zaujetí jakékoliv statické polohy (sed, stoj) není pouhým pasivním dějem, ale představuje dynamický proces neustálého vyvažování labilní rovnováhy mezi protichůdnými svalovými skupinami. Posturální stabilita je výsledkem souhry biomechanických a neurofyziologických aspektů. Mohou je ovlivnit i další faktory, např. psychické (emoce) nebo kognitivní (pozornost). [1]

Pro samotné pochopení podmínky stability je třeba si nejdříve vysvětlit dva pojmy. Opěrná plocha je část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze představuje plochu ohraničenou nejvzdálenějšími body opěrné plochy a všeho nacházejícího se mezi nimi. Měla by tedy být větší než opěrná plocha. Podmínkou stability je, že se těžiště musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, ale nemusí se promítat do opěrné plochy. [2]

Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. [2]

1.2 Systém vzpřímeného držení těla

Systém vzpřímeného držení má tři hlavní složky – senzickou, řídicí a výkonnou. Senzickou složku představují propriorecepce, zrak a vestibulární systém. Řídicí funkce je zajištěna centrální nervovou soustavou (CNS), tedy mozkem a míchou. Výkonnou složkou je pohybový systém, jak z hlediska anatomického, tak z hlediska funkčního. Vzpřímené držení má podobně jako motorický systém velké kompenzační a substituční možnosti. Oslabení nebo

výpadek některé funkce či její části se nemusí projevit hned, ale např. až při zvýšené zátěži, kdy dochází k dekompenzaci. To je jeden z důvodů, proč bývá vyšetření v klidném stoji zpochybňováno jako validní pro stanovení kvality posturální stability. [3]

2 Páteř

2.1 Anatomie páteře

Páteř patří spolu s lebkou do osového skeletu. Má fyziologická zakřivení, která se mění v průběhu ontogeneze. Páteř se skládá z 33–34 obratlů. Obratle (vertebrae) jsou krátké kosti nepravidelného tvaru s výběžky. Páteř tvoří:

- 7 obratlů krčních (vertebrae cervicales, C₁ až C₇)
- 12 obratlů hrudních (vertebrae thoracicae, Th₁ až Th₁₂)
- 5 obratlů bederních (vertebrae lumbales, L₁ až L₅)
- 5 obratlů křížových (srůstají v jednu křížovou kost)
- 4–5 obratlů kostrčních (spojené v kostrční kosti)

Sklobením těchto obratlů se tvoří pohybový segment, který zabezpečuje pružnost a ochranu centrálního nervstva. Obratle mají jednotnou stavební úpravu. Každý se skládá z těla, oblouku a sedmi výběžků. Těla obratlů jsou nosnou částí páteře a oblouky uzavírají páteřní kanál, v němž je uložena mícha. [2] Těla obratlů se vyklenují dopředu, v oddílu bederním a hrudním jsou válcovitá a v oddílu krčním příčně protažená. Těla sousedních obratlů jsou spojena pružnými vazivově chrupavčitými meziobratlovými ploténkami. [4]

Stavbou jsou značně odlišné první dva krční obratle (C₁–C₂). Nosič (atlas) má prstenčítý tvar a nemá vlastní tělo. Na horní ploše nosiče se nacházejí dvě ledvinkovité plošky pro spojení s týlní kostí. Na předním oblouku je okrouhlá kloubní plocha pro zub čepovce. Čepovec (axis) má tělo vybihající ve výběžek nazývaný zub čepovce, který je kloubně spojen s předním obloukem atlasu. [4]

Křížová kost (os sacrum) je klínovitě vsazená mezi kosti pánve, se kterými je kloubně spojena křížokyčelními klouby. Kostrční kost (os coccygis) je zbytkem ocasní páteře. Jedná se o několik drobných, tvarově velmi nepravidelných kostí, které přirůstají ke křížové kosti. Spojením pánevních kostí, obratlů, křížové kosti a kostrče vzniká pánev. [5]

Mezi jednotlivé komponenty osového systému, která mají nosnou, protektivní a hybnou funkci, patří obratle, vazivové spoje na páteři a svaly, které osovým skeletem pohybují a stabilizují ho. [5]

2.2 Zakřivení páteře

Zakřivení páteře probíhá ve dvou rovinách – sagitální a frontální. Díky esovitému zakřivení páteře je zvýšena pružnost páteře a jsou umožněny pérovací pohyby při chůzi a doskoku. Normální páteř má při pohledu ze strany esovité zakřivení. Tento tvar umožňuje rovnoměrné rozložení hmotnosti. Zakřivení ve tvaru písmene „S“ pomáhá zdravé páteři odolávat všem druhům zátěže. Krční páteř se zakřivuje mírně dovnitř, hrudní páteř se zakřivuje ven a bederní páteř se zakřivuje dovnitř. Přestože spodní část páteře drží většinu tělesné hmotnosti, každý segment je pro správnou funkci závislý na síle ostatních. [6]

Autoři Sollman a Breitenbach (1961 in Lewit, 2003) svým zkoumáním zjistili, že neexistuje obecně platná norma pro tato zakřivení, neboť každý jedinec disponuje rozdílnými hodnotami těchto křivek a nelze je jednoduše zobecnit. Tato zakřivení páteře zlepšují odolnost páteře proti stlačujícím silám, které působí v její ose. [8] Na přechodu těchto zakřivení, kde lordóza přechází v kyfózu, nacházíme většinou vyšší pohyblivost segmentů, což přináší zranitelnost těmto oblastem. Jedná se o lumbosakrální přechod, kterým je nejslabším místem páteře, nejméně stabilním a také nejvíce náchylným k poruše. [7]

Pomocí Delmasova indexu můžeme zjistit, jestli zakřivení páteře odpovídají správnému rozložení sil při osovém zatížení. Poměrem výšky páteře od atlasu po S1 a skutečné délky (napnuté) páteře od atlasu po S1 vynásobené stem dostaneme index páteře. Hodnoty pod 94 svědčí pro nadměrné zakřivení páteře, označované jako dynamická páteř. Hodnoty 94 mezi 96 odpovídají ideálnímu rozložení sil zatížení páteře a hodnoty vyšší než 96 ukazují na příliš rovnou páteř, označovanou jako statickou páteř. [8]

V literatuře neexistuje jednotný názor ohledně optimální hodnoty pro kyfotické a lordotické zakřivení páteře. V případě krční lordózy se uvádí $40 \pm 9,7$ stupňů a hrudní kyfózy mezi 20–50 stupni. Normální zakřivení bederní lordózy se pohybuje mezi 31–79 stupni. [9][10]

2.3 Vliv sedavého chování na páteř

Sed pro dnešní dobu představuje nejčastější pracovní pozici. Proto se touto polohou budu zabývat i v měření. Sed je stabilnější pozice než stoj a pro samotné udržení je třeba méně svalové práce. Lidé se ve stabilnější pozici lépe soustředí a snadněji vykonávají některé činnosti, pro které je nutná jemná koordinace. Při sedu nevznikají vysoké nároky zátěže na

dolní končetiny, cévní systém a srdce. Nevýhodou sedu je zvýšené zatížení na dolní část zad a při dlouhodobém sezení může docházet k přetížení svalového a vazivového systému. [11]

2.3.1 Vertikální zatížení páteře

Dlouhodobá sedavá aktivita může mít neblahý vliv na bederní páteř. Poloha sedu bez zádové opěrky je podobná stoji vzhledem k tomu, že máme vysokou svalovou aktivitu v oblasti hrudní páteře, kterou doprovází mírná aktivita břišního svalstva. Touto pozicí se trup dostává do flektované pozice sedu a zatížení směřuje do bederní oblasti více než ve stoji. Dochází k napřímení bederní lordózy a těžiště těla se přesouvá více vpřed. V takové pozici po delší dobu může sed zvýšit klidovou délku musculus (m.) erector spinae a příliš protáhnout vazy páteře. Úprava takového sedu spočívá např. ve zvýšení pracovního stolu nebo použití podložky pod nohy. [12]

V případě sezení se zádovou opěrkou je zatížení bederní páteře nižší. Nejnižší zatížení pro bederní páteř poskytuje sed s mírně nakloněnou opěrkou zad v kombinaci s podložením bederní oblasti. [12]

Tlakové zatížení vsedě při uvolněném sedu (bez ručních opěrek) je 0,46 MPa, které odpovídá 92 % zatížení, kdy 100 % zatížení představuje uvolněný stoj (tyto hodnoty naměřeny v meziobratlové ploténce L4–L5). Dále 110 % zatížení reprezentuje vzpřímený aktivní sed a sezení v maximální flexi trupu zatěžuje ploténky silou 0,83 MPa, což znamená 166 %. [13]

Autoři Brumagne a kol. (2015) tvrdí, že optimální pozice sedu neexistuje. Rašev (1992) uvádí, že každou polohu vsedě je potřeba posuzovat individuálně pro samotného jednotlivce, vzhledem k jeho prodělaným operacím, úrazům, poškození páteře apod. Vždy je ale nutno hledat co nejekonomičtější zatížení všech struktur páteře a přiblížit se co nejnormálnějšímu vztahu. Tedy najít rovnováhu, kdy budou svaly bez zkrácení, budou vyvážené, klouby volně pohyblivé a ploténky přiměřeně vysoké. [14]

2.3.2 Korigovaný sed

Jako správný sed je uváděn korigovaný sed, který bude použit při samotném měření. Jedná se o takzvaný Brüggerův sed. Korigovaný sed je aktivní vzpřímený sed se zachováním dvou lordotických křivek – tedy prodloužená bederní lordóza od kosti křížové až po pátý hrudní obratel a lordotická křivka, která navazuje na předchozí a dosahuje do oblastí horní krční

páteře. Dalším parametrem tohoto sedu je mírné sklopení pánve, nikoliv ale anteverze pánve. To představuje sklopení pánevních kostí dopředu a dolů. Při korigovaném sedu by dále měly být kolenní klouby mírně od sebe (zhruba dvě pěsti) a nohy položeny na zemi. Pro osvojení tohoto sedu se předpokládá nácviku držení trupu, krční páteře, ovládání pánve a zároveň dýchání. [11]

Při dlouhodobém sedu je vhodné v průběhu času měnit polohu sedu. Stále se ale musí dbát na zachování přiměřené bederní lordózy. Vhodné je také praktikovat dynamické sezení, kdy se jedinec např. naklání na sedacích hrbolech do různých stran, občasně stahuje hýždě, dupe nohama do podlahy nebo protřepává nohy. [11]

2.3.3 Onemocnění spojená s dlouhodobým sedavým chováním jedince

Samotné sezení není rizikovým faktorem pro vznik bolesti zad. Tím se stává, pokud je dlouhodobé a v kombinaci s dalšími biomechanickými a fyzikálními faktory, kterými jsou např. zhroucené polohy sezení. Pod takovými polohami rozumíme příliš lordotizovanou nebo kyfotizovanou polohu sedu, stranově nevyváženou polohu sedu a také neaktivní sed. Kombinací těchto aspektů se zvyšuje riziko vzniku bolesti dolní části zad a v menším zastoupení také bolestí způsobených herniací ploténky. [15]

Dlouhodobá statická zátěž, při které se nemění poloha těla, může způsobovat vzrůstající napětí ve svalstvu okolo páteře, jež se projeví tuhostí šíje či beder. Tyto obtíže jsou následně šířeny pomocí spoušťových bodů (tzv. trigger points) do vzdálenějších míst po těle. [16] Nejčastější poruchou při dlouhodobém sedavém chování je bolest krční páteře. Krční páteř má dvě zakřivení, jehož obě části tvoří samostatné jednotky, které je možno zaklánět i předklánět. Nejvíce je z mechanického hlediska namáhána kraniocervikální oblast, jež reguluje pohyby celého osového orgánu. [17]

Krční páteř kromě sedmi páteřních obratlů zahrnuje i další měkké tkáně jako vazy, svaly, kloubní pouzdra či meziobratlové disky. Tyto struktury se mohou stát přecitlivělými, a to v důsledku jednostranné zátěže. Těsný vztah lze najít mezi bolestí krční páteře a ramen, bolestí hlavy, ztuhlým krkem a bolestí krční páteře. [18]

Dlouhodobé sezení v kombinaci s předklonem hlavy a zvýšenou hrudní kyfózou ústí v omezené dýchání a ztuhlost v oblasti střední části hrudní páteře a mezižeberních svalů. Důsledkem nedostatečné aktivity dochází k oslabení svalstva, které neposkytuje dostatečnou oporu páteři a kloubům, čímž dochází k rychlému nástupu kloubních degenerativních změn

a tím související zvýšené náchylnosti k úrazům pohybové soustavy. Mezi nemoci pohybového aparátu nejčastěji patří bolestivé páteřní syndromy a onemocnění šlach a jejich obalů. Bolestivé páteřní syndromy nejčastěji postihují oblast bederní páteře. V naší populaci jsou velice časté a mohou mít různou etiologii: degenerativní, zánětlivou, traumatickou či nádorovou. [11]

Typickým následkem dlouhodobého a častého sezení jsou tzv. kulatá záda. Jedná se o svalovou dysbalanci mezi prsními a lopatkovými svaly, provázenou bolestí zad, blokádami kloubů a omezením celkového výkonu pohybové soustavy. [19] Podle studie National Health and Nutrition Examination Surveys z roku 2012 stráví až 70 % lidí denně šest a více hodin vsedě. Zpráva z roku 2015 v časopise *Annals of Internal Medicine* zjistila souvislost mezi dlouhodobým sezením a vyšším rizikem úmrtí ze všech příčin – a to i u těch, kteří pravidelně cvičí. Ukázalo se také, že sedavý způsob života zvyšuje riziko kardiovaskulárních onemocnění, některých druhů rakoviny (prsů, tlustého střeva, endometria a epitelu vaječníků) a cukrovky 2. typu u dospělých. Výsledky vyplynuly z přehledu 47 studií o zdravotních účincích sedavého způsobu života. Autoři zohlednili typy aktivit, kterým se lidé věnovali, od volnočasových aktivit až po intenzivní fyzickou aktivitu. Podle studie *Clinical Journal of the American Society of Nephrology* z roku 2015 může přidání pouhých dvou minut lehké aktivity ke každé hodině strávené sezením snížit riziko úmrtí o jednu třetinu. [20]

Časté sezení sice může být relaxační, ale zatěžuje svaly a ploténky zad a krku. Tato poloha má za následek ztuhnutí ohýbačů kyčlí, jako je iliopsoas, a tlak a určitou ischemii (omezený průtok krve) v oblasti hýžd'ových svalů. Tento sval je důležitou oporou páteře. Při dlouhodobém sedu se zhoršuje držení těla. Hrbení může způsobit, že se páteřní vazy natáhnou nad zdravou mez, a špatné držení těla může namáhat páteřní ploténky. To má často za následek zvýšené namáhání vnějšího prstence ploténky a může zvýšit její vyhřeznutí a tlak na ploténku. [20]

3 Metody hodnocení páteře

Hodnocení zakřivení páteře je cenné pro stanovení referenčních hodnot při normálních či patologických stavech, plánování ortopedických výkonů, sledování progresu a léčby deformit. Zakřivení páteře je jedním z nejvýznamnějších parametrů páteře a samotná lidská schopnost kvantitativního vyhodnocení z lékařských snímků je omezena z důsledku přirozené variability lidské anatomie při normálních a patologických stavech. [21]

Metody hodnocení páteře můžeme rozdělit na invazivní a neinvazivní. Dále jsou to metody využívající rentgenové záření, metody radiografické, metody optické, elektro–magnetické, přístrojové a podobně. Neinvazivní způsob měření zahrnuje metody, které měří 3D souřadnice na kožním povrchu zad. Využívá se přitom bezpečných fyzikálních principů, jako jsou nízkointenzivní elektromagnetické pole, termografie a optická profilometrie. [22]

3.1 Neinvazivní metody hodnocení páteře

Mezi neinvazivní techniky můžeme zařadit tzv. dotykové metody, které fungují na základě snímání označených bodů na těle prostřednictvím polohového snímače, který pracuje na principu elektromagnetickém či ultrazvukovém. Program následně vyhodnotí získaná data a zkonstruuje trojrozměrný obraz. Výhodou tohoto principu je značná přesnost získaných dat. Avšak nevýhodou může být samotné označení napalpovaných bodů, což vyžaduje určitou zkušenost. [23]

3.1.1 Optická metoda

Princip optických metod se zakládá na světle, které dopadá na povrch zad, a odraz světla s výsledným tvarem sledovaného povrchu je snímán kamerou. Po dopadu světla na nerovný povrch přístroj umožní tyto nerovnosti zobrazit a vyhodnotit. Většinou se na povrch zad vyšetřovaných promítají linie či čtvercová síť. Vyhodnocování je automatické prostřednictvím speciálních programů, které dokážou rekonstruovat povrch zad v trojrozměrném prostoru. Důležitým požadavkem je také co nejkratší doba snímání, aby se neprojevovalo dýchání a také spontánní pohyby vyšetřovaného. Nevýhodou je objektivita hodnocení páteře u osob velmi obézních nebo jedinců s výraznou muskulaturou, u nichž je složitější identifikace kostěných bodů. Přístroje jsou velmi nákladné a jsou náročné na specifické vybavení a světelné podmínky – vyžadují buď dostatečné nasvícení, nebo naopak zcela tmavou místnost. [23]

3.1.2 Rentgenová metoda

Rentgenové paprsky využíváme v lékařské oblasti téměř 130 let a tvoří nepostradatelný základ vyšetřovacích metod skoliotických křivek. Rentgenové snímky se vyobrazují v předozadní a boční projekci a poskytují tak přehled o postavení celé páteře. Frekvence těchto vyšetření je závislá na stavu páteře a tendenci k progresi deformity. Pacienti s progresivní křivkou chodí na rentgenové vyšetření dvakrát až třikrát ročně po dobu tří až pěti let. [21]

Rentgenové snímky poskytují bezprostřední informace o formě, tvaru a odchylkách částí skeletu, ale obvykle pouze ve dvourozměrném zobrazení, kde není známo přesné poškození. Tvarové aspekty, jako je například kosmetický vzhled či formy měkkých tkání, nejsou rentgenovou technologií prakticky zachytitelné. Zároveň je velmi obtížně zachytit s rentgenovým snímáním všechny aspekty deformit páteře. Hlavní nevýhodou rentgenového vyšetření je vystavení záření, které při větším množství funkčních snímků pro screeningová vyšetření zatěžuje organismus. [24]

4 DIERS

Formetric DIERS je světelně optická skenovací metoda založená na Video-Raster-Stereografii. Jedná se o průkopnickou a světově nejrozšířenější technologii pro světelnou 3D analýzu páteře a držení těla. Systém vyvinula společnost DIERS, která byla založena ve Wiesbadenu v roce 1996. Přístroj nabízí rychlou statickou a dynamickou diagnostiku páteře a zad. Výsledkem je tedy celkový trojrozměrný model, který vyobrazuje tvar a rotaci páteře s postavením pánve. Systém promítá linie bílého světla (rastrové linie) na záda sledované osoby pomocí světla ze světelného projektoru. Počítačový software pak analyzuje zakřivení čáry a generuje z něj pomocí metody fotogrammetrie model povrchu. Obr. 4.2 vykresluje princip triangulace. Pomocí této techniky je jednoduché určit pravolevou symetrii, která poukazuje na možnou přítomnost odchylek nebo deformit těla. Samotné vyhodnocení je automatické pomocí speciálního programu, který dokáže rekonstruovat povrch v trojrozměrném prostoru. [24]

Technologie zajišťuje vysokou přesnost měření a reprodukovatelnost. V průběhu časového měření mohou být provedeny různé posturální či jiné funkční testy (Rombergův test, Mathiassův test a podobně). Jeden interval snímkování trvá 6 sekund. Snímky jsou průměrovány pomocí softwaru zařízení a výsledná data mohou být použita pro výpočet Cobbova úhlu v diagnostice skoliózy a monitoringu vývoje křivky. [23]

4.1 Technická specifikace

Spolehlivost výsledků Formetric 4D analýzy povrchu zad byla stanovena s přibližně 500-ti digitalizovanými, objektivně číselně analyzovanými rentgenovými snímky. Systém je kalibrován pomocí kalibračního objektu (figuríny) ve výrobě. Při měření postoje jsou odchylky naměřených hodnot: boční odchylka páteře: cca 4mm, rotace obratlů: cca 3°. [24]

Analyzační přístroj se skládá z následujících modulů:

- Stereo Imager 800

Optická jednotka obsahuje paprskový projektor a k tomu pevně nastavený video-snímávací systém v hliníkovém krytu.

- LED světelný systém

U některých vyšetření je užitečné umístit speciální markery na některé části pacienta.

Tuto funkci zajišťuje LED zařízení.

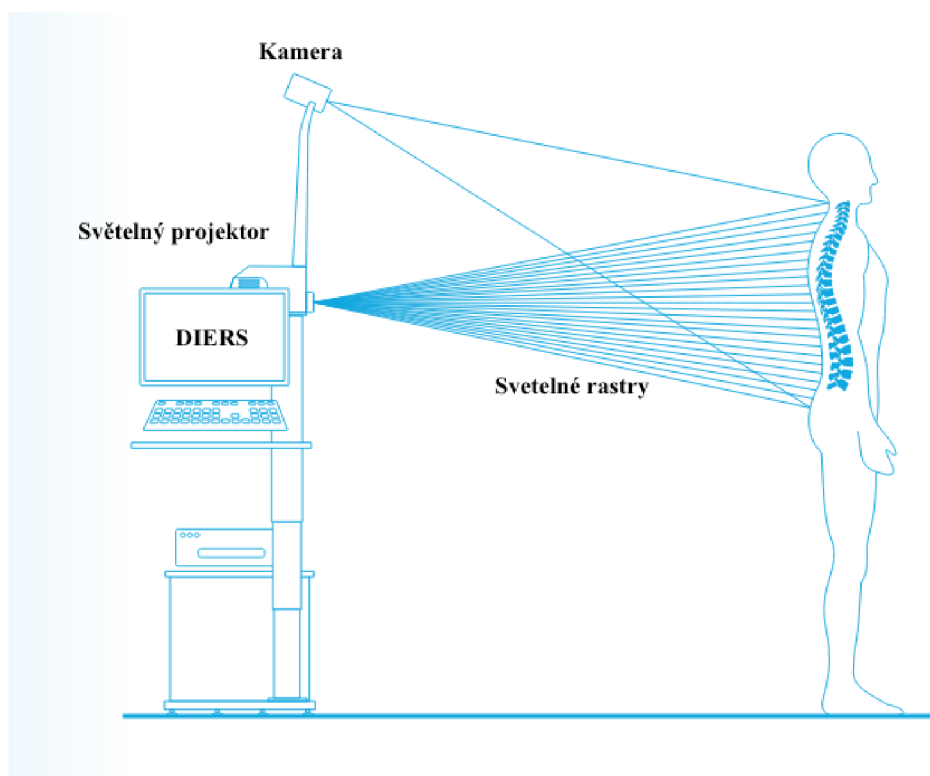
4.2 Použití systému DIERS

Systém používá jako hlavní funkci trojrozměrné měření povrchu zad a je používán na lidech. Jeho hlavní funkcí je získávání parametrů tvaru k sestavení rekonstrukce držení těla a k výpočtu zakřivení páteře, povrchu zad a postavení pánve. Jedná se o přístroj analyticko-diagnostický. Systém je bezkontaktní, automatickou a bezradiační měřicí metodou pro detekci a sestavení statiky těla. Princip bez zatížení ozářením ionizujícím zářením představuje vhodný prostředek k diagnostickému hodnocení a sledování skolióz a dalších vad páteře.

Zařízení DIERS formetric 4D je základním modulem celého systému DIERS. Systém se skládá i z doplňkových modulů DIERS Leg Axis, který realizuje rychlou a vysoce efektivní geometrickou analýzu dolních končetin, a DIERS Pedogait, který měří rozložení tlaku na chodidlo při chůzi. Systém DIERS poskytuje komplexní informace o staticce celého těla jediným měřicím procesem. Jedno měření přináší potřebné informace v následujících oblastech:

- zakřivení páteře (laterální i frontální),
- rotace obratlů,
- postavení pánve,
- svalová nerovnováha.

Díky automatické detekci anatomických bodů ve spolupráci s korelačním modelem, který popisuje závislost mezi povrchovými zakřiveními těla a orientací obratlů, je systém schopen zobrazit skutečné zakřivení páteře a postavení pánve. [26]



Obr. 4.2 Systém DIERS znázorňující princip triangulace [25]

4.2.1 Výhody systému DIERS

Systém DIERS je zařízení, které nevyzařuje. Na lidské tělo pouze promítá světelné paprsky, a tudíž mohou být lidé opakovaně skenováni tímto zařízením, aniž by to mělo negativní dopad na jejich zdraví. Skenovat lze také těhotné ženy a děti. Systém je diagnostickým zařízením, může však sloužit i pro stanovení terapeutických účinků vybraných na základě rozvinuté nebo vyvíjející se poruchy páteře.

4.2.2 Nevýhody systému DIERS

K nevýhodám tohoto systému patří omezené možnosti snímání. Systém dosud nebyl schopen snímat krční páteř. Navíc ženy musí mít opravdu sepnuté všechny vlasy, aby stín z vlasů nerušil nasnímání sedmého krčního obratle. Další nevýhodou je, že toto zařízení nedokáže skenovat subjekty s velkou nadváhou, lidi s tetováním nebo osoby s rozsáhle ochlupenými zády. Nevýhodou tohoto zařízení je také jeho velikost a hodnoty minimální vzdálenosti mezi zařízením a jednotlivými snímači, které je nutné striktně dodržovat.

4.3 Parametry

Trunk Length [mm] – Délka trupu je definována jako prostorová vzdálenost mezi vertebral prominens (VP) a středu sakroiliakálního skloubení (DM).

Sagittal Imbalance [mm] – Sagitální nerovnováha. Hodnota definovaná jako náklon osy, procházející mezi VP a DM v sagitální rovině. Kladná hodnota značí náklon vpřed, záporná náklon vzad.

Trunk imbalance [mm] – Nerovnováha trupu je definována jako boční odchylka VP od DM. Kladná hodnota znamená, že VP je posunuto doprava, záporná hodnota označuje posun doleva.

Coronal Imbalance [mm] – Koronální nerovnováha. Úhel mezi linkou spojující VP-DM a linkou přes VP.

Pelvic Obliquity [mm] – Pánevní nerovnost označuje výškový rozdíl bederních důlků založený na vodorovné rovině.

Pelvic Torsion [°] – Pánevní torze je vypočítána ze vzájemné torze povrchových normálů na lumbálních důlcích (vertikální složky).

Kyphotic Angle [°] – Kyfotický úhel. Jedná se o maximální kyfotický úhel, měřený mezi povrchovými tečnami horního inflexního bodu ICT v blízkosti VP a thorako-lumbálního inflexního bodu ITL.

Lordotic Angle [°] – Lordotický úhel. Jedná se o maximální lordotický úhel, měřený mezi povrchovými tečnami thorako-lumbálního inflexního bodu ITL a dolního lumbálně-sakrálního inflexního bodu ILS.

Vertebral Rotation (+max) [°] – Parametr značící rotaci obratle doleva.

Vertebral Rotation (-max) [°] – Parametr značící rotaci obratle doprava

Apical Deviation (+max) [mm] – Apikální odchylka. Tento parametr popisuje maximální pravostranou odchylku střední linie páteře od linie VP-DM ve frontální rovině.

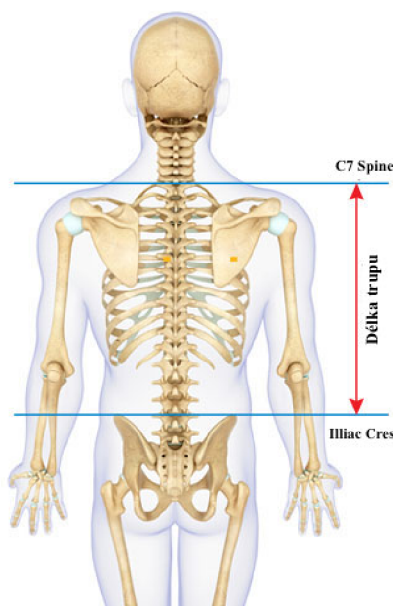
Apical Deviation (-max) [mm] – Tento parametr popisuje maximální levostranou odchylku střední linie páteře od linie VP-DM ve frontální rovině.

5 Parametry použité pro zjištění změny zakřivení páteře

5.1 Délka trupu

Délka trupu je jedním z nejdůležitějších antropometrických znaků a vyznačuje se vzdáleností sedmého krčního obratle (C7) po vrchol kyčelního hřebene podél páteře (vrchol kyčelní kosti). Obrázek 5.1 znázorňuje jednotlivé části. Sedmý krční obratel, nazývaný také vertebra prominens, je nejvýraznější trnový výběžek. Při pohmatu na zadní straně krku vyčnívá kostěný hrbolek obratle C7 více než u ostatních krčních obratlů. [27]

Hřeben kyčelního kloubu tvoří silný, zakřivený kostěný okraj na okraji kosti kyčelní. Vpředu je kokávní a zaoblený dovnitř, vzadu konvexní a zaoblený ven. Kyčelní hřeben je součástí pánve, a proto plní funkci stabilizace těla tím, že nese váhu páteře a horní části těla. Na hřeben kyčelního kloubu se upíná mnoho důležitých břišních svalů a svalů jádra těla, včetně ohýbačů kyčelního kloubu, svalů vzpřimovačů páteře, vnitřních a vnějších šikmých břišních svalů, svalů latissimus dorsi, příčného břišního svalu a tensor fasciae latae. [28]

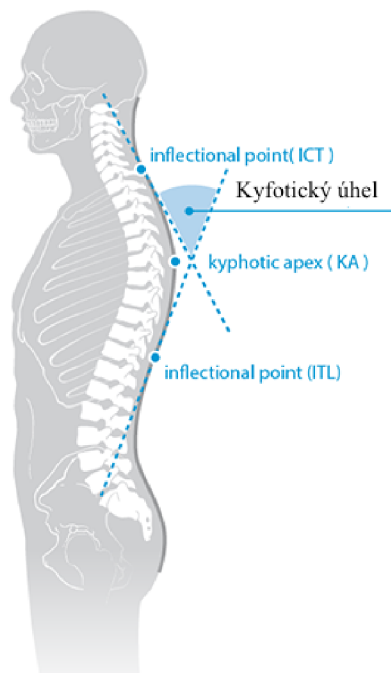


Obr. 5.1 Délka trupu [28]

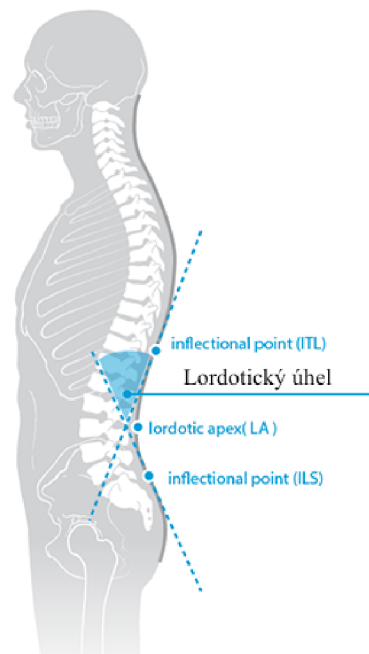
5.2 Kyfotický úhel

Kyfotický úhel (kyfóza) představuje přirozené zakřivení hrudní páteře, která je obvykle zakřivena dopředu o 20 až 45 stupňů. Kyfotický úhel je znázorněn na obrázku 5.2. Hrudní páteř je tvořena prostředními 12 obratli páteře. Tyto obratle navazují na žebra a tvoří část

zadní stěny hrudníku (oblast hrudního koše mezi krkem a bránicí). Ačkoli má být hrudní páteř zakřivená, pokud je zakřivení hrudní páteře větší 45 stupňů, považuje se to za abnormální nebo za deformaci páteře. Někdy se tato deformace označuje jako „kulaté držení zad“ nebo „hrbení“. [6]



Obr. 5.2 Kyfotický úhel [24]



Obr. 5.3 Lordotický úhel [24]

5.3 Lordotický úhel

Lordóza je definována úhlem mezi horní rovinou bederního obratle L1 a horní rovinou křížového obratle S1. Normální rozsah lordotického zakřivení je 20 až 60 stupňů. Obr. 5.3 znázorňuje lordotický úhel páteře. [29]

Existují důkazy, že úhel lordózy může být ovlivněn mnoha faktory, jako je věk, pohlaví, index tělesné hmotnosti, etnický původ a sport, což ztěžuje stanovení jednotných normálních hodnot. Normální lordóza by měla být stanovena na základě specifických charakteristik každého jedince. [30]

6 Metodika měření

Měření v této práci bylo schváleno etickou komisí Ústavu centra sportovních aktivit Vysokého učení technického v Brně s číslem projektu 1/22s. Testované osoby byly seznámeny s průběhem měření a před samotným započítáním výzkumu podepsaly informovaný souhlas. Anonymita probandů byla deklarována v informovaném souhlasu.

Měření probíhalo v laboratoři Centra sportovních aktivit Vysokého učení technického v Brně. Respondenti výzkumu byli seznámeni s využitím měření pro výzkumné účely. Během studie byly použity neinvazivní metody a v souvislosti s měřeními nebyly respondentům podávány žádné látky. Na začátku byl každý účastník seznámen s postupem měření a provedl písemný souhlas s poskytnutím osobních údajů a naměřených dat. Poté byl instruován v průběhu měření a nastaven do pozice korigovaného sedu s určením úhlu kolenního ohybu 100° . Velikost úhlu kolenního ohybu byla určena pro toto měření jako středová hodnota mezi obecným doporučením $90 - 10^\circ$ úhlu kolene při ergonomii pracovního zatížení vsedě. Pro analýzu držení těla vestoje, vsedě byla využita rastrová stereografie. Přístrojem DIERS formetric 4D byl snímán každý proband.

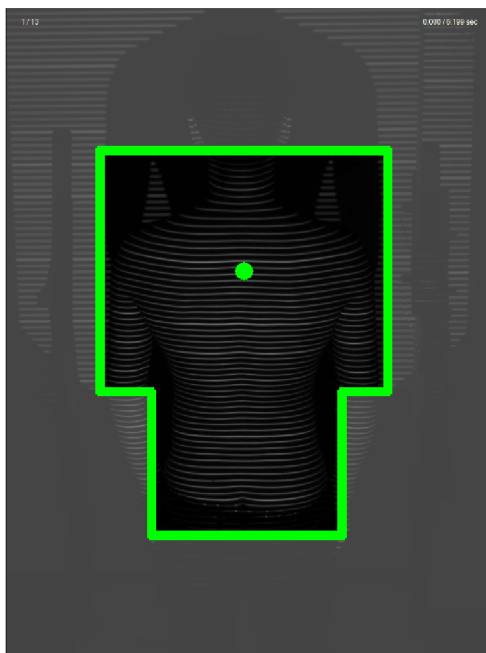
6.1 Postup měření

S každým probandem bylo měření provedeno nejprve dopoledne, poté odpoledne. Měření proběhlo nejdříve v pozici stoje, poté v pozici korigovaného sedu. Na měření byl proband instruován do pozice korigovaného sedu s určením úhlu kolenního ohybu 100° . Velikost úhlu kolenního ohybu byla určena pro toto měření jako středová hodnota mezi obecným doporučením $90 - 100^\circ$ úhlu kolene při ergonomii pracovního zatížení vsedě. Druhé měření bylo provedeno odpoledne, tak aby byla dodržena sedá aktivita v časové délce alespoň 6 hodin. Důležité je, aby většina pohybového chování jedince v uplynulé době mezi měřeními byla sedavého charakteru.

6.2 Příprava měření

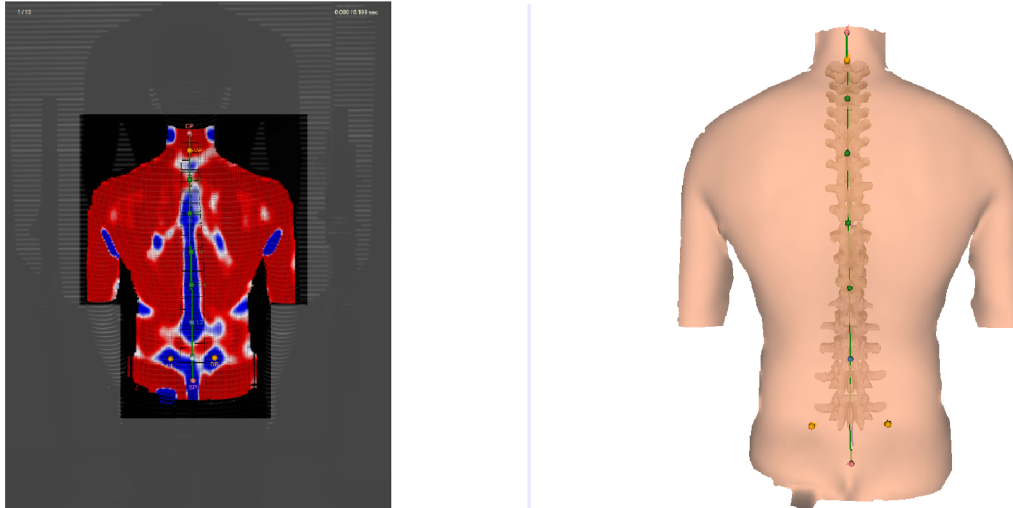
Na začátku byla provedena kalibrace přístroje. Rastrová stereografie musí být snímána na pokožce, proto musí být proband odhalen do pŕlky těla. Dále musí být odstraněny ze snímání oblasti šperky a vlasy. Kvůli pohlcování světla je problematické snímání tetovaných částí kůže.

Samotná měřicí místnost musí být tmavá. Po měření, které trvá 6 vteřin a přístroj provede 300 snímků, je nutné provést manuální korekci snímku a odstranění chyb, které mohly v průběhu snímkování vzniknout. Na začátku dochází k ohraničení oblasti. Tento krok je prvním krokem předzpracování, kdy systému vyznačíme oblast, ze které zpracuje jednotlivé parametry. Ohraničení oblasti v softwaru znázorňuje obrázek 6.2.1.



Obr. 6.2.1 Vyznačení oblasti zpracování v systému DIERS

Často vstupují do správnosti měření otoky, které mění správnost měření, a je nutná korekce snímaných obrazů. Korekce anatomických bodů a následné vykreslení 3D modelu jsou vyobrazeny na obrázku níže. Obrázek 6.2.2 znázorňuje v levé části obrázku modrou a červenou barvou vzdálenosti od infračervené kamery – červené části jsou blíže ke kameře, modré části jsou více vzdálené od kamery. Na pravé části obrázku je vidět 3D model lidských zad a vykreslená páteř. Obrázky byly vytvořeny v laboratoři.



Obr. 6.2.2 Anatomické body a 3D model v systému DIERS

Pro měření v sedu si pro subjekt nastavíme židličku bez opěrátko tak, aby měl úhel v koleni 100 stupňů. Měřený zaujme tzv. korigovaný sed, kdy bude kontakt celých chodidel na zemi. Kolena budou v poloze na šíři pánve (toho dosáhneme položením dvou pěstí mezi kolena). Paže budou volně podél těla, bude protažená krční páteř a vzpřímený hrudník. Při sedu se bude opírat o sedací hrboly a bude sedět spíše v první třetině židličky. Výška židličky bude zapsána a stejná výška se použije i pro odpolední měření pro daného jedince. Měření následovně proběhne stejně jako u měření vestoje a pomocí rastrové metody se udělají snímky do počítače.

7 Sběr dat

Výzkum probíhal v laboratořích Centra sportovních aktivit. Potřebné vybavení jako rám se světelným projektorem, počítačovým softwarem a stoličkou se nacházel v jedné místnosti. Rovněž v této místnosti probíhalo vyplňování dotazníků s informovaným souhlasem.

Měření jednoho probanda trvalo asi dvacet až třicet minut a probíhalo v brzkých ranních hodinách. Druhé měření pak probíhalo po minimálně šesti hodinách sedavé aktivity a opět trvalo dvacet minut.

7.1 Export dat

Data byla vyexportována do souboru pdf. Každé měření obsahovalo podrobné modely páteře a zad a jednotlivé technické parametry páteře s jednotkami. Technické parametry byly přeneseny do souboru Excel k následnému zpracování.

7.2 Zpracování dat

Zpracování dat proběhlo v prostředí programovacího jazyka Python. Nejprve došlo k načtení a vykreslení dat. Následně došlo k ověření normality dat pomocí testu pro ověření normality. Dále byly vytvořeny boxploty a histogramy pro vizuální porovnání dat. Na data byl použit statistický párový t-test pro zjištění změny mezi ranními a odpoledními měřeními. Byla porovnána p-hodnota s hladinou významnosti a zamítnuta či nezamítnuta nulová hypotéza.

7.3 Statistická analýza

7.3.1 Ověření normality dat

Testy normality doplňují grafické hodnocení normality. Hlavními testy pro posouzení normality jsou Kolmogorovův-Smirnovův (K-S) test, Lillieforsův korigovaný K-S test, Shapiro-Wilkův test, Andersonův-Darlingův test a další. Shapiro-Wilkův test je založen na korelaci mezi údaji a odpovídajícími normálními skóre a poskytuje lepší sílu než K-S test i po Lillieforsově korekci. Síla je nejčastějším měřítkem hodnoty testu normality – schopnosti odhalit, zda vzorek pochází z nenormálního rozdělení. Někteří výzkumníci doporučují Shapiro-Wilkův test jako nejlepší volbu pro testování normality dat. [31]

Po aplikaci Shapiro-Wilkova testu na dataset došlo ke zjištění, že parametr Délka trupu pro jednotlivé měření ve stoji i v sedu jsou s normálním rozložením. Kyfotický a Lordotický úhel test vyhodnotil jako nenormálně rozložené.

Při dostatečně velkých vzorcích (>30) by porušení předpokladu normality nemělo způsobit větší problémy. Z toho vyplývá, že se mohou použít parametrické postupy, i když data nejsou normálně rozložena. Podle centrální limitní věty platí, že pokud jsou data ve velkých vzorcích (>30 nebo 40), má výběrové rozdělení tendenci být normální bez ohledu na tvar dat. [31]

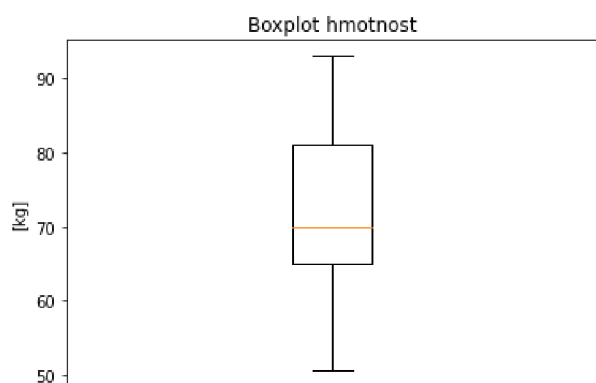
7.3.2 Parametrický párový test

Párový výběrový t-test, někdy nazývaný závislý výběrový t-test, je statistický postup používaný ke zjištění, zda je průměrný rozdíl mezi dvěma soubory pozorování nulový. Při párovém výběrovém t-testu se každý subjekt měří dvakrát, čímž vzniknou dvojice pozorování. Stejně jako mnoho jiných statistických postupů má i párový t-test dvě konkurenční hypotézy, nulovou a alternativní. Nulová hypotéza předpokládá, že skutečný průměrný rozdíl mezi párovými vzorky je nulový. Podle tohoto modelu jsou všechny pozorovatelné rozdíly vysvětleny náhodnou variací. Alternativní hypotéza naopak předpokládá, že skutečný průměrný rozdíl mezi párovými vzorky není roven nule. [32]

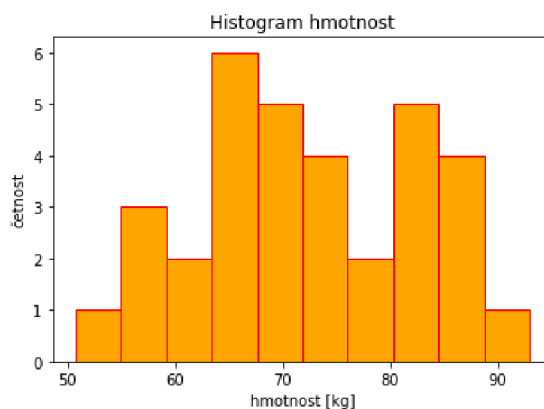
Parový výběrový t-test byl aplikován na parametry a byla porovnána hladina významnosti s p-hodnotou. Hladina významnosti byla pomocí literatury nastavena na hodnotu $\alpha = 0,05$. To odpovídá 5% (nebo menší) pravděpodobnosti, při které je výsledek podobný tomu, který byl pozorován, pokud by nulová hypotéza byla pravdivá.

7.4 Testované osoby

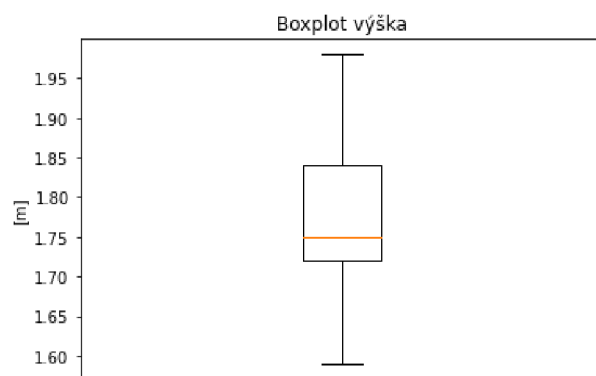
Na základě protokolu měření uvedeného výše bylo pomocí přístroje Diers 4D Formetric otestováno 33 studentů ve věku 19 až 29 let. Testovaná skupina byla tvořena 14 ženami a 19 muži. Průměrný věk všech testovaných osob byl v době měření $22,8 \pm 3$ roky, průměrná hmotnost $72,06 \pm 10,69$ kg a výška $1,77 \pm 0,096$ m.



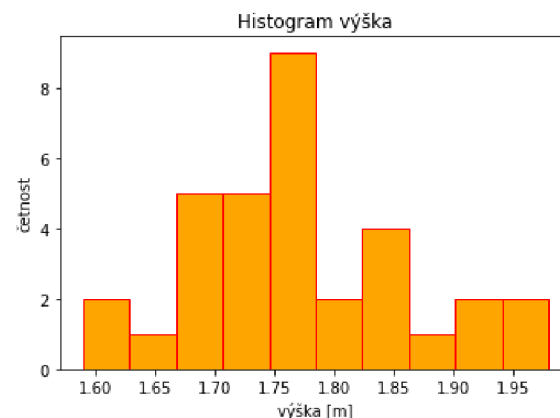
Obr. 7.4.1 Boxplot hmotnosti



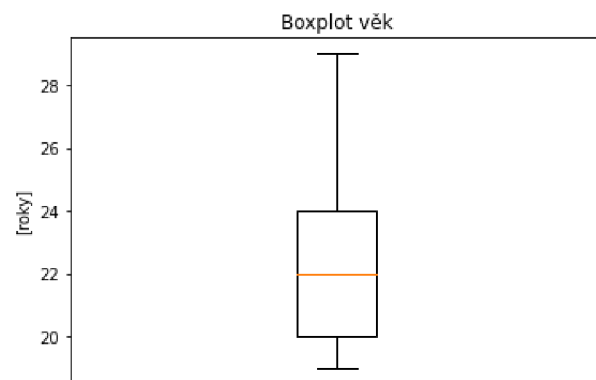
Obr. 7.4.2 Histogram hmotnosti



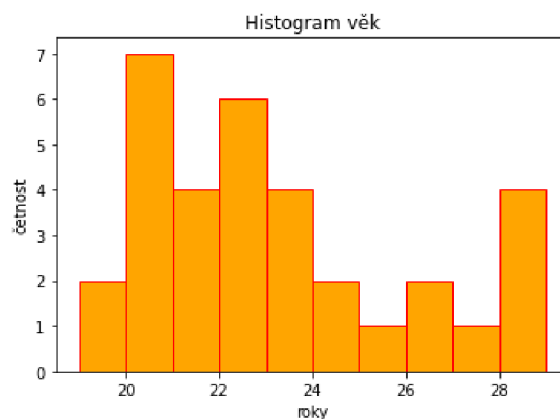
Obr. 7.4.3 Boxplot výšky



Obr. 7.4.4 Histogram výšky



Obr. 7.4.5 Boxplot věku

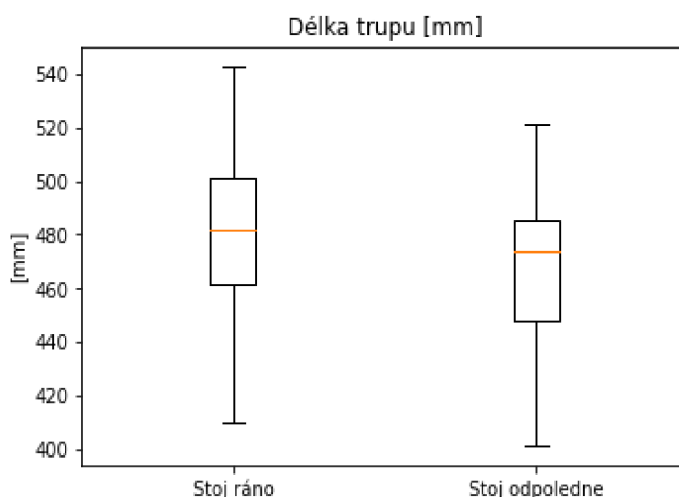


Obr. 7.4.6 Histogram věku

8 Výsledky

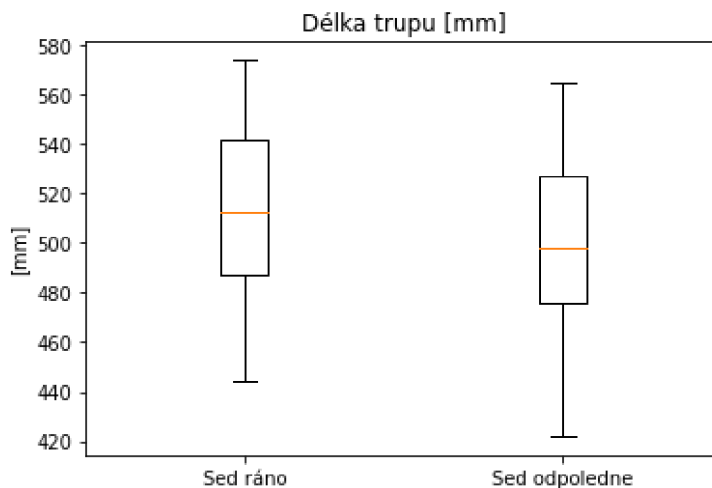
8.1 Výsledky délky trupu

Na obrázku 8.1.1 jsou zobrazeny dva krabicové grafy, které vykreslují rozložení dat délky trupu při stojí ráno a stojí odpoledne. Průměrná hodnota délky trupu při ranním měření byla 477,38 mm, směrodatná odchylka (SD) = 33,15. Průměrná hodnota při odpoledním měření byla 465,75 mm, SD = 32,04. Mediány jsou na boxplotech znázorněny pomocí červené čáry. Střední krabicová část je ohraničena shora 3. kvantilem a zespodu 1. kvantilem. Nachází se zde 50 % dat. Na konci krabicových grafů je znázorněno i maximum a minimum.

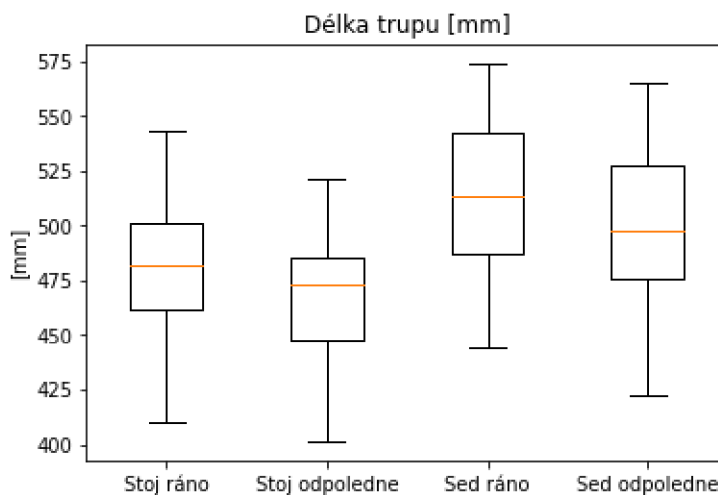


Obr. 8.1.1 Krabicové grafy délky trupu pro stoj ráno a odpoledne

Na obrázku 8.1.2 jsou dva krabicové grafy délky trupu při sedu pro ranní a odpolední měření. Průměrná hodnota byla při ranním měření 511,84 mm, SD = 35,10. Průměrná hodnota při odpoledním měření byla 498,28 mm, SD = 35,89. Obrázek 8.1.3 představuje jednotlivé krabicové grafy pro měření ve stojí i v sedu pro všechny časové okamžiky měření.

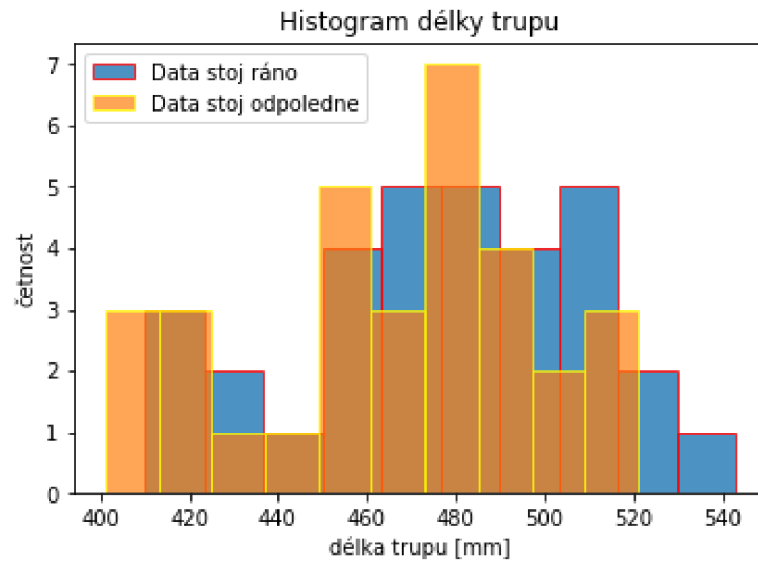


Obr. 8.1.2 Krabicové grafy délky trupu pro sed ráno a odpoledne



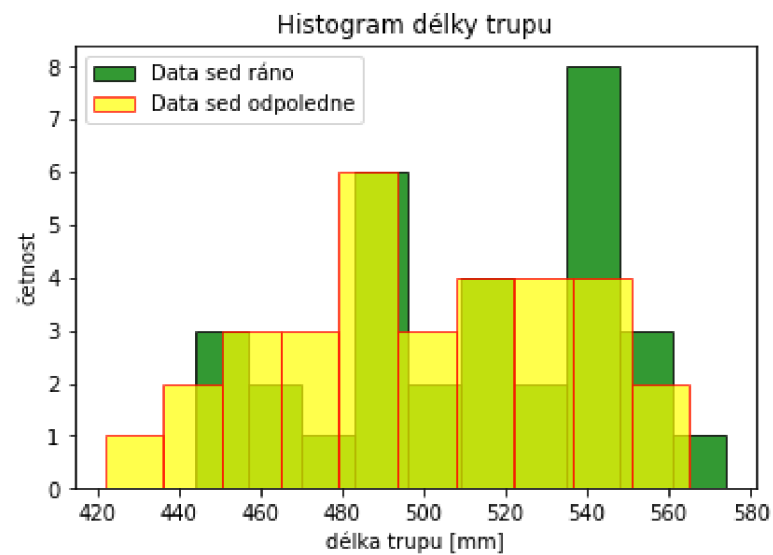
Obr. 8.1.3 Krabicové grafy délky trupu pro stoj ráno a odpoledne, sed ráno a sed odpoledne

Obrázek 8.1.4 vykresluje dva histogramy délky trupu při stoji pro ranní a odpolední měření. Oranžovou barvou jsou vyobrazena data při ranním stoji. Modrou barvou jsou vyobrazena data pro odpolední stoj. Na obrázku lze vidět jednotlivé překrytí sloupců v histogramu.



Obr. 8.1.4 Histogramy délky trupu pro stoj ráno a stoj odpoledne

Obrázek 8.1.5 vykresluje dva histogramy délky trupu při sedu pro ranní a odpolední měření. Zelenou barvou jsou vyobrazena data při ranním sedu. Žlutou barvou jsou vyobrazena data pro odpolední sed. Na obrázku je znázorněno překrytí sloupců v histogramu.

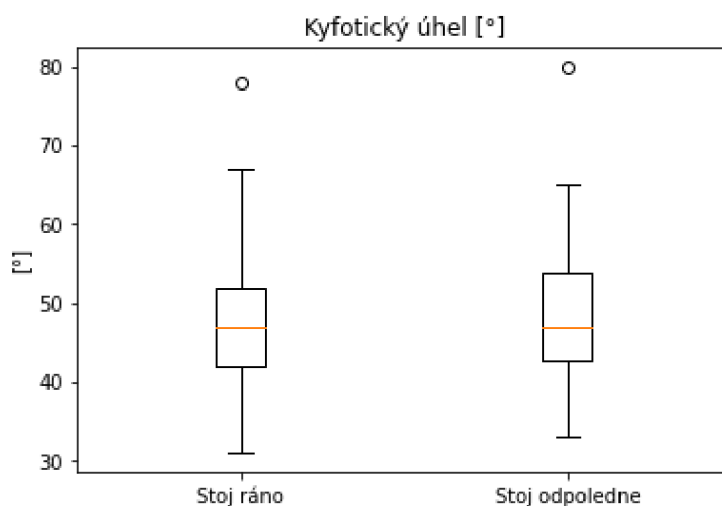


Obr. 8.1.5 Histogramy délky trupu pro sed ráno a sed odpoledne

Po použití párového parametrického testu s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$ byla zjištěna p-hodnota a porovnána s hladinou významnosti. V případě stoje vyšla p-hodnota pro délku trupu 0,000196. V případě stoje byla p-hodnota = 0,000074. V obou případech byl zjištěn signifikantní rozdíl mezi ranním a odpoledním měřením.

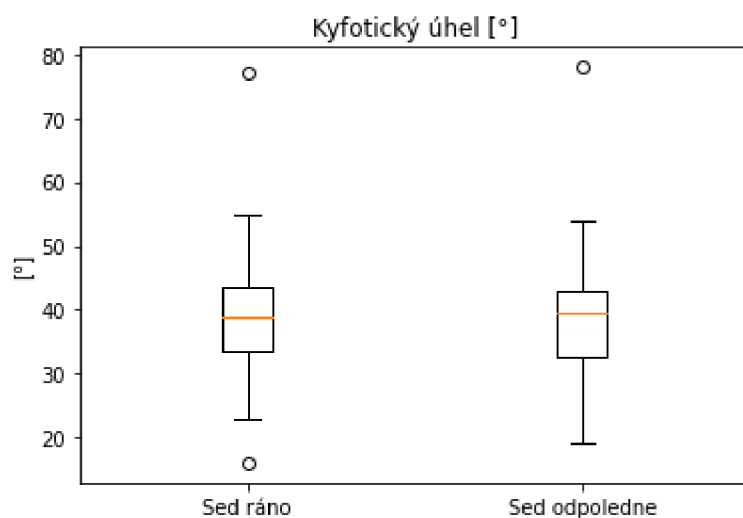
8.2 Výsledky kyfotického úhlu

Na obrázku 8.2.1 se nacházejí dva krabicové grafy, které znázorňují rozložení dat kyfotického úhlu při stoji ráno a stoji odpoledne. Při ranním měření jsme ve stoji získali průměrnou hodnotu kyfotického úhlu $47,84^\circ$, $SD = 9,64$. Při odpoledním měření jsme získali průměrnou hodnotu $48,69^\circ$, $SD = 9,70$. Krabicový graf nám vykresluje medián (červenou čarou), střední část krabicového grafu kvartily a kolečkem jsou vykresleny odlehlé hodnoty.



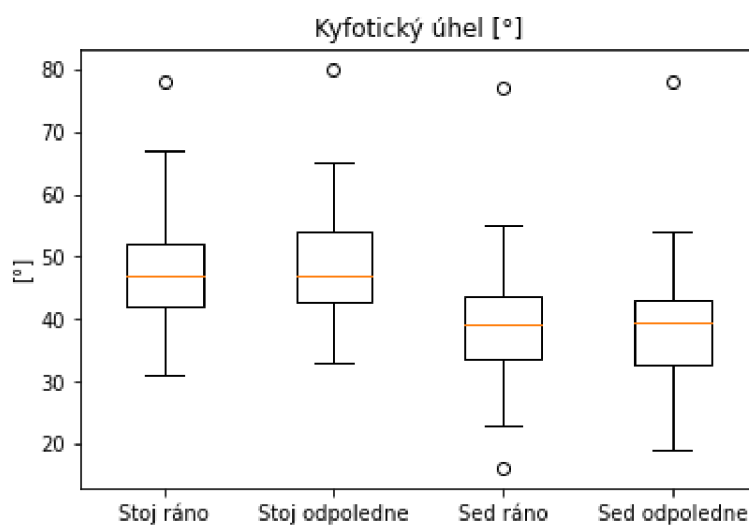
Obr. 8.2.1 Krabicové grafy kyfotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne

Na obrázku 8.2.2 jsou znázorněny dva krabicové grafy s rozložením dat kyfotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne. Průměrná hodnota kyfotického úhlu při ranním měření byla $39,22^\circ$, $SD = 10,82$. Při odpoledním měření byla průměrná hodnota $39,00^\circ$, $SD = 11,26$.



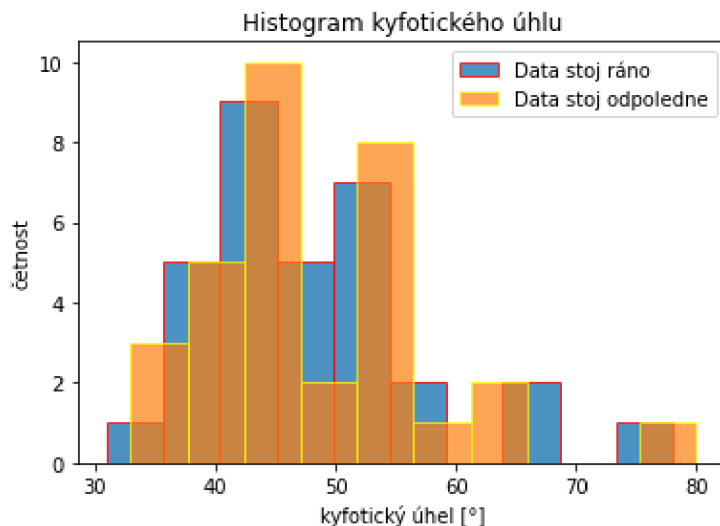
Obr. 8.2.2 Krabicové grafy kyfotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne

Na obrázku 8.2.3 se nacházejí jednotlivé krabicové grafy pro ranní a odpolední měření stoje a ranní a odpolední měření sedu.



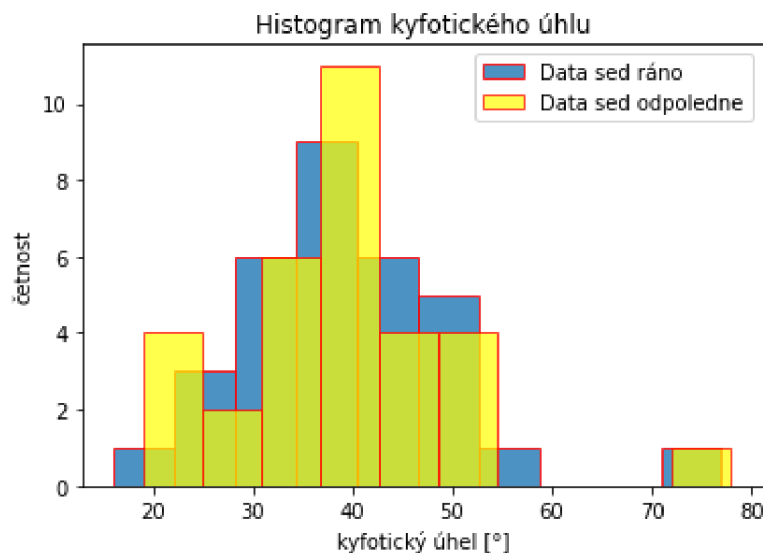
Obr. 8.2.3 Krabicové grafy kyfotického úhlu pro stoj ráno, stoj odpoledne, sed ráno, sed odpoledne

Obrázek 8.2.4 vykresluje dva histogramy kyfotického úhlu při stoji pro ranní a odpolední měření. Oranžovou barvou jsou vyobrazena data při ranním stoji. Modrou barvou jsou vyobrazena data pro odpolední stoj. Na obrázku lze vidět jednotlivé překrytí sloupců v histogramu.



Obr. 8.2.4 Histogramy kyfotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne

Obrázek 8.2.5 vykresluje dva histogramy kyfotického úhlu při sedu pro ranní a odpolední měření. Modrou barvou jsou vyobrazena data při ranním sedu. Žlutou barvou jsou vyobrazena data pro odpolední sed. Na obrázku je znázorněno překrytí sloupců v histogramu.

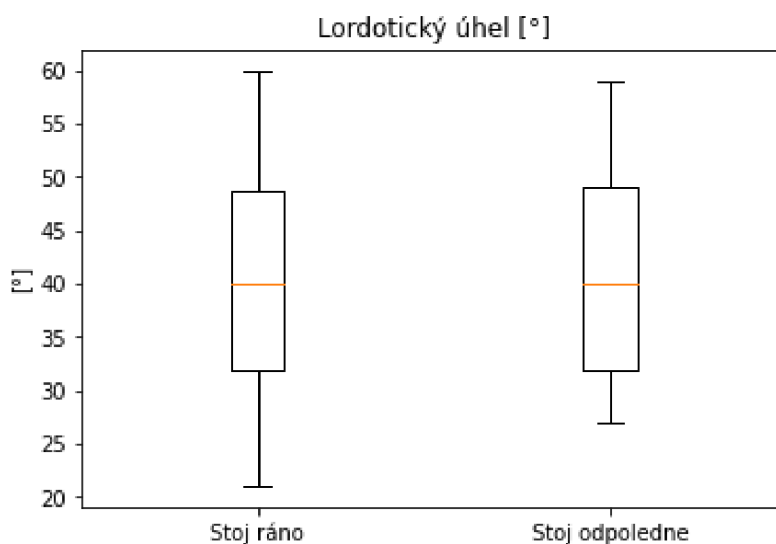


Obr. 8.2.5 Histogramy kyfotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne

Po použití párového parametrického testu s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$ byla zjištěna v případě stoje p-hodnota 0,207545. P-hodnota v měření v sedu pro kyfotický úhel byla 0,813605. Nulová hypotéza v obou případech nebyla zamítnuta. Po dlouhodobém sedu nedochází u kyfotického úhlu páteře k signifikantnímu rozdílu.

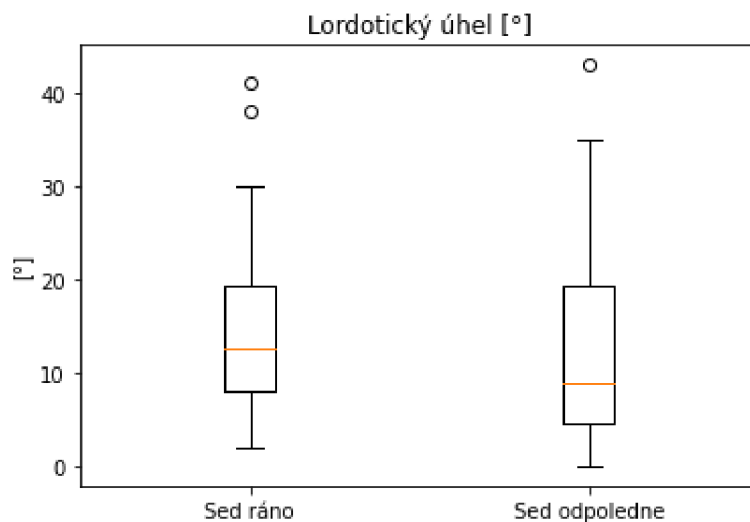
8.3 Výsledky lordotického úhlu

Na Obrázku 8.3.1 jsou zobrazeny dva krabicové grafy, které vykreslují rozložení dat lordotického úhlu při stoji ráno a stoji odpoledne. Průměrná hodnota lordotického úhlu při ranním měření byla $40,28^\circ$, $SD = 10,59$. Průměrná hodnota při odpoledním měření byla $41,13^\circ$, $SD = 9,98$.



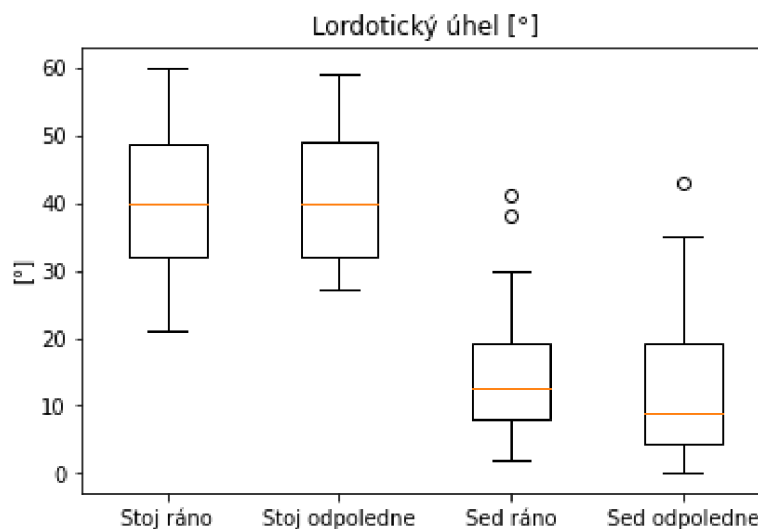
Obr. 8.3.1 Krabicové grafy lordotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne

Obrázek 8.3.2 vykresluje dva krabicové grafy pro lordotický úhel pro ranní a odpolední měření vsedě. Průměrná hodnota při ranním měření byla $14,72^\circ$, $SD = 9,83$. Při odpoledním měření byla průměrná hodnota $12,13^\circ$, $SD = 10,38$. Kolečka na grafu představují odlehlé hodnoty.



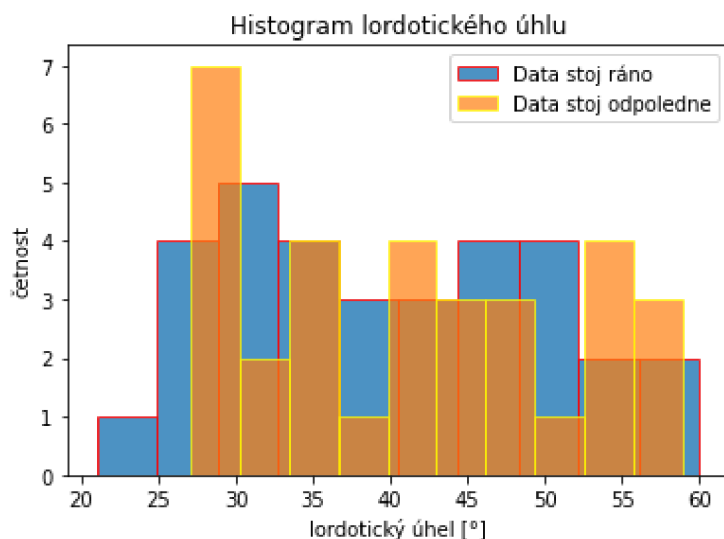
Obr. 8.3.2 Krabicové grafy lordotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne

Na obrázku 8.3.3 jsou vykresleny čtyři krabicové grafy pro ranní a odpolední měření ve stoji a následně ranní a odpolední měření v sedu.



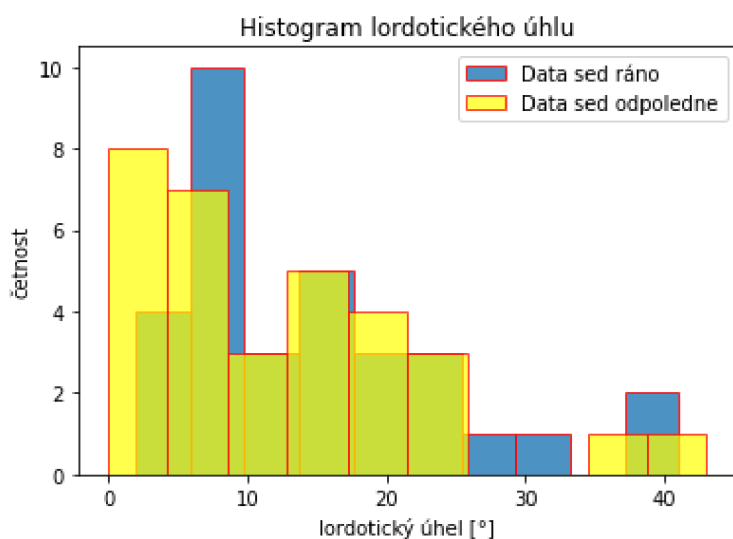
Obr. 8.3.3 Krabicové grafy lordotického úhlu pro stoj ráno, stoj odpoledne, sed ráno, sed odpoledne

Obrázek 8.3.4 vykresluje dva histogramy lordotického úhlu při stoji pro ranní a odpolední měření. Oranžovou barvou jsou vyobrazena data při ranním stoji. Modrou barvou jsou vyobrazena data pro odpolední stoj. Na obrázku lze vidět jednotlivé překrytí sloupců v histogramu.



Obr. 8.3.4 Histogramy lordotického úhlu pro stoj ráno a stoj odpoledne

Obrázek 8.3.5 vykresluje dva histogramy lordotického úhlu při sedu pro ranní a odpolední měření. Modrou barvou jsou vyobrazena data při ranním sedu. Žlutou barvou jsou vyobrazena data pro odpolední sed. Na obrázku je znázorněno překrytí sloupců v histogramu.



Obr. 8.3.5 Histogramy lordotického úhlu pro sed ráno a sed odpoledne

Po použití párového parametrického testu s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$ byla zjištěna v případě stoje p-hodnota = 0,429126. U lordotického úhlu ve stoje nebyl nalezen

signifikantní rozdíl. Pro měření v sedu byla vypočtena p-hodnota = 0,016375. V případě změny lordotického úhlu pro sed dochází během dne k signifikantnímu rozdílu.

9 Diskuse

Zobrazovací metody představují nejdůležitější způsob vyšetření deformit páteře. Tyto metody hrají zásadní roli při stanovení diagnóz, při sledování stavu terapie a slouží k indikaci k operačnímu řešení. Základem zobrazovacích metod je rentgenové snímání dlouhých formátů celé páteře se zachycením polohy pánve a kyčlí v předozadní a bočné projekci. Při RTG vyšetření tak pacient dostává vysoké dávky záření, především pokud je toto vyšetření často opakováno. Byl pozorován vyšší výskyt nádoru štítné žlázy, prsu či leukémie u pacientů opakovaně měřených RTG [33]. Proto byla v průběhu posledních let vyvinuta řada alternativních diagnostických postupů, které jsou založeny na analýze povrchu zad (videorasterstereografie Formetric, moiré topografie, optometrický systém, rasterstereografie a ultrazvuková topometrie).

Povrchová topografie je novodobou metodou analýzy povrchu zad a páteře a jejím hlavním cílem je snížit počet RTG vyšetření, protože využívá rastru bílého světla. Jeho výhodou je navíc poměrně přesné verifikování rotace obratlů, které jdou pomocí RTG jen těžko určit [34]. Další výhodou je trojrozměrné zobrazení, RTG snímky jsou pouze dvojrozměrné a neberou v potaz prostorový tvar měkkých tkání. Většina studií se zaměřuje především na to, zda povrchová topografie dokáže změřit stejný Cobbův úhel jako RTG vyšetření. Některé studie zjistily nízkou korelaci RTG a rasterstereografie (viz studie Weiss a Seibel nebo Drerup) [35], některé naopak korelaci potvrdili (viz studie Mangone a kol.) [34].

Zatím studie neukazují, že by povrchová analýza byla úplně přesná do takové míry, že by odstranila potřebu rentgenové vyšetření pro nemocné pacienty s deformitami páteře, nicméně má potenciál výrazně snížit RTG vyšetření během života. Můžeme tedy předpokládat, že povrchová analýza bude nabývat na významu v klinické praxi.

Praktická část práce byla zaměřená na porovnání parametrů získaných pomocí videorasterstereografického systému Formetric za statické situace ve stoje a v sedu u 33 subjektů, kteří seděli minimálně šest hodin v průběhu dne. Porovnáním parametrů statického stoje byl nalezen signifikantní rozdíl u délky trupu. U měření vsedu byl nalezen signifikantní rozdíl u délky trupu a lordotického úhlu. U ostatních měřených parametrů nebyly zaznamenány statisticky významné rozdíly. V případě délky trupu byla zamítnuta nulová hypotéza a přijata alternativní hypotéza u stoje i sedu. U kyfotického úhlu nebyla zamítnuta nulová hypotéza ani

v případě stoje, ani v případě sedu. U lordotického úhlu byla zamítnuta nulová a přijata alternativní hypotéza pouze v měření v sedu. U měření ve stoje nebyla nulová hypotéza zamítnuta.

Na otázku, zda se mění délka trupu během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě, odpovídáme: ano, mění. Na otázku, zda se mění kyfotický úhel během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě, odpovídáme: ne, nemění. Na otázku, zda se mění lordotický úhel během dne při dlouhodobé sedavé aktivitě, odpovídáme: ano, ale pouze v sedavém měření.

Matonoha ve své práci uvádí, že během dne dochází u člověka ke snižování postavy v důsledku zátěže meziobratlových plotének. Při měření došel k výsledkům, že hodnoty tělesné výšky při večerním měření se statisticky významně liší od ranních hodnot. [4] Kourtis a kol. ve své studii zjistili, že se výška páteře mění během dne, a to nejvíce při činnostech, jako je zvedání, vibrace celého těla a sezení. Při sezení se normální bederní lordóza zplošťuje a zvyšuje se intradiskální tlak. Bylo prokázáno, že při poloze vsedě dochází ke ztrátě výšky, která je způsobena jak kompresí a posunem meziobratlové ploténky, tak změnou postury. [36]

Carvalho a Elisa potvrdili v radiografické studii rozsáhlou flexi bederní páteře vsedě v porovnání se vzpřímeným stojem a maximální flexí. Studie využívala židle s několika různými konstrukčními prvky židle a měřila pomocí rentgenu bederní lordózu, úhly meziobratlových kloubů a sklon křížové kosti pomocí bočních bederních snímků. Výsledkem bylo, že samotná změna držení těla při sezení prostřednictvím konstrukčních prvků židle k vyřešení tohoto problému nestačí a tím zjistili, že podmínky židle měly minimální vliv na proměnné tlaku v sedadle. [37]

Lee a kol. ve své studii sledovali sledovaly změny sagitálního postavení bederní páteře při různých polohách (vestoje i vsedě). Byly pořizeny boční rentgenové snímky a porovnávány změny lordotických a segmentálních úhlů v různých polohách. Dolní bederní lordóza byla větší vestoje a snižovala se při změně polohy do sedu. [38] Lord a kol. v radiologické studii sledoval vliv polohy vsedě a vestoje na bederní lordózu pomocí rentgenových snímků. Bederní lordóza byla hodnocena pomocí měření Cobbova úhlu na bočních rentgenových snímcích. Bylo zjištěno, že bederní lordóza vestoje byla v průměru téměř o 50 % větší než vsedě. [39]

Drzał-Grabiec a kol. pomocí fotogrammetrické metodii porovnávali zakřivení páteře a parametry držení těla ve třech polohách: uvolněný stoj, uvolněný sed a korigovaný sed. Ve studii se čtyřiceti subjekty byly zjištěny změny z uvolněného stoje na uvolněný sed v poklesu

sklonu hrudní a bederní oblasti, hloubky hrudní kyfózy a hloubky bederní lordózy. Úhel bederní lordózy se významně zvýšil. Po korekci polohy vsedě se snížil sklon horní hrudní a thorakolumbální oblasti a zvýšila se hloubka hrudní kyfózy a bederní lordózy. [40]

Studie potvrzují, že zakřivení páteře se během dne mění. Na tyto změny mají vliv i činnosti spojené se sezením. Mnoha studií je zaměřeno na změnu výšky člověka a tyto studie potvrzují mé výsledky ve výzkumné otázce, zda se po dlouhodobé sedavé aktivitě mění délka trupu. Systémy povrchové analýzy zatím nejsou standardem v přesném zobrazování zakřivení páteře, avšak díky jeho výhodám se jedná o budoucnost této diagnostiky. V další navazující práci by bylo vhodné rozdělit pacienty podle věku a hodnotit parametry u různých věkových skupin, použít statické vyšetření a práci konkretizovat výběrem více parametrů.

Závěr

Úvodní kapitola práce je věnována postuře a posturální stabilitě těla. Vysvětlené jsou jednotlivé komponenty osového systému. Další kapitola je zaměřena na páteř a zakřivení páteře. Kapitola se věnuje vlivu sedavého chování na páteř a také je popsáno vertikální zatížení páteře a korigovaný sed. V této kapitole jsou popsány i onemocnění spojená s dlouhodobým sedavým chováním a důsledky nedostatečné aktivity. Kapitola třetí se věnuje metodám hodnocení páteře, a to vysvětlení principu jednotlivých invazivních a neinvazivních metod. Především je zde vysvětlena optická metoda, pomocí které je uskutečněno měření práce. Další kapitola pojednává o přístroji optické skenovací metody Diers 4D Formetric a jeho principu, funkčnosti, technických parametrech, výhodách a nevýhodách. Jeho funkce spočívá v analýze zadního povrchu těla a vykreslení trojrozměrného modelu zad s použitím promítání bílého světla ze světelného projektoru na svlečená záda jedince. Na základě znalostí přístroje a jeho měření byla vytvořena metodika, podle které byly naměřeny data od 33 subjektů.

Praktickým cílem práce bylo zjistit, jak se mění zakřivení páteře po dlouhodobé sedavé aktivitě. K tomu byly porovnány tři parametry: délka trupu, kyfotický a lordotický úhel, a to ve stoji a v sedu. Porovnávaly se data z ranního a odpoledního měření. Tyto měření byly uskutečněny tak, aby každý proband během dvou měření seděl alespoň šest hodin. Bylo zjištěno, že se signifikantně mění délka trupu po dlouhodobé sedavé aktivitě při stoji i sedu. Zároveň byla zjištěna signifikantní změna při lordotickém úhlu v případě sedu. Při měření došlo k závěru, že dlouhodobá sedavá aktivita nemá vliv na změnu kyfotického úhlu a lordotického úhlu v případě měření ve stoje. Výsledky byly uskutečněny pomocí statistických testů v programovacím jazyku Python.

V rámci práce došlo ke zjištění, jaké parametry se po dlouhodobé sedavé aktivitě mění. Bylo by zajímavé těchto parametrů porovnat více, zároveň však dbát na to, že některé parametry mají velice malé hodnoty a jejich změna může být dána například odchylkou přístroje a nepřesného měření. Každodenní špatné návyky nejen v oblasti dlouhého sezení ve škole nebo práci ovlivňují naše tělo a mohou přispět k deformaci postavy, chronickým bolestí a jiných problémů.

Seznam použité literatury

- [1] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-695-3.
- [2] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626571.
- [3] VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. Část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 12112658.
- [4] MATONOHA, Aleš. *Změna výšky člověka během dne* [online]. Brno, 2006 [cit. 2022-05-25]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/th/dufkn/>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce Jan NOVOTNÝ.
- [5] DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie*. Vyd. 2., přeprac. a dopl. Olomouc: EPAVA, 2000. ISBN 80-86297-05-5.
- [6] Print Scheuermann's Kyphosis. *UNIVERSITY of MARYLAND MEDICAL CENTRE* [online]. [cit. 2022-05-25]. Dostupné z: <https://www.umms.org/ummc/health-services/orthopedics/services/spine/patient-guides/scheuermanns-kyphosis>.
- [7] DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024716480.
- [8] KESSEL, L. The physiology of the joints. Volume 3. The trunk and the vertebral column. I. A. Kapandji, Paris. Second edition. 275 × 220 mm. Pp. 251, with 397 illustrations. 1974. Edinburgh: Churchill Livingstone. £4. *British Journal of Surgery* [online]. 1975, 62(5), 419-419 [cit. 2021-12-27]. ISSN 0007-1323. Dostupné z: doi:10.1002/bjs.1800620542.
- [9] ROUSSOULY, Pierre a Colin NNADI. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *European Spine Journal* [online]. 2010, 19(11), 1824-1836 [cit. 2022-04-29]. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-010-1476-9.
- [10] TEIXEIRA, FA a GA CARVALHO. Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do método flexicurva. *Revista Brasileira de Fisioterapia* [online].

- 2007, **11**(3) [cit. 2022-04-29]. ISSN 1413-3555. Dostupné z: doi:10.1590/S1413-35552007000300005.
- [11] GILBERTOVÁ, Sylva a Oldřich MATOUŠEK. *Ergonomie: optimalizace lidské činnosti*. Praha: Grada, 2002. ISBN 8024702266.
- [12] HAMILL J., & Knutzen, K. M. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 2003, Druhé vydání, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 978-0781734059.
- [13] WILKE, Hans-Joachim, Peter NEEF, Marco CAIMI, Thomas HOOGLAND a Lutz E. CLAES. New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life. *Spine* [online]. 1999, **24**(8), 755-762 [cit. 2021-12-27]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-199904150-00005.
- [14] RAŠEV, Eugen. *Škola zad*. Praha: Direkta, [1992]. ISBN 80-900272-6-1.
- [15] CHO, Il Youp, Si Young PARK, Jong Hoon PARK, Tae Kwon KIM, Tae Wan JUNG a Hyun Min LEE. The Effect of Standing and Different Sitting Positions on Lumbar Lordosis: Radiographic Study of 30 Healthy Volunteers. *Asian Spine Journal* [online]. 2015, **9**(5) [cit. 2021-12-27]. ISSN 1976-1902. Dostupné z: doi:10.4184/asj.2015.9.5.762.
- [16] MARTINKOVÁ, Jana. *Poškození pohybového aparátu při práci v kanceláři*. 2. vyd. Praha: Mladá fronta, 2010. Lékař a pacient. ISBN 978-80-204-2341-2.
- [17] TRNAVSKÝ, Karel a Jaromír KOLAŘÍK. *Onemocnění kloubů a páteře v praxi*. Praha: Galén, 1997. ISBN 80-85824-65-5.
- [18] RYCHLÍKOVÁ, Eva. *Manuální medicína: průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch*. 2. přeprac. vyd. Praha: Maxdorf, 1997. ISBN 80-85800-46-2.
- [19] BURSOVÁ, Marta. *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. Praha: Grada, 2005. Fitness, síla, kondice. ISBN 80-247-0948-1.
- [20] MALANGA, Gerard. *Sitting Disease and Its Impact on Your Spine* [online]. *Spineuniverse* [online]. Mar 14, 2019 [cit. 2022-05-26]. Dostupné z: <https://www.spineuniverse.com/wellness/ergonomics/sitting-disease-its-impact-your-spine>
- [21] VRTOVEC, Tomáš, Franjo PERNUŠ a Boštjan LIKAR. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal* [online]. 2009,

- 18(5)**, 593-607 [cit. 2022-04-28]. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-009-0913-0.
- [22] OKPALA, FO. Measurement of lumbosacral angle in normal radiographs: A retrospective study in Southeast Nigeria. *Annals of Medical and Health Sciences Research* [online]. 2014, **4(5)** [cit. 2022-04-29]. ISSN 2141-9248. Dostupné z: doi:10.4103/2141-9248.141548.
- [23] VOJTÍKOVÁ, Lenka a Jitka VAŘEKOVÁ. Hodnocení držení těla v tělovýchovné praxi. *Tělesná výchova a sport mládeže: odborný časopis pro učitele, trenéry a cvičitele*. Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu UK, 2016, **82(3)**, 37-42 [cit. 2022-04-29]. ISSN 1210-7689.
- [24] DIERS. [online]. DIERS formetric 4D – Functional Analysis of the Musculoskeletal System. ©2012. [cit. 2021-12-27]. Dostupné z: <https://diers.eu/en/products/>.
- [25] ROMAN, Inge, Michiel LUYTEN, Hendrik CROONENBORGHS, Grégoire LASON, Luc PEETERS, Geert BYTTEBIER a Frank COMHAIRE. Relating the Diers formetric measurements with the subjective severity of acute and chronic low back pain. *Medical Hypotheses* [online]. 2019, **133** [cit. 2021-12-31]. ISSN 03069877. Dostupné z: doi:10.1016/j.mehy.2019.109390.
- [26] DULINA, Ľuboslav, Arkadiusz GOLA, Martin GAŠO, Blanka HORVÁTHOVÁ, Eleonóra BIGOŠOVÁ, Miroslava BARBUŠOVÁ, Dariusz PLINTA a Jiří KYNCL. Influence of Various Types of Office Desk Chair for Dynamizing the Operation Assessed by Raster Stereography. *Applied Sciences* [online]. 2021, **11(11)** [cit. 2021-12-27]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app11114910.
- [27] SLOSAR, Paul. *Cervical Vertebrae* [online]. [cit. 2022-05-25]. Dostupné z: <https://www.spine-health.com/conditions/spine-anatomy/cervical-vertebrae>.
- [28] QUINN, Elizabeth. *The Anatomy of the Iliac Crest* [online]. November 15, 2021 [cit. 2022-05-25]. Dostupné z: <https://www.verywellhealth.com/iliac-crest-definition-3120351>.
- [29] BAE, Tae Soo a Museong MUN. Effect of lumbar lordotic angle on lumbosacral joint during isokinetic exercise: A simulation study. *Clinical Biomechanics* [online]. 2010, **25(7)**, 628-635 [cit. 2022-05-25]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.004.

- [30] BEEN, Ella a Leonid KALICHMAN. Lumbar lordosis. *The Spine Journal* [online]. 2014, **14**(1), 87-97 [cit. 2022-05-25]. ISSN 15299430. Dostupné z: doi:10.1016/j.spinee.2013.07.464.
- [31] GHASEMI, Asghar a Saleh ZAHEDIASL. Normality Tests for Statistical Analysis: A Guide for Non-Statisticians. *International Journal of Endocrinology and Metabolism* [online]. 2012, **10**(2), 486-489 [cit. 2022-05-30]. ISSN 1726-913X. Dostupné z: doi:10.5812/ijem.3505
- [32] *Paired T-Test* [online]. [cit. 2022-05-30]. Dostupné z: <https://www.statisticssolutions.com/free-resources/directory-of-statistical-analyses/paired-sample-t-test/>
- [33] REPKO, Martin, Martin KRBEČ, Andrea ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, Richard CHALOUPKA a Jiří NEUBAUER. Zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit páteře. *Ces Radiol.* 2007, roč. 61, č. 1, s. 74-79. [cit. 2022-05-30]. Dostupné z: http://cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701_74.pdf
- [34] MANGONE, Massimiliano, Paolo RAIMONDI, Marco PAOLONI, Sabina PELLANERA, DI RENZO, DIMAGGIO, SANTILLI. Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography. *European Spine Journal.* 2013, roč. 22, č. 2, s. 367-371. [cit. 2022-05-30]. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-012-2564-9>
- [35] WEISS, HR., S.SEIBEL a M.MORAMARCO. Adolescent Idiopathic Scoliosis: Etiological concepts and implication for treatment. *OA Musculoskeletal Medicine.* 2013, roč. 1, č.3, s. 1-5. [cit. 2022-05-30]. Dostupné z: <https://www.oapublishinglondon.com/images/article/pdf/1423918441.pdf>
- [36] Kourtis, Dimitrios & Magnusson, Marianne & Smith, Francis & Hadjipavlou, Alex & Pope, Malcolm. (2004). Spine Height and Disc Height Changes As the Effect of Hyperextension Using Stadiometry and MRI. *The Iowa orthopaedic journal.* 24. 65-71.
- [37] Carvalho, D.E. (2015). Spine Biomechanics of Prolonged Sitting: Exploring the Effect Chair Features, Walking Breaks and Spine Manipulation have on Posture and Perceived Pain in Men and Women.

- [38] LEE, Eui Seok, Cheol Woong KO, Seung Woo SUH, Suresh KUMAR, Il Kuy KANG a Jae Hyuk YANG. The effect of age on sagittal plane profile of the lumbar spine according to standing, supine, and various sitting positions. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. 2014, **9**(1) [cit. 2022-05-26]. ISSN 1749-799X. Dostupné z: doi:10.1186/1749-799X-9-11.
- [39] Lord, Michael J. MD; Small, John M. MD; Dinsay, Jocylane M. RN, MN; Watkins, Robert G. MD Lumbar Lordosis, *Spine*: November 1, 1997 - Volume 22 - Issue 21 - p 2571-2574.
- [40] DRZAŁ-GRABIEC, Justyna, Aleksandra TRUSZCZYŃSKA, Małgorzata FABJAŃSKA a Zbigniew TRZASKOMA. Changes of the body posture parameters in the standing versus relaxed sitting and corrected sitting position. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 2016, **29**(2), 211-217 [cit. 2022-06-02]. ISSN 10538127. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-150616

Seznam symbolů a zkratk

CNS	Centrální nervová soustava
m.	Musculus
VP	Vertebral prominens
DM	Střed sakroiliakálního skloubení
ICT	Inflexní bod krční hrudní
ITL	Inflexní bod hrudní bederní
ILS	Inflexní bod bederní křížový
K-S	Kolmogorovův-Smirnovův
SD	Směrodatná odchylka