

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

RELIABILITA MEZI HODNOTITELI PŘI MĚŘENÍ ÚHLOVÝCH PARAMETRŮ
PÁTEŘE SYSTÉMEM DTP-3

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Anna Wohlgemuthová, fyzioterapie

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

Olomouc 2020

Jméno a příjmení autora: Bc. Anna Wohlgemuthová

Název diplomové práce: Reliabilita mezi hodnotiteli při měření úhlových parametrů páteře systémem DTP-3

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Abstrakt:

Cílem této diplomové práce je zhodnotit reliabilitu mezi hodnotiteli při měření úhlových parametrů páteře ve stojící poloze systémem DTP-3. Výzkumu se zúčastnilo 12 žen a 3 muži, ve věku $23,9 \pm 1,8$ (průměr \pm SD). Reliabilita mezi hodnotiteli byla hodnocena pro úhlové parametry páteře ve frontální a sagitální rovině v krčním (C₃-Th₁), hrudním (Th₁-Th₁₂) a bederním (Th₁₂-L₅) úseku pomocí koeficientu vnitřní korelace (ICC). Dále byla zhodnocena reliabilita mezi hodnotiteli při měření náklonu spojnice akromionů a náklonu pánve ve frontální rovině. Výzkum ukázal, že pro měření úhlových parametrů páteře ve frontální rovině jsou hodnoty ICC v rozmezí 0,21-0,61 což značí špatnou až střední reliabilitu a v sagitální rovině 0,65-0,97, tedy střední až velmi silná reliabilita. Pro měření náklonu pánve je ICC 0,28, tedy špatná reliabilita a pro náklon spojnice akromionů 0,73, tedy střední reliabilita.

Klíčová slova: diagnostický systém DTP-3, reliabilita, neradiační vyšetření, tvar páteře, palpáce

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

Author's first name nad surname Bc. Anna Wohlgemuthová

Title of the thesis: Inter-rater reliability of spinal angular parameters measurement using DTP-3 system

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

The year of presentation: 2020

Abstract:

The aim of this diploma thesis is to assess an inter-rater reliability of spinal shape measurement using the DTP-3 system in standing posture. The research included 12 women and 3 men aged $23,9 \pm 1,8$ (the average \pm SD). The inter-rater reliability was evaluated for spinal angular parameter measurements in frontal and sagittal plane in the cervical (C₃-Th₁), thoracic (Th₁-Th₁₂) and lumbar (Th₁₂-L₅) parts of the spine using the Interclass Correlation Coefficient (ICC). Apart from this, an inter-rater reliability of measurements of the inclination angle of the acromions and pelvic inclination angle in the frontal plane was assessed. The research showed that ICC for spinal angular parameter measurements in the frontal plane are in the range of 0,21-0,61 (poor to moderate reliability), while in the sagittal plane are within 0,65-0,97 (moderate to very strong reliability). For the measurement of the pelvic inclination angle, the ICC is 0,28 (poor reliability), and for the inclination angle of the acromions connecting line, the ICC is 0,73 (moderate reliability).

Key words: diagnostic system DTP-3, reliability, non-radiographic examination, spine shape, palpation

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 31. července 2020

Děkuji RNDr. J. Krejčímu, Ph.D. za ochotu, pomoc a cenné rady a návrhy, které mi poskytl při měření a zpracování diplomové práce. Dále děkuji Bc. Míši Beranové za spolupráci při měření. Za pomoc při statistickém zpracování dat patří dík Ing. Jiřímu Řehořovi. V neposlední řadě děkuji všem zúčastněným probandům za spolupráci při měření.

Obsah

Seznam zkratk	8
1 Úvod	9
2 Přehled poznatků	10
2.1 Anatomie páteře člověka	10
2.1.1 Obratle	11
2.1.2 Spojení na páteři	12
2.2 Funkce, biomechanika, kineziologie páteře	13
2.3 Nejčastější ortopedické patologie struktury páteře	15
2.4 Klinické vyšetření páteře	17
2.4.1 Aspekce	17
2.4.2 Palpace	19
2.4.3 Specifické klinické testy	20
2.5 Přístrojové vyšetření páteře	24
2.5.1 Rentgenografie	24
2.5.2 Další konvenční zobrazovací metody	27
2.5.3 Nekonvenční zobrazovací metody	29
2.5.3.1 Optické metody	29
2.5.3.2 Dotykové metody	31
3 Cíle práce	34
3.1 Testované hypotézy	34
4 Metodika	35
4.1 Výzkumný soubor	35
4.2 Přístrojové vybavení	36
4.3 Standardizace polohy měření	37
4.4 Sběr dat	37
4.5 Analýza dat	38
4.5.1 Zpracování záznamu	38
4.5.2 Statistické zpracování dat	39
5 Výsledky	41
5.1 Zakřivení krční páteře ve frontální rovině	45
5.2 Zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině	45
5.3 Zakřivení bederní páteře ve frontální rovině	46
5.4 Zakřivení krční páteře v sagitální rovině	46

5.5	Zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině	47
5.6	Zakřivení bederní páteře v sagitální rovině.....	47
5.7	Hodnocení náklonu pánve ve frontální rovině.....	48
5.8	Hodnocení náklonu spojnice akromionů ve frontální rovině	48
6	Diskuze.....	49
6.1	Limity studie	53
7	Závěr	54
8	Souhrn	55
9	Summary	56
10	Referenční seznam.....	57
11	Přílohy	63
11.1	Seznam příloh	63

Seznam zkratek

- 3D – třírozměrný
- AO – atlantookcipitální
- AP – předozadní
- B-A – Bland - Altmanův (graf)
- C – krční
- CP – krční páteř
- CT – výpočetní tomografie
- D – rozdíl mezi hodnotiteli (hodnotitel 2 - hodnotitel 1)
- EOS –micro-dose rentgenu
- HAZ – hyperalgická zóna
- ICC – koeficient vnitrotřídní korelace
- L – bederní
- LDK – levá dolní končetina
- LoA – limits of agreement
- LP – bederní páteř
- MRI – magnetická rezonance
- PDK – pravá dolní končetina
- rEOS – redukováný micro-dose rentgen
- RTG – rentgen, rentgenový, rentgenologický
- SD – směrodatná odchylka
- SIAS – spina iliaca anterior superior/spinae iliaca anteriores superiores
- SIPS – spina iliaca posterior superior/spinae iliaca posteriores superiores
- SM – Spinal Mouse
- Th – hrudní
- ThP – hrudní páteř
- uMRI – upright magnetická rezonance
- USG – ultrazvukové vyšetření

1 Úvod

Zobrazovací metody jsou v medicíně 21. století již nedílnou součástí diferenciální diagnostiky. Nezastupitelné jsou při diagnostice některých závažných (metastázy nádorů v kostech), či méně závažných, ale kvalitu života snižujících onemocněních (ortopedické vady).

V oblasti ortopedie (např. diagnostika idiopatické skoliózy) se za zlatý standard stále považují rentgenologické (RTG) snímky, které se vyhodnocují dle Cobba, který poprvé metodiku uveřejnil v roce 1947 (Cobb, 1947). Nicméně, jsou již známy studie, které popisují negativní vliv opakovaných RTG na lidské zdraví (Doody et al., 2000). Z tohoto důvodu začaly postupně vznikat alternativní systémy, které by mohly toto vyšetření nahradit. Jedním z nich je dotykový systém DTP-3, který nabízí měření zakřivení páteře ve frontální a sagitální rovině. Tato diplomová práce hodnotí reliabilitu mezi hodnotiteli (dále někdy též jako inter-rater reliabilita) při měření systémem DTP-3, na níž je závislé případné zavedení systému do klinické praxe.

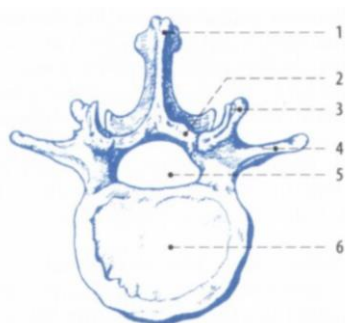
2 Přehled poznatků

Následující přehled poznatků se zabývá anatomií osového orgánu a možnostmi jeho vyšetření. Pro účely této práce bude v následujících kapitolách věnována pozornost komponentě páteřní – zejména v části o anatomii.

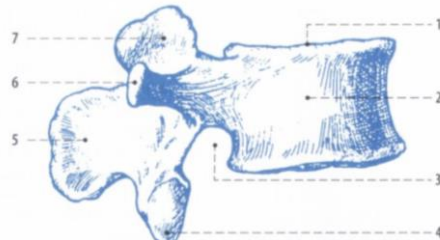
2.1 Anatomie páteře člověka

Lidská páteř je součástí komplikovaného osového orgánu lidského těla, který je dále tvořen hlavou a pánví. Jeho části nelze funkčně oddělit, neboť funkce jedné komponenty podmiňuje funkci dalších komponent. Jednotlivé segmenty společně formují linii a vzhled postavy, do něhož se promítá i vliv psychiky. Pro vyrovnanou linii těla je typické držení těla zpřímá za současné minimální energetické náročnosti (Véle, 2006).

Páteř u člověka tvoří 7 krčních (C), 12, hrudních (Th), 5 bederních (L), 5 křížových (srostlých v kost křížovou) a 4-5 kostrčních obratlů (srostlých v kostrč). Každý z obratlů můžeme rozdělit na tři funkčně odlišné části: tělo, oblouk a výběžky (Obrázek 1). Tělo je nosnou částí obratle, oblouk má za úkol chránit míchu a výběžky propojují jednotlivé obratle a slouží jako úponová místa. Na většině obratlů rozlišujeme výběžky trnové, kloubní (horní a dolní) a příčné (Obrázek 2). Jednotlivé obratle mezi sebou mají až na výjimky meziobratlové destičky a dále popisujeme na páteři množství měkkých tkání, jako jsou krátké a dlouhé vazy a svaly zajišťující stabilitu i pohyb páteře. Délka páteře tvoří přibližně 35 % výšky těla dospělého člověka (Čihák, 2011).



Obr. 7.3 Hrudní obratel
1 – proc. spinosus, 2 – arcus vertebrae,
3 – proc. articularis, 4 – proc. transversus,
5 – foramen vertebrale, 6 – corpus vertebrae



Obr. 7.2 Bederní obratel
1 – horní styčná plocha těla obratle (kompakta), 2 – corpus vertebrae, 3 – incisura vertebralis inferior, 4 – proc. articularis inferior, 5 – proc. spinosus, 6 – proc. transversus, 7 – proc. articularis superior

Obrázek 1. Stavba obratle (Dylevský, 2009).

Obrázek 2. Stavba obratle 2 (Dylevský, 2009).

2.1.1 Obratle

Významnou součástí praktické části této diplomové práce je palpce trnových výběžků obratlů $C_3 - L_5$, proto bude v této podkapitole podrobněji popsána anatomická stavba jednotlivých obratlů. Většina obratlů má podobnou stavbu, výjimku tvoří první a druhý krční obratel (C_1, C_2 / atlas, axis), křížová kost a kostrč, které budou popsány zvlášť na konci této podkapitoly.

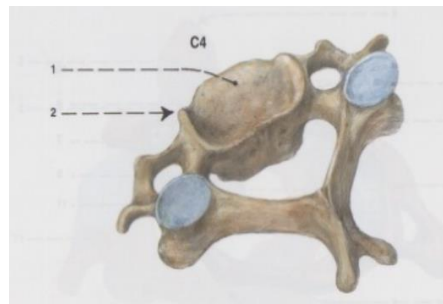
Tělo obratle je krátká kost, jejíž spongiózní část se do vysokého věku účastní na krvetvorbě. Výška obratlových těl se od krční přes hrudní k bederní části zvyšuje. Specifický je pro krční páteř (CP) výběžek zvaný uncus corporis. Jedná se o postranní lištu na horní ploše každého krčního obratle, který dává krycí destičce konkávní tvar směrem kraniálně. U hrudních obratlů jsou na bocích těl kloubní plošky pro artikulaci s žebry. Dále je významné zvýšení obratle L_5 v anteriorní části oproti posteriorní, meziobratlový disk je v tomto segmentu fixován pouze vazy a má značnou tendenci sklouznout dopředu a dolů (Dylevský, 2009; Lewit, 1975; Grim & Druga, 2001).

Obratlový oblouk je zezadu připevněn k tělu obratle. Mezi obloukem a tělem je vytvořen otvor, kdy soubor těchto otvorů vytváří páteřní kanál, kudy vede mícha končící v segmentu L_1/L_2 . V oblouku jsou z kraniální i kaudální strany vytvořeny zářezy, které spolu se zadní plochou meziobratlové destičky a kloubními výběžky obratlů vytváří meziobratlové prostory pro výstupy míšních nervů (Dylevský, 2009).

Kloubní výběžky jsou horní a dolní, vždy po páru pro spojení se sousedními obratli. Kloubní plošky mají tyto výběžky v krčním úseku sklopeny dozadu a dolů, v hrudním úseku zhruba do frontální roviny a v bederním úseku se sklon blíží sagitální rovině. Příčné výběžky obratle v CP mají otvor, kudy prochází arteria vertebralis zásobující mozek. V oblasti hrudní páteře (ThP) jsou příčné výběžky silné a dlouhé, pohyblivě jsou spojeny s žebry. V bederní páteři jsou příčné výběžky zastoupeny procesus costales, což jsou rudimentální žebra. Spinózní výběžky jsou nepárové a ubíhají ve všech etážích dorzálně. V CP jsou (s výjimkou C_1 a C_2 a C_7) rozdvojené (Obrázek 3). V ThP jsou trnové výběžky dlouhé a přes sebe přeložené. V bederní oblasti jsou čtverhranné a ze stran oploštělé (Dylevský, 2009; Čihák, 2011).

První krční obratel nemá tělo ani trnový výběžek. Je tvořen pouze předním a zadním krčním obloukem. Na jeho horním okraji jsou kloubní plochy pro spojení s kondyly týlní kosti. Na vnitřní ploše předního oblouku je malá jamka, jíž je spojen obratel s dnes axis. Stavba axisu se velmi podobá ostatním krčním obratlům.

Z obratlového těla vyčnívá směrem kraniálně dens axis (Dylevský, 2009).



Obrázek 3. Krční obratel C4 (Čihák, 2011).

Křížová kost má trojúhelníkovitý tvar s širší základnou v kraniální části. Ventrální plocha křížové kosti je mírně konkávní, dorzální strana je konvexní. Na dorzální straně kosti je nejvýraznější tzv. střední hrana vytvořená rudimenty spinózních výběžků srostlých křížových obratlů. Uvnitř křížové kosti vede křížový kanál, do nějž zasahují kořeny míšních nervů. Na bočních okrajích jsou kloubní plochy pro spojení s kyčelními kostmi. Kloubními výběžky artikuluje křížová kost s obratlem L₅. Na svém vrcholu artikuluje křížová kost s bazí kostrče, nejčastěji jde o spojení synchondrotické a lze zde provádět kývavé pohyby a „pružení“ (Dylevský, 2009).

Čihák (2011) uvádí, že počet obratlů může být v malém procentu případů zvětšen o jeden bederní obratel, případně zmenšen o jeden bederní nebo hrudní obratel. Dále uvádí, že při zachování počtu obratlů se může poslední hrudní, či první bederní obratel tvarem přiblížit hrudní (L₁ obratel), či bederní (Th₁₂ obratel) páteři. Stejný princip může způsobit lumbalizaci S₁ obratle, či sakralizaci L₅ obratle v bederněkřížovém přechodu.

Z funkčního hlediska jsou vedle samotné anatomické struktury jednotlivých obratlů důležitá i jejich jednotlivá spojení a jejich znalost má význam pro správnou palpaci páteře.

2.1.2 Spojení na páteři

Jednotlivé obratle jsou spojeny meziobratlovými ploténkami, meziobratlovými klouby a krátkými a dlouhými vazy (Čihák, 2011; Kolář, 2009). Tato typy spojení budou níže rozebrána.

Meziobratlové ploténky jsou vytvořeny v pohyblivých segmentech páteře. Rozdělujeme je anatomicky na nukleus pulposus ve střední části a anulus fibrosus po obvodu. První plotýnka se nachází mezi druhým (C₂) a třetím krčním (C₃) obratlem,

poslední mezi pátým bederním (L_5) a prvním sakrálním (S_1) obratlem a jejich tloušťka v jednotlivých etážích roste kraniokaudálně. Relativně jsou však vůči obratlům nejvyšší v krční páteři, což umožňuje poměrně velký rozsah pohybu. V CP se díky uncus corporis meziobratlová destička na laterálních stranách zužuje, je zde tedy zajištěna i potřebná stabilita, zejména při úklonech. Zároveň jsou tyto lišty vodící pro pohyby CP v sagitální rovině. Relativně nejvyšší jsou vůči obratlům meziobratlové ploténky ThP, což v kombinaci s připojením žeber na hrudní obratle značně omezuje pohyblivost tohoto úseku. Nucleus pulposus ztrácí během stárnutí část tekutiny a výška celého disku se snižuje. Také se mění výška disku v průběhu dne, výsledkem je přibližně o 1 cm kratší páteř večer než ráno (Čihák, 2011; Lewit, 1975).

Kloubní plochy intervertebrálních kloubů mají různý tvar podle úseku páteře, kde artikulují. Jejich tvar podmiňuje rozsah pohybu v daném kloubu, přičemž je individuálně variabilní (Kolář, 2009).

Kloubní pouzdra jsou na páteři obecně volná, nejvíce v CP a nejméně v ThP. Někdy může být kloubní pouzdro vychlípeno do kloubu, útvar se nazývá meniskoid. Dlouhé páteřní vazy se rozpínají v celé délce páteře, krátké vazy se nachází mezi jednotlivými obratli.

Komplex, který spojuje týlní kost, atlas a axis se označuje jako kraniovertebrální spojení. Spadá sem párový kloub atlantookcipitální, a spojení mezi atlasem (C_1) a axisem (C_2) (Čihák, 2011; Kolář, 2009; Grim & Druga, 2001).

2.2 Funkce, biomechanika, kineziologie páteře

Anatomické uspořádání umožňuje v oblasti páteře (a osového orgánu jako celku) obrovskou variabilitu pohybu. Díky variabilitě tvaru svalů, jejich délce a počtu hlav v oblasti osového orgánu je z hlediska řízení motoriky umožněno velmi precizní a v čase rychle proměnlivé nastavování postury. Obecně lze o této oblasti říci, že čím hlouběji se sval nachází, tím více působí na individuální segment, podobně jako to platí pro vazy. Axiální systém tvoří funkční celek se svaly pažního i pánevního pletence a zajišťuje kvalitní posturu právě pro pohyby končetin (Véle, 2006).

Na funkci páteře má nemalý vliv také zakřivení celé páteře v rovině sagitální, kde je dvakrát esovitě prohnutá. Zakřivení konvexitou vpřed se nazývá lordóza a nacházíme ji v oblasti CP (s vrcholem mezi $C_4 - C_5$) a bederní páteře (LP) (s vrcholem v $L_3 - L_4$). Křivka s konvexitou vzad se nazývá kyfóza a nalézáme ji v ThP (vrchol v $Th_6 - Th_7$) a v křížové oblasti v podobě ohnuté kosti křížové. Dvojesovité zakřivení je ovlivněné

tahem svalů, hmotností, i rozdíly ve výšce meziobratlových plotének v jejich přední a zadní části a je důležité jednak pro pružnost, ale i pevnost celé páteře (Grim & Druga, 2001; Dylevský, 2009).

Výše zmíněná fyziologická zakřivení, se zejména v průběhu raného vývoje mění. Vývojově je intrauterinně celá páteř v kyfotickém postavení, které je dané uložením plodu v děloze, kompletní růst a vývoj páteře bývá ukončen obvykle mezi 15. – 19. rokem. Okolo šestého roku dítěte nastává fixace postavení páteře (Repko, 2017).

Páteř je dále fyziologicky mírně zakřivena i v rovině frontální, nejčastěji v oblasti Th₃ – Th₅. Toto držení je autory vysvětlováno jako reakce na tzv. „zkříženou asymetrii končetin“. Hranice mezi skoliotickým fyziologickým držením a skoliózou je nepřesná, je však důležité, že v případě fyziologického skoliotického držení nejsou obratle rotovány v transversální rovině (Dylevský, 2009; Grim & Druga, 2001; Čihák, 2011).

Základní funkční jednotkou páteře je pohybový segment. Anatomicky se skládá ze sousedních polovin těl obratle, meziobratlových kloubů, intervertebrálního disku z přilehlého vaziva a svalů. Z pohledu funkce má pohybový segment komponentu nosnou a fixační – vazy a obratle; hydrodynamickou – meziobratlové disky a cévní systém páteře; kinetickou a aktivně fixační komponentu – svaly a klouby páteře (Dylevský, 2009).

Při pohledu na pohyblivost páteře můžeme rozlišit tyto základní pohyby:

- flexe a extenze,
- lateroflexe,
- rotace,
- kombinace – krouživé pohyby (v krční a bederní páteři) (Kolář, 2009).

Grim & Druga (2001) mezi pohyby dále řadí „pérovací pohyby“.

Jednotlivé pohyby v intervertebrálních kloubech (jednotlivých segmentech) jsou malé, rozsah pohybu páteře je dán součtem jednotlivých dílčích pohybů. Při fyziologickém průběhu je pohyb iniciován pohledem očí a následován pohybem hlavy, krku, trupu a dále končetin (Kolář, 2009). Rozsah pohybů jednotlivých úseků páteře je uveden souhrnně v Tabulce 1.

Tabulka 1

Rozsah pohybů jednotlivých úseků páteře (Kolář, 2009)

úsek páteře	flexe [°]	extenze [°]	lateroflexe [°]	rotace [°]
krční	30-35	80-90	35-40	45-50
hrudní	35-40	20-25	20-25	25-30
bederní	55-60	30-35	20-30	5

Flexe i extenze se v CP účastní i atlantookcipitální (AO) skloubení. V krčním úseku páteře rozlišujeme kyv a předklon. Při kyvu dochází k pohybu hlavy v AO skloubení a atlas se současně naklání vpřed vůči axis. Při předklonění celé CP se hlava vůči atlasu naopak extenduje. Úklon je v CP kvůli postavení kloubních plošek sdružený s rotací, při úklonu LP se obratlový trn vychyluje na stranu úklonu, což je důsledek rozdílné výchylky v přední a zadní části obratle. Největších rotací dosahuje na páteři CP do 45-50° (z toho 30-35° v atlantoaxiálním spojení) (Kolář, 2009).

Vlivem opotřebení může páteř trpět množstvím degenerativních změn, které se klinicky mohou projevit, často však zůstávají němé. V následující kapitole budou podrobněji popsány ortopedické patologie, které jsou významné v kontextu zaměření praktické části této práce na diagnostiku metodou DTP-3.

2.3 Nejčastější ortopedické patologie struktury páteře

Ortopedické poruchy struktury páteře můžeme rozdělit na vrozené vývojové vady a deformity. Pro účely této práce se v následující kapitole zaměříme na deformity páteře a jejich hodnocení (Kolář, 2009).

Na případnou akceleraci deformity mají významný vliv dvě období, kdy lidská páteř roste nejrychleji. První fází je období od narození do 5. roku věku, ve kterém páteř vyroste v průměru o 2,2 cm za rok. Následuje pomalejší růst páteře průměrnou rychlostí 1,1 cm za rok, který trvá do 10. až 11. roku věku, kdy dosahuje páteř 78 % konečné výšky. Od tohoto pubertálního období nastává druhá fáze rychlého růstu, v níž páteř roste v průměru 1,8 cm za rok (Repko, 2017).

O deformitách mluvíme v případě změněné velikosti fyziologických křivek páteře či tvaru obratlů. Řadíme sem hyperkyfózu, bederní hyperlordózu, nebo například deformitu hlavy a krku – torticollis muscularis congenita. Jednou z nejznámějších deformit je skolióza – trojrozměrná deformita páteře (Obrázek 4), při které dochází k vybočení páteře ve frontální rovině o více než 10° podle Cobba. V rovině frontální

dochází při skolióze ke stranovému zakřivení a u vážnějších skolióz k deformaci obratlů do tvaru klínu. V rovině transversální dochází k rotaci obratlů a v rovině sagitální nalézáme ventrodorsální oploštění páteře, případně zvýraznění fyziologických křivek. Skoliózu můžeme dělit dle flexibility na funkční, či strukturální; dle lokalizace hlavní křivky na krční, krčně-hrudní, hrudní atp.; dle způsobu vzniku na idiopatickou, kongenitální či neuromuskulární; případně dle kompenzace stranového vychýlení těla na kompenzovanou a dekompenzovanou (Repko, 2010; Kolář, 2009).



Obrázek 4. RTG snímek skoliotické páteře v AP projekci (Repko, 2012).

Diagnostika se opírá o důkladné klinické vyšetření a dále o nález na zobrazovacích metodách. Základní zobrazovací metodou pro diagnostiku skoliózy je rentgenové RTG, včetně zobrazení hlavy a pánve. Snímky se zhotovují v předozadní (AP) a boční projekci ve stoji. Tíže zakřivení se hodnotí měřením Cobbova úhlu, kterého se využívá i pro hodnocení křivek v sagitální rovině (více viz kapitola 2.5.1) (Repko, 2010).

RTG vyšetření je v současné době zlatým standardem. Autoři Ronckers et al. (2010) uvádí, že pacient se skoliózou je v průměru rentgenologicky vyšetřen 22,9krát za život, pouze v souvislosti s monitorováním skoliózy a vzhledem k riziku vzniku onemocnění z ozáření a z důvodu snížení nákladů na léčbu vznikají snahy o validizaci neradiologických metod. Příkladem mohou být: Moiré metoda, Quantec systém, elektrický goniometr, skoliometr, nebo další optické či dotykové metody, které budou zmíněny v dalších částech této práce (Repko, 2010; Ronckers et al., 2010; Bonagamba,

Coelho, & de Oliveira, 2010).

Vedle stranového vychýlení páteře strukturální povahy se v klinické praxi setkáváme s tzv. skoliotickým držením, někdy označovaným jako funkční skolióza. Na rozdíl od strukturální skoliózy se skoliotické držení obvykle vyrovnává vsedě, nebo vleže (Poděbradská, 2018).

Ve frontální rovině popisujeme z deformit páteře hyperkyfózu. Podle etiologie dělíme hyperkyfózy na: juvenilní (morbus Scheuermann), kongenitální, posturální, sekundární kyfózy.

V případě juvenilní kyfózy se někdy ke klinickému a RTG vyšetření přidává zhodnocení kostního růstu a odhad celkové výšky pro hodnocení prognózy (Kolář, 2009).

2.4 Klinické vyšetření páteře

Hodnocení páteřní osy je významné pro diagnostiku poruch pohybové soustavy, dále však odhalí řadu poruch, jejichž zdroj může být mimo páteřní systém (Kučera, Kálal, Kolář, & Korbelař, 2005). Následující kapitola je věnována klinickému vyšetření páteře, které by mělo předcházet odeslání pacienta k dalšímu (přístrojovému) vyšetření, které probíhá většinou na specializovaných pracovištích (Gross, Fetto, & Rosen, 2005). Vyšetření se skládá z aspekce, palpáce a speciálních klinických vyšetření.

2.4.1 Aspekce

Aspekce (vyšetření pohledem) je nedílnou součástí fyzioterapeutického vyšetření páteře, ale nemusí se omezovat pouze na fyzioterapeuta, nebo další odborníky ve zdravotnictví. První osobou, která zaznamená odchylky od normy na páteři pacienta bývá často učitel tělesné výchovy, či cvičitel (Repko, 2010; Jaroš & Lomníček, 1957).

Již v roce 1957 Jaroš a Lomníček vydali návrh zjednodušeného hodnocení postavy žáků všeobecné vzdělávací školy, v němž doporučili zhodnocení:

1. držení hlavy a krku,
2. hrudníku,
3. břicha se sklonem pánve,
4. křivky zad,
5. držení v rovině čelní,
6. hodnocení dolních končetin.

Podle množství a velikosti úchylek od normy pak každé zhodnocení autoři navrhovali ohodnotit známkou 1-4. Dále měl být při hodnocení označen konstituční typ

žáka a měly být charakterizovány celkové nedostatky v držení těla.

Aspekci lze z pohledu dnešní doby rozdělit na povšechnou a cílenou. Povšechná (komplexní) aspekce začíná již při prvním pohledu na pacienta, mnohdy ještě v okamžiku, kdy si pacient není vědom toho, že je vyšetřován. Z takového pohledu lze vytěžit vyšetření přirozeného a nekorigovaného pohybového chování. Pacient je při komplexní aspekci oblečen. Komplexní aspekci lze na první pohled získat cenné informace o pacientově psychickém ladění, či antalgickém chování. Cílená aspekce se provádí u pacienta, který stojí ve spodním prádle bez opory (pokud to není možné, je nutné to do dokumentace zaznamenat) a postupuje se dle fyzioterapeutem daného a neměnného algoritmu, který eliminuje opomenutí některé důležité části. Vyšetření se provádí pohledem zezadu, z boku a zepředu. Aspekci je dobré dávat kineziologický obsah, nález by se měl vztahovat k momentálním potížím tak, aby se nejednalo pouze o kineziologický popis pacienta (Kolář, 2009; Poděbradská, 2018).

Na páteři můžeme aspekčně hodnotit její délkový poměr vůči dolním končetinám, odhadovat velikost jejích fyziologických křivek v sagitální rovině, sledovat, zda není patrné vychýlení páteře v rovině frontální. Při pohledu zezadu lze hodnotit úklon či rotaci hlavy, symetrii výšky ramenních kloubů, symetrii thorakobrachiálních trojúhelníků. Je dobré si všimnout tvaru, rotace a symetrie polohy lopatek, dále zařízení boků – tzv. tajle. Všimnout si můžeme také symetrie žeberních oblouků, dále lze hodnotit symetrii velikosti paravertebrálního svalstva. Vidět můžeme posunutí ramen do strany oproti pánvi. Dále lze aspekčně hodnotit postavení pánve v prostoru a také rozeznat zkreslení tzv. Michaelisovy routy (je tvořena důlky nad spinae iliacae posteriores superiores (SIPS), nejvyšším bodem bederní lordózy a horním pólem intergluteální rýhy), což bývá v praxi následně konfrontováno s palpačním nálezem (Lewit, 2003).

Při pohledu zepředu nelze hodnotit páteř přímo, nicméně lze podle asymetrické prominence žeber usuzovat na její rotaci. Znovu si všímáme držení ramen, symetrie hrudníku a jeho případné deformity. U mužů lze hodnotit výšku prsních bradavek. Dále si všímáme napětí břišního svalstva, a opět hodnotíme polohu pánve. Při pohledu z boku hodnotíme velikost fyziologických křivek páteře a postavení ramen. Při vyšetření z boku lze usuzovat na anteverzi, či retroverzi pánve a opět je nutné nález konfrontovat s následnou palpací. Pánev je důležitá křižovatka pro řetězení funkčních poruch pohybového systému a od jejího postavení se odvíjí statika a částečně i dynamika páteře. Pro aspekci pánve je nutný dostatečný odstup alespoň 3 metry a pacient má mít upravené spodní prádlo do symetrie (Poděbradská, 2018; Řezaninová, osobní sdělení, 2014).

2.4.2 Palpace

Palpace je cenným diagnostickým nástrojem při přítomnosti bolestivých změn ve tkáních, zejména v pohybové soustavě. Palpační vyšetřovací postup byl dříve součástí základního fyzikálního vyšetření lékaře, ale s postupem vývoje laboratorní diagnostiky se stává spíše doménou fyzioterapeutů (Véle, 2006). Hodnotit můžeme tvar, vlhkost, teplotu, konzistenci, odpor, posunlivost a protažitelnost vyšetřovaných tkání, či přítomnost bolesti během vyšetřování.

Na páteři se lze pomocí palpace dobře orientovat, hmatat jde většinu obratlových trnů. Orientačním bodem je vertebra prominens (C₇). Dle Čiháka (2011) lze trn C₆ odlišit díky tomu, že při jeho palpaci a současném záklonu je prvním trnem, který neuniká ventrálně. L₅ trn je při předklonu a záklonu poslední pohyblivý trn. Prvním palpovatelným trnovým výběžkem je trn C₂ v ligamentum nuche. Obratli C₁ trnový výběžek chybí, je nahrazen drobným hrbolkem na zadním oblouku a lze jej vyhmatat vleže při maximálním předklonu hlavy (Dylevský, 2009).

Při palpačním vyšetření běžně ozřejmujeme postavení pánve, při čemž vyšetřujeme postavení spina iliaca anterior superior (SIAS), SIPS a crista iliaca, všechny struktury vyšetřujeme oboustranně. Patologickým nálezem může být sešikmení pánve ve frontální rovině, anteverze či retroverze v rovině sagitální, rotace pánve v transversální rovině či torze pánve, při níž jedna polovina pánevní kosti rotuje v sagitální rovině směrem vpřed a druhá vzad. Další významnou poruchou postavení pánve je tzv. innominate shear dysfunction. Palpačně vyšetřujeme dále ventrální a dorzální pružení kostrče, palpací per rectum hodnotíme také tonus svalstva pánevního dna a případnou deviaci kostrče ke straně. Ozřejmit si palpačně můžeme také polohu lopatek.

Při přejíždění prstem lehce přes povrch kůže můžeme vhodně vyšetřit přítomnost tzv. hyperalgických zón (HAZ). Projevují se jako místa zvýšeného odporu a zvýšeného tření. V těchto oblastech bývá kůže méně protažitelná a lze nabrat pouze silnější kožní řasu, nebo ji nelze vytvořit vůbec. HAZ vzniká na podkladě segmentové dysfunkce, při které dochází k šíření informace aferentními vlákny z místa poruchy na daný míšní segment, včetně ganglia truncus sympathicus. Sympatická vlákna odesílají sympatomimetickou salvu do kůže, podkoží, svalů i periostu inervovaného z daného segmentu. V uvedených tkáních dojde ke gelifikaci amorfní mezibuněčné hmoty vaziva z důvodu dehydratace kyseliny hyaluronové. Nejrychleji takto reagují oblasti kůže a podkoží (Poděbradská, 2018).

2.4.3 Specifické klinické testy

Na základě odebrané anamnézy, aspekčního a palpačního nálezu volíme další klinická, či zobrazovací vyšetření. Vyšetřujeme hybnost páteře, funkčně hodnotíme jednotlivé úseky a hodnotíme kloubní hru-joint play, kdy při jejím omezení usuzujeme na přítomnost kloubních blokády. Podle Jandy (2004) hodnotíme případnou hypermobilitu. Specifickým klinickým testem pro přítomnost skoliózy je Adamův test, dále používáme vyšetření pomocí olovnice. Tyto testy budou v následující části blíže popsány.

Vyšetření pohyblivosti páteře

Aktivní pohyblivost páteře hodnotíme buď celkově, nebo samostatně v jejích jednotlivých úsecích. Komplexní nespecifickou zkouškou je Thomayerova zkouška (zkouška prostého předklonu), díky níž lze hodnotit hypomobilitu či hypermobilitu. Pacient se předkloní a měříme vzdálenost třetího prstu od podložky. Za normální se považuje, pokud pacient dosáhne špičkami prstů podlahy. Při kontaktu celou dlaní jde o hypermobilitu, při nemožnosti dosáhnout podložky mluvíme o hypomobilitě. Při pohledu z boku aspekčně lokalizujeme případné hypermobilní a hypomobilní úseky páteře (Kolář, 2009; Smékal et al., 2006). Podle Jandy (2004) je tento test užíván jako jeden z 10 testů hypermobility, kdy pro oblast páteře se dále využívá test úklonu.

Pro hodnocení pohyblivosti CP do flexe lze využít měření Čepojevovy vzdálenosti. Měří se od spinózního výběžku obratle C₇, od něž měříme v napřímění 8 cm kraniálně. Při maximální flexi CP by se tato vzdálenost měla zvětšit o 2,5-3 cm. Předsunuté držení hlavy hodnotí Forestierova fleche. Jedná se o kolmou vzdálenost protuberantia occipitalis externa od stěny, která je měřena nejčastěji ve stoji a měla by být rovna 0. Pohyblivost hrudní páteře hodnotí Ottova distance. Od trnu C₇ měříme distálně 30 cm. Při maximálním předklonu by se tato vzdálenost měla zvětšit minimálně o 3 cm. Stiborova distance hodnotí rozvíjení hrudní a bederní páteře. Měříme vzdálenost mezi spinózními výběžky L₅ a C₇. Po uvolněném předklonu by se měla vzdálenost zvětšit o 7-10 cm. Pohyblivost bederní páteře měří Schoberova distance. Od spinózního výběžku obratle S₁ měříme 10 cm kraniálně. Po maximálním předklonu by se měla vzdálenost zvětšit o minimálně 5 cm (Opavský, 2003).

Vyšetření joint play

Joint play je smyková složka pohybu. Vyšetřuje se v bariéře tohoto pohybu v kloubu v jednotlivých segmentech. Dřívější nástup a změna kvality bariéry značí

přítomnost kloubní blokády, jež bývá způsobená dehydratací kyseliny hyaluronové a gelifikací synoviální tekutiny (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Vyšetření hypermobility

Hypermobilitu lze podle Poděbradské (2018) rozdělit na generalizovanou a lokální. Specifikem lokální hypermobility na páteři (a v oblastech složených kloubů) je těsné sousedství s blokádou. Velmi často nacházíme hypermobilitu na podkladě zvýšené laxicity vaziva. Podle Poděbradské a Poděbradského (2009) se vyšetřuje palpačně, hodnocením kvality vmezeřeného vaziva v měkkých tkáních.

Janda (2004) popsal deset zkoušek pro hodnocení hypermobility, které cílí na jednotlivé oblasti těla. Jedná se o následující zkoušky:

- zkouška rotace hlavy,
- zkouška šály,
- zkouška zapažených paží,
- zkouška založených paží,
- zkouška extendovaných loktů,
- zkouška sepjatých rukou,
- zkouška sepjatých prstů,
- zkouška předklonu,
- zkouška úklonu,
- zkouška posazení na paty.

Adamův test

Jedná se o klinický test na průkaz skoliózy (Obrázek 5).



Obrázek 5. Adamův test (Repko, 2012).

Vyšetřujeme zezadu, pacient se pomalu postupně předklání, pohyb začíná flexí hlavy a pomalu postupuje odvíjení nižších segmentů. Horní končetiny volně visí k zemi. Hodnotíme symetrii paravertebrálních valů, přičemž velikost rozdílu může být objektivizována přiložením gibometru (viz kapitolu 3.4 dotykové metody). V případě rozdílné výšky valů usuzujeme na přítomnost skoliózy. V dalších fázích předklonu může být zvýšený val na opačné straně páteře (podle počtu oblouků skoliózy) (Tichý, 2000).

Karachalios et al. (1999) tento test hodnotí pro jeho nízkou specificitu jako nevhodný pro kvalitní časnou diagnostiku skoliózy. Dodává, že zejména, není vhodný, pokud by měl být jediným diagnostickým nástrojem. Repko (2017) naopak považuje toto vyšetření za zásadní.

Vyšetření olovnicí

Vyšetření slouží k hodnocení přítomnosti skoliotické křivky a její případné kompenzace. Vyšetření provádíme ve frontální rovině (Obrázek 6). Spouštíme ji zezadu od středu linea nuchae. Správně by měla osa olovnice kopírovat linii spinózních výběžků, intergluteální rýhu, a dopadat na střed spojnice pat.



Obrázek 6. Vyšetření olovnicí ve frontální rovině (archiv autorky, 2019).

Olovnice lze využít také k hodnocení držení těla v sagitální rovině (Obrázek 7), kdy ji spouštíme od zevního zvukovodu a měla by procházet středem hlavice humeru, kopírovat laterální linii trupu, střed kyčelního a kolenního kloubu a dopadat mírně před zevní kotník.



Obrázek 7. Vyšetření olovnicí v sagitální rovině (archiv autorky, 2019).

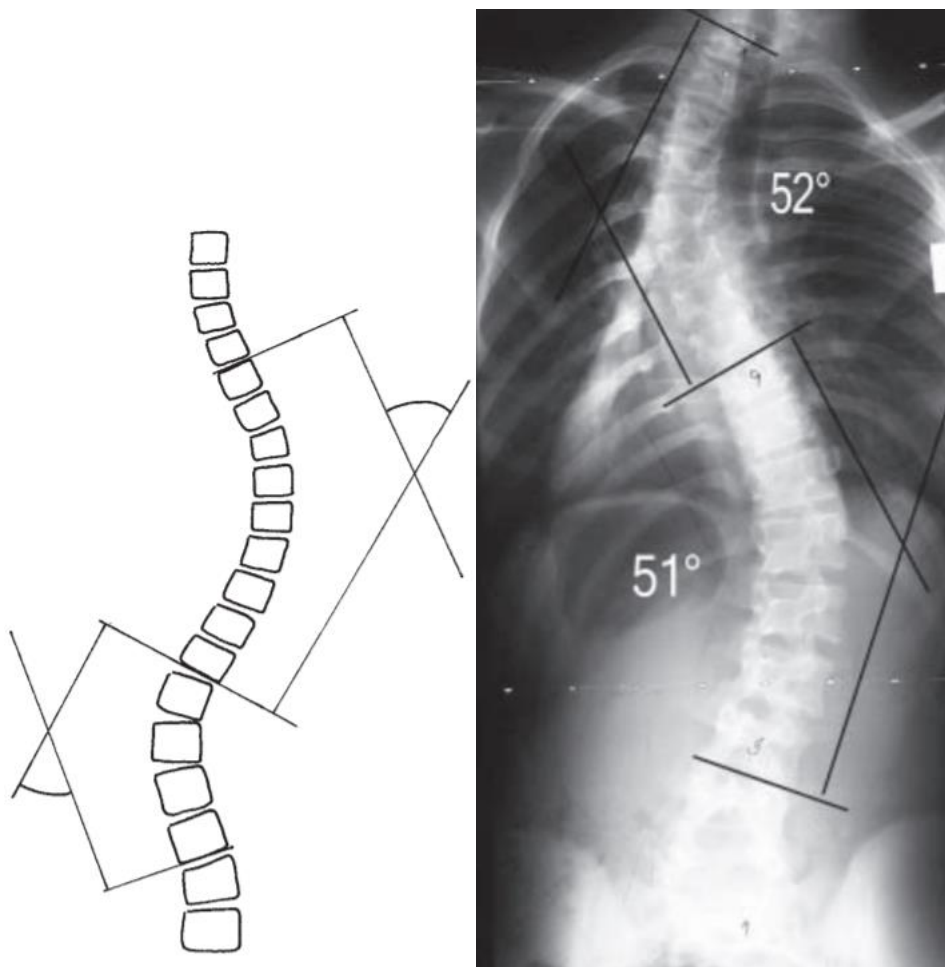
Využití této metody je velmi závislé na zkušenosti vyšetřujícího a pro její subjektivitu je obtížné porovnat diagnózy mezi vyšetřujícími (Oliveira et al., 2012).

2.5 Přístrojové vyšetření páteře

2.5.1 Rentgenografie

Pro hodnocení tvaru páteře má rentgenografie výsadní postavení. Závažnost deformity se hodnotí pomocí Cobbova úhlu (Obrázek 8 a, b). Cobbův úhel je doplňkový úhel ke kolmicím vzneseným z odlehklých krycích ploch koncových obratlů křivky v rovině, ve které hodnotíme deformitu. Koncové obratle jsou uloženy na konci zakřivení, jsou nejvíce skloněné ke konkavitě křivky. Na křivce lze dále popsat

vrcholový obratel, který je nejméně skloněný ve frontální rovině a nejvíce rotovaný v rovině transversální, dle Cobba se měří i velikost křivek v sagitální rovině (Repko, 2010; Kolář, 2009).



Obrázek 8 a, b. Měření Cobbova úhlu na AP projekci (Repko et al., 2006).

Rentgenografie je součástí rozsáhlého medicínského oboru „radiologie a zobrazovací metody“ a její historie sahá do 19. století. Podkladem pro vznik medicínského oboru radiologie byl objev X záření Wilhelmem Konradem Roentgenem v r. 1895. Za svůj objev získal Roentgen v r. 1901 Nobelovu cenu za fyziku.

Obor radiologie je nejen oborem diagnostickým, ale i intervenčním a patří sem veškeré metody, které pracují s RTG zářením. Jsou to skiografie, skioskopie, výpočetní tomografie (CT), digitální subtrakční angiografie, kostní denzitometrie a hybridní metody jako je pozitronová emisní tomografie a jednofotonová emisní výpočetní tomografie (Malíková et al., 2019).

Radionuklidy uvolňují energii v podobě záření, která působí na jiné atomy

a ionizuje je. Rozlišujeme záření alfa, beta, gama. Roentgenem objevené záření X je také elektromagnetické záření jako záření gama, energie jeho fotonů je však nižší. Ve tkáních dochází při ozáření k radiolýze vody a vznikají vysoce reaktivní produkty jako OH^- , H^+ , H_2O_2 . Nejcitlivější jsou k ionizujícímu záření tkáně, které mají velkou proliferační aktivitu, např. kůže, výstelka střev a kostní dřev. Množství zářivé energie pohlcené v jednom kilogramu tkáně se nazývá absorbovaná dávka a udává se v jednotce gray [Gy]. Pro srovnání vlivu absorbovaných dávek z různých typů záření je třeba dávku vážit vzhledem k jejímu potenciálu způsobit biologické poškození. Takto vážená dávka se nazývá ekvivalentní dávka a udává se v jednotkách sievert [Sv]. Dále se udává tzv. efektivní dávka, což je ekvivalentní dávka vynásobena tzv. tkáňovým faktorem zohledňujícím rozdílnou „vnímavost“ jednotlivých tkání k též ekvivalentní dávce, vyjadřuje se v jednotkách Sv (Malíková et al., 2019; Program OSN pro ochranu životního prostředí, 2016).

Ionizující záření má dostatečně vysokou energii, aby porušilo molekulární vazby v těle člověka. Případně chybně opravená vazba může indukovat vznik rakovinného bujení. Souvislost opakovaných ozáření a vzniku rakoviny prsu zkoumali Doody et al. (2000). U 5466 pacientek s deformitami, které byly opakovaně rentgenologicky hodnoceny, zkoumali autoři míru úmrtnosti na rakovinu prsu oproti běžné populaci žen v USA. Riziko úmrtí na rakovinu prsu se u těchto pacientek významně zvyšovalo s kumulací ozáření. Vliv dlouho trvajícího vystavení člověka ionizujícímu záření hodnotili také Cardis et al. (2006). U skupiny přibližně 407000 pracovníků jaderného průmyslu zjistili, že množství ozáření, jemuž byli tito pracovníci vystaveni, má vliv na riziko úmrtí na všechny typy rakoviny. Mezi konkrétními zkoumanými typy byla významná statistická souvislost mezi množstvím ozáření a úmrtím na rakovinu plic.

Dalším negativním důsledkem mohou být také potíže s otěhotněním, patologický průběh těhotenství, spontánní potraty, kongenitální malformace u plodu, a jejich nízká porodní hmotnost. Právě z těchto důvodů je nutné každé ozáření vážit a volit co nejnižší dávku ozáření, která dostačuje kvalitě potřebného zobrazení, jedná se o tzv. princip ALARA (as low as reasonable achievable). Na druhou stranu je nutné zachovávat realistický pohled na riziko ozáření. Zdroje ionizujícího záření jsou přirozeně přítomny v našem životním prostředí, někteří autoři uvádí, že až 80 % ozáření pochází z přírodních zdrojů (např. kosmické záření, radon v budovách, olovo v potravě atd.) (Goldberg, Mayo, Levy, Scott, & Poitras, 1998; Hui et al., 2016; Malíková et al., 2019; Program OSN pro ochranu životního prostředí, 2016).

Míra rizika pro člověka úzce souvisí s celkovým množstvím absorbovaného záření, proto se důsledně sledují tyto hodnoty u lidí pracujících ve zdravotnictví, nebo například v jaderných elektrárnách. U pacientů mohou být problematická zejména opakovaná rentgenologická hodnocení, jako je tomu například u hodnocení vývoje páteřních deformit mladých jedinců, a tedy jejich zranitelnost kvůli sumovaným dávkám rentgenového záření. Z tohoto důvodu jsou hledány alternativní metody ke klasicky používané radiografii. Vedle metod, které nevyužívají rentgenové záření, které budou zmíněny v dalších kapitolách je v recentních studiích zkoumán efekt tzv. micro-dose rentgenu (EOS) (Hui et al., 2016).

Hui et al. (2016) prokázali, že vstupní dávka na kůži byla v případě použití EOS 5.9 – 27x nižší oproti standardní digitální radiografii. Vypočtená efektivní dávka byla v případě EOS 2.6 ± 0.5 (μSv) a 67.5 ± 23.3 (μSv) při standardní radiografii. Pacienti s idiopatickou adolescentní skoliózou získali také 16 – 34x nižší orgánovou dávku oproti standardní digitální radiografii. Autoři nezjistili rozdíl v kvalitě zobrazení při použití těchto dvou metod; EOS metoda poskytla dostatečně kvalitní obraz pro výpočet Cobbova úhlu.

Bývá navrhováno, aby pacienti s idiopatickou adolescentní skoliózou podstoupili první vyšetření klasickou radiografií, která je vhodnější pro diferenciální diagnostiku, ale aby následná, tzv. follow up zobrazení byla provedena právě metodou EOS (Hui et al., 2016; Pedersen, Vergari, Alzakri, Vialle, & Skalli, 2019).

Tuto redukovanou dávku se snažili autoři Pedersen et al. (2019) ještě snížit. Tzv. redukovaná EOS (rEOS) byla přibližně o 58% nižší, než EOS a o 93% nižší než dávka při standardní radiografii, a to při zachování kvality třírozměrných (3D) rekonstrukcí. V některých případech bylo problematické zobrazit ve 3D spinózní výběžek, přesto však autoři hodnotí metodu rEOS jako vhodnou pro tzv. follow up vyšetření u již diagnostikovaných pacientů se skoliózou (Pedersen et al., 2019).

Vedle radiační zátěže lze za nevýhodu RTG vyšetření páteře považovat její finanční náročnost, a za další, v některých zemích jej fyzioterapeuti nejsou oprávněni indikovat, což může vést k zbytečnému oddálení diagnostiky u pacienta (Kutchak, & Loss, 2012).

2.5.2 Další konvenční zobrazovací metody

Další dnes již klasické zobrazovací metody, jako je výpočetní tomografie (CT), magnetická rezonance (MRI) a ultrazvukové vyšetření (USG) se pro hodnocení tvaru

páteře využívají okrajově.

CT na rozdíl od klasického RTG, při němž se prozařuje celý objekt a je získáván sumační snímek, snímkuje jednotlivé vrstvy (řezy). CT i MRI se v oblasti diagnostiky páteře používá v souvislosti s hodnocením axiální rotace obratlů v transversální rovině, případně ke zjištění lokální mechanické torze jednotlivých obratlů. CT i MRI bývá používáno pro hodnocení šířky pediklů obratlů, což je součást předoperačních vyšetření. Studie Duchaussoy et al. (2019) ukázala, že lze s výhodou nezatížení pacienta radiací předoperační CT nahradit MRI, přestože MRI mírně podhodnotila minimální šířku pediklů oproti CT (Malíková et al., 2019).

MRI je pevně zakotvenou zobrazovací metodou v mnoha medicínských oborech. Jde o neradiační techniku zobrazující kromě skeletu i měkké tkáně. U diagnostiky páteře je však tradiční supinační poloha k vyšetření nedostatečná. Snímání polohy vleže bohužel dostatečně nereflektuje fyziologické síly, které na páteř působí ve vertikální, pro člověka přirozené, poloze. Při zobrazování RTG se již standardně využívá zobrazení ve stoje. V oblasti MRI vyšetření byla vyvinuta relativně nová technika „upright MRI“ (uMRI) umožňující snímat páteř v několika různých variacích vertikální polohy včetně sedu s různými úhly flexe v kyčelních kloubech, nebo například v laterálním úklonu. uMRI má otevřený přístup, což může být extrémně výhodné při snímání malých dětí (často indikační skupina u skoliózy), neboť mohou být přítomni rodiče, či pečující osoby. Dále například osoby trpící klaustrofobií snáší uMRI lépe, než klasickou MRI (Botchu, Bharath, Davies, Butt, & James, 2018).

Výhodu USG metody je podobně jako u MRI nepřítomnost radiace a dále nižší cena. Zheng et al. (2016) porovnávali validitu a reliabilitu hodnocení páteřní deformity ultrazvukem oproti hodnocení Cobbova úhlu z RTG snímku. Udávají, že systém Scolioscan, který vychází ze snímání poloh výběžků obratle, může být vhodný pro hodnocení páteřních deformit, vzhledem ke své vysoké reliabilitě. Systém Scolioscan však u skupiny probandů skoliotickou křivku mírně podhodnotil (Brink et al., 2019; Vrtovec, Pernuš, & Likar, 2009; Zheng, et al., 2016).

Systematická review (Wu, Liu, & Wong, 2020) zabývající se využitím USG k diagnostice skoliózy ukázala, že téměř všechny zkoumané metody v zahrnutých studiích se vyznačovaly vysokou validitou i reliabilitou, nicméně „level of evidence“ byl u většiny z nich nedostačující. Výjimku tvořila metoda „centre of lamina“, která hodnotí zakřivení pomocí snímání polohy laminy obratle.

2.5.3 Nekonvenční zobrazovací metody

Přestože je rentgenologické vyšetření již od 30. let minulého století stále považováno za zlatý standard a dále se konvenčně používají CT, USG a MRI, v posledních téměř čtyřiceti letech byly zkoumány mnohé nekonvenční neinvazivní metody (Guidetti et al., 2013; de Oliveira et al., 2012). Tato kapitola blíže popíše principy a zařízení pracující na optickém, či dotykovém principu.

2.5.3.1 Optické metody

Vyšetřování optickými metodami u nás mezi prvními prováděl prof. Otáhal (1939-2011), který kolem roku 1985 začal spolupracovat s Ludmilou Mojžíšovou na interpretaci její metody po stránce biomechanické, čímž započal jeho výzkum v oblasti biomechaniky axiálního systému (Členové Katedry anatomie a biomechaniky FTVS UK, 2009).

Základním principem těchto metod je povrchová topografie. Jedná se o obecný pojem, který označuje techniky, jejichž základ tkví v tom, že získávají obraz pacientova trupu a ten je pak automaticky vyhodnocován a je objektivně popsán jeho tvar (Kotwicki, 2008). Jedním z principů, který spadá do této skupiny a který umožňuje hodnocení tvaru páteře je rastrová stereografie. Jedná se o vyšetřovací princip, který byl vyvinut v 80. letech 20. století. Metoda umožňuje trojrozměrnou rekonstrukci páteře na základě analýzy povrchu zad. Systémy, které pracují na tomto principu jsou např. komerčně úspěšný DIERS Formetric 3/4D, nebo Back Mapper (Guidetti et al. 2013; Yia, Yoob, Leeb, & Parkb, 2016).

DIERS Formetric 3D systém

Tento přístroj se stává ze světelného projektoru, který promítá na záda pacienta liniiovou mřížku, která je zaznamenávána zobrazovací jednotkou. Software v počítači analyzuje zakřivení linií a na základě toho generuje 3D model povrchu zad. Oproti rentgenu udávají výrobci vedle nulové radiační zátěže výhodu také v poskytnutí celkových informací o staticce těla (hodnocení křivky páteře v sagitální i frontální rovině, rotace obratlových těl, pozice pánve, svalové dysbalance) bez nutnosti opakovaných měření. Varianta 4D přidává možnost sériového záznamu a průměrováním je možné kompenzovat odchylky, které jsou způsobeny změnou postury pacienta během měření. Tato varianta může být vhodná též pro provádění klinických studií, například při funkčních testech stoje (DIERS INTERNATIONAL GMBH, 2018). Knot et al. (2016) porovnávali zobrazení tímto systémem s RTG snímkem u 193 pacientů se skoliózou

($\geq 10^\circ$ a $< 50^\circ$) nebo hyperkyfózou ($\geq 45^\circ$). Průměrný rozdíl u křivek hrudní páteře byl 5.8° a 8.8° u bederní páteře v případě skoliózy. Dále i měření hrudní kyfózy těmito metodami silně korelovalo ($r = 0.8$).

Back Mapper

Zařízení využívá také principu rastrové stereografie, v tomto případě se na specifické body umisťují reflexní značky, které reflektují světlo promítané na záda, metoda je tedy závislá na kvalitě palpce měřitele. Hodnocení probíhá v tmavé místnosti, s odloženými šperky pro vyloučení jejich odlesků (Yia, Yoob, Leeb, & Parkb, 2016).

3D Body Spine

Tento přístroj, postavený na optických principech, vyráběla v minulosti firma Diasu. Princip spočíval v digitálním snímání pacientových zad, na která byly v místech referenčních bodů nanášeny speciální značky. Autoři propagovali 3D rekonstrukci páteře, hrudníku, lopatek, pánve a dolních končetin včetně hodnocení rotací a automatické měření Cobbova úhlu případného zakřivení páteře ve frontální rovině, nebo i měření délek končetin. Tento přístroj však již firma nenabízí, nahradila jej přístrojem 3D Body Analysis Kapture (3D BAK) (DIASU, 2018).

3D BAK

U systému 3D BAK je pacient snímán ve frontální a sagitální rovině jednou až čtyřmi kamerami s vysokým rozlišením, dle zacílení vyšetření. V případě snímání jednou kamerou lze hodnotit pouze tělesnou symetrii. Při snímání dvěma kamerami lze navíc hodnotit tvar kostry ve 3D, se čtyřmi kamerami lze hodnotit i svalové řetězce (DIASU, 2018).

Novinkou v oboru neinvazivních metod pro vyšetření idiopatické skoliózy je také práce Sudo et al. (2018). V této studii je představen systém, který trojrozměrně skenuje množství bodů na zádech vyšetřované osoby při předklonu. Automaticky vyhodnocuje stupeň asymetrie zad během několika sekund. Unikátní na tomto systému je jednoduchá metoda zpracování naměřených dat. Technicky je systém velmi jednoduchý, sestává z komerčně dostupného hloubkového senzoru (pracuje volitelně v rastru 640×480 nebo 320×240 pixelů, povrch zad je snímán pod úhly 90° , 70° , 58° a 45°), a standardního osobního počítače. Data jsou zpracována do souboru rovinných řezů a z nich je unikátním postupem (Assymetry Analysis Allgorithm) stanoven index asymetrie zad. Naměřený index asymetrie pak autoři porovnávají s Cobbovými úhly měřenými na RTG. Korelační koeficient mezi indexem asymetrie a Cobbovým úhlem byl vyhodnocen jako $r = 0,68$.

2.5.3.2 Dotykové metody

Další skupinou metod používaných k zobrazení páteře bez radiační zátěže jsou metody dotykové, mezi něž patří metoda DTP-3, která byla využita v praktické části této diplomové práce, kde bude podrobněji popsána. V této kapitole se budeme věnovat ostatním dotykovým metodám.

Spinal pantograph

Jedná se o historické zařízení z 80. let minulého století. Na konci ramene pantografu bylo připevněné kolečko s nízkým třením, kterým vyšetřující přejížděl po páteři za současného obkreslování této křivky na papír. Pantograf mohl pracovat v sagitální a transversální rovině (Willner, S., 1981). Jako alternativu bychom v dnešní době mohli označit přístroj Spinal Mouse.

Vertebrograf

Mechanický přístroj, kterým lze vyhodnotit průběh obratlových trnů v sagitální a frontální rovině. Hodnoty jsou zaznamenávány do počítače a výsledkem je numerický a grafický výstup zobrazující skutečný průběh páteřní osy a vyjádření deviace trnu oproti předchozímu v obou rovinách. Součástí přístroje jsou tři fixační ramena s vizuální kontrolou dotyku a zvukovým signálem při jeho přerušení pro dosažení stabilní pozice měřeného (Kučera et al., 2005).

Debrunnerův kyphometr

Jedná se o úhломěr se stupnicí v jednotkách [°], který se nachází na koncích dvou paralelních ramen připojených k blokům, které se přikládají na horní a dolní okraj hrudní páteře (Kado et al., 2006). Zařízení se užívá k měření velikosti hrudní kyfózy.

Spinal Mouse

Spinal mouse (SM) je zařízení, které měří tvar a zakřivení páteře ve frontální a sagitální rovině. Vyšetřující přejíždí přístrojem po kůži pacienta, na níž pomocí dvou otáčivých koleček sleduje pomyslnou spojnici spinózních výběžků, které po předchozí palpaci označí. SM sbírá data o vzdálenosti a zakřivení, která jsou bezdrátově přenášena do počítače pomocí technologie Bluetooth. Přístroj pak vypočítá relativní pozici každého obratle a úhly mezi jednotlivými obratli i celkové úhly ve frontální a sagitální rovině (Yia, Yoob, Leeb, & Parkb, 2016; Livanelioglu, Kaya, Nabiyeve, Demirkiran, & Fırat, 2016).

Livanelioglu et al. (2016) sledovali u 51 pacientů s adolescentní idiopatickou skoliózou výsledky při měření zakřivení páteře pomocí SM, a při měření Cobbova úhlu na základě RTG snímků. Autoři došli k závěru, že existuje silný vztah mezi měřením SM a výpočtem z RTG snímku. U měření SM byla zjištěna i vysoká reliabilita mezi

hodnotiteli, nicméně ve studii prováděl palpaci a označení spinálních segmentů pouze jeden z vyšetřujících SM.

Ortelius

Využívá nízkoenergetické elektromagnetické záření k zaznamenání polohy spinózního výběžku v prostoru. Vyšetřující palpuje spinózní výběžky pacienta s použitím sensoru na prstu, a díky tomu se v reálném čase na displeji přístroje zobrazují nasbíraná data. Po ukončení vyšetření Ortelius automaticky vypočítá Cobbův úhel, odchylky v délkách končetin či další údaje o nerovnováze pacienta (Zabka, Rehak, & Uhrin, 2015).

Knott, Mardjetko, Nance, a Dunn, (2006) pomocí srovnání výsledků měření na přístroji s výsledky měření Cobbova úhlu z RTG snímku zjistili, že přístroj Orthelius není vhodný pro hodnocení skoliózy, neboť přestože je velmi přesný při měření na modelu, jeho chyba se zvyšuje při použití u živého pacienta. Tento jev lze pozitivně ovlivnit změnou polohy pacienta Knott et al. (2009). Zabka, Rehak a Uhrin (2015) uvedli, že reliabilita tohoto přístroje je pro sledování skolióz vhodná, nicméně pouze u křivek s menším zakřivením, mezi 10-30° dle Cobba.

Skoliometr

Skoliometr je zařízení, které slouží k měření axiální rotace trupu. V zařízení je kovová kulička, která se pohybuje ve vodním prostředí a svým vychýlením indikuje rotaci trupu. V závislosti na výrobci má kulička různý rozsah možné výchylky. Zařízení se přikládá při předklonu vyšetřované osoby na páteř kolmo na axiální osu tak, aby střed byl nad spinózním výběžkem a obě jeho strany byly přiloženy na stejném segmentu. Bonagamba, Coelho, a de Oliveira (2010) hodnotili inter-rater a intra-rater reliabilitu použití skoliometru u 24 pacientů se skoliózou. Intra-rater reliabilita byla dobrá až excelentní. Inter-rater reliabilita byla dobrá pro horní hrudník a excelentní pro střední a dolní hrudník a lumbární segmenty. V této studii však palpaci a označení jednotlivých segmentů páteře prováděl pouze jeden fyzioterapeut.

Flexi curve ruler

Jedná se o pružné kovové pravítko, kterým lze měřit velikost zakřivení páteře v sagitální rovině. Je obaleno do plastu, na němž je vyznačená měrná osa s dílky po 1 mm. Lze jej tvarově přizpůsobit individuálně páteři vyšetřované osoby, na kterou se přikládá. Zařízení se vymodeluje tak, aby přiléhalo na kůži a kopírovalo tvar páteře. Poloha předem označených (např. kosmetickou tužkou) spinózních výběžků (C₇, Th₁, Th₁₂, L₁, L₅, S₁) se označí na zařízení. Následně se přiloží vymodelovaný tvar na papír, zaznačí se poloha spinózních výběžků, přenese se křivka a jsou vypočítány úhly podle Cobba pro jednotlivé

úrovně páteře. de Oliveira et al. (2012) zjistili, že využití tohoto zařízení má excelentní inter-rater i intra-rater reliabilitu a také jejich výsledky ukázaly, že není významný rozdíl ve výsledcích měření Cobbova úhlu pro hrudní a bederní úsek pomocí flexi curve ruler a odečtem z RTG snímků.

3 Cíle práce

V této kapitole jsou nastíněny cíle DP práce a uvedeny zkoumané hypotézy.

Tato práce má za cíl posoudit reliabilitu mezi hodnotiteli při měření úhlových parametrů páteře systémem DTP-3 u populace vysokoškolských studentů. Dílčí cíle byly stanoveny následující:

1. Vyhodnotit systematickou chybu mezi hodnotiteli.
2. Vyhodnotit náhodnou chybu mezi hodnotiteli.

3.1 Testované hypotézy

H₀₁: Průměrné hodnoty úhlového parametru u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

Poznámka: Tato hypotéza byla testována zvlášť v sagitální a frontální rovině vždy pro jednotlivé úseky páteře. Dále byla zkoumána pro úhlové parametry náklonu spojnice akromionů a náklonu pánve ve frontální rovině.

4 Metodika

4.1 Výzkumný soubor

Původně bylo plánováno měření na souboru 30 probandů, ale omezení související se zabráněním šíření viru COVID-19 nám to neumožnila. Výzkumný soubor byl tvořen 12 ženami a 3 muži ve věku 20-26 let ($23,9 \pm 1,8$). Jednalo se o studenty vysokoškolského studia na univerzitě Palackého v Olomouci, kteří byli do souboru vybráni metodou výběru na základě dostupnosti, informování byli o výzkumu prostřednictvím inzerátu, který podával stručné informace o průběhu měření.

Nikdo z probandů neměl rozdíl rozložení váhy ve stoji na pravé (PDK) a levé (LDK) dolní končetině větší než 6,6 % a dále nebyla nikomu z nich diagnostikována strukturální vada páteře. Další charakteristika je uvedena v Tabulka 2.

Tabulka 2

Charakteristika souboru

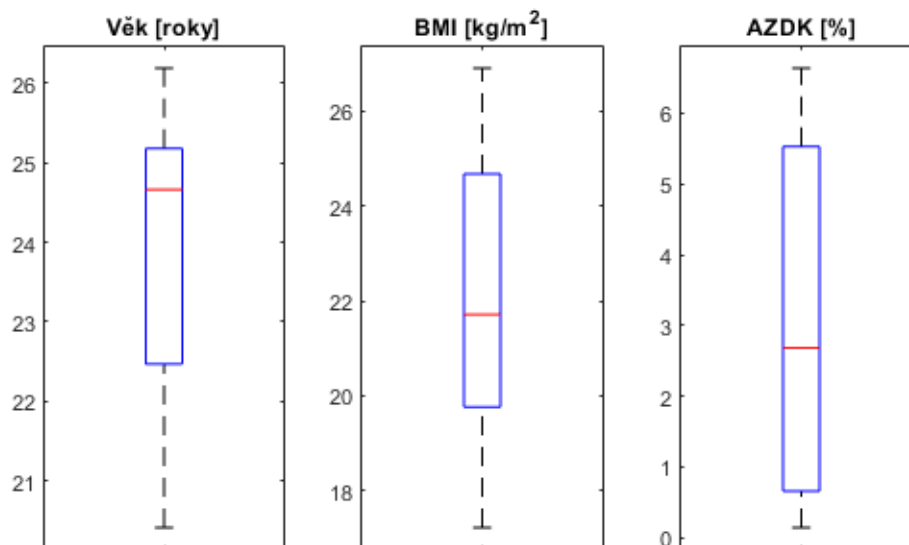
Proměnná	Průměr \pm SD
Věk [roky]	$23,9 \pm 1,8$
Tělesná hmotnost [kg]	$64,6 \pm 12,0$
Tělesná výška [cm]	$170,4 \pm 10,5$
BMI [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$]	$22,2 \pm 3,0$
Asymetrie zatížení DK [%]	$3,0 \pm 2,4$

Legenda: SD = směrodatná odchylka, BMI = body mass index, DK = dolní končetina.

Poznámka: Asymetrie 100 % by znamenala 100 % zatížení pouze jedné DK, 0 % znamená symetrické zatížení obou DK.

Pro přehled je uveden dále krabicový diagram (Obrázek 9) charakteristiky souboru. Krabicový diagram neboli „boxplot“ umožňuje snadno zobrazit základní charakteristiky souboru. Červená linka ukazuje polohu mediánu; spodní a horní okraj modrého obdélníku znázorňují první a třetí kvartil (25. a 75. percentil); délka čárkované úsečky zobrazuje rozsah naměřených dat, které nebyly hodnoceny jako „outlier;“ a případná data hodnocena jako outlier jsou znázorněna červeným křížkem, což se netýká

tohoto diagramu, kde žádná outlier data nejsou.



Obrázek 9. Boxplot charakteristiky zkoumaného souboru

Legenda: BMI – body mass index, AZDK – asymetrie zatížení dolní končetiny, ($|PDK-LDK|/hmotnost$).

4.2 Přístrojové vybavení

Měření proběhlo pomocí mikropočítačového systému DTP-3, který byl vyvinut na Univerzitě Palackého v Olomouci za účelem vyšetřování páteře ve frontální a sagitální rovině. Principiálně se jedná o snímání poloh bodů v prostoru polohovým snímačem. Polohový snímač má hrot o velikosti 1 mm, který umožňuje měření polohy bodů nacházející se v oblasti tvaru koule s průměrem 2200 mm, se standardní odchylkou 0,5 mm. Skládá se ze dvou ramen, která jsou upevněna k základní desce. Komponentou přístroje je dále tlačítko, které má vyšetřující v druhé ruce než polohový snímač a při jeho zmáčknutí dojde k zaznamenání polohy daného bodu. Prostor měření je vymezen kartézskou soustavou souřadnic, v níž osa x probíhá ve směru mediolaterálním a je rovnoběžná se spojnicí patních kostí, osa y ve směru anteroposteriorním a osa z prochází ideální vertikálou ve směru kraniokaudálním. Ideální vertikála je podoba olovnice a je vztyčena vzhůru z bodu ležícího ve středu spojnice pat. Frontální rovina je definována osami xz a sagitální rovina osami yz. Získaná data jsou přenášena do počítače a dále jsou zpracována softwarem WinPat3 do grafického a číselného výsledku (Krejčí, Gallo, Štěpaník, & Salinger, 2012).

Součástí DTP-3 systému je fixační rám, který je sestaven z hliníkových profilů a základní desky. Jeho úkolem je eliminovat titubace vyšetřované osoby během měření. Fixační rám byl sestaven firmou Amtek. Jeho dva díly jsou určeny k podpoře ventrálních částí ramen a jsou polohovatelné ve třech rovinách. Dva posuvné díly fixují pánev zepředu a zezadu a jsou polohovatelné ve vertikálním a anteroposteriorním směru (Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012).

4.3 Standardizace polohy měření

Proband během měření zaujal volný návykový stoj ve fixační rámu, který eliminoval velikost titubací, ale zároveň probanda v přirozeném stoji neomezoval. O fixační komponenty rámu se proband neopíral, mohl se jich však dotýkat. Fixace byla nastavena do oblasti přední strany ramen a přední a zadní části pánve. Střed metatarzofalangeálního kloubu prvního prstu nohy se nacházel ve prostřed fixačního zařízení. K patám probanda bylo přiloženo aretační zařízení, na němž byla na pravítku nastavena nula přímo mezi paty probanda.

4.4 Sběr dat

Měření probíhalo na Katedře přírodních věd v kinatropologii Univerzity Palackého v Olomouci. Vyplňování informovaného souhlasu, i veškerá vyšetření proběhla v jedné laboratoři. Nejprve proběhlo informování probanda o účelu a průběhu měření, poté proband mohl podepsat informovaný souhlas s účastí ve výzkumu. Pokud proband souhlasil s výzkumem, byly nejprve odebrány základní informace o probandovi. Poté proběhlo měření zatížení obou dolních končetin na dvou tenzometrických plošinách (AMTI OR6-7-1000, Advanced Mechanical Technology, Watertown, USA). Snímání bylo provedeno po dobu 30 s a byla zjištěna celková tělesná hmotnost probanda a relativní asymetrie zatížení dolních končetin v %. Následně byl vyzván k odložení oděvu horní poloviny těla. Výzkumník u probanda napalpoval a označil smývatelnou tužkou 22 spinózních výběžků obratlů C₃–L₅, dále byly označeny vrchole akromionů a SIPS oboustranně. Vodováhou byla zkontrolována horizontální poloha základní desky. Měření proběhlo ve stoji s částečnou fixací ve stojanu. Před začátkem snímání bodů byla vždy provedena kalibrace přístroje. Nejprve se označily tři nastavovací body na základní desce a následně tři nastavovací body na fixačním rámu. Snímání bodů (Obrázek 10) proběhlo třikrát a naměřené hodnoty byly zprůměrovány. Následně byly označené body odstraněny odličovacím přípravkem a palpací a měření proběhlo druhým výzkumníkem.

Pořadí výzkumníků bylo předem náhodně generováno pomocí webové aplikace Sealed Envelope (<https://www.sealedenvelope.com/simple-randomiser/v1/lists>).



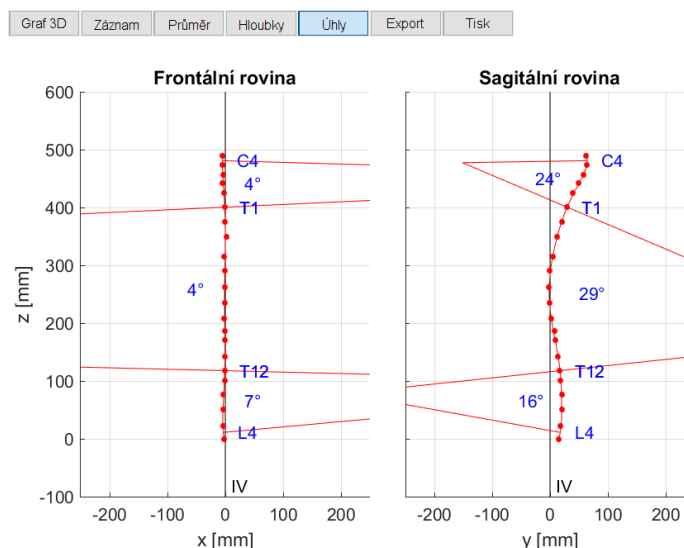
Obrázek 10. Snímání bodů hodnotitelem (archiv autorky, 2019).

4.5 Analýza dat

4.5.1 Zpracování záznamu

Poloha označených bodů na těle probandů (22 trnových výběžků, SIPS a akromiony) byla přeneseny do počítače pomocí polohového snímače systému DTP-3 a vyhodnoceny softwarem WinPat3. Zkřivení páteře bylo vyhodnoceno pomocí metody, která je integrovanou součástí softwaru systému DTP-3. Systém metodou nejmenších čtverců prokládá naměřené polohy trnových výběžků polynomem šestého stupně a následně jsou vypočteny koeficienty polynomu pro sagitální a frontální rovinu. Metodiku výpočtu úhlového parametru uvádí Krejčí et al. (2012) následovně: „Úhlový parametr každého sektoru je vypočítán jako vrcholový úhel normálových přímek kolmých na křivku polynomu v krajních bodech daného sektoru“.

Bederní křivka byla hodnocena v rozsahu Th₁₂-L₅, hrudní křivka mezi Th₁-Th₁₂ a krční křivka mezi C₃-Th₁ (Obrázek 11).



Obrázek 11. Zakřivení páteře ve stupních - grafický výstup DTP-3.

4.5.2 Statistické zpracování dat

Data byla zpracována programem MATLAB (verze 9.8, The MathWorks, Inc., Natick, USA) s pomocí toolboxu „*Statistics and Machine Learning Toolbox*“ (verze 11.7). Pro vyhodnocení konfidenčních intervalů byla uvažována konfidenční hladina 95 %. Pro identifikaci outlierů byl uvažován 1,5násobek mezikvartilového rozpětí ($q_3 - q_1$) od q_3 a q_1 , což by v případě normálního rozdělení pokrývalo 99,3 % dat.

Pro vyhodnocení hypotéz byla stanovena hladina významnosti alfa na 0,05, a byl vyhodnocen oboustranný t-test. Pro stanovení hodnot limits of agreement (LoA) byly použity původní (přibližné) hodnoty stanovené jako 1,96násobek směrodatné odchylky, ale konfidenční intervaly byly vyčísleny a zobrazeny v Bland-Altmanových (B-A) grafech dle přesného výpočtu z článku *Exact Parametric Confidence Intervals for Bland-Altman Limits of Agreement* (Carkeet, 2015).

V případě výpočtu koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC) byla uvažována shoda mezi náhodně vybranými dvojicemi měření tj. varianta ICC(A, 1) dle McGraw a Wong (1996).

Slovní hodnocení ICC bylo provedeno dle Chan (2003). (Tabulka 3)

Tabulka 3

Interpretace Pearsonových a Spearmanových korelačních koeficientů pro medicínu (Chan, 2003).

ICC	slovní interpretace	
1	perfect	perfektní
0,9	very strong	velmi silná
0,8	very strong	velmi silná
0,7	moderate	střední
0,6	moderate	střední
0,5	fair	slabá
0,4	fair	slabá
0,3	fair	slabá
0,2	poor	špatná
0,1	poor	špatná
0	none	žádná

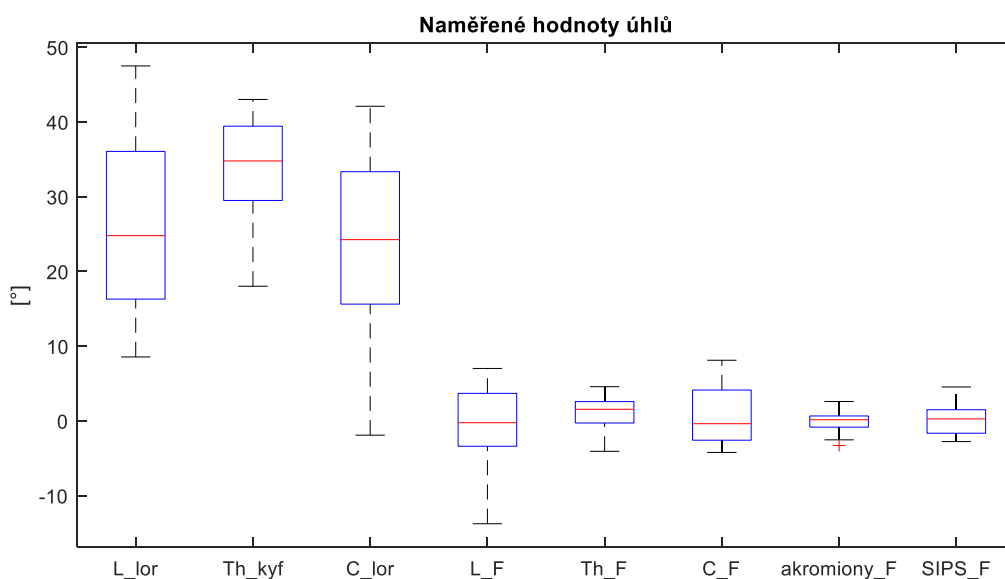
Legenda: ICC = koeficient vnitrotřídní korelace

5 Výsledky

V této kapitole jsou uvedeny výsledky měření a je zde vyhodnocena reliabilita mezi hodnotiteli měření úhlových parametrů páteře ve stojící systémem DTP-3 pro jednotlivé úseky páteře. Ve dvou posledních podkapitolách jsou uvedeny výsledky náklonu akromionů a pánve ve frontální rovině.

Poznámka.: při prezentaci výsledků měření tvaru páteře program WinPat3 používá kladné hodnoty pro vyjádření velikosti kyfózy a úklonu vpravo. Záporné hodnoty se používají pro vyjádření velikosti lordózy a úklonu vlevo. Některé studie používají jinou znaménkovou konvenci. Pro účel větší přehlednosti bylo v našem případě změněno znaménko u vyjádření lordóz v sagitální rovině; ve frontální rovině zůstává pro vyjádření náklonu páteře vlevo platné znaménko minus.

Na následujícím obrázku (Obrázek 12) vidíme krabicový diagram pro všechny naměřené hodnoty úhlů páteře.

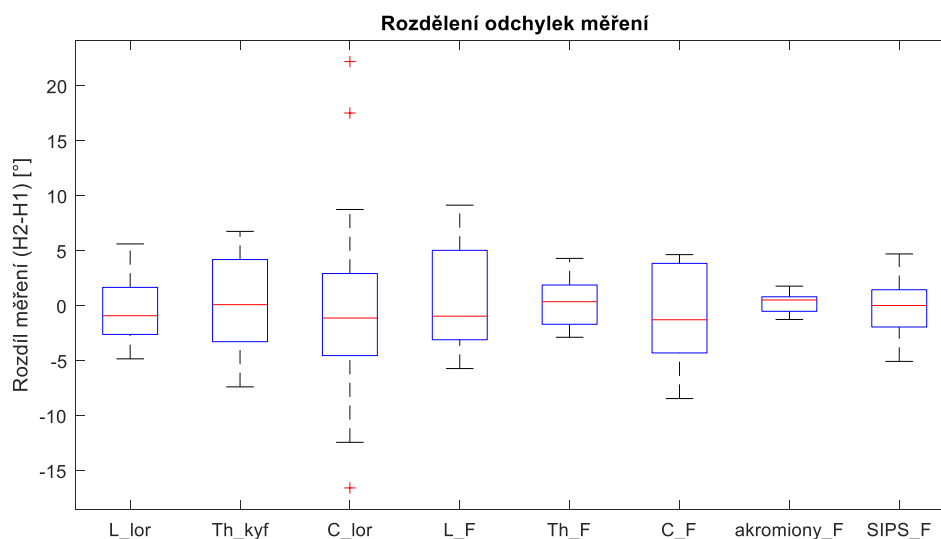


Obrázek 12. Všechny naměřené hodnoty úhlů.

Legenda: L_lor = zakřivení krční lordózy, Th_kyf = zakřivení hrudní kyfózy, C_lor = zakřivení krční lordózy, L_F = zakřivení bederní páteře ve frontální rovině, Th_F = zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině, C_F = zakřivení krční páteře ve frontální rovině, akromiony_F = náklon akromionů ve frontální rovině, SIPS_F = náklon pánve ve frontální rovině

Pro účely zkoumání inter-rater reliability, je uveden ještě krabicový diagram chyb (odchylek) mezi hodnotiteli pro jednotlivé úhly páteře (Obrázek 13). Na diagramu byly identifikovány 3 outliery v případě měření úhlu C lordózy. Ty byly ze souboru pro další

zkoumání v oblasti C lordózy vyřazeny.



Obrázek 13. Rozdělení odchylek mezi hodnotiteli

Legenda: Rozdíl měření = hodnotitel 2 – hodnotitel 1 (D), L_lor = zakřivení krční lordózy, Th_kyf = zakřivení hrudní kyfózy, C_lor = zakřivení krční lordózy, L_F = zakřivení bederní páteře ve frontální rovině, Th_F = zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině, C_F = zakřivení krční páteře ve frontální rovině, akromiony_F = náklon akromionů ve frontální rovině, SIPS_F = náklon pánve ve frontální rovině

V Tabulce 4 vidíme základní statistiky hodnot, které naměřil hodnotitel 1 a hodnotitel 2. Dále je uveden výsledek hypotézy H_{01} , analýzy náhodných chyb pomocí LoA a ICC. Tyto výsledky budou komentovány podrobněji níže.

Tabulka 4

Hodnocení reliability měření úhlových parametrů páteře

Proměnná	Hodnotitel 1	Hodnotitel 2	P	LoA	ICC
	Průměr ± SD	Průměr ± SD			
Zakřivení L lordózy	26,3 ± 11,6	26,0 ± 11,7	0,71	-0,3 ± 5,9	0,97
Zakřivení Th kyfózy	33,0 ± 6,7	33,7 ± 8,2	0,55	0,7 ± 8,7	0,83
Zakřivení C lordózy	25,6 ± 10,0	24,0 ± 12,7	0,38	-1,58 ± 11,8	0,65
F zakřivení L páteře	-0,6 ± 5,7	0,1 ± 4,0	0,58	0,7 ± 9,4	0,54
F zakřivení Th páteře	1,0 ± 2,2	1,2 ± 2,4	0,78	0,2 ± 4,1	0,61
F zakřivení C páteře	1,1 ± 4,0	0,1 ± 3,2	0,38	-1,1 ± 9,0	0,21
F náklon akromionů	-0,2 ± 1,1	0,1 ± 1,5	0,25	0,3 ± 1,9	0,73
F náklon SIPS	0,4 ± 2,1	0,3 ± 2,2	0,89	-0,1 ± 5,1	0,28

Legenda: Průměr [°], SD = směrodatná odchylka [°], P = významnost párového t-testu, LoA = limits of agreement s konfidenčními intervaly pro spodní „SL“ a horní „HL“ mez [°], ICC = koeficient vnitrotřídní korelace, L = bederní, Th = hrudní, C = krční, F = frontální, SIPS = zadní horní spiny.

Poznámka: Minusové hodnoty znamenají vychýlení křivky páteře doprava ve frontální rovině.

Významnost párového t-testu pro hypotézu H_0

Cílem tohoto testu je v našem případě ověřit hypotézu H_0 , že naměřená data nemají statisticky významnou chybu (bias), tj. že neexistuje systematický rozdíl mezi hodnotiteli. Ve čtvrtém sloupci Tabulky 4 je uveden výsledek tohoto párového t-testu pomocí P-hodnoty. Z výsledků je patrné, že na hladině významnosti alfa = 0,05 nelze tuto hypotézu zamítnout u žádného ze zkoumaných úhlů, a tedy nepředpokládáme existenci systematické chyby. Rozdíly měření mezi hodnotiteli tedy nemají statisticky významnou konstantní složku, ale mají určitý rozptyl (náhodná chyba), který bude podrobněji zobrazen pomocí B-A grafů. V Tabulce 4 jsou uvedeny hodnoty pro LoA, který je definovaný jako interval, ve kterém by se mělo nacházet 95 % měřených odchylek. Tento interval má dvě meze (spodní a horní), které jsou v tabulce uvedeny ve sloupci „Hodnota“ jako $\text{bias} \pm 1,96 \times \text{směrodatná odchylka}$. V článku *Exact Parametric Confidence Intervals for Bland-Altman Limits of Agreement* (Carkeet, 2015) jsou tyto meze dále statisticky rozpracovány. Autor zdůrazňuje, že především v případě malého množství dat mohou být tyto meze nepřesné a sestavuje pro ně konfidenční interval. Tento interval je uveden pro horní i spodní mez (uvažované jako pár) ve sloupcích „SL“ a „HL.“ v Tabulce 4. LoA je přímo v měřených jednotkách.

Koeficient vnitrotřídní korelace

Předposlední sloupec Tabulky 4 udává hodnotu ICC. Hodnota ICC srovnává variabilitu náhodných chyb vzhledem k variabilitě souboru. Výsledkem je bezrozměrná veličina, která nabývá hodnot teoreticky od -1 do +1. Konkrétní hodnoty ICC lze uvést slovně dle Akoglu (2018) (Tabulka 5).

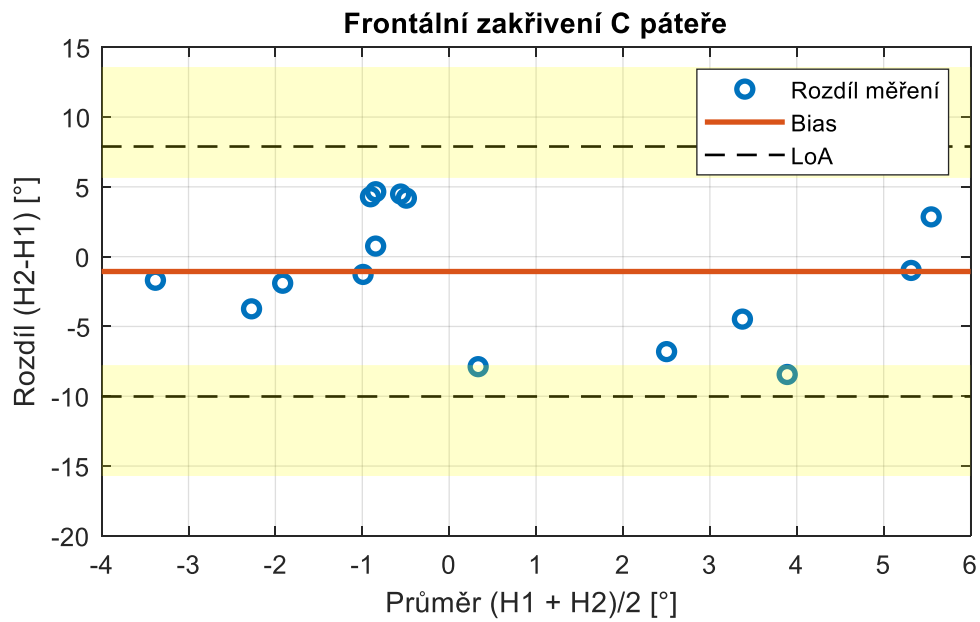
Tabulka 5

Slovní vyjádření vnitrotřídní korelace dle Chan (2003).

Proměnná	Slovní vyjádření ICC
Zakřivení L lordózy	velmi silná
Zakřivení Th kyfózy	velmi silná
Zakřivení C lordózy	střední
Frontální zakřivení L páteře	slabá
Frontální zakřivení Th páteře	střední
Frontální zakřivení C páteře	špatná
Frontální náklon akromionů	střední
Frontální náklon SIPS	špatná

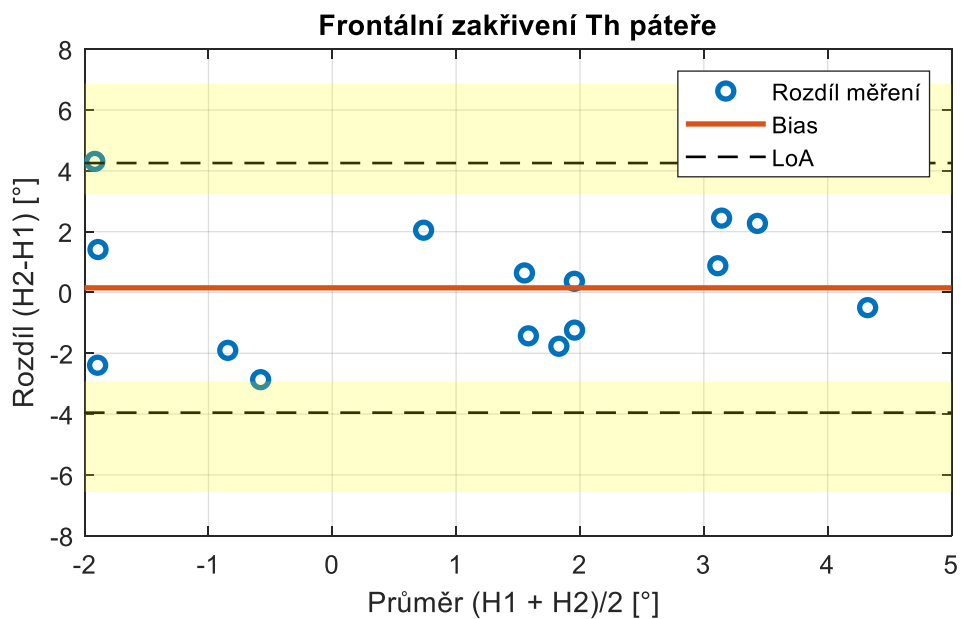
V následujících podkapitolách jsou uvedeny výsledky pro jednotlivé úseky páteře, které jsou prezentovány pomocí B-A grafů (Obrázek 15-22), které se používají pro grafické srovnání výsledků dvou metod měření či, v našem případě inter-rater reliability. Na vodorovné ose tohoto grafu je vynesena průměr výsledků dvou hodnotitelů. Na svislé ose je jejich rozdíl (D). Plná čára vystihuje systematickou odchylku (bias), dvě čárkované čáry popisují předpokládaný konfidenční interval náhodných chyb. Žlutým pruhem jsou v grafu zaznačeny konfidenční intervaly pro spodní a horní mez LoA (viz kapitulu 4.5.2).

5.1 Zakřivení krční páteře ve frontální rovině



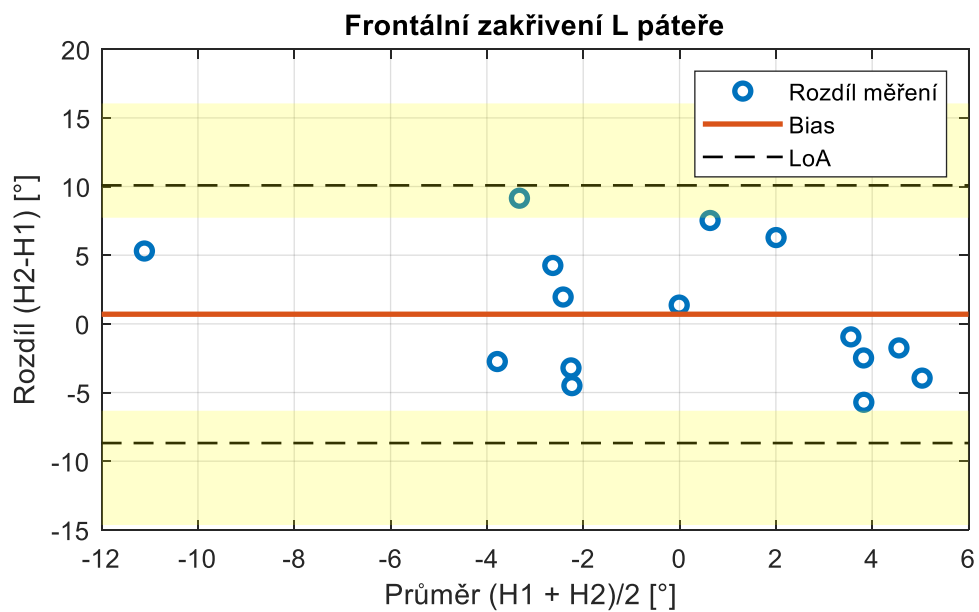
Obrázek 14. B-A graf pro měření C páteře ve frontální rovině

5.2 Zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině



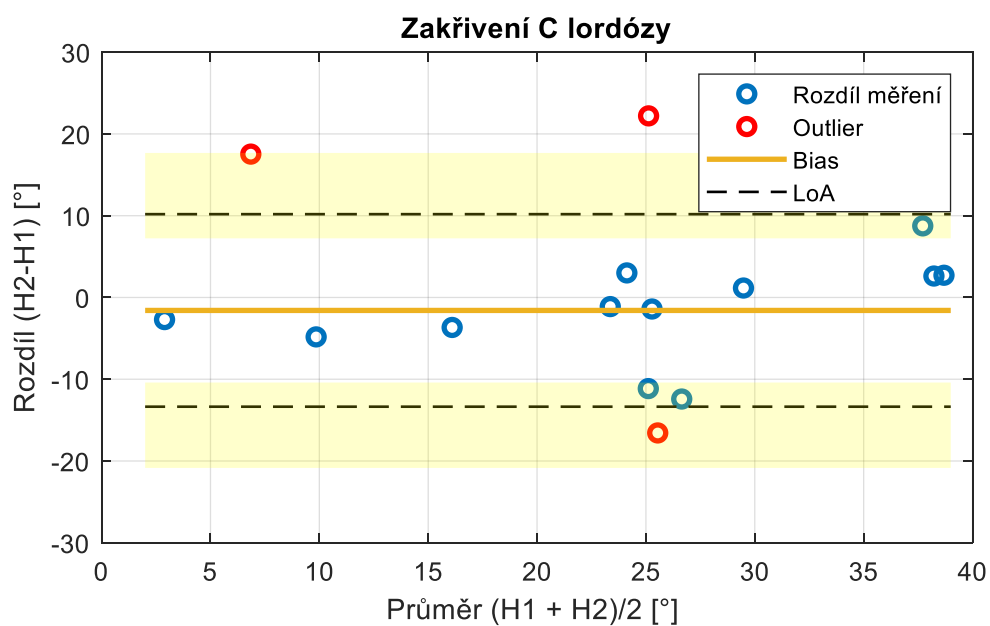
Obrázek 15. B-A graf pro měření Th páteře ve frontální rovině

5.3 Zakřivení bederní páteře ve frontální rovině



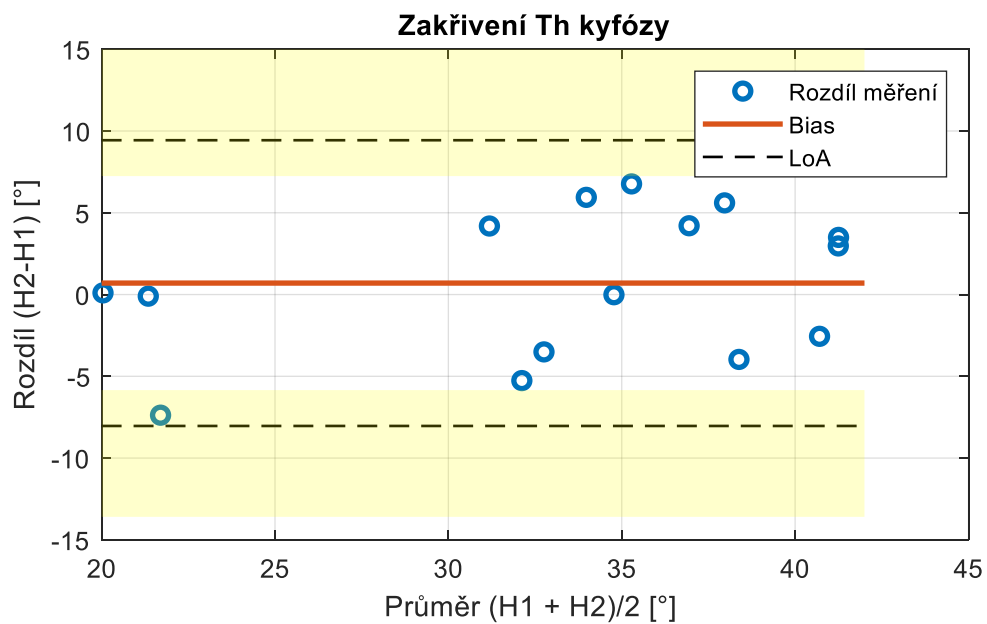
Obrázek 16. B-A graf pro měření L páteře ve frontální rovině

5.4 Zakřivení krční páteře v sagitální rovině



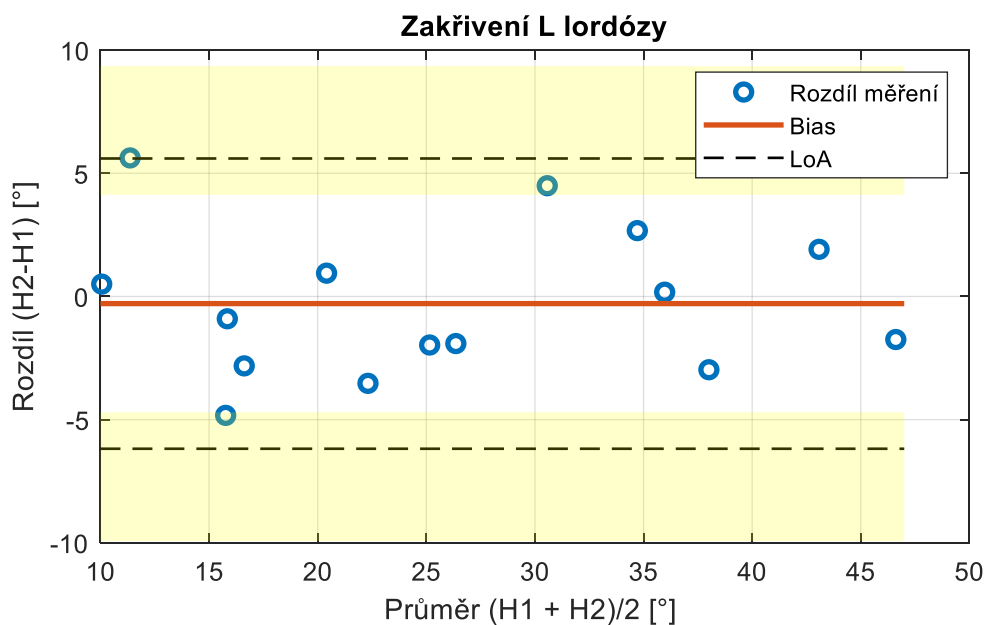
Obrázek 17. B-A graf pro měření C páteře v sagitální rovině

5.5 Zakřivení hrudní páteře v sagitální rovině



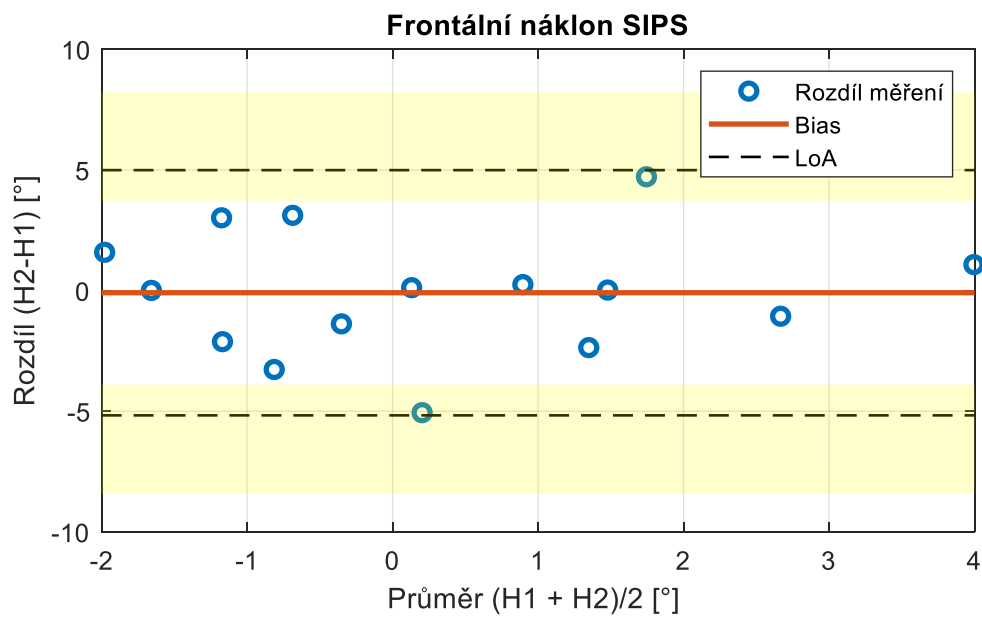
Obrázek 18. B-A graf pro měření Th páteře v sagitální rovině

5.6 Zakřivení bederní páteře v sagitální rovině



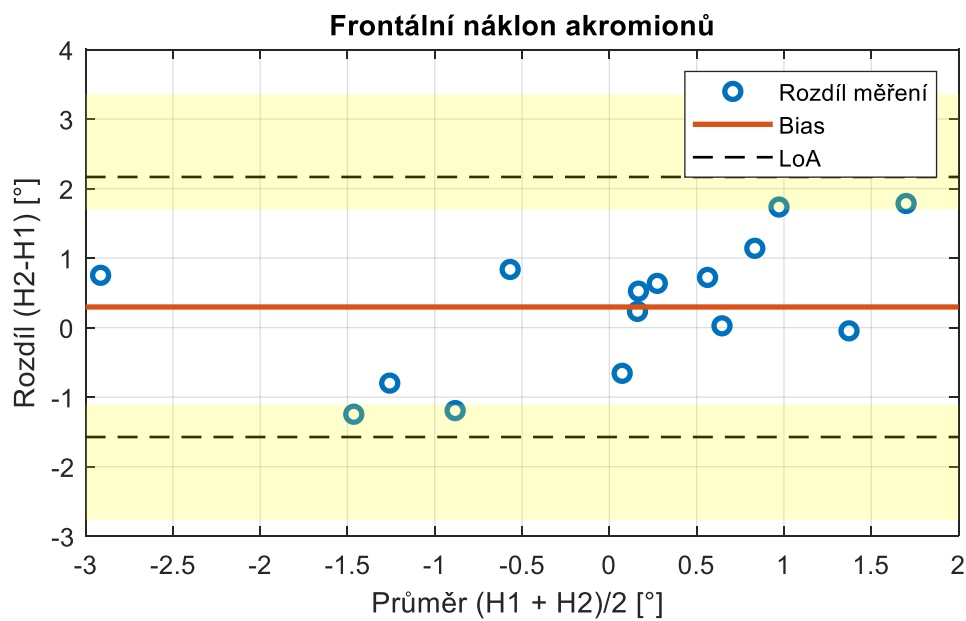
Obrázek 19. B-A graf pro měření L páteře v sagitální rovině

5.7 Hodnocení náklonu pánve ve frontální rovině



Obrázek 20. B-A graf měření frontálního náklonu pánve

5.8 Hodnocení náklonu spojnice akromionů ve frontální rovině



Obrázek 21. B-A graf měření frontálního náklonu spojnice akromionů

6 Diskuze

Hlavním tématem této diplomové práce bylo hodnocení inter-rater reliability při měření úhlových parametrů páteře pomocí přístroje DTP-3. Původně bylo při tvorbě metodiky počítáno s vyšším počtem probandů, toho však z epidemiologických důvodů (pandemie onemocnění způsobeného virem COVID-19) a z toho plynoucího uzavření laboratoří nebylo možné dosáhnout. Následující diskuze se zabývá praktickým využitím DTP-3 systému a dále možnými zdroji neshody výsledků jednotlivých hodnotitelů, včetně nedostatečné velikosti výzkumného souboru.

S postupem moderních technologií přibýlo mnoho nekonvenčních zobrazovacích metod, jejichž autoři si kladou za cíl snížit rizika spojená s RTG ozařováním za současného udržení přesnosti vyšetření. Pro jejich širší zavedení do praxe je nutné, aby maximálně korelovaly s výsledky měření Cobbova úhlu z RTG snímků (Krejčí, Salinger, Gallo, & Štěpaník, 2012). Pro praktické zavedení metody je nutné zajistit nízkou intra rater variabilitu a inter-rater variabilitu, která byla zkoumána v této práci u přístroje DTP-3.

Metoda DTP-3 podobně jako další dotykové metody využívá lokalizace páteře pomocí kontaktu přístroje se spinózními výběžky. Metodika výpočtu Cobbova úhlu je u dotykových metod odlišná od rentgenologického výpočtu, kde se úhlový parametr vypočítává z náklonu krycích lišt koncových obratlů, případně z linie, která prochází středy obratlových těl těchto obratlů. Naproti tomu při měření DTP-3 systémem se úhel počítá z křivky, která prochází koncovými body trnových výběžků, což může být zdrojem neshod u těchto dvou metod. Dále může být zdrojem neshod výsledků systematická chyba u RTG způsobená metodou centrálního promítání 3D objektu na dvourozměrný film (Krejčí et al., 2012).

Přestože již existují studie s poměrně vysokým potenciálem, které navrhují metody hodnocení RTG snímků počítačem (Pan et al., 2019; Horng et al., 2019), je zatím na RTG snímcích běžně koncový obratel vyhledáván ručně hodnotitelem. Oproti tomu systém DTP-3 je nastaven tak, že hodnotí zakřivení separovaně pro C, Th a L část páteře. To může způsobit nepřesnosti, neboť skoliotická křivka nemusí vždy respektovat sektory páteře a může být přítomna na jejich přechodu (Repko, 2010; Kolář, 2009). Stejně tak jednotlivé křivky v sagitální rovině mohou přesahovat hranice krčního, hrudního a bederního úseku (Poděbradská, 2018).

Krejčí et al. (2012) provedli studii, která si dala za cíl validovat systém DTP-3

porovnáním se standardním RTG vyšetřením. Autoři zjistili, že měření úhlových a délkových parametrů přístrojem DTP-3 na 3D modelu páteře, resp. pilotním souboru pacientů poskytuje výstupy, které jsou srovnatelné s výsledky RTG vyšetřením stejných parametrů.

V této diplomové práci byla hodnocena inter-rater reliabilita měření úhlových parametrů páteře. Vnitrořídni korelace byla velmi silná v případě měření velikosti bederní lordózy a hrudní kyfózy. Špatná byla naopak u měření frontálního zakřivení krční páteře a náklonu SIPS. ICC je závislý na velikosti rozptylu měřených úhlů. V našem případě byly obecně menší měřené hodnoty u zakřivení páteře ve F rovině i u náklonu akromionů a pánve, což je v pořádku, neboť u zdravého jedince by náklon pánve a ramen měl být nulový (Poděbradská, 2018) a za fyziologické se považuje uklonění páteře ve frontální rovině maximálně do 10°. Tento úklon bývá vysvětlován tzv. zkříženou asymetrií končetin (Dylevský, 2009). Naopak vliv velikosti měřeného úhlu na velikost odchylek měření (D), vyjádřený pomocí LoA a B-A grafů, patrný není (viz Tabulka 4) a tedy hodnoty ICC jsou nejvíce ovlivněny rozptylem měřených úhlů.

Z prezentovaných výsledků je patrné, že systematická odchylka měření úhlových parametrů dvěma hodnotiteli systémem DTP-3 se blíží nule, a tedy hypotézu H_{01} nelze zamítnout. Pro klinické užívání systému je však důležitá také náhodná odchylka. Její velikost pro jednotlivé zkoumané úhlové parametry představují hodnoty LoA. Hodnota odchylky do 5° se u měření úhlových parametrů páteře považuje za přijatelnou (Kotwicki, 2008). Této hodnoty však nebylo dosaženo ani v jednom úhlovém parametru. S přihlédnutím na typické velikosti úhlů lze za nejlepší výsledek považovat opět měření bederní lordózy. Jednu z možných příčin takto velké náhodné odchylky lze hledat v subjektivnosti palpáce, která předcházela samotnému měření.

Fyzikální vyšetření, diagnostické zobrazovací metody a laboratorní testy jsou v medicíně užívány k odhalení příčiny pacientových problémů a k vyloučení závažných diagnóz. Palpační vyšetření (zejména pánve) je mnohdy automatickou součástí vyšetření pacienta fyzioterapeutem, vyučuje se v základech fyzioterapie na vysokých školách a v klinické praxi běžně slouží pro posouzení efektu terapie (Poděbradská, 2018).

Palpáce anatomických struktur je stěžejní u pacientů s bolestmi zad, přičemž obecný úzus je takový, že palpační diagnostické hodnocení často závisí na zkušenosti vyšetřujícího s danou metodou (Seffinger et al., 2004).

Již GJORUP (1997) však toto vyvrátil a ukázal, že zkušení klinici nedosahovali vyšší reliability při palpačních testech než studenti, a dále trénink konkrétní palpační

metody před testováním nezlepšil reliabilitu daného testu (Seffinger et al. 2004).

Na druhou stranu, Schultz et al. v roce 2015 uvedli, že procentuální shoda při palpaci spinózního výběžku obratle L₄ je mezi atletickými trenéry certifikovanými více než 12 let a trenérskými nováčky (certifikovanými méně než 2 roky) může být mezi 18,75 % - 81,3 %. Zdůvodnili to právě nedostatečnou zkušeností a navrhují tuto dovednost pro zlepšení cíleně trénovat, což se odráží také ve výuce fyzioterapeutů, kteří jsou motivováni již od nástupu na studium své umění palpaci nacvičovat a tím zpřesňovat (Smékal, osobní sdělení, 2017).

Vyšetřujícími byly v případě této diplomové práce dvě studentky navazujícího magisterského studia fyzioterapie v posledním ročníku, jejichž palpační dovednosti jsou z tohoto důvodu zatím poměrně omezené a před samotným měřením probandů neproběhlo žádné speciální trénování palpaci trnových výběžků.

Správná lokalizace anatomických struktur je však bezesporu esenciální pro zajištění reliability a reprodukovatelnosti posturální analýzy dotykovými metodami (včetně DTP-3). Předpokladem jejich použití je palpaci a označení anatomických struktur páteře, konkrétně spinózních výběžků (Haneline, & Young, 2009).

Přesto však např. Spinal Mouse, nebo flexi curve ruler vykazují ve studiích vysokou inter-rater korelaci. Nedostatkem studií je právě fakt, že při hodnocení inter-rater reliability palpoval a označoval trnové výběžky pouze jeden z vyšetřujících. Následně byl proband zařízením měřen a beze změny polohy byl následně změřen dalšími vyšetřujícími. Např. metoda Spinal Mouse ukázala vynikající inter-rater shodu (ICC = 0.872–0.962), bylo však v tomto případě vyloučeno riziko možné nekorelace z důvodu nepřesnosti palpaci jednotlivými vyšetřujícími (Livanelioglu et al., 2016; de Oliveira et al., 2012). V naší studii byl proband palpoval i měřen každým hodnotitelem nezávisle a zvlášť.

Seffinger et al. (2004) provedli systematickou review, do níž bylo zahrnuto 53 studií, zabývajících se reliabilitou palpačních testů na páteři. Většina testů pro palpační diagnostiku páteře ukázala nízkou reliabilitu. Jako akceptovatelnou označili autoři studie inter-examiner reliabilitu pro hodnocení rozsahu pohybu v CP, inter-examiner reliabilitu vyšetření segmentálního pohybu v ThP a LP, inter-examiner reliabilitu provokace bolesti (v CP, segmentech L₄-L₅ a L₅-S₁, v oblasti obratle Th₁ a m. sternocleidomastoideus) a identifikaci spinózního výběžku konkrétního bederního obratle. Kromě testování segmentálního pohybu obratlů, u nějž prokazovali fyzioterapeuti větší reliabilitu než lékaři, nebyl mezi výsledky těchto dvou skupin rozdíl. Zajímavostí je, že testy na palpaci

měkkých tkání podél páteře měly nízkou inter-rater reliabilitu ve všech regionech páteře, přesto jsou to nejčastěji používané palpační diagnostické metody v klinické praxi fyzioterapeuta.

Valouchová a Lewit (2007) zkoumali přesnost palpance svalového tonu s ověřením pomocí elektromyografie. U téměř poloviny zkoumaných probandů s aktivní jizvou byla aktivita měřeného svalu větší na straně jizvy, přestože se palpačně tato strana jevila jako hypotonická. Lewit (2003) mluví o tzv. palpační iluzi. Jedná se o jev způsobený rozdílným napětím měkkých tkání, přes které palpujeme kosti. Jím vysvětluje odlišný vjem vyšetřujícího při palpaci kostěných struktur v různých polohách. Když se konzistence měkkých tkání asymetricky mění, může vzniknout dojem, že kosti nestojí symetricky. Za různé polohy lze v našem případě považovat i drobné posturální výchyly.

Hodnotitelé v této studii před měřením nenacvičovali ani palpaci, ani samotné měření měřícím systémem, což jiní autoři ve svých studiích provedli a prezentovali poměrně vysokou inter-rater reliabilitu (Livanelioglu et al., 2016; Bonagamba et al. 2010).

Dalším zdrojem velké náhodné odchylky mohou být posturální výchyly probanda v průběhu měření. Udržení stálé postury může být ohroženo posturální hybnou silou, která se projevuje jako náhodná výchylka segmentu těla, zejména u dětí a dospívajících (Nault et al., 2002). Krejčí, Gallo, Štěpaník a Salinger (2012) ve své studii prokázali, že fixační rám (Amtek) použitý v naší studii může zajistit významné snížení posturální výchyly při hodnocení zakřivení páteře systémem DTP-3. Rozdíly v naměřených hodnotách jednotlivými hodnotiteli však mohly být způsobeny odlišným nastavením fixačních komponent rámu. Dále nebyla na rozdíl od studie Krejčího et al. (2012) v našem případě využita opěrka hlavy, což odpovídá diskrepanci mezi měřenými úhly v Cp ve frontální a sagitální rovině. Vyšší korelace v L páteři mohla být také dosažena díky tomu, že fixační rám zajišťuje oblast pánve z ventrální i dorzální strany, oproti tomu v oblasti ramenních pletenců je proband zajištěn pouze z ventrální strany.

Ghamkhar a Kahlaee, (2019) v systematické review na asymptomatických jedincích prokázali, že pro kontrolu vzpřímeného stoje během běžných denních aktivit je třeba zajistit trvalou aktivaci posturálních svalů a že únava má významný vliv na posturální kontrolu, resp. ji zhoršuje. Palpace a označení anatomických bodů trvalo každému hodnotiteli přibližně patnáct minut, samotné měření přibližně pět minut. Z toho lze usuzovat, že únava probanda mohla sehrát roli v diskrepanci mezi měřenými hodnotami jednotlivými hodnotiteli.

6.1 Limity studie

Hlavní slabinou této diplomové práce je malý počet probandů. Dalším problémem byl pokyn pro probandy k zaujetí volného návykového stoje, neboť tento stoj měli probandi udržet po dobu dvou po sobě následujících měření nehnutě, což pro většinu z nich bylo obtížné. Outlier data byla označena pouze v případě měření krční lordózy, avšak musela být ze souboru pro měření C lordózy vyřazena, což ještě snížilo již malý vzorek zkoumaných probandů.

7 Závěr

Metoda měření systémem DTP-3 má výhodu ve vyloučení radiační zátěže pacienta při analýze jeho tvaru páteře, dále má mezi dotykovými metodami výhodu elektronického zpracování dat. Systém hodnotí krční, hrudní a bederní úsek páteře v sagitální a frontální rovině. Dále hodnotí náklon pánve a spojnice akromionů ve frontální rovině.

Tato studie hodnotila reliabilitu mezi hodnotiteli při měření systémem DTP-3 a doplnila tak informace důležité pro případné zavedení tohoto systému do klinické praxe. Cílem práce bylo vyhodnotit systematickou a náhodnou chybu mezi hodnotiteli.

Výsledky této studie ukázaly, že inter-rater reliabilita systému DTP-3 není pro klinické využití při měření úhlových parametrů páteře dostatečná. Měření však z důvodu epidemiologické situace v ČR proběhlo na malém počtu probandů a bylo by proto vhodné tento počet v případných dalších studiích navýšit.

8 Souhrn

Hodnocení tvaru páteře je nedílnou součástí dnešní medicíny. Jedná se o prvek důležitý pro diagnostiku, léčbu i hodnocení úspěšnosti operačních zákroku ortopedických vad. Tou může být například idiopatická juvenilní skolióza. S pokračujícími výzkumy negativního vlivu RTG záření na lidský organismus stoupá důležitost vývoje alternativních, v klinické praxi využitelných metod. Pro jejich zavedení je však nutné, aby vykazovaly vysokou korelaci s RTG hodnocením. V rámci ověřování možného využití v klinické praxi bývá u těchto metod zkoumána inter a intra-rater reliabilita. Případnou nízkou finanční náročnost a rychlost měření lze také považovat za výhody těchto alternativních metod k RTG. Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit reliabilitu mezi hodnotiteli při měření úhlových parametrů páteře ve stoji systémem DTP-3, který byl vyvinut na Univerzitě Palackého v Olomouci.

Výzkumu se zúčastnilo 12 žen a 3 muži, ve věku $23,9 \pm 1,8$ (průměr \pm SD). Reliabilita mezi hodnotiteli byla hodnocena pro měření úhlových parametrů páteře ve frontální a sagitální rovině v krčním (C₃-Th₁), hrudním (Th₁-Th₁₂) a bederním (Th₁₂-L₅) úseku pomocí koeficientu ICC. Dále byla hodnocena inter-rater reliabilita pro měření náklonu pánve a měření náklonu spojnice akromionů ve frontální rovině. Náklon pánve byl hodnocen dle polohy SIPS. Měřicí systém DTP-3 zaznamenává polohu bodu v 3D prostoru a pomocí softwarového zpracování vytváří křivku páteře v sagitální a frontální rovině, jejíž úhlová zakřivení jsou následně softwarem změřena. Měření probíhalo ve stoji ve fixačním rámu pro snížení vychylek těla. Probandovi byly před umístěním do fixačního rámu napalповány a kosmetickou tužkou označeny spinózní výběžky, SIPS a akromiony.

Výzkum ukázal, že ve frontální rovině je pro úhlové parametry páteře ICC v rozmezí 0,21-0,61 což značí špatnou až střední reliabilitu a v sagitální rovině je ICC 0,65-0,97, tedy střední až velmi silnou reliabilitu. Pro měření náklonu pánve je ICC 0,28, tedy špatná reliabilita a pro náklon spojnice akromionů 0,73, tedy střední reliabilita.

9 Summary

Spinal shape measurement is an integral part of today's medicine. It is an important element of diagnostic, treatment and assessment of orthopaedic surgery. An example of an orthopaedic issue can be the idiopathic juvenile scoliosis. The importance of developing alternative methods, which are useful in clinical practise, is emphasized with ongoing research of the negative effects of x-ray. To verify applicability of these methods in clinical practise, it is common to assess their inter-rater and intra-rater reliability. Potential low financial demands and the speed of measurement can be considered as advantage over x-ray. The aim of this diploma thesis was to assess inter-rater reliability of spinal shape measurement in standing posture using the system DTP-3, which was developed in Palacký University Olomouc.

The research included 12 women and 3 men aged $23,9 \pm 1,8$ (the average \pm SD). The inter-rater reliability was assessed for spinal angular parameter measurements in frontal and sagittal plane in the cervical (C₃-Th₁), thoracic (Th₁-Th₁₂) and lumbar (Th₁₂-L₅) parts of the spine using the Interclass Correlation Coefficient (ICC). Apart from this, an inter-rater reliability of measurements of the inclination angle of the acromions and pelvic inclination angle in the frontal plane was assessed. The pelvic inclination was assessed according to SIPS position.

The DTP-3 system records the position of points in 3D space and then a software transfers these points into a spine curve in frontal and sagittal planes. The aforementioned curvatures are then evaluated. The measurement was performed in standing posture using the stabilization frame, in order to reduce body excursion. Before fixing a participant in the stabilizing frame, his/her spinous processes, SIPS and acromions were palpated and marked with eye pencil. Pelvic inclination was assessed according to SIPS. Further, the acromions connecting line was measured.

The research showed that for the angular parameters in the frontal plane the ICC are in the range of 0,21-0,61 (poor to moderate reliability), in sagittal plane 0,65-0,97 (moderate to very strong reliability). For pelvic inclination measurement, the ICC is 0,28 (poor reliability) and for inclination of the acromions connecting line measurement 0,73 (moderate reliability).

10 Referenční seznam

- Akoglu, H. (2018). User's guide to correlation coefficients. *Turkish Journal of Emergency Medicine, 18*, 91-93.
- Bonagamba, G. H, Coelho, D. M., & de Oliveira A., S. (2010). Inter and intra-rater reliability of the scoliometr. *Revista Brasileira de Fisioterapia, 14*(5), 432-437.
- Botchu, R., Bharath, A. Davies, A. M., Butt, S., & James, S. L. (2018). Current concept in upright spinal MRI. *European Spine Journal, 27*, 987-993.
- Brink, R. C., Homans, J. F., Schlösser, T. P. C., Stralen, M., Vincken, K. L., Shi, L. ... Cheng, J. C. Y. (2019). CT-based study of vertebral and intravertebral rotation in right thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal, 28*, 3044-3052.
- Cardis, E., Vrijheid, M., Blettner, M., Gilbert, E., Hakama, M., Hill, C. ... Veress, K. (2006). The 15-Country Collaborative study of cancer risk among radiation workers in the nuclear industry estimates of radiation-related cancer risks. *Radiation research, 167*, 396-416.
- Carkeet, A. (2015). Exact parametric confidence intervals for Bland-Altman limits of agreement. *Optometry and Vision Science, 92*(3), 71-80.
- Chan, Y.H. (2003). Biostatistics 104: correlational analysis. *Singapore Medical Journal, 44*(12), 614-619.
- Cobb J. (1947). Outline for the study of scoliosis. *Instructional course lectures, 5*, 261-75.
- Čihák, R. *Anatomie 1*. Praha: Grada.
- Členové Katedry anatomie a biomechaniky FTVS UK. (2009). Guru biomechaniky prof. Ing. Stanislav Otáhal, CSc. slaví životní jubileum. *iForum online magazin Univerzity Karlovy*. [vid. 2020-07-07]. Dostupné z <https://iforum.cuni.cz/IFORUM-7771.html>.
- de Oliveira, T. S, Candotti, C. T., La Torre, M., Tonin Pelinson, P. P., Furlanetto, T. S., Kutchak, F. M., & Loss, J. F. (2012). Validity and reproducibility of the measurements obtained using the flexicurve instrument to evaluate the angles of thoracic and lumbar curvatures of the spine in the sagittal plane. *Rehabilitation Research and Practice*.
- DIASU (2018). Prodotti. [vid 2020-07-07]. Dostupné z <http://diasu.com/wp-content/uploads/2018/05/3D-BAK-Body-Analysis-Kapture-Technical-card.pdf>.

- DIERS INTERNATIONAL GMBH. (2018) Produkty. [vid. 2020-07-07]. Dostupné z https://diers.eu/en/products/spine-posture-analysis/diers-formetric-4d/#pll_switcher.
- 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(16), 2052-2063.
- Duchaussoy, T., Lacoste, M., Norberciak, L., Decaudain, J., Verclytte, S., & Budzik, J. F. (2019). Preoperative assessment of idiopathic scoliosis in adolescent and young adult with three-dimensional T2-weighted spin-echo MRI. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 100(6), 371-379.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Ghamkhar, L., & Kahlaee, A. M. (2019). The effect of trunk muscle fatigue on postural control of upright stance: A systematic review. *Gait & Posture*, 62, 167-174.
- Gjorup T. (1997). Reliability of diagnostic tests. *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, 166, 9–14.
- Goldberg M. S., Mayo N. E, Levy A. R., Scott S. C., & Poitras B. (1998). Adverse reproductive outcomes among women exposed to low levels of ionizing radiation from diagnostic radiography for adolescent idiopathic scoliosis. *Epidemiology*, 9(3), 271-278.
- Grim, M., & Druga, R. (2001). *Základy anatomie. Díl I*. Praha: Karolinum
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Guidetti, L., Bonavolontà, V., Tito, A., Reis, V. M., Gallotta, M. C., & Carlo Baldari (2013). Intra- and Interday Reliability of Spine Rasterstereography. *Biomed Research International*. doi: 10.1155/2013/745480
- Haneline, M. T., & Young, M. (2009). A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32(5), 379–386.
- Horng, M. H., Kuok, C. P., Fu, M. J., Lin, C. J., & Sun, Y. N. (2019). Cobb Angle Measurement of Spine from X-Ray Images Using Convolutional Neural Network. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 9, 1-18.
- Hui, S. C. N., Pialasse, J. P., Wong, J. Y. H., Lam, T., Ng, B. K. W., Cheng, J. C. Y., & Chu, W. C. W. (2016). Radiation dose of digital radiography (DR) versus micro-dose x-ray (EOS) on patients with adolescent idiopathic scoliosis: 2016 SOSORT-IRSSD “John Sevastic Award” Winner in Imaging Research. Scoliosis and spinal

- disorders, *Scoliosis and spinal disorders*, 11(46).
- Janda (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.
- Jaroš, M., & Lomníček, M. (1957). Návrh zjednodušeného hodnocení postavy žáků všeobecné vzdělávací školy, *Tělesná výchova mládeže měsíčník pro tělesnou a brannou výchovu mládeže*, 23, 197-203.
- Kado, D. M., Christianson, L., Palermo, L., Smith-Bindman, R., Cummings, S. R., & Greendale, G. A. (2006). Comparing a Supine Radiologic Versus Standing Clinical Measurement of Kyphosis in Older Women: The Fracture Intervention Trial. *Spine*, 31(4), 463-467.
- Karachalios, T., Sofianos, J., Roidis, N., Sapkas, G., Korres, D., & Nikolopoulos, K. (1999). Ten-Year Follow-Up Evaluation of a School Screening Program for Scoliosis: Is the Forward-Bending Test an Accurate Diagnostic Criterion for the Screening of Scoliosis?. *Spine*, 24(22), 2318.
- Knott, P., Mardjetko, S., Dunn, M., Johnson, D., Cruze, S., & Moore, J. (2009). Evaluating the influence of patient positioning on the accuracy of Ortelius 800 measurements for scoliosis. *Scoliosis*, 4.
- Knott, P., Mardjetko, S., Nance, D., & Dunn, M., (2006). Electromagnetic Topographical Technique of Curve Evaluation for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* (31)24. 911-915.
- Knott, P, Sturm, P., Lonner, B., Cahill, P., Betsch, M., McCarthy, R. ... Betz, R. (2016). Multicenter Comparison of 3D Spinal Measurements Using Surface Topography With Those From Conventional Radiography. *Spine Deformity*, 4(2), 98-103.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kotwicki, T. (2008). Evaluation of scoliosis today: Examination, X-rays and beyond. *Disability and Rehabilitation*, 30(10), 742-751.
- Krejčí, J., & Gallo, J. (2016). Spinal Shape analysis in 1020 healthy young adults aged from 19 to 30 years. *Acta Gymnica*, 46(1), 3-11.
- Krejčí, J., Gallo, J., Štěpaník, P., & Salinger, J. (2012). Optimization of the examination posture in spinal curvature assessment. *Scoliosis*, 7(10).
- Krejčí, J., Salinger, J., Gallo, J., & Štěpaník, P. (2012). Ověření přesnosti systému DTP-3 určeného pro neinvazivní vyšetření tvaru páteře prostřednictvím rtg vyšetření. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca*, 79, 255-262.
- Kučera, M., Kálal, J., Kolář, P., & Korbelář, P. (2005). Myalgie a deviace páteřní osy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 6-11.

- Lewit, K. (1975). *Manipulační léčba v rámci reflexní terapie*. Praha: Avicenum.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vydání. Praha: Sdělovací technika.
- Livanelioglu, A., Kaya, F., Nabiyev, V., Demirkiran, G., & Firat, T. (2016). The validity and reliability of “Spinal Mouse” assessment of spinal curvatures in the frontal plane in pediatric adolescent idiopathic thoraco-lumbar curves. *European Spine Journal*, 25, 476-482.
- Malíková, H., Bárta, J., Burghardtová, M., Grisa, D., Grilli Wagnerová, M., Holešta, M. ... Weichet, J. (2019). *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Karolinum.
- McGraw, K. O., & Wong, S. P. (1996). Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients. *Psychological Methods*, 1(1), 30-46.
- Nault, M. L., Allard, P., Hinse, S., Le Blanc, R., Caron, O., Labelle, H., & Sadeghi, H. (2002). Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 27(17), 1911–1917.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Pan, Y., Chen, Q., Chen, T., Wang, H., Zhu, X., Fang, Z., & Lu, Y. (2019). Evaluation of a computer-aided method for measuring the Cobb angle on chest X-rays. *European Spine Journal*, 28(12), 3035-3043.
- Pedersen, P. H., Vergari, C., Alzakri, A., Vialle, R., & Skalli, W. (2019). A reduced micro-dose protocol for 3D reconstruction of the spine in children with scoliosis: results of a phantom-based and clinically validated study using stereo-radiography. *European Radiology*, 29, 1874-1881.
- Poděbradská, R. (2018). *Komplexní kineziologický rozbor*. Praha: Grada.
- Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie. Manuál a algoritmy*. Praha: Grada.
- Program OSN pro ochranu životního prostředí. (2016). *Ionizující záření účinky a zdroje*.
- Repko, M. (2010). Skolióza – komplexní diagnostické a terapeutické postupy. *Pediatric pro praxi*, 11(4), 218-222.
- Repko, M. (2012). Diagnostika a terapie skolióz. *Medicína pro praxi*, 9(2), 70-73.
- Repko, M. (2017). Nejčastější vady páteře u dětí školního věku. *Pediatric pro praxi*, 18(4), 212-218.
- Repko, M., Krbec, M., Šprláková-Puková, A., Chaloupka, R. & Neubauer, J. (2006).

- zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit páteře. *Česká radiologie*, 61(1), 74-79.
- 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(1), 83–90.
- Schultz, S. M., Jacobs, M. M., Gorgos, K. S., Wasyluk, N. T., Hanrahan, S., & Van Lunen, B. L. (2015) Reliability of Entry-Level Athletic Trainers' Palpation Skills of Bony Anatomical Landmarks in the Lumbopelvic Region. *Athletic Training Education Journal*, 10(4), 296-301.
- Sedrez, J. A., Candotti, C. T., Furlanetto, T. S., & Loss, J. F. (2016). Non-invasive postural assessment of the spine in the sagittal plane: a systematic review. *Motricidade*, 12(2), 140-154.
- Seffinger, M. A., Najm, W. I., Mishra, S. I., Adams, A., Dickerson, V. M., Murphy, L. S. & Reinsch, S. (2004). Reliability of Spinal Palpation for Diagnosis of Back and Neck Pain A Systematic Review of the Literature. *Spine*, 29(19), 413-425.
- Smékal, D., Burianová, K., Zdařilová, E., Uhlíř, P., Kolisko, P., & Přidalová, M. (2006). *Funkční hodnocení pohybového systému v kinantropologických studiích. Měření zkrácených svalů, funkční testy páteře a hodnocení hypermobility*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Sudo, H., Kokabu, T., Abe, Y., Iwata, A., Yamada, K., Ito, Y. M., ... Kanai, S. (2018). Automated noninvasive detection of idiopathic scoliosis in children and adolescents: A principle validation study. *Scientific Reports*, 8.
- Tichý, M. (2000). *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Valouchová, P., & Lewit, K. (2007). Povrchová elektromyografie přímých břišních a zádočných svalů u aktivních jizev – palpační iluze. *Neurologie pro praxi*, 2, 122-125.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Vrtovec, T., Pernuš, F., & Likar, B. (2009). A review of methods for quantitative evaluation of axial vertebral rotation. *Europeann Spine Journal*, 18(8), 1079–1090.
- Willner, S. (1981). Spinal Pantograph-A Non-Invasive Technique for Describing Kyphosis and Lordosis in the Thoraco-Lumbar Spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52(5), 525-529.
- Wu, H., Liu, W., & Wong, M. (2020). Reliability and validity of lateral curvature assessments using clinical ultrasound for the patients with scoliosis: a systematic

- review. *European Spine Journal*, 29, 717–725
- Yia, Y., Yoob, S., Leeb, D., & Parkb, D. (2016). Reliability and validity of rasterstereography measurement for spinal alignment in healthy subjects. *Physical Therapy Rehabilitation Science*, 5(1), 22-28.
- Zheng, Y., Lee, T. T., Lai, K. K., Yip, B. H., Zhou, G., Jiang, W.... Lam, T. (2016). A reliability and validity study for Scolioscan: a radiation-free scoliosis assessment systém using 3D ultrasound imaging. *Scoliosis and Spinal Disorders*, 11(13).
- Zabka M., Rehak L., & Uhrin, T. (2015). Accuracy and clinical usefulness of scoliosis measurement with magnetic spine mapping – Ortelius. *Bratislavské Lékařské Listy*, 116(8), 469-474.

11 Přílohy

11.1 Seznam příloh

Příloha 1 – Vyjádření etické komise FTK UP

Příloha 2 – Informovaný souhlas

Příloha 1

Vyjádření etické komise FTK UP



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.
Prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne **21. 1. 2020** byl projekt výzkumné práce


Autor (hlavní řešitel): **Bc. Michaela Beranová, Bc. Anna Wohlgenuthová**
s názvem **Reliabilita mezi hodnotiteli při měření tvaru páteře systémem DTP-3**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **31 / 2020**
dne: **27. 2. 2020**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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


za etickou komisí FTK UP
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
člen komise

Příloha 2

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Reliabilita mezi hodnotiteli při měření tvaru páteře úhlových parametrů páteře systémem DTP-3

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 fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum: