

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

POROVNÁNÍ TVARU PÁTEŘE VE STOJI A VE TŘECH VARIANTÁCH SEDU

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Eliška Mertlíková, fyzioterapie

Vedoucí práce: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Bc. Eliška Mertlíková

Název diplomové práce: Porovnání tvaru páteře ve stoji a ve třech variantách sedu

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2017

Abstrakt: Cílem této diplomové práce je změřit a posoudit tvar páteře ve frontální a v sagitální rovině ve stoji, ve spontánním sedu a v sedu s překříženou pravou dolní končetinou přes levou (KP) a levou přes pravou (KL) prostřednictvím diagnostického systému DTP-3. Výzkumu se zúčastnilo 35 žen, věk $22,5 \pm 1,6$ let (průměr \pm SD), tělesná výška $168,7 \pm 6,1$ cm, hmotnost $63,4 \pm 7,9$ kg. Měření proběhlo systémem DTP-3. Krční páteř byla vyhodnocována v úseku C3-Th1, hrudní v úseku Th1–Th12 a bederní páteř v úseku Th12-L5. Náklon pánve byl vyhodnocen podle postavení spinae iliacae posteriores superiores. Výzkum ukázal, že v sedě s překříženou dolní končetinou dochází ke kyfotizaci bederní páteře v sagitální rovině při KP s hodnotami $4,7 \pm 6,2^\circ$ (průměr \pm SD) a $4,0 \pm 7,1^\circ$ při KL, ke zvětšení náklonu pánve doprava na $-1,7^\circ \pm 2,9^\circ$ při KP a doleva $2,4 \pm 2,8^\circ$ při KL. Dále dochází k lateroflexi bederní páteře ($-1,9 \pm 4,0^\circ$ doprava při KP a $3,1 \pm 4,7^\circ$ doleva při KL) a hrudní páteře v rovině frontální ($1,4 \pm 4,6^\circ$ doleva při KP a $-1,7 \pm 5,1^\circ$ doprava při KL). Dlouhodobé sezení v pozici, kdy dochází ke kyfotizaci bederní páteře vede k neideálnímu zatěžování meziobratlových plotének a udává se jako rizikový faktor vzniku nespecifické bolesti dolní části zad.

Klíčová slova: diagnostický systém DTP-3, stoj, sed, sed s nohou přes nohu, křivka páteře

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name nad surname: Bc. Eliška Mertlíková

Title of the thesis: The comparison of the spinal shape in the standing posture and three sitting postures

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

The year of presentation: 2017

Abstract: The aim of this diploma thesis is to measure and assess the spinal shape in frontal and sagittal planes in the standing posture, a spontaneous sitting posture and the crossed leg sitting posture with the right lower limb crossed over the left (CR) and with the left lower limb crossed over the right (CL). The diagnostic system DTP-3 was used for the measurement. The research included 35 women aged 22.5 ± 1.6 years (the average \pm SD) with the height of 168.7 ± 6.1 cm and weight of 63.4 ± 7.9 kg. The measurement performed used the system DTP-3. The cervical spine was assessed in the section C3-Th1; thoracic spine in the section Th1-Th12 and the lumbar spine in the section Th12-L5. The pelvic inclination was assessed according to the position of spinae iliacae posteriores superiores. The research showed that in the crossed leg sitting posture, the kyphotization of the lumbar spine in the sagittal plane occurs. Its values are $4.7 \pm 6.2^\circ$ (the average \pm SD) at CR and $4.0 \pm 7.1^\circ$ at CL. Apart from this, the pelvic inclination to the right increases to $-1.7^\circ \pm 2.9^\circ$ at CR and to the left to $2.4 \pm 2.8^\circ$ at CL. Also, there occurs the lateroflexion of lumbar spine ($-1.9 \pm 4.0^\circ$ to the right at CR and $3.1 \pm 4.7^\circ$ to the left at CL) and of thoracic spine in the frontal plane ($1.5 \pm 4.6^\circ$ to the left at CR and $-1.7 \pm 5.1^\circ$ to the right at CL). Sitting for a long time in a position which leads to the kyphotization of lumbar spine results in non-ideal load of intervertebral discs and is reported as a risk factor for the emergence of non-specific low back pain.

Keywords: diagnostic system DTP-3, standing, sitting, crossed-leg sitting position, curvature

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně s odbornou pomocí RNDr. Jakuba Krejčího, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 7. dubna 2017

.....

Děkuji RNDr. J. Krejčímu, Ph.D. za ochotu, pomoc a cenné rady, které mi poskytl při měření a zpracování diplomové práce.

Obsah

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | SEZNAM ZKRATEK | 8 |
| 2 | ÚVOD | 9 |
| 3 | PŘEHLED POZNATKŮ | 10 |
| 3.1 | FUNKČNÍ ANATOMIE OSOVÉHO APARÁTU..... | 10 |
| 3.1.1 | <i>Obratle</i> | 10 |
| 3.1.2 | <i>Spojení obratlů</i> | 11 |
| 3.1.3 | <i>Pánev a kyčelní klouby</i> | 12 |
| 3.1.4 | <i>Meziobratlová ploténka</i> | 13 |
| 3.2 | KINEZIOLOGIE OSOVÉHO APARÁTU..... | 15 |
| 3.2.1 | <i>Pohyby páteře</i> | 17 |
| 3.2.2 | <i>Kineziologie pánve a kyčelního kloubu</i> | 20 |
| 3.3 | SED..... | 21 |
| 3.3.1 | <i>Kineziologie sedu</i> | 21 |
| 3.3.2 | <i>Vhodná pozice sedu</i> | 22 |
| 3.4 | SED S PŘEKŘÍŽENOU DOLNÍ KONČETINOU..... | 23 |
| 3.5 | BOLEST ZAD..... | 24 |
| 3.6 | SOUVISLOST SEZENÍ A BZ..... | 25 |
| 3.6.1 | <i>Ukotvení pohybových návyků</i> | 25 |
| 4 | CÍLE | 27 |
| 5 | HYPOTÉZY | 28 |
| 5.1 | HYPOTÉZA 1..... | 28 |
| 5.2 | HYPOTÉZA 2..... | 28 |
| 5.3 | HYPOTÉZA 3..... | 28 |
| 5.4 | HYPOTÉZA 4..... | 29 |
| 5.5 | HYPOTÉZA 5..... | 29 |
| 5.6 | HYPOTÉZA 6..... | 29 |
| 5.7 | HYPOTÉZA 7..... | 30 |
| 6 | METODIKA | 31 |
| 6.1 | VÝZKUMNÝ SOUBOR..... | 31 |
| 6.2 | SBĚR DAT..... | 32 |
| 6.3 | STANDARDIZACE POLOH MĚŘENÍ..... | 33 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 6.4 | PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ | 34 |
| 6.4.1 | <i>System DTP-3</i> | 34 |
| 6.5 | ANALÝZA DAT..... | 36 |
| 6.5.1 | <i>Zpracování záznamu</i> | 36 |
| 6.5.2 | <i>Statistické zpracování dat</i> | 37 |
| 7 | VÝSLEDKY | 38 |
| 7.1 | HODNOCENÍ NÁKLONU PÁNVE VE FRONTÁLNÍ ROVINĚ..... | 39 |
| 7.2 | HODNOCENÍ ZAKŘIVENÍ BEDERNÍ PÁTEŘE VE FRONTÁLNÍ ROVINĚ..... | 40 |
| 7.3 | HODNOCENÍ ZAKŘIVENÍ HRUDNÍ PÁTEŘE VE FRONTÁLNÍ ROVINĚ | 41 |
| 7.4 | HODNOCENÍ ZAKŘIVENÍ KRČNÍ PÁTEŘE VE FRONTÁLNÍ ROVINĚ | 42 |
| 7.5 | HODNOCENÍ ZAKŘIVENÍ BEDERNÍ PÁTEŘE V SAGITÁLNÍ ROVINĚ | 43 |
| 7.6 | HODNOCENÍ ZAKŘIVENÍ HRUDNÍ PÁTEŘE V SAGITÁLNÍ ROVINĚ..... | 44 |
| 7.7 | HODNOCENÍ ZAKŘIVENÍ KRČNÍ PÁTEŘE V SAGITÁLNÍ ROVINĚ..... | 45 |
| 8 | DISKUZE..... | 47 |
| 8.1.1 | <i>Radiografické metody</i> | 48 |
| 8.1.2 | <i>Optické metody</i> | 49 |
| 8.1.3 | <i>DTP-3</i> | 50 |
| 8.2 | LIMITY STUDIE | 50 |
| 8.3 | SED..... | 51 |
| 9 | ZÁVĚR..... | 54 |
| 10 | SOUHRN | 55 |
| 11 | SUMMARY | 56 |
| 12 | REFERENČNÍ SEZNAM..... | 58 |
| 13 | PŘÍLOHY | 61 |
| 13.1 | SEZNAM PŘÍLOH | 61 |
| 13.2 | PŘÍLOHA 1 | 62 |
| 13.3 | PŘÍLOHA 2 | 63 |
| 13.4 | PŘÍLOHA 3 | 64 |

1 Seznam zkratek

| | |
|----------|--|
| BZ | bolesti zad |
| CP | krční páteř |
| DK | dolní končetina |
| HSSP | hluboký stabilizační systém páteře |
| KL | sed s překříženou levou dolní končetinou přes pravou |
| KP | sed s překříženou pravou dolní končetinou přes levou |
| lig. | ligamentum |
| ligg. | ligamenta |
| LP | bederní páteř |
| m. | musculus |
| <i>p</i> | hladina významnosti |
| pozn. | poznámka |
| SE | sed |
| ST | stoj |
| ThP | hrudní páteř |

2 Úvod

„Uměním života je umění vyhýbat se bolesti...“ Tato slova Thomase Jeffersona nabývají platnosti o to více v dnešní době, v 21. století, kdy se ve vyspělých zemích rozmáhá sedavý způsob života. Nejen, že velkou část pracovní doby tráví dnešní populace sedavým způsobem, ale často i po práci se věnuje činnostem v sedě. Tento styl života s sebou nese rizika pro pohybový aparát a riziko vzniku bolesti.

Velmi častou polohou sedu je sed s překříženou dolní končetinou, a to jak u žen, tak mužů. Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jak sed a sed překříženou dolní končetinou ovlivní tvar páteře ve frontální a v sagitální rovině. Studie ukazují, že sed v extrémně lordotizované nebo kyfotizované poloze s sebou nese riziko vzniku nespecifické bolesti dolní části zad. Ta se nyní stává nejčastější příčinou příchodu populace v produktivním věku k lékaři a je tak velmi častou příčinou pracovní neschopnosti. Uvádí se, že 70% dospělých někdy trpělo bolestí zad.

System DTP-3 nabízí měření zakřivení páteře ve frontální a v sagitální rovině. Přenáší polohu bodu v 3D prostoru do počítače a ve speciálním programu pak vytvoří model páteře ve frontální a sagitální rovině. V této diplomové práci porovnáme tvar páteře ve stoji a při spontánním sedu, sedu s překříženou pravou dolní končetinou přes levou a levou přes pravou.

3 Přehled poznatků

3.1 Funkční anatomie osového aparátu

3.1.1 Obratle

Krční obratle jsou kromě prvního obratle úzká a v sagitální rovině sedlovitě promáčknutá. Po bocích jsou okraje vyvýšeny v sagitální hrany, které se nazývají unci corporis. Styčné plochy mají oválný až ledvinovitý tvar. Zvláštní tvary mají první a druhý krční obratel (Dylevský, 2009). Trnové výběžky krčních obratlů jsou krátké, na konci rozdvojené. To platí u všech krčních obratlů, kromě prvního C1, kde trnový výběžek není a posledního C7, jehož trnový výběžek je označován jako vertebra prominens. Tento trnový výběžek je paličkovitě zakončený, vyčnívá a je hmatný na přechodu šíje a zad (Čihák, 2011).

Hrudní obratle (Th) mají vysoká a předozadně hluboká těla. Výška těl těchto obratlů přibývá kaudálně. Hrudní obratle mají příčné výběžky s kloubními ploškami na koncích pro hrbolky žeber. Trnové výběžky hrudních obratlů jsou poměrně dlouhé, nejdelší jsou v úseku Th4 – Th8. Do 7. obratle se stále více sklánějí kaudálně a překládají přes sebe. Od 7. do 12. obratle se pak postupně napřimují a přechází do destičkového tvaru obratlů bederních (Čihák, 2011). Meziobratlové klouby jsou orientovány téměř vertikálně a jsou lehce nakloněné. Pro ilustraci si lze představit, že meziobratlové klouby stojí na obvodu kruhu, jehož střed se nachází na tělech obratlů (Lewit, 2003).

Obratle bederní (L) jsou ze všech obratlů největší. Tělo bederního obratle je vysoké a transverzálně široké. Trnové výběžky mají tvar čtverhranných destiček, ze stran oploštělých. Processus costales, původem rudimentální žebra, zastupují příčné výběžky (Čihák, 2011). Pátý bederní obratel L5 je v předu vyšší než vzadu. Proto se na přechodu mezi L5 křížovou kostí (S1) nachází zalomené a vyčnívající předhůří, promontorium (Dylevský, 2009). Meziobratlové klouby probíhají vertikálně (Lewit, 2003).

Kost křížovou (S) tvoří spojené sakrální obratle. Kraniálně je široká, kaudálně se zužuje. Kost křížová je prostřednictvím facies auricularis skloubena s kostí pánevní a tvoří tak křížokyčelní kloub (Čihák, 2011).

Kost kostrční (Co) je spojena z těl čtyř až pěti kostrčních obratlů spojených synostózou. Oblouky těchto obratlů zanikly. S kostí křížovou je spojena synchondrózou (Čihák, 2011).

3.1.2 Spojení obratlů

Obratle jsou vzájemně spojeny trojím způsobem. Prvním spojením jsou chrupavčité spoje páteře mezi obratli nazývaným se symphysis intervertebralis. To je tvořeno chrupavčítým discus intervertebralis, neboli meziobratlovou destičkou. Meziobratlové destičky se skládají ze dvou složek. Periferně se nachází annulus fibrosus, který je složen z vrstev fibrózní tkáně uložené prstencovitě. Uvnitř tohoto prstence se nachází nucleus pulposus.

Druhým spojením jsou vazivová spojení páteře, tzv. syndesmoses columnae vertebrae. Těla obratlů spojují dlouhé vazy páteře, oblouky a výběžky obratlů spojují krátké vazy páteře (Čihák, 2011). Vpředu je lig. longitudinale anterior, které se napíná od kosti okcipitální ke kosti křížové po přední části těl obratlů. Lig. longitudinale posterior jde od baze okcipitální kosti po kost křížovou. Ve svém průběhu je spojeno se všemi meziobratlovými disky. Ligg. flava jsou krátké a velmi pevné vazy. Doplňují páteřní kanál, spojují horní a dolní obratel v oblasti lamina arcus vertebrae. Napínají se při předklonu. Ligg. interspinalia spojují trnové výběžky a tím omezují rozvíjení obratlových trnů při předklonu. V hrudní a krční páteři probíhají nejen mezi trny, ale i jako zesílený pruh dorzálně od trnů až k týlní kosti. Toto ligamentum se nazývá lig. supraspinale. Jeho prodloužení na týlní kost se označuje jako lig. nuchae. Příčné výběžky obratlů jsou spojeny ligg. intertransversaria. Pro posílení kloubních pouzder spojujících jednotlivé obratle jsou zde pevná kloubní ligamenta. Všechny tyto vazy jako celek se účastní velmi pevného spojení páteře a dodávají jí silnou mechanickou oporu (Kapandji, 1993).

Třetím typem spojů jsou meziobratlové klouby articulationes columnae vertebrae. Tyto klouby se nachází mezi párovými kloubními výběžky obratlů. Tvar kloubních ploch se liší v každém úseku páteře. Určuje možnost, druh a rozsah pohybů v daném úseku páteře. Zvláštní typ spojení nacházíme u spojení kosti týlní, atlasu a axisu. Toto spojení se nazývá kraniovertebrální (Čihák, 2011).

3.1.3 Pánev a kyčelní klouby

Pánev se skládá ze tří původně samostatných kostí, os ilium, os ischii a os pubis. Tyto části spolu osifikují a spojují se v acetabulu. Funkcí pánve je, že slouží jako schránka orgánů, vytváří plochu pro úpon mnoha svalů a je transmisním mezičlánkem mezi páteří a dolními končetinami.

Spojení s dolní končetinou je uskutečněno přes acetabulum, jež vzniká spojením všech tří částí pánevní kosti. Má tvar polokoule a kloubní plochu tvoří *facies lunata* (Dylevský, 2009).

Spojení mezi páteří a pánví, resp. mezi os sacrum a os ilium tvoří sakroiliakální skloubení. Je to tuhý kloub, v dětství jsou kloubní plošky ploché, v dospělosti je jejich povrch nerovný. Kloubní plošky *facies auricularis* křížové kosti jsou povlečeny hyalinní chrupavkou, plošky kyčelní kosti kryje převážně vazivová chrupavka. S postupem věku dochází k zužování štěrbiny až jejich srůstu nebo kostěnému přemostění. Kloubní pouzdro kryjí silné vazy: *ligg. sacroiliaca ventralia*, *dorsalia* a *interosea* (Dylevský, 2009). V horní části pánve od okraje hřebenu kosti kyčelní ke kostálním výběžkům bederních obratlů se napíná *lig. iliolumbale*, který rovněž zpevňuje sakroiliakální skloubení (Čihák, 2011).

Spojení stydkých kostí se označuje jako spona stydká, *symphysis pubica*. Jedná se o chrupavčité spojení, ve kterém je vložena vysoká destička, tvořená hyalinní chrupavkou. Spoj je fixován velmi pevnými vazivovými pruhy, z nichž největší je *lig. arcuatum pubis*. Pohyby tohoto skloubení jsou malé, ale určitá pružnost musí být zajištěna. V těhotenství vlivem hormonálních změn se toto tuhé spojení rozvolňuje a rozestupuje (Dylevský, 2009).

Kruh pánevních kostí zpevňují pánevní vazy. Jsou to velmi silná kolagenní vaziva. Od trnu sedací kosti ke kosti křížové a ke kostrči jde jako vějíř *lig. sacrospinale*. Od okraje kosti křížové na hrbol sedací kosti jde *lig. sacrotuberale* (Dylevský, 2009).

Kyčelní kloub tvoří hlavice femuru a jamka acetabulum. Rovina proložená okrajem acetabula svírá s horizontální rovinou úhel 40-45° a s frontální rovinou 35°. Acetabulum je skloněno zevně dolů a dopředu. Sklon a postavení kloubní jamky jsou individuálně variabilní, závisí na pohlaví a na věku (Dylevský, 2009).

Kloubní pouzdro je pevné a je doplněno vazy a také šlachou *m. psoas*. Zesilující vazy jsou *lig. iliofemorale*, *pubofemorale* a *ischiofemorale*. První z nich, *lig. iliofemorale*

omezuje extenzi, vnitřní rotaci a částečně i zevní rotaci. Lig. pubofemorale omezuje abdukcii a trochu také zevní rotaci. Lig. ischiofemorale omezuje addukci a vnitřní rotaci. Všechny tyto vazy jsou relaxovány během flexe. Díky tomu je pohyb do flexe nejvolnější (Hamill & Knutzen, 2003).

Další variabilní složkou pánevního pletence je krček femuru. Ten je orientován ve specifickém úhlu ve frontální i v transverzální rovině. Inklinací úhel má hodnotu přibližně 125° v rovině frontální. Po narození je sice tato hodnota vyšší o 20-25°, ale postupným zráním a vlivem zatěžování hlavice se úhel zmenšuje. Tento úhel má vliv na abdukcii, délku končetiny a na směr působení sil v kyčelním kloubu. Pokud je úhel větší, hovoříme o coxa valga. Pokud je naopak hodnota úhlu nižší, jedná se o coxa vara. V transverzální rovině sledujeme antevertní úhel. Běžně je krček rotován anteriorně o 12-14° vůči femuru. Antevertní úhel ovlivňuje m. gluteus maximus a jeho uplatnění jako zevního rotátoru. Pokud je hodnota antevertního úhlu vyšší, rotuje jedinec femur dovnitř pro udržení vhodné pozice hlavice v jamce. Pokud je antevertní úhel menší, než normální hodnoty, hovoříme o retrovertním krčku a jedinec vytáčí dolní končetinu do zevní rotace (Hamill & Knutzen, 2003).

3.1.4 Meziobratlová ploténka

Meziobratlová ploténka se skládá ze dvou částí, anulus fibrosus a uvnitř této struktury se nachází nucleus pulposus. Nucleus pulposus je uložen pod tlakem mezi dvěma obratlovými těly. Jeho tvar je kulový. Pro lepší představu kloubu si můžeme představit dvě ploché desky a mezi nimi kouli. Taková struktura kloubu umožňuje tři typy pohybů. Prvním typem je naklánění. Naklánět obratlová těla lze v sagitální rovině (flexe, extenze) a ve frontální rovině (laterální flexe). Druhým možným pohybem je rotace, kdy desky rotují proti sobě a třetím typem pohybu je klouzavý a střížný pohyb. Každý z těchto pohybů má malý rozsah a je proveditelný pouze za spolupráce mnoha meziobratlových kloubů (Kapandji, 1993).

Nucleus pulposus má gelovou strukturu a to díky složení z 80-90% vody a 15-20% kolagenu (Hamill & Knutzen, 2003). Má schopnost bobtnání. Je lemovaný chrupavkou, ve které jsou mikroskopické póry. Ty spojují jádro se spongiózní kostí. Když dojde k zvýšení tlaku v ose páteře, tekutina prostřednictvím pórů pronikne do obratlového těla. Tato statická zátěž přetrvává většinou přes den. Rozdíl v délce

páteře ráno a večer tedy může být až 2 cm. Během noci při horizontální poloze těla je výrazně nižší svalový tonus, což je to, co ovlivňuje stav tekutiny v jádru, nikoliv vliv gravitace. V této době jádro vsakuje tekutinu zpátky do své struktury z obratlových těl a získává si tím svou původní tloušťku. Během let se snižuje schopnost jádra vstřebávat tekutinu, proto se s pokročilejším věkem snižuje pružnost páteře i výška člověka (Kapandji, 1993).

Anulus fibrosus prstencovitě obklopuje jádro. Skládá se z fibrózní tkáně, jejíž vlákna jdou paralelně v soustředných vrstvách, ale jsou orientována 45-65% diagonálně k obratlovým tělům. Vrstvy jsou mezi sebou vzájemně propleteny tak, že každá vrstva probíhá téměř kolmo na předchozí vrstvu. Vytváří tedy síťovaný vzorec. Díky tomu se při rotaci obratlového těla natahuje jen polovina vláken, zatímco druhá polovina je relaxována. Zároveň je těmito vlákny rotace omezována a šířena mezi okolní segmenty. Tkáň je tvořena 50-60% kolagenu, což zajišťuje potřebnou pevnost. Věkem se ale kolagen mění a výsledkem je řidnutí těchto vláken, kdy silnější vlákna s větší koncentrací kolagenu jsou v přední části ploténky, zatímco tenčí vlákna jsou v zadní a laterální části disku (Hamill & Knutzen, 2003).

Při statickém zatížení se ploténka chová jako destička složená z pružných koncentrických prstenců, v jejichž středu je prakticky nestlačitelný nucleus pulposus. Při tomto zatížení se prstence napínají a ploténka se rovnoměrně oplošťuje. Při dynamické zátěži se obratle naklánějí, ploténka je tak zatěžována nerovnoměrně, a to různým mechanismem namáhání, např. smykem. Tím, že je jádro pevně uzavřeno v prstenci, nepatrně se posouvá při pohybu obratlů a anulus fibrosus je na jedné straně stlačován, na druhé straně namáhán v tahu. Nucleus pulposus se při tom sune od stlačované strany ke straně natahované.

Funkce nucleus pulposus je závislá na dokonalé integritě anulus fibrosus. Při kombinaci svislého tlaku a rotace dochází k maximálnímu namáhání. Vznikají střížné síly, které při překročení pevnostních parametrů, lamely anulus fibrosus praskají a jádro může vyhřeznout do štěrbin pod páteřními vazy nebo až do páteřního kanálu (Dylevský, 2009).

Meziobratlová ploténka je avaskulární a nejsou zde žádná nervová zakončení, kromě některých oblastí na vnějších vrstvách anulus fibrosus.

Zdravá ploténka funguje na podkladě hydrostatiky a je dostatečně pružná. Riziko vzniku poranění hrozí při manipulaci s těžkými břemeny nebo je-li ploténka porušena

(Hamill & Knutzen, 2003). Nutno podotknout, že meziobratlová ploténka se začíná měnit již kolem 20. roku života, kdy dochází ke změnám cévního zásobení, snižuje se obsah vody a proteoglykanů. Mohou nastat morfologické degenerativní změny, jako třeba tvorba trhlin, snižuje se její výška a mohou se objevit i změny pozice nucleus pulposus. Takové změny mohou vyvolat kompresi přilehlých struktur a způsobit nocicepci (Opavský, 2011).

3.2 Kineziologie osového aparátu

Vznik osového systému je společným znakem všech strunatců. Spoustu pohybových funkcí postupně přebírají končetiny, ale osový, neboli také axiální systém stále zůstává základním prvkem všech hybných aktivit. Je hlavní pohybovou bází, od které se odvíjí každý pohyb. Obecně lze říci, že není pohyb, který by neměl odezvu v osovém systému, stejně tak neexistuje pohyb osového systému, který by se nepromítal do jiné části těla. Proto je také osový systém velmi zranitelný (Dylevský, 2009).

Osový systém se skládá z několika stavebních komponent, které mají nosnou, protektivní a hybnou funkci. Mezi jednotlivé komponenty patří obratle, vazivové spoje na páteři, svaly, které osovým skeletem pohybují a stabilizují ho, kosterní základ hrudníku a jeho spoje, dýchací svaly a svaly pánevního dna (Dylevský, 2009; Nordin & Weiner, 2001).

Páteř musí splňovat dva zdánlivě protichůdné požadavky. A sice pevnost a pružnost. To zajišťuje její struktura. Základnou je pánev. Pomocí ligament a svalovým napětím je vytvářena stabilizace v podobě korzetu. (Kapandji, 1993)

Když je váha přenesena na jednu dolní končetinu, pánev se nakloní na opačnou stranu a na páteři dochází k ohybu. Nejdříve se ukloní bederní páteř, kdy konvex je na stranu nestojné dolní končetiny. Následuje konkáv ke stejné straně v hrudní páteři a poté ještě jeden konvex v oblasti CTh přechodu. Svalové napětí se automaticky přizpůsobuje, aby byla zajištěna rovnováha. Tento proces svalového tonu probíhá po extrapyramidových drahách. (Kapandji, 1993)

Při pohledu z frontální roviny je páteř v ideálním případě rovná, zatímco v sagitální rovině sledujeme čtyři zakřivení. V sakrální oblasti je konkáva posteriorně, tedy kyfóza, v bederní oblasti lordóza, v hrudní oblasti kyfóza a krční páteři lordóza

(Kapandji, 1993). Autoři Sollman a Breitenbach (1961 in Lewit, 2003) svým zkoumáním zjistili, že neexistuje obecně platná norma pro tato zakřivení. Každý jedinec disponuje rozdílnými hodnotami těchto křivek a nelze je zobecnit. Tato zakřivení páteře zlepšují odolnost páteře proti stlačujícím silám působícím v její ose (Kapandji, 1993). Na přechodu těchto zakřivení, kde lordóza přechází v kyfózu nacházíme obvykle vyšší pohyblivost segmentů, což přináší určitou zranitelnost těmto oblastem. Jedná se o cervikotorakální, torakolumbální a lumbosakrální přechod (Hamill & Knutzen, 2003). „Lumbosakrální přechod je locus minoris resistentiae páteře“ (Dylevský, 2009, 71). Tedy nejslabším místem páteře, nejméně stabilním, náchylným k poruše. Kontaktní plocha křížové kosti je lehce skloněna dopředu, tělo L5 je fixováno pouze vazy. Tím má obratel L5 tendenci sklouznout dopředu a dolů. Dochází zde k smykovému namáhání, které vede k trvalému napětí vaziva a k lokálnímu přetížení svalových skupin. Může tedy dojít ke spondylolistéze nebo k přetížení struktury a tím může vzniknout trvalý zdroj nocicepce (Dylevský, 2009).

Podobně je na tom i torakolumbální přechod. Uskutečňuje se zde změna od jednoho typu pohybu k druhému v rozmezí jediného obratle, a sice obratle Th12. Ten má ve své horní části uspořádání jako ostatní obratle hrudní páteře, zatímco jeho spodní část typem svých kloubních výběžků odpovídá stavbě obratlů bederních (Lewit, 2003).

Další přechodná část se zvýšeným výskytem funkčních poruch je cervikotorakální přechod. Nachází se až v oblasti Th3-4, kde končí pohyb hlavy. Náchylnost k funkčním poruchám tohoto úseku je dána tím, že zde nejpohyblivější část páteře přechází v nejméně pohyblivou. Také se sem upínají mohutné svaly (Lewit, 2003).

Pokud jsou zakřivení větší, páteř bude více pohyblivá, pokud je křivka páteře rovnější, bude více rigidní. Krční a bederní oblast jsou nejpohyblivější oblasti, naopak hrudní páteř a pánev jsou nejméně pohyblivé (Hamill & Knutzen, 2003). Lewit (2003) píše, že výraznější zakřivení odpovídají větší stabilitě při menší pohyblivosti a naopak tzv. plochá záda jsou výrazem hypermobility. Při sledování páteře zobrazovací metodou můžeme narazit na místo, kde je přerušena lordotická nebo kyfotická křivka mezi dvěma obratli. To může být příznakem laxity, neboli zvýšené pohyblivosti.

Ve stoji olovnice spuštěná z vnějšího zvukovodu směřuje přesně k os naviculare chodidla. Promontorium leží průměrně 4 mm, podobně jako osa kyčelních

kloubů 12 mm před spuštěnou olovnicí. Pokud jsou tyto poměry změněny, svědčí to pro poruchu posturální svalové koordinace. Např. při akutním lumbagu pozorujeme předsunuté držení a torakolumbální přechod se posouvá před lumbosakrální. Naopak při chabém držení se Th12 nachází za L5. Zakřivení bederní páteře je závislé na sklonu pánve. Rozlišujeme 3 typy pánví, o kterých bude pojednáno v kapitole „Kineziologie pánve a kyčelního kloubu“ (Lewit, 2003).

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, označovanou jako dynamická páteř. Hodnoty 94 – 96 odpovídají ideálnímu rozložení sil zatížení páteře a hodnoty vyšší než 96 ukazují na příliš rovnou páteř, označovanou jako statickou páteř (Kapandji, 1993).

Kost křížová je nepohyblivou součástí páteře, současně také pánve. Toto uspořádání vede k přenosu a rozložení zatížení trupu, hlavy a horních končetin do kostry pánevního kruhu a k přenosu zátěže na dolní končetiny. Kos křížová, kostra pánve a kyčelní klouby pak tvoří podpěrný systém, který má za úkol tlumit a převádět zatížení horní poloviny těla na dolní končetiny. Působí také v opačném směru, kdy např. při chůzi přenáší síly z dolních končetin na osový skelet (Dylevský, 2009).

3.2.1 Pohyby páteře

Rozsah pohybu páteře je různý v jednotlivých částech páteře a záleží na orientaci faset intervertebrálních kloubů, tvaru obratlového těla a na anatomické struktuře. Pohyb mezi dvěma obratli je velmi malý a izolovaný pohyb není ani možný. (Nordin & Weiner, 2001).

Měřit pohyby páteře lze pouze jako celku. Pohyb mezi jednotlivými obratli je velmi malý, jako celek je ale rozsah páteře značný. Pohyb omezují meziobratlové ploténky, vazy a uspořádání facet intervertebrálních spojení (Hamill & Knutzen, 2003). Při všech pohybech páteře dochází ke specifickému fenoménu páteře, tzv. spinal coupling. Jedná se o kinetickou vlastnost, kdy pohyb v jedné rovině je asociován se současným pohybem v jiné rovině. Tento fenomén je vyvolán kromě

rozdílného sklonu kloubních plošek meziobratlových kloubů také zakřivením páteře a diferencovanou účastí jednotlivých svalů (Dylevský, 2009). Předklony a záklony jsou největší v krčním úseku páteře, oba pohyby zde dosahují 90°. Pohyb probíhá nejprve vzájemným posunem kloubních plošek a teprve v krajních polohách na sebe nalehnou a ukončí pohyb. Obratlová těla se při předklonu sunou mírně dopředu a při záklonu dozadu (Dylevský, 2009).

Celkový rozsah pohybu páteře při předklonu a záklonu činí 110-140°. Osa otáčení při flexi a extenzi prochází meziobratlovou ploténkou. V případě, že je ploténka nefunkční, degenerovaná, posouvá se osa otáčení mimo plochu obratlového těla. Flexe trupu začíná v bederní páteři, kde proběhne prvních 50-60°. Následuje náklon pánve. Extenze se nejprve objevuje v pánvi, která se nakloní posteriorně, pak dochází k extenzi bederní páteře (Hamill & Knutzen, 2003). Předklon hrudní páteře je omezen žebry, záklon především šindelovitým uspořádáním kloubních výběžků a obratlových trnů, které na sebe mohou při záklonu narážet (Lewit, 2003). Při záklonu jsou nejzranitelnější přechodové oblasti páteře: C6-Th3, Th11-L2 a L4-S1 (Dylevský, 2009).

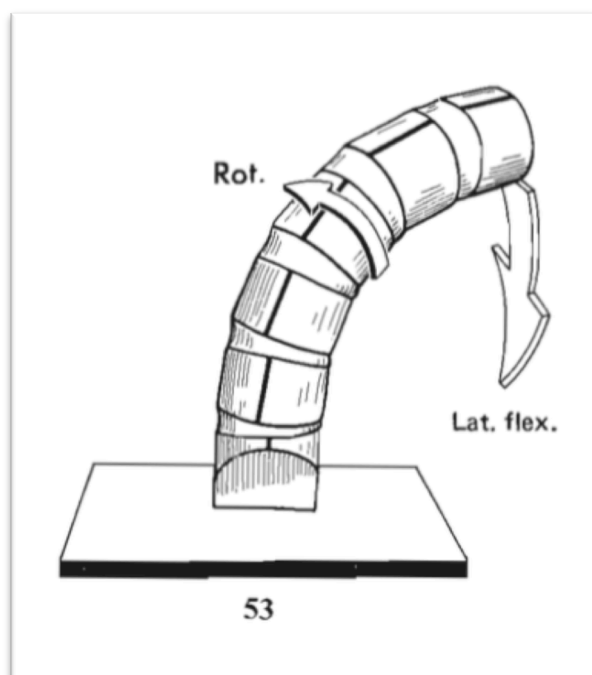
Otáčení páteře je záležitostí především krční a hrudní páteře. V krční páteři je možno dosáhnout až 70° rotace, kdy 30-35° probíhá v oblasti C0-C2. Hrudní páteř přispívá svým rozsahem 25-30°. Ale první tři hrudní obratle, které jsou z funkčního hlediska podobné krčním obratlům mohou rotovat až 45-50°. Bederní páteř rotuje minimálně, pouze 5-10° (Dylevský, 2009).

Úklony jsou v krční a bederní páteři rozsahově velice podobné, dosahují 25-30° na každou stranu. Hrudní páteř se uklání vlivem přítomností žeber minimálně. (Dylevský, 2009). Při pohybu páteře do lateroflexe podle Lovetta (1907, in Lewit, 2003) rotuje páteř, je-li bederní páteř v lordóze, na stranu úklonu, tedy homolaterálně. Trnové výběžky při tom zůstávají téměř ve střední čáře. Naproti tomu při kyfotickém držení nejsou kloubní plošky v těsném kontaktu a tím se snáz pohybují do strany. Obratlová těla ale naopak jsou vůči sobě stlačena a tím se nemohou pohybovat volně do stran, jako v lordóze. Výsledkem tedy je, že bederní páteř v kyfóze při úklonu nerotuje vůbec nebo rotuje v opačném směru. V případě kyfotické bederní páteře při úklonu sledujeme trnové výběžky v odpovídajícím oblouku, oproti úklonu v lordóze, kde trnové výběžky zůstávají ve střední čáře. Z formulace není jasné, jestli autor sledoval obratlové tělo nebo trnové výběžky. Pokud ale budeme předpokládat, že

pozoroval trnové výběžky, souhlasí tato formulace s prací autora Kapandji (1993), který píše, že obratlová těla při lateroflexi rotují kontralaterálně.

Podobně také Dylevský (2009) píše, že při úklonu bederní páteře se trny obratlů vychylují na stranu úklonu. A to vlivem nestejně výšky obratlového těla v přední a zadní části. Při úklonu v krční páteři se obratlová těla postupně v kraniokaudálním směru otáčejí do konvexity ukláněné páteře – tedy kontralaterálně. Na každý stupeň úklonu připadá jeden stupeň rotace obratle.

Kapandji (1993) vysvětluje automatickou rotaci obratlového těla dvěma mechanismy: komprese ploténky a natažení vazů. Lateroflexe zvyšuje tlak v ploténce a ta má pak tendenci unikat do oblasti s nižším tlakem, tedy kontralaterálně. To vede k rotaci obratlového těla. Současně jsou natahovány vazy na kontralaterální straně (Kapandji, 1993).



Obrázek 1. Znázornění rotace obratlových těl při lateroflexi (Kapandji, 1993, 43)

Rozsah pohybu páteře závisí na věku jedince, kdy v pokročilém věku dochází k snižování rozsahu pohybu o 30%. Hlavní snížení rozsahu pohybu je směrem do flexe a lateroflexe, zatímco rotační pohyb páteře zachován. Rozdíl je rovněž patrný v souvislosti s pohlavím. Muži mají větší pohyblivost do flexe a extenze, zatímco

ženy jsou pružnější do lateroflexe. Snížení rozsahu pohybu bederní a hrudní páteře je pak kompenzováno pohyby krční páteře a kyčelních kloubů (Nordin & Weiner, 2001).

3.2.2 Kineziologie pánve a kyčelního kloubu

Pánev je konečný segment osového orgánu a tvoří spoj mezi páteří a dolními končetinami. Má tedy podobný vztah ke kyčelnímu kloubu jako lopatka k ramennímu kloubu. Zajišťuje pevnou a stabilní a zároveň mírně pružící bázi pro flexibilní páteř. Její dvě kosti jsou spojeny v předu relativně pružnou symfýzou a vzadu skloubeny s kostí křížovou. Toto sakroiliakální spojení umožňuje také nepatrný rozsah pohybu nutačního charakteru (Véle, 1997).

Funkce pánve a její vliv na statiku těla je ovlivněna typem pánve. Gutmann a Erdmann (in Lewit, 2003) rozlišují pánev na vysokou asimilační pánev, normální a pánev se sklonem k přetěžování. První typ, asimilační pánev, se objevuje u jedinců se sklonem k hypermobilitě. Jedinci s normální pávní mají dle autorů tendenci k blokádam a třetí typ pánve označují jako přetěžovanou. Typ pánve má vliv na zakřivení bederní páteře v sagitální rovině a výška meziobratlové ploténky určuje pohyblivost segmentu.

Pohyb pánve v sagitální rovině směrem vpřed, tedy anteverze pánve je spojen se zvýšením bederní lordózy, účastní se m. iliopsoas. Opačný pohyb, klopení směrem vzad, tedy retroverze je spojen se snížením bederní lordózy a účastní se břišní svalstvo. Pohyby ve frontální rovině, tedy sešikmení pánve doleva nebo doprava, se děje za účasti mm. gluteii a mm. adductores. Pohyb v rovině horizontální je rotace pánve kolem vertikální osy. Je výsledkem kombinace svalstva dolních končetin, pánevního pletence a hrudního svalstva a sledovat ho můžeme hlavně při chůzi. Tyto pohyby bývají omezeny při poruchách vertebrogenních, tak při poruchách v oblasti kyčelního kloubu (Véle, 1997).

Kyčelní kloub umožňuje pohyb ve třech rovinách: v sagitální rovině (flexe, extenze), ve frontální rovině (abdukce a addukce) a v rovině transverzální (zevní a vnitřní rotace). Největší rozsah pohybu dovoluje pohyb v sagitální rovině, kdy flexe dosahuje 140° a extenze 15°. Abdukce je volná do 30°, addukce do 25° a v případě

flektovaného kyčelního kloubu lze provést zevní rotaci do 90° a vnitřní rotaci do 70°. Při porušené funkci měkkých tkání nacházíme snížení rozsahu pohybu především do rotace. S přibývajícím věkem se rozsah pohybu snižuje. Pro zvládnutí denních aktivit je potřeba aspoň 120° flexe, 20° abdukce a 20° zevní rotace kyčelního kloubu (Nordin & Frankel, 2001).

Když trup není stabilizován, flexory kyčelního kloubu způsobí hyperlordózu bederní páteře a nakloní pánev anteriorně. Při flexi kyčelního kloubu spolu s flektovaným kloubem způsobí retroflexi pánve. Hyperextenze kyčelních kloubů způsobí anteflexi pánve. Při jednostranné zátěži, např. při stojné fázi při chůzi rotuje pánev na stranu opačnou vůči flektované DK, klopí se posteriorně a uklání se na stranu stojné DK (Nordin & Frankel, 2001).

3.3 Sed

3.3.1 Kineziologie sedu

Sed je z energetického hlediska méně náročnější, než stoj. Nicméně dlouhodobé sezení může mít neblahý vliv na bederní páteř. Sezení bez zádové opěrky je podobné stoju vzhledem k tomu, že je vysoká svalová aktivita v oblasti hrudní páteře, kterou doprovází mírná aktivita břišního svalstva a m. iliopsoas. V této pozici se trup dostává do flektované pozice sedu, zatížení směřuje do bederní oblasti více než ve stoju, dochází k napřimění bederní lordózy, těžiště těla se přesouvá více vpřed. Sezení v takové pozici po delší dobu může zvýšit klidovou délku m. erector spinae a příliš protáhnout vazy páteře. Úprava takového sedu spočívá např. ve zvýšení pracovního stolu nebo použití podložky pod nohy (Hamill & Knutzen, 2003).

Při sezení se zádovou opěrkou je zatížení bederní páteře nižší. Nejnižší zatížení pro bederní páteř poskytuje sed s mírně nakloněnou opěrkou vzad spolu s podložením bederní oblasti (Hamill & Knutzen, 2003).

Tlakové zatížení v sedě při uvolněném sedu bez ručních opěrek je 0,46 MPa, což odpovídá 92% zatížení, kdy 100% zatížení je pro porovnání při uvolněném stoju (měřeno v meziobratlové ploténce L4-L5 bez známek degenerace). Při aktivním vzpřímeném sedu je zatížení meziobratlových plotének 0,55 MPa, tedy 110%. Sezení v maximální flexi trupu zatěžuje ploténky silou 0,83 MPa, což odpovídá 166%.

Naopak nižších hodnot zatížení dosahuje sed uvolněný s opřením zad o opěrku, a sice 0,27 MPa, procentuálně 54% (Wilke, Neef, Caimi, Hoogland, & Claes, 1999).

3.3.2 Vhodná pozice sedu

Autoři Claeys, Brumagne, Deklerck, Vanderhaeghen, & Dankearts (2015) tvrdí, že optimální pozice sedu neexistuje. Rašev (1992) uvádí, že každou polohu vsedě je potřeba posuzovat individuálně s přihlédnutím k účelu sedu a také dle samotného jednotlivce, na jeho prodělané operace, úrazy, poškození páteře apod. Vždy je ale potřeba hledat co nejekonomičtější zatížení všech struktur páteře, zároveň pro ně v co nejbližší normálnímu stavu. Najít rovnováhu, kdy budou svaly bez zkrácení, vyvážené, ploténky přiměřeně vysoké, klouby volně pohyblivé. Zároveň by poloha měla být taková, která umožní osově zatěžování nosných struktur a bude možno se z ní snadno vychýlit. Taková poloha by tedy měla být labilní. Při uvolněném sedu, do kterého se má člověk vlivem gravitace tendenci propadat, jsou záda zakulacená a pánev sklopená a je zde zcela neekonomické rozložení tlaků na ploténku. Ta se pak deformuje a vazy páteře jsou nadměrně napínány (Rašev, 1992). Brügger ve svých četných publikacích také upozorňuje na špatný vliv kyfotického sedu, při kterém dochází k přetěžování meziobratlových plotének, stlačování sternu, symfýzy, dochází k předsunutému držení hlavy a krku s hyperlordózou v kraniocervikálním přechodu. Výsledkem pak bývá zvýšené napětí posturálních svalů (Lewit, 2003).

Jako správný sed se uvádí korigovaný sed, tzv. Brüggerův sed. Jedná se o aktivní vzpřímený sed se zachováním dvou lordotických křivek – první je prodloužená bederní lordóza od kosti křížové až po pátý hrudní obratel a druhá lordotická křivka navazuje na předchozí a dosahuje do oblasti horní krční páteře (Gilbertová & Matoušek, 2002). Hrudní kyfóza tak bude mít v sedě vrchol zřejmě někde v oblasti Th5.

Dalším důležitým prvkem je mírné sklopení pánve, nikoliv ale anteverze pánve. Jde o sklopení pánevních kostí dopředu a dolů (Gilbertová & Matoušek, 2002). Lepší by bylo možná označení neutrální pozice pánve. Při korigovaném sedu by dále měly být kolenní klouby mírně od sebe, nohy položeny na zemi. Pro osvojení tohoto sedu předpokládá nácvik držení trupu, krční páteře, ovládnutí pánve, dýchání apod (Gilbertová & Matoušek, 2002). Brügger znázorňuje vhodný sed pomocí tří

ozubených kol. Jedná se o zjednodušení vizualizace, kdy vzájemnou reakcí tří ozubených kol dostaneme esovitě zakřivení páteře v sedě (Rašev, 1992).

Při dlouhodobém sezení je vhodné měnit v průběhu času polohu sedu. Vždy ale se zachováním přiměřené bederní lordózy. Vhodné je také dynamické sezení, kdy se jedinec např. naklání na sedacích hrbolech do stran nebo dopředu a dozadu, občasné stažení hýždí, dupání nohou do podlahy, protřepání nohou apod. (Gilbertová & Matoušek, 2002). Rašev (1992) doporučuje pro zachování bederní lordózy v sedě využít sedacího klínu, který naklopí pánev ventrálně a zajistí tak bederní lordózu nebo bederního polštářku, který rovněž umožní zaujetí lordotického zakřivení bederní páteře.

V případě sedavé práce a tedy nedostatku pohybu během dne je vhodné to kompenzovat vhodnou pohybovou aktivitou. A to nejen po skončení pracovní doby, ale i v malých pauzách během pracovního dne. Vhodné jsou protahovací cvičení, posilování hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP) a dodržování tzv. školy zad, kdy se dbá na správné provádění pohybů (Gilbertová & Matoušek, 2002).

3.4 Sed s překříženou dolní končetinou

Sed s překříženou dolní končetinou je poměrně častý zvyk. Důvod, proč tak lidé často sedávají není jasný. Uvádí se, že je to možná pro pocit stability dolní části těla nebo také z estetického důvodu, kdy žena nosí sukni, volí přednostně tento styl sedu. Jiným důvodem může být také změna napětí měkkých tkáních při dlouhém sezení (Snijders et al., 1995). Jakmile se nevhodná poloha sedu stane zvykem, nastávají změny muskuloskeletálního systému (Park & Bae, 2014).

Sed s překříženou dolní končetinou (DK) déle než 3 hodiny denně způsobuje dlouhodobě sešikmení pánve a předsun hlavy při pozorování ve stoji. Tyto faktory pak způsobují bolest a vedou k změně pohybových stereotypů (Park & Bae, 2014). Také způsobuje snížení délky trupu při sedu a torzi pánve směrem vzad na straně překřížené DK (Lee, Cha, & Lee, 2016). Tato pozice sedu má vliv na proudění krve, kdy bylo zjištěno, že dochází ke statisticky významnému snižování tělesné teploty horní DK. Můžeme tedy předpokládat, že tato poloha snižuje proudění krve v dané DK (Namkoong, Shim, Kim, & Shim, 2015). Naopak pozitivní vliv této polohy na kardiovaskulární systém je uveden u pacientů s ortostatickou hypotenzí, kdy

překřížení DK významně zvyšuje krevní tlak do normálních hodnot. U pacientů bez ortostatické hypotenze nebyly změny tlaku shledány (Takishita et al., 1991 in Snijders et al., 1995).

Dochází ke kyfotizaci bederní páteře a zvyšuje se aktivita m. obliquus externus abdominis bilaterálně, ostatní břišní svaly zůstávají při překřížení DK bez statisticky významné změny (Ahn, Kim, Kang, Jeon, & Kim, 2013). Snijders et al. (1995) zjistili, že překřížení DK naopak snižuje aktivitu obou šikmých břišních svalů. Na základě tohoto výsledku uvádí tento typ sedu jako vhodný, protože oddaluje únavu těchto svalů a předchází tak substituci držení této polohy jinými svaly. Autoři se dokonce domnívají, že snížení aktivity těchto svalů spolu s flexí a addukcí kyčelního kloubu přispívá ke stabilitě sakroiliakálního kloubu.

3.5 Bolest zad

Bolest zad (BZ) je velmi častou obtíží populace vyspělých zemí, pro kterou musí vyhledat lékaře. Postihuje populaci především v produktivním věku a častá pracovní neschopnost má ekonomický dopad. Dlouhodobé sezení se obecně bere jako důležitý faktor při vzniku BZ (Kolář & Lewit, 2005; Lis, Black, Korn & Nordin, 2007).

Do skupiny bolestí zad spadá spousta diagnóz a problémem je nejednotná terminologie, existují totiž vedle sebe různé klasifikace. Dalším problémem je, že často nevypovídají o příčině obtíží. Pokud i po důkladném vyšetření a vyloučení organicky podmíněných BZ (kongenitální, zánětlivé, degenerativní, traumatické, nádorové a dalších příčin) je nejasná etiologie bolesti zad, je vhodné podívat se na pohybový aparát z funkčního hlediska a sledovat, zda se nejedná o poruchu funkce (Opavský, 2011; Kolář & Lewit, 2005).

Zdrojem bolesti může být dráždění nociceptorů, které může vzniknout z postižení struktur na páteři v oblasti obratlových těl, z jejich periostu, meziobratlových kloubů, zevní části anulus fibrosus, ligament páteře. Také komprese durální struktury je zdrojem nocicepce. Nociceptory najdeme i v míšních cévách, hlavně v žilách (Opavský, 2011). Pokud dojde k poruše některého ze segmentů páteře nebo je struktura příliš namáhána, je nestabilní, vzniká bolest (Opavský, 2011; Nakipoglu, Karagöz, & Özgirgin, 2008). Meziobratlová ploténka začíná relativně

brzy ztrácet své schopnosti. Již kolem 20. roku života dochází ke změnám cévního zásobení, snižuje se obsah vody a koncentrace proteoglykanů. Můžou se tvořit trhliny, snižuje se výška ploténky. Vystavování páteře neideálním polohám v kombinaci s těmito degenerativními změnami může potom způsobit herniaci (výhřez) ploténky. V případě epidurální extruze dochází k perforaci lig. longitudinale posterius a sekvestr může dráždit nervové kořeny (Opavský, 2011).

Jako vhodné se tedy nabízí rozdělení bolestí zad do 3 skupin: nespecifické bolesti zad, kořenové bolesti (herniace ploténky) a bolesti se závažným postižením páteře (Opavský, 2011). V zahraničních studiích se často setkáváme s výrazem „Low Back Pain“ (LBP), neboli nespecifická bolest dolní části zad, za kterou se považuje diskomfort, bolest, tuhost bederní páteře (Lis, Black, Korn, & Nordin, 2007).

3.6 Souvislost sezení a BZ

Samotné sezení není rizikovým faktorem vzniku bolesti zad. Tím se stává, je-li sezení dlouhodobé a v kombinaci s dalšími fyzikálními a biomechanickými faktory, kterými jsou vibrace a zhroucená poloha sezení. Takovou polohou se rozumí příliš lordotizovaná nebo kyfotizovaná poloha sedu, stranově nevyvážená, neaktivní sed. Kombinace všech těchto aspektů zvyšuje riziko vzniku nespecifické bolesti dolní části zad a v menším zastoupení také kořenových bolestí způsobených herniací ploténky. Takovým podmínkám jsou nejvíce vystaveny pracovní pozice jako profesionální řidiči, piloti, traktoristé. Dalším rizikovým faktorem je délka sezení, kdy se s přibývajícím časem se riziko vzniku nespecifické bolesti dolní části zad zvyšuje. (Lis, Black, Korn, & Nordin, 2007).

3.6.1 Ukotvení pohybových návyků

Ze špatné a nedostatečné pohybové aktivity vzhází všeobecné ohrožení našeho pohybového aparátu. Dnešní svět téměř vymýtil těžkou fyzickou práci, převážná část populace má sedavé zaměstnání. Svalový korzet ale potřebuje výcvik a přiměřené zatěžování. Naše svalstvo se vytváří podle toho, jak jej zatěžujeme. Pokud ho zatěžujeme málo nebo nevhodně, vzniká vadné držení těla.

Vadné držení těla se stává ústředním problémem civilizované společnosti. Nedostatek dynamické pohybové zátěže je často nahrazován neadekvátní sportovní aktivitou. Správnou polohu jedinec snadno najde, ale problém je pak s jejím vědomým udržením (Véle, 2006, Pfeiffer, 2000).

Průběh zautomatizovaných činností řídí subkortikální centra podle pohybových programů, které se postupně ukládají do paměti. Tyto programy mají určité priority dané tím, jak často tento pohyb člověk využívá. Podle těchto priorit jsou používány a adresovány. To se projevuje charakteristickým pohybovým chováním, které je pro jedince typické a slouží i k jeho identifikaci. Vadné držení těla vzniká z různých důvodů. Často nuceným zaujímáním neměnné polohy po delší dobu. Opakováním této situace se vytváří program vadného držení. Další možnou příčinou vzniku může být nocicepce, vznikající během pohybu a která není vnímána jako bolest. Pohybový systém se snaží nezatěžovat ono drážděné místo a vytváří tak náhradní pohybový program, který šetří místo nociceptivní signalizace. Dlouhodobé opakování tohoto uhýbajícího programu vede rovněž ke vzniku vadného pohybového projevu s trvalou prioritou. Při nocicepci, která je vnímána jako bolest vzniká vědomá obranná reakce (např. kulhání), a tím, že je vnímána nepříjemně se nestane vadným pohybovým projevem (Véle, 1997).

Chceme-li pozměnit pohybové chování nebo charakteristické držení, je nutno vytvořit nové programy pro pohybové chování a držení, uložit je do paměti učením a přidat jim vysoký stupeň priority. To je úkolem fyzioterapeuta, úkolem poměrně těžkým. Jedinec s vadným držením těla se musí aktivně upravit sám, pod dohledem a instruktáží lékaře nebo fyzioterapeuta. Musí se naučit vnímat a prožívat svoje držení a teprve potom je schopen vnímat instrukci ke korekci. Vytvoření priority nového programu vyžaduje vyvinutí dostatečného úsilí ze strany jedince (Véle, 1997).

Jako vhodný vstup do pohybových programů se jeví koordinační nebo balanční cvičení a cvičení posilovací a využívající odpor (Searle, Spink, Ho, & Chuter, 2015).

4 Cíle

Hlavní cíl:

Cílem diplomové práce je zhodnotit změny tvaru páteře mezi polohami stoj (ST), spontánní sed (SE), sed s překříženou pravou dolní končetinou (KP) a sed s překříženou levou dolní končetinou (KL) za využití diagnostického systému DTP-3.

Dílčí cíle:

1. Porovnat náklon pánve ve frontální rovině při ST a při SE.
2. Porovnat tvar bederní, hrudní a krční páteře ve frontální rovině mezi ST a SE.
3. Porovnat tvar bederní, hrudní a krční páteře v sagitální rovině mezi ST a SE.
4. Posoudit vliv překřížení dolních končetin v sedě na tvar bederní, hrudní a krční páteře ve frontální rovině.
5. Posoudit vliv překřížení dolních končetin v sedě na tvar bederní, hrudní a krční páteře v sagitální rovině.
6. Posoudit vliv překřížení dolních končetin na náklon pánve ve frontální rovině.

5 Hypotézy

Nulové hypotézy výzkumu ve slovním a matematickém vyjádření. Symbol α značí zakřivení páteře nebo náklon pánve.

5.1 Hypotéza 1

H₀₁₋₁: Náklon pánve ve frontální rovině je stejný v ST a SE. ($\alpha_{P-F-ST} = \alpha_{P-F-SE}$)

H₀₁₋₂: Náklon pánve ve frontální rovině je stejný v SE a KP. ($\alpha_{P-F-SE} = \alpha_{P-F-KP}$)

H₀₁₋₃: Náklon pánve ve frontální rovině je stejný v SE a KL. ($\alpha_{P-F-SE} = \alpha_{P-F-KL}$)

H₀₁₋₄: Náklon pánve ve frontální rovině je stejný v KP a KL. ($\alpha_{P-F-KP} = \alpha_{P-F-KL}$)

5.2 Hypotéza 2

H₀₂₋₁: Zakřivení bederní páteře ve frontální rovině je stejné v ST a SE

($\alpha_{LP-F-ST} = \alpha_{LP-F-SE}$)

H₀₂₋₂: Zakřivení bederní páteře ve frontální rovině je stejné v SE a KP.

($\alpha_{LP-F-SE} = \alpha_{LP-F-KP}$)

H₀₂₋₃: Zakřivení bederní páteře ve frontální rovině je stejné v SE a KL.

($\alpha_{LP-F-SE} = \alpha_{LP-F-KL}$)

H₀₂₋₄: Zakřivení bederní páteře ve frontální rovině je stejné v KP a KL.

($\alpha_{LP-F-KP} = \alpha_{LP-F-KL}$)

5.3 Hypotéza 3

H₀₃₋₁: Zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině je stejné v ST a SE.

($\alpha_{ThP-F-ST} = \alpha_{ThP-F-SE}$)

H₀₃₋₂: Zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině je stejné v SE a KP.

($\alpha_{ThP-F-SE} = \alpha_{ThP-F-KP}$)

H₀₃₋₃: Zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině je stejné v SE a KL.

($\alpha_{ThP-F-SE} = \alpha_{ThP-F-KL}$)

H₀₃₋₄: Zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině je stejné v KP a KL.

$$(\alpha_{ThP-F-KP} = \alpha_{ThP-F-KL})$$

5.4 Hypotéza 4

H₀4-1: Zakřivení krční páteře ve frontální rovině je stejné v ST a SE.

$$(\alpha_{CP-F-ST} = \alpha_{CP-F-SE})$$

H₀4-2: Zakřivení krční páteře ve frontální rovině je stejné v SE a KP.

$$(\alpha_{CP-F-SE} = \alpha_{CP-F-KP})$$

H₀4-3: Zakřivení krční páteře ve frontální rovině je stejné v SE a KL.

$$(\alpha_{CP-F-SE} = \alpha_{CP-F-KL})$$

H₀4-4: Zakřivení krční páteře ve frontální rovině je stejné v KP a KL.

$$(\alpha_{CP-F-KP} = \alpha_{CP-F-KL})$$

5.5 Hypotéza 5

H₀5-1: Zakřivení bederní páteře v sagitální rovině je stejné v ST a SE.

$$(\alpha_{LP-S-ST} = \alpha_{LP-S-SE})$$

H₀5-2: Zakřivení bederní páteře v sagitální rovině je stejné v SE a KP.

$$(\alpha_{LP-S-SE} = \alpha_{LP-S-KP})$$

H₀5-3: Zakřivení bederní páteře v sagitální rovině je stejné v SE a KL.

$$(\alpha_{LP-S-SE} = \alpha_{LP-S-KL})$$

H₀5-4: Zakřivení bederní páteře v sagitální rovině je stejné v KP a KL.

$$(\alpha_{LP-S-KP} = \alpha_{LP-S-KL})$$

5.6 Hypotéza 6

H₀6-1: Zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině je stejné v ST a SE.

$$(\alpha_{ThP-S-ST} = \alpha_{ThP-S-SE})$$

H₀6-2: Zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině je stejné v SE a KP.

$$(\alpha_{ThP-S-SE} = \alpha_{ThP-S-KP})$$

H₀6-3: Zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině je stejné v SE a KL.

$$(\alpha_{ThP-S-SE} = \alpha_{ThP-S-KL})$$

H₀6-4: Zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině je stejné v KP a KL.

$$(\alpha_{\text{ThP-S-KP}} = \alpha_{\text{ThP-S-KL}})$$

5.7 Hypotéza 7

H₀7-1: Zakřivení krční páteře v sagitální rovině je stejné v ST a SE.

$$(\alpha_{\text{CP-S-ST}} = \alpha_{\text{CP-S-SE}})$$

H₀7-2: Zakřivení krční páteře v sagitální rovině je stejné v SE a KP.

$$(\alpha_{\text{CP-S-SE}} = \alpha_{\text{CP-S-KP}})$$

H₀7-3: Zakřivení krční páteře v sagitální rovině je stejné v SE a KL.

$$(\alpha_{\text{CP-S-SE}} = \alpha_{\text{CP-S-KL}})$$

H₀7-4: Zakřivení krční páteře v sagitální rovině je stejné v KP a KL.

$$(\alpha_{\text{CP-S-KP}} = \alpha_{\text{CP-S-KL}})$$

6 Metodika

Výzkum v rámci diplomové práce „Hodnocení tvaru páteře ve stoji a třech variantách sedu“ byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1).

Testované osoby byly seznámeny s průběhem měření a před samotným započítáním výzkumu informovaný souhlas podepsaly. Anonymita probandů byla deklarována v informovaném souhlasu (Příloha 2).

6.1 Výzkumný soubor

Do výzkumného souboru byly zařazeno 35 žen ve věku mezi 19-26 lety ($22,46 \pm 1,59$), studentek presenčního studia na Fakultě tělesné kultury, Fakultě zdravotnických věd a studií a Lékařské Fakulty Univerzity Palackého v Olomouci. Výběr proběhl metodou dostupnosti, kdy se účastníci o výzkumu dozvěděli formou inzerátu, který uváděl stručně informace o průběhu měření. Všichni probandi splňovali podmínky výběru, tedy netrpěli závažnou ortopedickou vadou, neprodělali úrazy dolních končetin a páteře a neměli žádné morfologické změny pohybového aparátu. Rozdíl rozložení váhy ve stoji nad 10% vykazovalo 7 probandů z 35 (20%). Při testech na laterální dolních končetin (Peters, 1988) převažovala pravostrannost (30 probandů), levostrannost byla v menšině (5 probandů). Lateralita dolních končetin se ve dvou případech neshodovala s dominantní stranou horních končetin.

Tabulka 1. Statistická charakteristika výzkumného souboru

| | Průměr ± SD |
|-------------------------------|--------------------|
| Věk (roky) | 22,46 ± 1,59 |
| Hmotnost (kg) | 63,37 ± 7,90 |
| Výška (cm) | 168, 71 ± 6, 05 |
| BMI (kg/m²) | 22,26 ± 2,51 |

6.2 Sběr dat

Výzkum probíhal na Katedře přírodních věd v kinatropologii Univerzity Palackého v Olomouci. Potřebné vybavení, jako fixační rám, lehátko, systém DTP-3 a židle bez zádové opěrky se nacházelo v jedné místnosti. Rovněž v této místnosti probíhalo vyplňování dotazníků s informovaným souhlasem.

Po podepsání informovaného souhlasu a vyplnění dotazníku (Příloha 3) byly provedeny testy na laterality, zkouška dvou vah pro zjištění rozložení zatížení pravé a levé dolní končetiny a byl změřen rozsah kyčelního kloubu goniometrem. Následně byl proband vyzván ke svlečení oděvu. Pak výzkumník napalpoval a označil smývatelnou tužkou 22 trnových výběžků obratlů C3–L5, vrcholy akromionů a spinae iliacae posteriores superiores (SIPS) oboustranně.

Měřeny byly 4 polohy: stoj (ST), spontánní sed s dolními končetinami opřeny o podložku (SE), sed s překříženou pravou dolní končetinou přes levou (KP) a s překříženou levou dolní končetinou přes pravou (KL) (Obrázek 2).

Po označení bodů byl proband přemístěn do stojanu, kde bylo v poloze ST sejmuty všech 26 označených bodů systémem DTP-3. Snímání bodů bylo vždy třikrát zopakováno, kdy se následně naměřené hodnoty zprůměrovaly.

V sedě na židli bez zádové opěrky byly měřeny tři polohy: SE, KP a KL. Měření v sedě probíhalo v náhodném pořadí poloh, které bylo určeno hodem kostky. Pro jednotlivé číslice 1-6 byla určena unikátní kombinace poloh. Pak následovalo stejné sejmutí 26 bodů systémem DTP-3, jako při měření ve stoji.

Před začátkem měření se vždy provedla kalibrace přístroje. Nejprve se označily tři nastavovací body na základní desce a následně tři nastavovací body na fixačním rámu (měření ST) nebo na židli (měření SE, KP, KL).



Obrázek 2. Zkoumané polohy: zleva nahoře ST, SE, dole KP, KL

6.3 Standardizace poloh měření

Pozice ve stoji vychází z volného stoje. Pro přesnost měření a eliminaci titubací byl volný stoj zafixován ve fixačním rámu. Proband se o fixační segmenty neopíral, mohl se jich lehce dotýkat. Fixační segmenty byly nastaveny tak, aby dovozovaly probandovi jeho autentický přirozený stoj. Fixace byla nastavena do oblasti přední

strany ramen a přední a zadní části pánve. Pozice nohy byla taková, aby střed metatarzofalangeálního kloubu palce byl ve středu fixačního zařízení. Následně bylo přizpůsobeno aretační zařízení, které se dotýkalo pat probanda. Na aretačním zařízení byla nastavena na pravítku nula přesně uprostřed mezi patami.

Měření v sedě bylo standardizováno úhlem flexe kyčelního kloubu, kdy bylo dosahováno úhlu 80-85° dle metody SFTR (Janda & Pavlů, 1993). Následná instruktáž dovolovala probandovi zaujmout běžnou, jemu pohodlnou polohu sedu, tedy spontánní sed. Při překřížení dolních končetin proband rovněž zaujal polohu trupu jemu pohodlnou.

6.4 Přístrojové vybavení

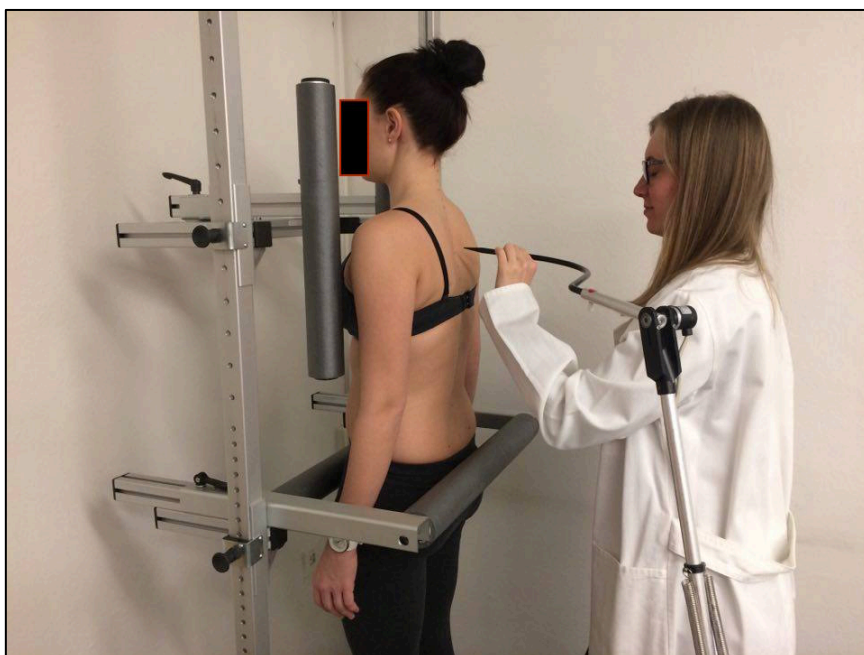
K zaznamenání tvaru páteře bylo použito systému DTP-3.

6.4.1 Systém DTP-3

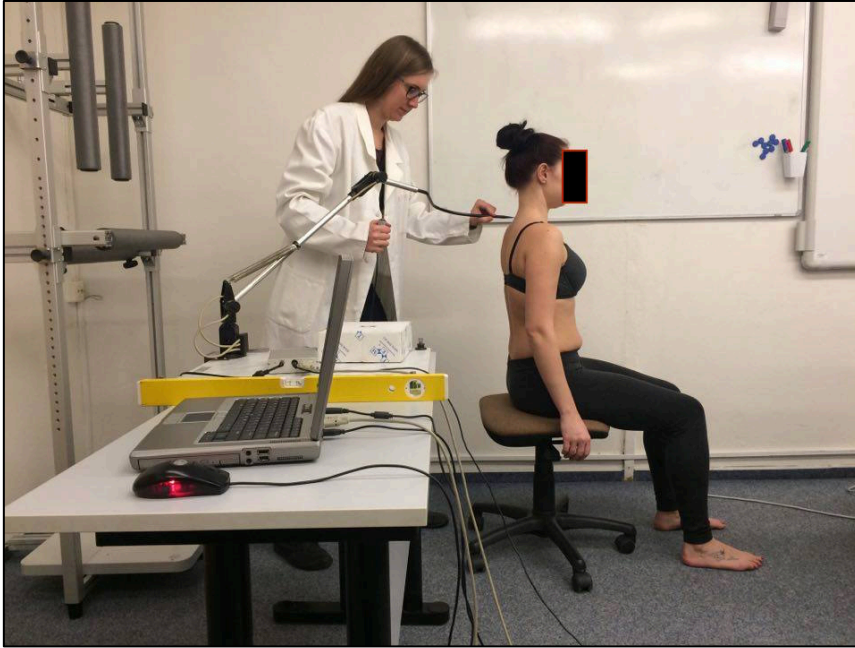
Systém DTP-3 byl vyvinut na Univerzitě Palackého v Olomouci za účelem vyšetřování páteře ve frontální a sagitální rovině. Měření je založeno na snímání bodů v prostoru, kdy jsou souřadnice snímány polohovým snímačem a určeny pomocí Kartézské soustavy souřadnic, kde osa z prochází ideální vertikálou ve směru kranio-kaudálním, osa x probíhá ve směru pravo-levém a osa y ve směru předo-zadním. Ideální vertikála je vztyčena vzhůru z počátečního bodu, ležícího ve středu spojnice pat. Frontální rovina je definována osami xz a sagitální rovina osami yz . (Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012).

Získaná data ze snímačů v hlavici polohového snímače jsou přenášena prostřednictvím elektronické jednotky do počítače a dále jsou zpracována softwarem WinPat3 do grafického a numerického výsledku. Polohový snímač s hrotem o velikosti 1 mm a umožňuje měření se standardní odchylkou 0,5 mm. Skládá ze dvou ramen, která jsou upevněna k základní desce. Horizontální poloha základní desky je kontrolována vodováhou a před každým měřením jsou podle ní určeny tři nastavovací body. Součástí je také tlačítko, které má vyšetřující v druhé ruce a při zmáčknutí dojde k zaznamenání polohy zvoleného bodu. (Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012).

Součástí DTP-3 systému je fixační rám, jehož funkcí je snížení titubací vyšetřované osoby během měření. Fixační rám byl sestaven firmou Amtek (Brno, Česká republika) z hliníkových profilů a základní desky. Skládá se ze čtyř částí. Dva díly jsou určeny k podpoře ventrálních částí ramen a jsou polohovatelné ve všech třech směrech. Dva posuvné díly fixují pánev zepředu a zezadu a jsou nastavitelné ve vertikálním a předozadním směru (Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012). Celý rám byl při měření této diplomové práce navíc fixován ke zdi, čímž byla zvýšena stabilita jeho konstrukce. Obrázky 3 a 4 zobrazují snímání bodů systémem DTP-3 v poloze ST ve fixačním rámu a v poloze SE.



Obrázek 3. Snímání bodů systémem DTP-3 v poloze ST.



Obrázek 4. Snímání bodů systémem DTP-3 v poloze SE.

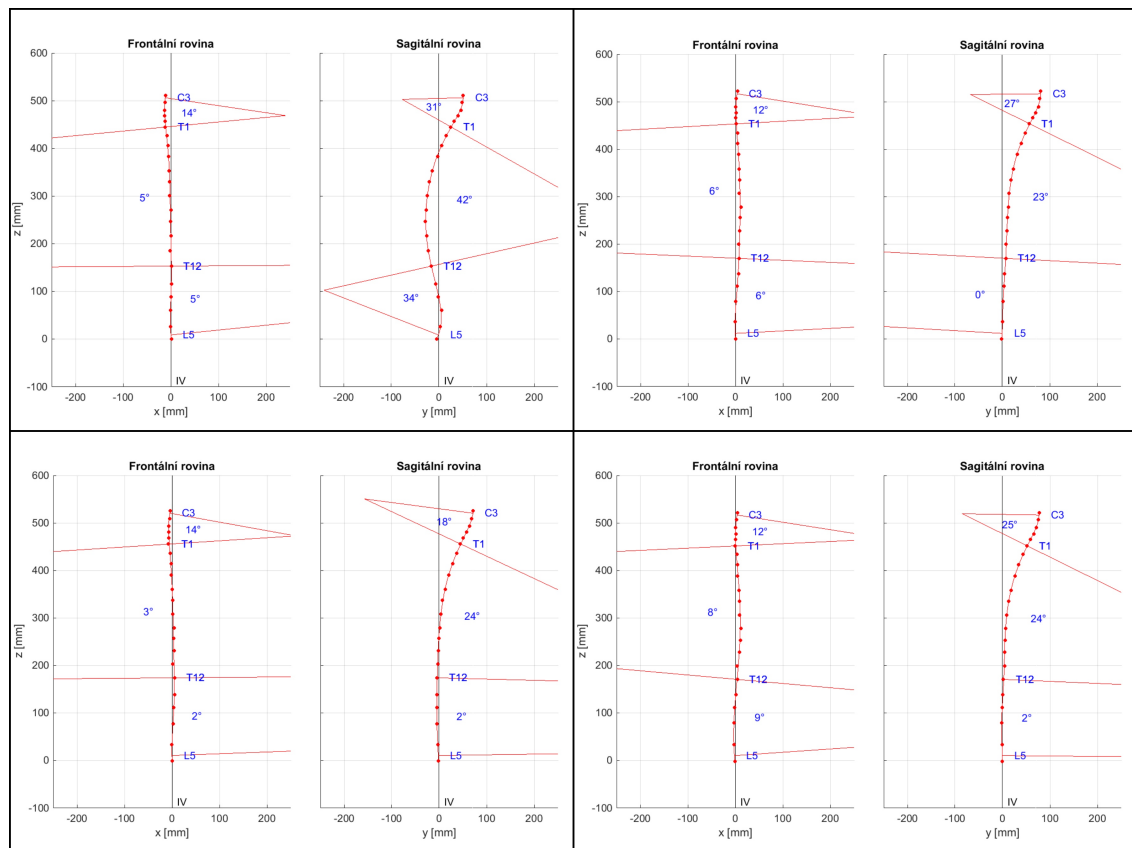
6.5 Analýza dat

6.5.1 Zpracování záznamu

Označené body na těle probandů (22 trnových výběžků, SIPS a acromiony oboustranně) byly přeneseny do počítače pomocí polohového snímače systému DTP-3 a vyhodnoceny softwarem MATLAB 7,6 (The MathWorks, Inc., Natick, USA).

U každé osoby byla vyhodnocována velikost úhlu zakřivení bederní, hrudní a krční páteře ve frontální a sagitální rovině. Zakřivení krční páteře bylo hodnoceno v úhlových stupních mezi C3-Th1, hrudní páteře Th1-Th12 a zakřivení bederní páteře Th12-L5 (Obrázek 5).

Bylo použito dohromady 420 záznamů (4 polohy u každého z 35 probandů, vždy 3krát).



Obrázek 5. Záznam tvaru páteře systémem DTP-3 s uvedením úhlových stupňů. Zleva nahoře: ST, SE; dole: KL, KP.

6.5.2 Statistické zpracování dat

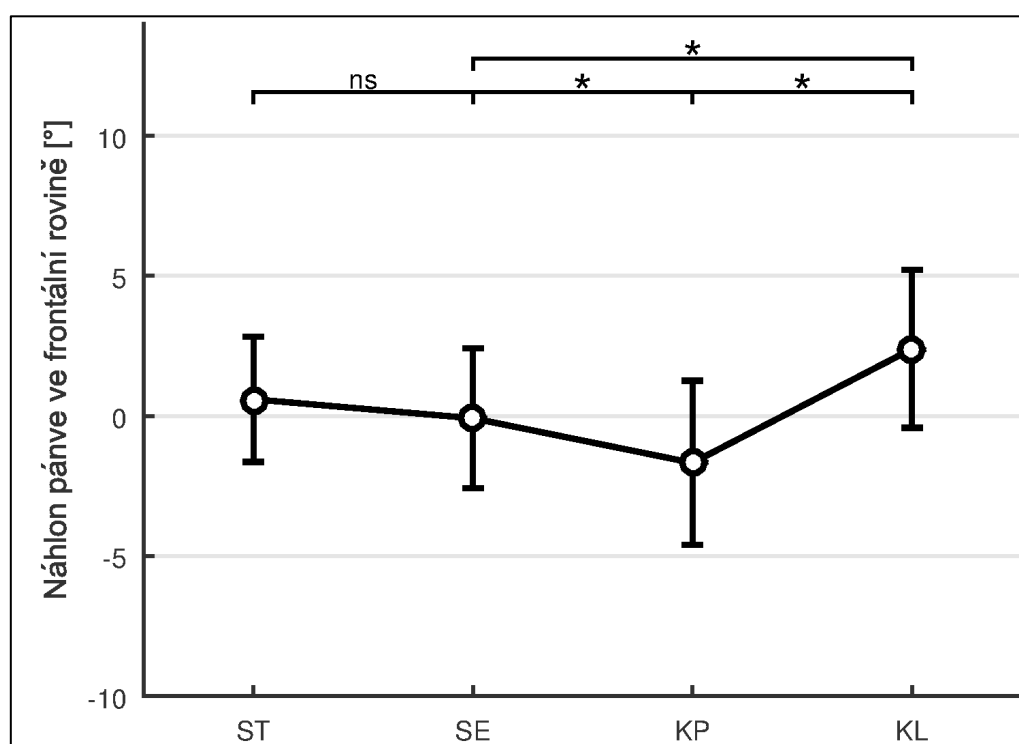
Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu Statistica (verze 12.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). Ze získaných dat byly vypočítány základní parametry jako průměr a směrodatná odchylka. Hodnocení tvaru páteře v jednotlivých polohách bylo hodnoceno pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) a příslušných Tukeyových HSD post-hoc testů. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p < 0,05$, která je v obrázcích vyznačena hvězdičkou.

7 Výsledky

Hodnoty v závorkách jsou průměry zakřivení páteře uvedené v úhlových stupních [°] a směrodatná odchylka (SD) rovněž v úhlových stupních [°]. Mírnusové hodnoty znamenají vychýlení křivky páteře doprava ve frontální rovině a lordózu v sagitální rovině.

7.1 Hodnocení náklonu pánve ve frontální rovině

Změna náklonu pánve ve frontální rovině není statisticky významná při změně polohy ze ST ($0,6 \pm 2,2^\circ$) do SE ($-0,1 \pm 2,5^\circ$) ($p=0,133$). Při překřížení dolních končetin ale dochází k náklonu na homolaterální stranu. Při KP se pánev klopí doprava ($-1,7 \pm 2,9^\circ$) ($p<0,001$). Při KL se pánev klopí doleva ($2,4 \pm 2,8^\circ$) ($p<0,001$) (Obrázek 6).

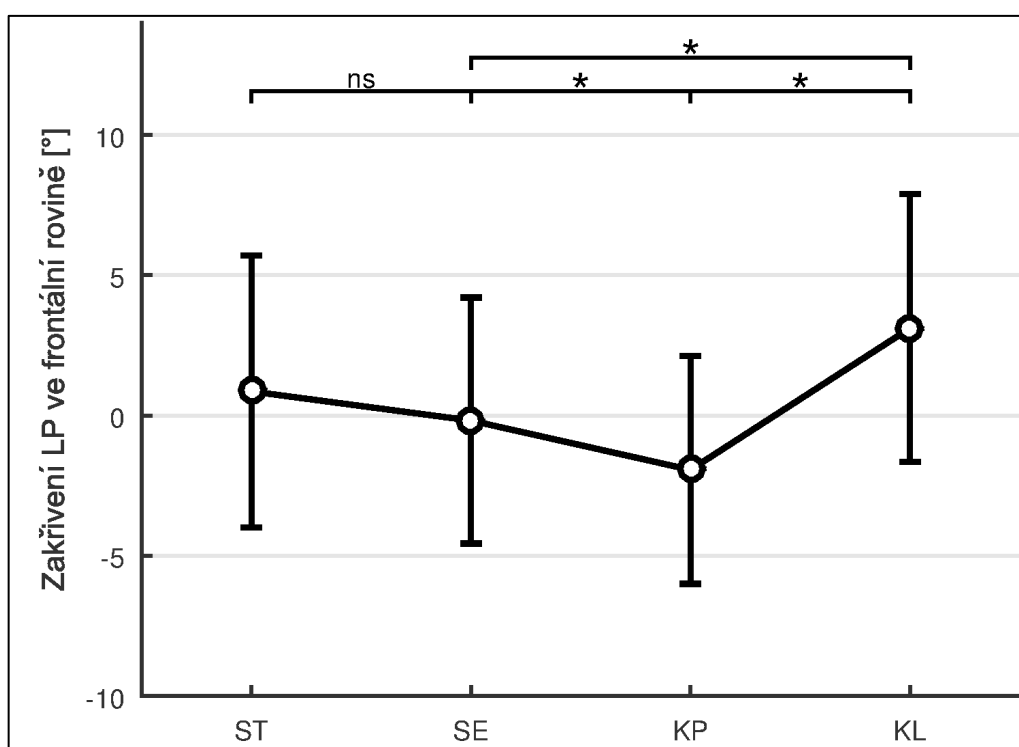


Obrázek 6. Vliv ST, SE, KP a KL na náhon pánve ve frontální rovině.

Legenda: ns – nesignifikantní, * - statisticky významné ($p < 0,05$).

7.2 Hodnocení zakřivení bederní páteře ve frontální rovině

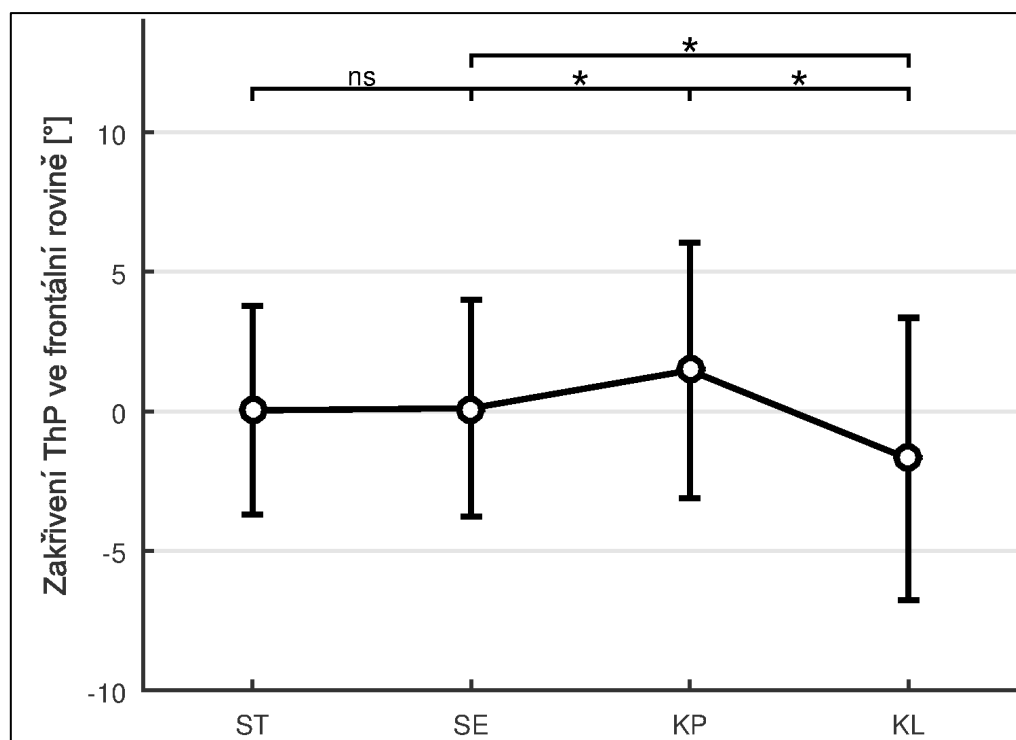
Ve frontální rovině není statisticky významný rozdíl v zakřivení bederní páteře mezi ST a SE ($p=0,380$). Statisticky významný rozdíl byl nalezen mezi SE ($-0,2 \pm 4,4^\circ$) a KP ($-1,9 \pm 4,0^\circ$, $p=0,038$) a SE a KL ($3,1 \pm 4,7^\circ$, $p<0,001$) (Obrázek 7).



Obrázek 7. Vliv ST, SE, KP a KL na zakřivení bederní páteře ve frontální rovině. Legenda: ns – nesignifikantní, * - statisticky významné ($p < 0,05$).

7.3 Hodnocení zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině

V hrudní páteři ve frontální rovině není mezi ST a SE statisticky významný rozdíl ($p=0,999$). Při změně polohy ze SE ($0,1 \pm 3,8^\circ$) do KP ($1,5 \pm 4,6^\circ$) dochází k vychýlení hrudní páteře doleva ($p=0,049$). Při KL ($-1,7 \pm 5,1^\circ$) dochází k vychýlení hrudní páteře doprava ($p=0,004$) (Obrázek 8).

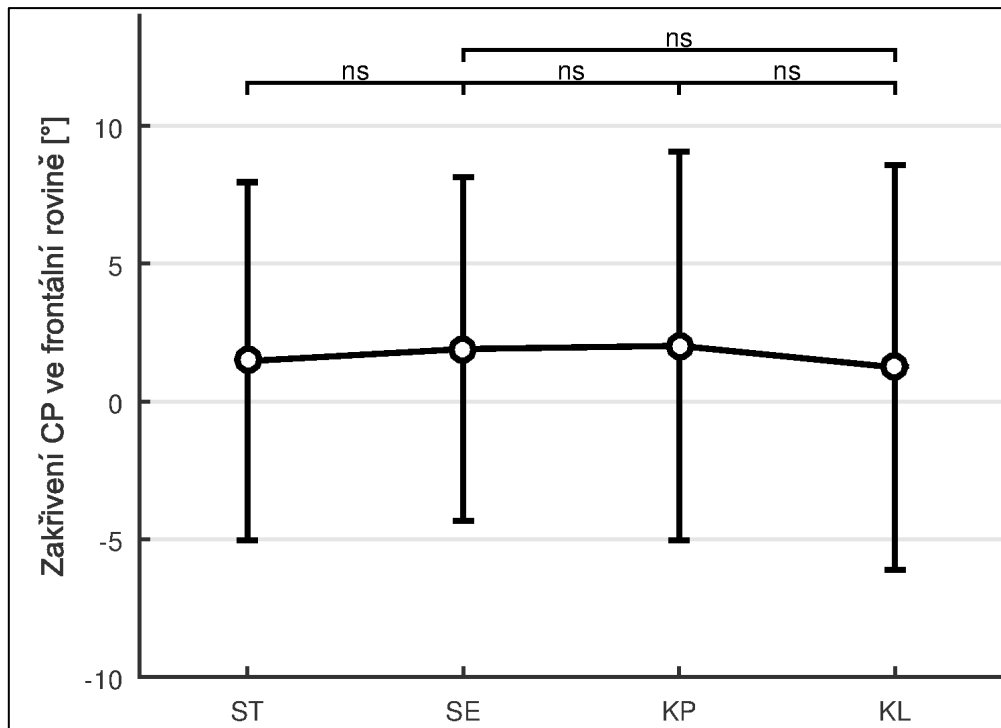


Obrázek 8. Vliv ST, SE, KP a KL na zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině.

Legenda: ns – nesignifikantní, * - statisticky významné ($p < 0,05$).

7.4 Hodnocení zakřivení krční páteře ve frontální rovině

V zakřivení krční páteře v žádné z měřených poloh nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Z polohy ST $1,5 \pm 6,5^\circ$ do SE $2,0 \pm 6,2^\circ$ ($p=0,887$) a při překřížení dolních končetin pro KP $2,0 \pm 7,1^\circ$ ($p=0,998$) a KL $1,2 \pm 7,3^\circ$ ($p=0,692$). Ani mezi KP a KL nebyl statisticky významný rozdíl ($p=0,573$) (Obrázek 9).

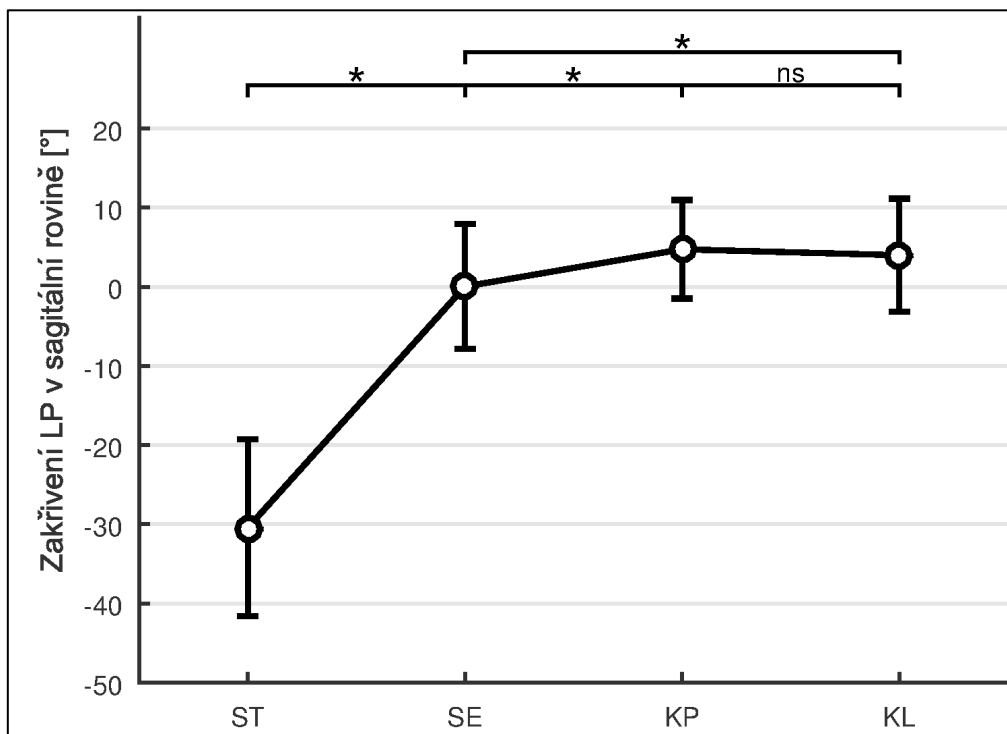


Obrázek 9. Vliv ST, SE, KP a KL na zakřivení krční páteře ve frontální rovině.

Legenda: ns – nesignifikantní, * - statisticky významné ($p < 0,05$).

7.5 Hodnocení zakřivení bederní páteře v sagitální rovině

V sagitální rovině v bederní páteři došlo k napřimení lordózy při změně ze ST ($-30,4 \pm 11,2^\circ$) do SE ($0,0 \pm 7,8^\circ$) ($p < 0,001$). Při překřížení dolních končetin došlo ke kyfotizaci bederní lordózy, která dosahuje hodnot pro KP $4,7 \pm 6,2^\circ$ ($p = 0,002$) a pro KL $4,0 \pm 7,1^\circ$ ($p = 0,015$). Rozdíl v kyfotizaci lordózy bederní páteře mezi KP a KL není statisticky významný ($p = 0,937$) (Obrázek 10).

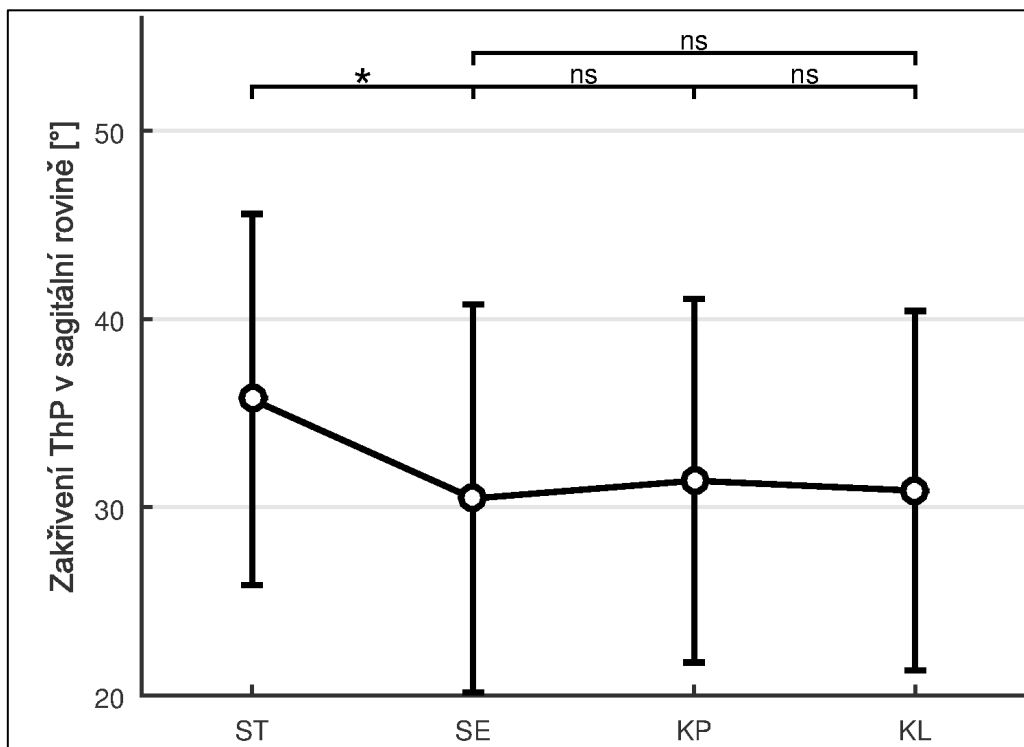


Obrázek 10. Vliv ST, SE, KP a KL na zakřivení bederní páteře v sagitální rovině.

Legenda: ns – nesignifikantní, * - statisticky významné ($p < 0,05$).

7.6 Hodnocení zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině

V sagitální rovině v hrudní páteři byl nalezen rozdíl mezi ST ($35,7 \pm 9,9^\circ$) a SE ($30,5 \pm 10,3^\circ$) ($p > 0,001$), kdy dochází oploštění hrudní kyfózy. Mezi jednotlivými sedy statisticky významný rozdíl není. Při SE ($30,5 \pm 10,3^\circ$), KP ($31,4 \pm 9,6^\circ$) ($p = 0,758$) a KL ($30,8 \pm 9,5^\circ$) ($p = 0,973$). Rovněž mezi KP a KL není statisticky významný rozdíl ($p = 0,946$) (Obrázek 11).

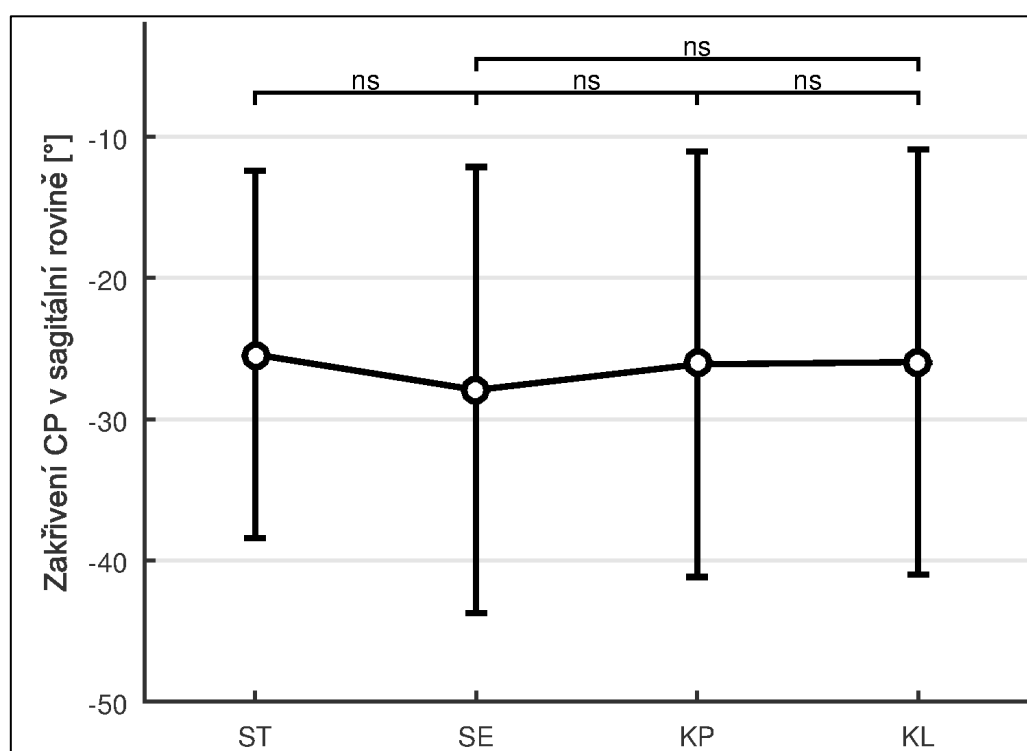


Obrázek 11. Vliv ST, SE, KP a KL na zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině.

Legenda: ns – nesignifikantní, * - statisticky významné ($p < 0,05$).

7.7 Hodnocení zakřivení krční páteře v sagitální rovině

Změny zakřivení krční páteře nebyly statisticky významné ani v sagitální rovině. Při změně polohy ze ST $-25,4 \pm 13,0^\circ$ do SE $-27,9 \pm 15,8^\circ$ ($p=0,173$) a v polohách s překříženou dolní končetinou pro KP $-26,1 \pm 15,1^\circ$ ($p=0,448$) a pro KL $-25,9 \pm 15,1^\circ$ ($p=0,370$). Mezi KP a KL rovněž nebyl statistický rozdíl ($p=0,999$) (Obrázek 12).



Obrázek 12. Vliv ST, SE, KP a KL na zakřivení krční páteře v sagitální rovině.

Legenda: ns – nesignifikantní, * - statisticky významné ($p < 0,05$).

Tabulka 2. Průměrné hodnoty a standardní odchylky (SD) zakřivení bederní, hrudní a krční páteře a náklonu pánve ve frontální a sagitální rovině

| Proměnná | | Vyšetřované polohy | | | |
|-------------------------|--------------|---------------------|--------------|--------------|--------------|
| | | Průměr [°] ± SD [°] | | | |
| | | ST | SE | KP | KL |
| Sagitální rovína | LP | -30,4 ± 11,2 | 0,0 ± 7,8 | 4,7 ± 6,2 | 4,0 ± 7,1 |
| | ThP | 35,7 ± 9,9 | 30,5 ± 10,3 | 31,4 ± 9,6 | 30,8 ± 9,5 |
| | CP | -25,4 ± 13,0 | -27,9 ± 15,8 | -26,1 ± 15,1 | -25,9 ± 15,1 |
| Frontální rovína | LP | 0,9 ± 4,9 | -0,2 ± 4,4 | -1,9 ± 4,0 | 3,1 ± 4,7 |
| | ThP | 0,0 ± 3,7 | 0,1 ± 3,8 | 1,5 ± 4,6 | -1,7 ± 5,1 |
| | CP | 1,5 ± 6,5 | 2,0 ± 6,2 | 2,0 ± 7,1 | 1,2 ± 7,3 |
| | náklon pánve | 0,6 ± 2,2 | -0,1 ± 2,5 | -1,7 ± 2,9 | 2,4 ± 2,8 |

Legenda: **LP**– bederní páteř; **ThP** – hrudní páteř; **CP** – krční páteř; **ST** – stoj; **SE** – sed; **KP** – sed s překříženou pravou dolní končetinou přes levou; **KL** – sed s překříženou levou dolní končetinou přes pravou.

8 Diskuze

Tato studie ukazuje, že při změně polohy ze stoje do spontánního sedu se bederní lordóza napřimuje ze svých původních $-30,4 \pm 11,2^\circ$ (průměr \pm SD) na $0,0 \pm 7,8^\circ$. Na to reaguje hrudní kyfóza rovněž napřimením a sice z $35,7 \pm 9,9^\circ$ ve stoji na $30,5 \pm 10,3^\circ$ v sedu. Nicméně hrudní kyfóza zůstává zachována, napřimení je mírné. Při překřížení dolních končetin v sedě sledujeme v sagitální rovině kyfotizaci bederní páteře, kdy se z nulových hodnot v sedě dostává do pozitivních, a sice $4,7 \pm 6,2^\circ$ pro KP a $4,0 \pm 7,1^\circ$ pro KL. Na hrudní páteř nemá v sagitální rovině překřížení DK vliv, zůstává v porovnání se spontánním sedem téměř nezměněna. Podobně jako krční páteř, která během všech vyšetřovaných poloh dosahuje podobných hodnot zakřivení.

Sledujeme-li páteř ve frontální rovině, při změně polohy ze stoje do sedu nenacházíme žádné statisticky významné změny v bederní, hrudní ani krční páteři. Změny ale nastávají při sedu s překříženou DK. Při KP reaguje pánev náklonem doprava pod úhlem $-1,7 \pm 2,9^\circ$. Dále bederní páteř reaguje úklonem rovněž doprava v $-1,9 \pm 4,0^\circ$. Hrudní páteř se pak uklání na stranu opačnou, tedy doleva pod úhlem $1,5 \pm 4,6^\circ$. Krční páteř ani ve frontální rovině nevykazuje žádné změny zakřivení. Při sedu s překříženou levou DK probíhá zakřivení páteře srovnatelně, pouze na opačné strany, kdy se pánev klopí doleva, bederní páteř se uklání rovněž doleva a hrudní páteř se uklání doprava.

Zajímavé by bylo porovnání zakřivení páteře a náklonu pánve ve frontální rovině mezi KP a KL, zda např. překřížení pravé DK vychýlí páteř více, než levá.

Zajímavé by rovněž bylo najít vztah mezi zakřivením páteře nebo náklonu pánve a stranové preference vyšetřované osoby. Otázka na to, kterou dolní končetinu vyšetřovaný raději kříží v dotazníku byla. 89% zúčastněných preferuje KP, zatímco 11% zúčastněných preferuje KL. Při pokusu rozklíčovat tyto otázky jsme ale narazili na problém, kdy nebylo možné statisticky vyhodnotit tyto hodnoty z důvodu malého výzkumného souboru. Tyto otázky se tedy můžou stát předmětem dalšího výzkumu.

V literatuře se setkáváme s různými metodami zjišťujícími tvar a křivky páteře. Mezi nejčastější patří využití rentgenu a následné odečítání z negativu za použití Cobbovy metody (Bae, Jang, Lee, & Kim, 2012; Cho, Park, Park, Kim, Jung, & Lee, 2015; Autoři Carvalho, Soave, Ross, & Callaghan, 2010; Lee, Ko, Suh,

Kumar, Kang, & Yang (2014) a nebo optické metody (Ahn, Kim, Kang, Jeon & Kim, 2013; Claeys, Brumagne, Deklerck, Vanderhaeghen, & Dankearts, 2015; Claus, Hides, Moseley, & Hodges, 2016). Systém DTP-3 je založen na elektromechanickém principu a nevyužívá rentgenové záření, jehož negativní vliv na zdraví byl prokázán (Doody et al., 2000; Ronckers et al., 2010). Během jednoho měření získáme pohled na křivku páteře hned ze dvou rovin – sagitální a frontální, což je výhoda ve srovnání s rentgenovým vyšetřením. Další výhodou je nezávislost polohy horních končetin. Jak rentgenové metody, tak ty optické vyžadují polohu horních končetin na hrudníku pro přehlednost v měřeném segmentu. Je otázkou, do jaké míry může tato poloha horních končetin ovlivnit postavení páteře. Při měření systémem DTP-3 mohou zůstat horní končetiny v přirozené poloze.

8.1.1 Radiografické metody

Pozn.: ve výsledcích měření tvaru páteře se běžně používají kladné hodnoty pro vyjádření kyfózy a úklon vpravo a záporné pro vyjádření lordózy a úklon vlevo. Některé studie používaly jinou znaménkovou konvenci a proto byly některé hodnoty upraveny, pro účely této diplomové práce, aby byly porovnatelné s našimi hodnotami.

Ve studii autorů Bae, Jang, Lee & Kim (2012) nacházíme podobný rozdíl úhlových stupňů zakřivení bederní páteře mezi stojem a sedem, nikoli však podobné hodnoty. Zkoumali změnu úhlu bederní páteře ve stoje, v sedě a v sedě na zemi v „tureckém“ sedu radiografickou metodou pomocí Cobbova úhlu. Ve stoji naměřili průměrnou hodnotu bederní lordózy $-50 \pm 9,2^\circ$ (průměr \pm SD), v sedě na židli potom $-30,2 \pm 16^\circ$. Naše hodnoty jsou pro srovnání $-30,4 \pm 11,2^\circ$ pro stoj a $-0,0 \pm 7,8^\circ$ pro spontánní sed.

Autoři Cho, Park, Park, Kim, Jung & Lee (2015) zkoumali stoj a pět různých pozic sedu a jejich vliv na zakřivení bederní páteře Cobbovou metodou na základě rentgenových snímků. Tato studie zjistila, že při sedu na židli bez zádové opory je bederní lordóza téměř napřímená, dosahuje úhlu $-0,6 \pm 3,6^\circ$. Při sedu se zkříženými dolními končetinami současně („turecký sed“) se křivka bederní páteře dostává přes osu a jde do kyfotizace bederní páteře v úhlu $7,4 \pm 3,5^\circ$. Zde nacházíme shodu s naším výzkumem, kdy jsme našli podobné tendence změn tvaru páteře v popsanych sedech. V našem výzkumu jsme zjistili, že při sedu na židli bez zádové opory křivka

bederní páteře byla pod úhlem $0,0 \pm 7,8^\circ$ a při KP $4,7 \pm 6,2^\circ$ a $3,9 \pm 7,1^\circ$ pro KL. Odlišné byly hodnoty bederní lordózy ve stoji, kdy Cho et al, 2015 uvádí hodnotu průměru $-47,1 \pm 0,5^\circ$. V našem výzkumu nacházíme hodnotu průměru $-30,4 \pm 11,2^\circ$. Příčinou může být to, že ve zmiňované studii brali bederní páteř od obratle L1 do L5. Naše měření mělo rozpětí bederní páteře od Th12 do L5. Další možné příčiny mohou být jiná standardizace stoje, protože Cho et al., 2015 snímali bederní páteř při nádechu a horní končetiny byly zkříženy na hrudníku.

Autoři Lee, Ko, Suh, Kumar, Kang, & Yang (2014) porovnávali křivku bederní páteře u dvacetiletých a šedesátiletých jedinců. Bederní páteř hodnotili po jednotlivých segmentech a také jako celek v úseku L1-S1. Tento úsek byl porovnán s našimi výsledky. Zjistili, že ve stoji dosahují obě skupiny probandů stejných výsledků (dvacetiletí $-52,2 \pm 7,9^\circ$ a šedesátiletí $-53,9 \pm 15,9^\circ$). V dalších pozicích (sed pod úhlem 30° , 60° a 90°) již ale mladší skupina dosahovala vyšších hodnot úhlových stupňů zakřivení bederní páteře. Při porovnání výsledků s naší studií nacházíme odlišné hodnoty, nicméně rozdíl úhlových stupňů mezi stojem a sedem je podobný. V uváděné studii je rozdíl přibližně 40° mezi stojem a sedem ve skupině dvacetiletých, v naší studii je rozdíl přibližně 30° .

Radiografické metody zpravidla udávají vyšší hodnoty zakřivení, než naše hodnoty měřené systémem DTP-3, nicméně mívají stejnou tendenci při změnách poloh.

8.1.2 Optické metody

Studie autorů Ahn, Kim, Kang, Jeon & Kim (2013) se shoduje s našimi výsledky v tom, že rovněž potvrzují, že při sedu s překříženou DK dochází nejen k vyhlazení, ale přímo ke kyfotizaci bederní páteře.

Autoři Claeys, Brumagne, Deklerck, Vanderhaeghen & Dankearts (2015) hodnotili běžnou polohu stoje a sedu optickou metodou. Udávají, že bederní páteř, označená v rozmezí Th12-S2 má ve stoji 155° a při sedu na židli bez opěrky 168° , došlo tedy k napřímení bederní páteře o 18° . V naší studii, kde došlo k napřímení o 30° , jsme za bederní páteř brali úsek páteře Th12-L5, je tedy zřejmé, že výsledky této a naší studie nelze přesně porovnávat. Tendence do napřímení bederní páteře je ale podobná.

Autoři Claus, Hides, Moseley & Hodges (2016) sledovali stoj, spontánní a korigovaný sed a jejich vliv na zakřivení páteře v oblasti bederní a torakolumbální. Při spontánním sedu došlo k napřímení bederní lordózy. Při korigovaném sedu, kdy byli probandi instruováni, aby předvedli správný sed ideální pro jejich záda, došlo ke stejnému úhlu zakřivení v torakolumbální oblasti, jako ve stoji a v bederní oblasti se lordóza přiblížila hodnotám zakřivení ve stoji. Také zde uvádí zajímavý fakt, že hodnoty naměřené v torakolumbální oblasti nevykazovaly rozdílné hodnoty mezi ženami a muži. Na rozdíl v bederní oblasti již shledali rozdílné hodnoty, kdy ženy dosahovaly vyšších hodnot lordózy bederní páteře ve všech třech pozicích.

Toto zjištění přináší důležitou zprávu i do naší studie, které se zúčastnily pouze ženy. Výsledky tak mírně zkreslené oproti studiím, kterých se účastnili i muži.

8.1.3 DTP-3

Krejčí & Gallo (2016) měřili systémem DTP-3 tvar zakřivení páteře ve stoji. Úseky páteře nebyly označeny fixně, jako v této diplomové práci, ale adaptivně podle polohy inflexních bodů. Nicméně průměrné hodnoty v krční páteři u žen dosahovaly $-12,1 \pm 7,6^\circ$ (průměr \pm SD), v hrudní páteři $44,5 \pm 7,3^\circ$ a v bederní páteři $-34,1 \pm 8,8^\circ$. Zde sledujeme shodu pouze v zakřivení bederní páteře, kde naše hodnoty jsou $-30,4 \pm 11,2^\circ$. Hodnoty pro krční páteř $-25,4 \pm 13,0^\circ$ a pro hrudní páteř $35,7 \pm 9,8^\circ$ jsou poměrně odlišné. Důvodem může být právě jiný způsob vyhodnocení jednotlivých segmentů.

8.2 Limity studie

Jedna ze slabin této diplomové práce může být v lidském faktoru. A sice nepřesnosti v ruční palpaci obratlových trnů. Také při snímání vrcholků trnových výběžků obratlů může dojít k určité chybě měření.

Pro probandy bylo obtížné sedět nehnutě po dobu snímání páteře. Stabilní stoj bez titubací byl zajištěn stojanem, který neovlivňoval polohu stoje, ale pouze omezoval větší titubace. Větší problém ale probandi udávali při sezení, kdy po zaujetí dané polohy v ní měli setrvat po nezbytně nutnou dobu. Instruktaž k polohám v sedu byla, ať zaujmou polohu pro ně příjemnou a zároveň takovou, ve které běžně sedávají.

Největší potíže byly při sedu s překříženou pravou nebo levou končetinou, kdy pro jednoho probanda byl problém už jen zaujmout polohu sedu se překříženou levou dolní končetinou. Udával, že takto nikdy nesesává, vždy jen s opačným překřížením. Dalších několik probandů mělo potíže se setrváním v daném překřížení končetin. Snímání bodů na páteři probíhalo vždy třikrát za sebou, kdy se z nasbíraných hodnot provedl průměr. Měření, která by vykazovala velký rozkmit, by byla z výzkumu odstraněna. K tomu ale nedošlo, všechna měření měla přijatelnou velikost rozptylu.

8.3 Sed

Ve studiích jsem se nesečkala s popisem vhodného sedu. Často porovnávají spontánní sed, kdy instrukce probandovi jsou, ať zaujme polohu jemu běžnou. Když se jedná a korigovaný sed, instrukce jsou, ať se sám podle sebe srovná tak, jak uzná za vhodné pro svou páteř. (Claus, Hides, Moseley & Hodges, 2016; Claeys, Brumagne, Deklerck, Vanderhaeghen & Dankearts, 2015; Ahn, Kim, Kang, Jeon & Kim, 2013)

Autoři Claeys, Brumagne, Deklerck, Vanderhaeghen & Dankearts (2015) tvrdí, že optimální pozice sedu neexistuje. Je spousta vlivů, které ovlivňují tvar páteře a tím velikosti a směr tlaků na meziobratlové destičky Rašev (1992) říká, že je to potřeba řešit individuálně podle pracovních potřeb jednotlivce, s přihlédnutím na jeho prodělané potíže se zády, operace, apod.

Fyzioterapeuté ze tří zemí západní Evropy vybírali vhodnou pozici sedu podle probanda vyfoceného v devíti rozdílných polohách sedu. Nejčastěji vybírané byly dvě polohy, které byly mírně odlišné. Shodli se v tom, že by měla být zachována bederní lordóza. Jejich názory se ale rozcházely v případě hrudní a krční páteře, kdy většina volila relaxovanou pozici hrudní páteře. Menší část z nich pak volila pozici, kde byla extenze hrudní a krční páteře (O'Sullivan, O'Sullivan, O'Sullivan & Dankearts, 2012).

Ve studii autorů Hey, et al. (2016) byla porovnávána pozice sedu vzpřímeného a spontánního, kdy instrukce pro probanda při vzpřímeném sedu byly, aby zaujal polohu co nejvíce vzpřímenou bez záklonu nebo předklonu. Pro sed spontánní byly instrukce takové, aby si proband sedl tak, jak je zvyklý sedávat. Páteř se při

spontánním sedu dostávala do tvaru „C“, tedy do flektované pozice a bederní lordóza přešla v kyfózu, těžiště se posunulo dopředu. Při vzpřímeném sedu byla bederní lordóza zachována.

V naší studii byli rovněž probandí instruováni ke spontánnímu sedu, jakým běžně sedávají. Hodnoty úhlových stupňů ale u našich probandů ve spontánním sedu nedosahovaly kyfotizaci bederní páteře, došlo pouze k jejímu napřímení do nulových hodnot. Může to být tím, že i když instrukce byly k provedení přirozeného sedu, většina probandů ukázala tu lepší variantu vzhledem k odbornému prostředí.

Dlouhodobé sezení, pokud je poloha sedu správná, samo o sobě není rizikovým faktorem vzniku BZ (Lis, Black, Korn & Nordin, 2007). Pokud ale je dlouhodobé sezení v kombinaci s nevhodnou polohou, kdy je bederní oblast kyfotizována nebo naopak příliš lordotizována, se riziko vzniku nespecifické bolesti dolní části zad zvyšuje. Sed s překříženou dolní končetinou kyfotizuje bederní oblast páteře, proto tedy můžeme říct, že se stává jedním z rizikových faktorů pro vznik nespecifické bolesti dolní části zad (Lis, Black, Korn & Nordin, 2007).

V teoretické části došlo k rozporu v kapitole kineziologie páteře, kdy dva autoři, Lewit, 2003 a Kapandji, 1993, uvádí dva rozdílné pohledy, resp. pojmenování, na rotaci obratlů při lateroflexi. Lewit, dle Lovetta (1907) udává, že v bederní oblasti v případě lordózy rotuje páteř na stranu úklonu. Kapandji píše, že obratlová těla rotují při úklonu kontralaterálně. Při hlubším prozkoumání ale Lewit neuvádí, jaká část rotuje kam. A to může být rozhodující moment v tomto rozporu. Pokud se podíváme na páteř a rotaci obratle a řekneme, že se obratlové tělo otáčí doprava, vidíme, že trnový výběžek se pak otáčí na opačnou stranu, tedy doleva. Kapandji jasně píše, že kontralaterálně rotuje obratlové tělo. Tím pádem tedy víme, že trnový výběžek rotuje naopak, tedy homolaterálně. Lewit neuvádí přesnou strukturu obratle, kterou má na mysli, když píše, že rotuje na stranu úklonu. Tuto teorii potvrdil třetí autor, Dylevský (2009), který rovněž uvádí, že trn obratlového těla bederní páteře rotuje na stranu úklonu. V krční páteři udává rotaci obratlů do konvexity úklonu, tedy kontralaterálně a vezmeme-li v potaz, že trnový výběžek rotuje na opačnou stranu, než obratlové tělo, výroky se shodují.

V sedě s překříženou DK dochází k náklonu pánve na stranu horní DK. Náklon pánve způsobí úklon bederní páteře a vzhledem k tomu, že podle výsledků naší studie dochází ke kyfotizaci bederní páteře při sedu s překříženou DK, dochází

tedy k výše uvedenému jevu. Obratlová těla buď nerotují vůbec nebo na stranu opačnou od úklonu. Obratlová těla jsou na sebe vpředu stlačena (Lewit, 2003).

9 Závěr

Tato studie doplnila několik již existujících studií věnovaných problematice zakřivení páteře v různých polohách sedu a ve stoji. Výhodou této studie měřené systémem DTP-3 je její jednoduchost a komplexnost, protože tento systém dokáže zhodnotit tvar křivky téměř celé páteře ve frontální a v sagitální rovině během jednoho měření. Systém DTP-3 je metodou, která nezatěžuje organismus, jako rentgenové metody a má i své výhody oproti optickým metodám, jako třeba jednoduchost manipulace a elektronický sběr a zpracování dat. Studie se většinou věnují jen nějaké části páteře, nejčastěji bederní. Tato studie pojala páteř v celé své délce. Výsledky naší studie sice nedosahují stejných hodnot jako při měření radiograficky pomocí Cobbova úhlu, ale mají stejnou tendenci a podobné rozdíly mezi polohami.

V této diplomové práci jsme porovnávali křivku páteře ve stoji, v klasickém sedu a v sedu s překříženou dolní končetinou. Tento poslední jmenovaný typ sedu je poměrně častý v populaci napříč celým věkovým spektrem u obou pohlaví, ačkoliv je i mezi laiky obecně považován za sed nevhodný. Sed s překříženou dolní končetinou vede ke kyfotizaci bederní páteře a dlouhodobé sezení v této pozici může vést k vadnému stereotypu sedu a dlouhodobě potom k vadnému držení těla a také se zvyšuje riziko vzniku nespecifické bolesti dolní části zad a případně i kořenové bolesti způsobené herniací ploténky. Dochází k náklonu pánve a lateroflexi bederní páteře na homolaterální stranu a hrudní páteře na stranu opačnou. Krční páteř nevykazovala žádné signifikantní změny zakřivení.

10 Souhrn

Sedavá práce je fenoménem 21. století. Pokrok nezastavíme a proto nezbyvá, než se zabývat myšlenkou, jak sed upravit tak, aby co nejméně zatěžoval pohybový systém. Lidé sedávají různě, ale mezi ženami i muži všech věkových kategorií se setkáváme s velice oblíbeným sedem, sedem s překříženou dolní končetinou. Na otázku, jak tento sed ovlivňuje tvar páteře se snaží odpovědět tato diplomová práce.

Výzkumu se zúčastnilo 35 žen ve věku $22,5 \pm 1,6$ let (průměr \pm SD), tělesné výšky $168,7 \pm 6,1$ cm a hmotností $63,4 \pm 7,9$ kg. Měření proběhlo systémem DTP-3, který zaznamenává polohu bodu v 3D prostoru a zanáší ji do programu, kde je vytvořena křivka páteře ve frontální a sagitální rovině. Měření ve stoje probíhalo ve fixačním rámu pro snížení výchylek těla. Měření v sedě probíhalo na židli bez opěrky, kdy proband byl instruován ke spontánnímu sedu, sedu s překříženou pravou dolní končetinou přes levou (KP) a levou dolní končetinou přes pravou (KL). Označené trnové výběžky obratlů byly sejmuty systémem DTP-3 a zaneseny tak do programu, který zobrazil křivku páteře ve frontální a v sagitální rovině. Krční páteř byla vyhodnocena v úseku C3-Th1, hrudní páteř Th1-Th12 a bederní páteř v úseku Th12-L5. Náklon pánve byl vyhodnocen podle postavení spinae iliacae posteriores superiores.

Výzkum ukázal, že při spontánním sedu dosahovala bederní lordóza hodnot $0,0 \pm 7,8^\circ$ (průměr \pm SD), při překřížení DK došlo ke kyfotizaci bederní páteře při KP na $4,7 \pm 6,2^\circ$ a při KL na $4,0 \pm 7,1^\circ$. Dále došlo k zvětšení náklonu pánve doprava na $-1,7 \pm 2,9^\circ$ při KP a doleva $2,4 \pm 2,8^\circ$ při KL. Došlo k lateroflexi bederní páteře ($-1,9 \pm 4,0^\circ$ doprava při KP a $3,1 \pm 4,7^\circ$ doleva při KL) a také k lateroflexi hrudní páteře ($1,5 \pm 4,6^\circ$ doleva při KP a $-1,7 \pm 5,1^\circ$ doprava při KL). V krční páteři nebyl zaznamenán žádný statisticky významný rozdíl mezi polohami.

Sledujeme statisticky významné změny tvaru páteře ve frontální i v sagitální rovině. Dlouhodobé vystavování páteře polohám v neideálním statickém zatížení, jako je právě kyfotizace bederní páteře, může vést ke vzniku vadných stereotypů pohybů a vadného držení těla, nespecifické bolesti dolní části zad nebo kořenových bolestí.

11 Summary

Sedentary work is a phenomenon of the 21st century. The progress cannot be stopped and therefore it is necessary to attend to the issue of adjustment of the sitting position so that the load of the musculoskeletal system is the lowest possible. People sit in different ways, but one specific type of sitting posture is very popular with men and women of all ages – that is the crossed leg sitting posture. The influence of this sitting posture on the spinal shape is investigated in this diploma thesis.

The research included 35 women aged 22.5 ± 1.6 years (the average \pm SD) with the height of 168.7 ± 6.1 cm and weight of 63.4 ± 7.9 kg. The measurement was performed with the system DTP-3, which records the position of a point in 3D space and transfers it to a program, where the curve of the spine in frontal and sagittal planes is created. The measurement of the standing posture was performed in a stabilization frame in order to reduce body excursions. For the measurement of sitting positions, a chair without back support was used and the proband was instructed to assume a spontaneous sitting posture and the sitting posture with the right lower limb crossed over the left (CR) and with the left lower limb crossed over the right (CL). The marked vertebral spinous processes were captured by the system DTP-3 and thus transferred to a program, which displayed the curve of the spine in frontal and sagittal planes. The cervical spine was assessed in the section C3-Th1; thoracic spine in the section Th1-Th12 and the lumbar spine in the section Th12-L5. The pelvic inclination was assessed according to the position of spinae iliacae posteriores superiores.

The research showed that in a spontaneous sitting posture the lumbar lordosis reached the values of $0.0 \pm 7.8^\circ$ (the average \pm SD). In the crossed leg sitting posture, the kyphotization of lumbar spine occurred with the value of $4.7 \pm 6.2^\circ$ at CR and $4.0 \pm 7.1^\circ$ at CL. Apart from this, the pelvic inclination to the right increased to $-1.7^\circ \pm 2.9^\circ$ at CR and to the left to $2.4 \pm 2.8^\circ$ at CL. There also occurred the lateroflexion of lumbar spine ($-1.9 \pm 4.0^\circ$ to the right at CR and $3.1 \pm 4.7^\circ$ to the left at CL) and of thoracic spine ($1.5 \pm 4.6^\circ$ to the left at CR and $-1.7 \pm 5.1^\circ$ to the right at CL). No statistically significant difference was recorded for cervical spine in various postures.

We observe statistically significant changes of spinal shape in frontal and sagittal planes. The long-term exposure of the spine to postures with non-ideal static load, such as the kyphotization of lumbar spine, may result in the emergence of

defective movement stereotypes and defective posture, as well as non-specific low back pain or the emergence of radicular pain.

12 Referenční seznam

- Ahn, S., Kim, S., Kang, S., Jeon, H., Kim, Y. (2013). Asymmetrical change in the pelvis and the spine during cross-leg sitting postures. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 27 (11), 3427-3432 [Electronic version]
- Bae, J.S., Jang, J.-S., Lee, S.-H., & Kim, J.K. (2012). A Comparison Study on the Change in Lumbar Lordosis When Standing, Sitting on Chair and Sitting on the Floor in Normal Individuals. *Journal of Neurosurgical Society*, 51, 20-23 [Electronic version]
- Carvalho, D. E., Soave, D., Ross, K., & Callaghan, J.P. (2010). Lumbar Spine and Pelvic Posture Between Standing and Sitting: A Radiologic Investigation Including Reliability and Repeatability of the Lumbar Lordosis Measure. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 33 (1), 48-54 [Electronic version]
- Claeys, K., Brumagne, S., Deklerck J., Vanderhaeghen, J., & Dankaerts, W. (2015). Sagittal evaluation of usual standing and sitting spinal posture. *Journal of Bodywork and Movement therapies*, 1-8 [Electronic version]
- Claus, A.P., Hides, J.A., Moseley, G.L., Hodges, P.W. (2016). Thoracic and lumbar posture behaviour in sitting tasks and standing: Progressing the biomechanics from observations to measurements. *Applied Ergonomics*, 53, 161-168 [Electronic version]
- Čihák, R. (2011). *Anatomie I*. Třetí vydání, Praha: Grada
- Doody, M. M., Lonstein, J. E., Stovall, M., Hacker, D. G., Luckyanov, N., & Land, C. E. (2000). Breast Cancer mortality after diagnostic radiography: Findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine*, 25, 2052-2063 [Electronic version]
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada
- Gilbertová, S., & Matoušek, O. (2002). *Ergonomie*. Praha: Grada
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2003). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Druhé vydání, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins
- Hey, H. W. D., Wong, Ch. G., Lau, E.T.-Ch., Tan, K.-A., Lau, L.-L., Liu, K.-P. G., & Wong, H.-K. (2016). Differences in erect sitting and natural sitting spinal alignment – insights into a new paradigm and implications in deformity correction. *The Spine Journal*, article in press [Electronic version]

- Cho, I. Y., Park, S. Y., Park, J. H., Kim, T. K., Jung, T. W., Lee, H. M. (2015). The effect of Standing Positions on Lumbar Lordosis: Radiographic Study of 30 Healthy Volunteers. *Asian Spine Journal*, 9 (5), 762-769 [Electronic version]
- Janda, V., Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Kapandji, A. I. (1993). *The physiology of the joints. Vol. 3, The trunk and the vertebral column*. Druhé vydání, Edinburgh: Churchill Livingstone
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5 [Electronic version]
- Krejčí, J., Gallo, J., Štěpaník, P., & Salinger, J. (2012). Optimization of the examination posture in spinal curvature assessment. *Scoliosis*, 7(10), 1-9 [Electronic version]
- Krejčí, J. & Gallo, J. (2016). Spinal Shape analysis in 1020 healthy young adults aged from 19 to 30. *Acta Gymnica*, 46 (1), 3-11
- Lee, B.J., Cha, H.G., Lee, W.H. (2016). The effects of sitting with the right leg crossed on the trunk length and pelvic torsion of healthy individuals. *Journal of Physical Therapy Science*, 28 (11), 3162-3164 [Electronic version]
- Lee, E.S., Ko, Ch.W., Suh, S.W., Kumar, S., Kang, I.K., & Yang, J.H. (2014). 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*, 9 (11), 1-10 [Electronic version]
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vydání. Praha: Sdělovací technika
- Lis, A. M., Black, K. M., Korn, H., & Nordin, M. (2007). Association between sitting and occupational LBP. *European Spine Journal*, 16, 283-298 [Electronic version]
- Nakipoglu, G.F., Karagöz, A., & Özgirgin, N. (2008). The Biomechanics of the Lumbosacral Region In Acute And Chronic Low Back Pain Patients. *Pain Physician*, 11, 505-511 [Electronic version]
- Namkoong, S., Shim, J., Kim, S., Shim, J. (2015). Effects of different sitting positions on skin temperature of the lower extremity. *Journal of Physical Therapy Science*, 27 (8), 2637-2640 [Electronic version]

- Nordin, M., & Weiner, S. (2001). Biomechanics of the Lumbar Spine. In Nordin, M., Frankel, V.H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 3. vydání, Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins
- Nordin, M., & Frankel, V.H. (2001). Biomechanics of the Hip. In Nordin, M., Frankel, V.H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 3. vydání, Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanci praxi*. Praha: Maxdorf
- O'Sullivan, K., O'Sullivan, P., O'Sullivan, L., & Dankaerts, W. (2012). What do physiotherapists consider to be the best sitting spinal posture? *Manual Therapy*, 17, 432-437 [Electronic version]
- Park, Y., & Bae, Y. (2014). Comparison of Postures According to Sitting Time with the Leg Crossed. *Journal of Physical Therapy Science*, 26 (11), 1749-1752 [Electronic version]
- Peters, M. (1988). Footedness: Asymmetries in Foot Preference and Skill and Neuropsychological Assessment of Foot Movement. *Psychological Bulletin*, 103, 2, 179-192 [Electronic version]
- Pfeiffer, J. (2000). *Bolesti zad ve vyšším věku*. Praha: Triton
- Rašev, E. (1992). *Škola zad*. Praha: Directa
- Ronckers, C. M., Land, C. E., Miller, J. S., Stovall, M., Lonstein, J. E., & Doody, M. M. (2010). Cancer mortality among women frequently exposed to radiographic examinations for spinal disorders. *Radiation Research*, 174, 83-90 [Electronic version]
- Searle, A., Spink, M, Ho, A., & Chuter, V. (2015). Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, 29 (12), 1155-1167 [Electronic version]
- Snijders, C.J., Slagter, A.H., van Strik, R., Vleeming, A., Stoeckart, R., & Stam, H.J. (1995). Why Leg Crossing? The Influence of Common Postures on Abdominal Muscle Activity. *Spine*, 20(18), 1989-1993 [Electronic version]
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton
- Wilke, H.J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L.E. (1999). New In vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life. *Spine*, 24 (8), 755-762 [Electronic version]

13 Přílohy

13.1 Seznam příloh

Příloha 1: Vyjádření etické komise

Příloha 2: Informovaný souhlas

Příloha 3: Dotazník

13.2 Příloha 1



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 10.3.2016 byl projekt diplomové práce

autorky **Bc. Elišky Mertlíkové**

s názvem **Porovnání tvaru páteře ve třech variantách sedu a ve stoji**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 18/2016
dne: 18.3.2016

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

Řešitelka projektu splnila 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

13.3 Příloha 2

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Porovnání tvaru páteře ve stoji a třech variantách sedu

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
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. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
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 moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých 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 moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl 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:

Podpis např. fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

13.4 Příloha 3

DOTAZNÍK

OBEČNÉ:

Jméno:..... Příjmení:.....

Datum narození:.....

Pohlaví: muž – žena

Výška:.....cm

Váha:..... kg (P: kg)

Lateralita: píše pravou – levou

S “nohou přes nohu” sedávám: VELMI ČASTO – ČASTO – ZŘÍDKA - NIKDY

Při sedu s “nohou přes nohu” je mi příjemnější varianta: PRAVÁ přes levou – LEVÁ přes pravou

ANAMNÉZA:

(Odpovězte na otázky, v případě odpovědi “ANO” specifikujte odpověď na předpřipravený řádek)

1. Užíváte léky? ANO – NE

Jaké?.....

2. Prodělal/a jste operaci? ANO – NE

Jaká a kdy?.....

3. Prodělal/a jste vážná zranění či úraz? ANO – NE

Jaké?

4. Máte diagnostikovanou vadu pohybového systému? (m. Scheurman, m. Bechtěrev, skolióza, vадné držení těla, astma bronchiale...)

Jaké?..... ANO – NE

5. Máte diagnostikované nějaké neurologické onemocnění?

Jakou?..... ANO – NE

6. Máte diagnostikované onemocnění kardiovaskulárního systému?

Jaké?..... ANO - NE

7. Trpíte chronickými bolestmi v oblasti pohybového systému?

V jaké oblasti?..... ANO – NE

8. Měl/a jste někdy bolesti zad, kdy jste kvůli bolesti musel/a zůstat v klidu déle než 2 dny?

ANO – NE

9. Podstoupil/a jste někdy rehabilitační léčbu?

ANO – NE

Kvůli čemu?.....

10. Kolik hodin týdně se věnujete sportovním aktivitám? h /týden

11. Jakému druhu sportu se věnujete nejvíce?

TESTY NA LATERALITU:

(3 pokusy pro každý test)

| | L | P |
|-----------------|----------|----------|
| Kopnutí do míče | | |
| Výpad dopředu | | |
| Výstup na schod | | |

PASIVNÍ ROZSAH POHYBU KYČELNÍHO KLOUBU:

| | L | P |
|----|----------|----------|
| FL | | |
| EX | | |
| ZR | | |
| VR | | |