UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Sophie Sviteková

Idiopatická skolióza ve vztahu s vadným postavením dolních končetin a plosek nohou

Bakalářská práce

Praha 2023

Autor práce: **Sophie Sviteková**

Vedoucí práce: **Mgr. Lenka Oplatková**

Oponent práce: **PhDr. Marcela Šafářová, Ph.D.**

Datum obhajoby**: 4. 9. 2023**

Bibliografický záznam

SVITEKOVÁ, Sophie. Idiopatická skolióza ve vztahu s vadným postavením dolních končetin a plosek nohou. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2023. 85 s., přílohy. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Lenka Oplatková.

Abstrakt

Následující bakalářská práce se zabývá problematikou vztahu mezi idiopatickou skoliózou a vadným postavením dolních končetin a plosek nohou. Práce zpočátku rozebírá teoretickou stránku, tj. biomechaniku a kineziologii páteře a dolních končetin, skoliózu, její klasifikaci a typy, posturální stabilitu těla v prostoru, chůzi. Dále má práce praktickou část, která zahrnuje vyšetření pacientů aspekcí zezadu, z boku, zepředu a na podoskopu (physiosensing), který měří zatížení plosek nohou ve statice i dynamice. V rámci vyšetření se zkoumají jednotlivé odrazy asymetrií páteře a dolních končetin ve spojení s idiopatickou skoliózou. Výsledky měření se v závěru práce srovnávají mezi pacienty navzájem a v diskusi s výsledky různých studií, které se zabývaly stejnou problematikou. Zde je zkoumáno, jestli hodnoty jimi naměřené odpovídají hodnotám našim. Cílem bakalářské práce je zjišťování, jak různé křivky páteře ovlivňují postavení dolních končetin a naopak, a prokázání vzájemné propojenosti mezi jednotlivými segmenty těla, které společně tvoří jeden komplexní celek.

Bibliografický záznam

SVITEKOVÁ, Sophie. Idiopatická skolióza ve vztahu s vadným postavením dolních končetin a plosek nohou. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2023. 85 s., přílohy. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Lenka Oplatková.

Abstract

The following bachelor‘s thesis deals with the issue of the relationship between idiopathic scoliosis and defective position of the lower limbs and feet. At first, the thesis analyses the theoretical side of the problem – biomechanics and kinesiology of the spine and lower

limbs, clasification of scoliosis and different types, postural stability, gait. In the following chapter, the thesis focuses on the issue from a practical side of view, which includes an examination of patients from different views, from behind, from the side, from the front and on a podoscope (physiosensing), which measures the static and dynamic load of the feet. As part of the examination, various assymetries of the spine and lower limbs are investigated in connection with idiopathic scoliosis. The results of all the measurements of the patients are in the final chapter compared to each other and subsequently, in the discussion part, with results examined by different studies dealing with the same issues. We try to find out if their results match with ours. The goal of this bachelor's thesis is to find out, what impact have spine curvatures on the posture of the pelvis, lower limbs, feet and also the other way around. We are also proving the mutual connection between individual body segments which together make up one complex unit.

Klíčová slova

Idiopatická skolióza, pánev, dolní končetiny, plosky nohou, posturální stabilita, podoskop

Keywords

Idiopathic scoliosis, pelvis, lower limbs, feet, postural stability, podoscope

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci zpracovala samostatně, pod vedením Mgr. Lenky Oplatkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že tato práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 14. 8. 2023 Sophie Sviteková

Poděkování

Ráda bych poděkovala paní Mgr. Lence Oplatkové za vedení své bakalářské práce, za poskytnutí pomoci a rad během jejího psaní. Poděkování patří i mojí rodině za trvalou podporu a motivaci při psaní bakalářské práce. Na závěr bych ráda poděkovala i pacientům, kteří se zúčastnili vyšetření.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK 9
ÚVOD 11
1 SKOLIÓZA 13
1.1 Anatomické změny v důsledku skoliózy 13
1.2 Klasifikace skolióz 14
1.2.1 Nestrukturální skolióza 14
1.2.2 Strukturální skolióza 15
1.3 Idiopatická skolióza 15
1.3.1 Klasifikace podle věku 16
1.3.2 Klasifikace podle velikosti úhlu 16
1.3.3 Lenkeho klasifikace 17
2 BIOMECHANIKA A KINEZIOLOGIE PÁTEŘE A DOLNÍCH KONČETIN 19
2.1 Těžiště těla a síly na něj působící 19
2.2 Posturální stabilita lidského těla 20
2.2.1 Posturální stabilita jedinců s idiopatickou skoliózou 21
2.3 Asymetrie páteře a její kompenzace 23
2.3.1 Poruchy zakřivení v sagitální rovině 23
2.4 Biomechanika a kineziologie idiopatické skoliózy 24
2.5 Páteř, pánev a dolní končetiny 25
2.6 Vztah páteř–pánev 26
2.6.1 Páteř a anteverze pánve 27
2.6.2 Páteř a retroverze pánve 27
2.7 Vztah pánev – kyčelní klouby 27
2.8 Vztah skolióza – pánev – kyčelní klouby 28
2.8.1 Asymetrie pohybů kyčelního kloubu ve třech rovinách těla u jedinců s rozličnými typy skoliotického zakřivení páteře 29
2.9 Vztah skolióza – kolenní klouby 30

2.10 Vztah skolióza–noha 31
2.10.1 Rozdíl v zatížení pravé a levé plosky nohy 33
2.11 Nestejná délka končetin a její vliv na skoliózu 34
2.12 Chůze u idiopatické skoliózy 35
2.12.1 Porovnání momentu abdukce kyčelního a kolenního kloubu (hip and knee abductor moment) u zdravých a skoliotických jedinců 36
3 HYPOTÉZA 38
4 CÍL 39
5 METODIKA PRÁCE 40
5.1 Anamnéza 40
5.2 Aspekce 40
5.3 Vyšetření na podoskopu (physiosensing) 40
6 KAZUISTIKY 42
6.1 Kazuistika č. 1 42
6.2 Kazuistika č. 2 46
6.3 Kazuistika č. 3 50
6.4 Kazuistika č. 4 54
6.5 Kazuistika č. 5 58
6.6 Kazuistika č. 6 62
7 ZÁVĚR KAZUISTIK 67
8 DISKUSE 69
ZÁVĚR 75
REFERENČNÍ SEZNAM 76
SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK 84
PŘÍLOHY 86

SEZNAM ZKRATEK

ABD – abdukce

AP – anteroposteriorní

BMI – Body Mass Index

CD – kolodiafyzární

CNS – centrální nervový systém

COM – Centre of Mass

COP – Centre of Pressure

CSVL – centrální sakrální vertikální linie

č. – číslo

DK – dolní končetina

dx. – dexter

FIS – femoroacetabulární impingement syndrom

fr. – fraktura

HK – horní končetina

L – lumbální/bederní

m. – musculus

ML – mediolaterální

mm. – musculi

MTT – metatars

NO – nynější onemocnění

OA – osobní anamnéza

pac. – pacient

PI – Pelvic Incidence

PO – Pelvic Obliquity

PT – Pelvic Tilt

RA – rodinná anamnéza

ROM – Range of Motion

RTG – rentgen

SIAS – spina iliaca anterior superior

SPA – sociálně-pracovní anamnéza

SportA – sportovní anamnéza

SS – Sacral Slope

Th – thorakální

Th/L – thorakolumbální

ThP – hrudní páteř

ÚVOD

Tato bakalářská práce se zabývá poměrně častou třídimenzionální deformitou páteře, resp. idiopatickou skoliózou, a jejím vztahem s postavením dolních končetin a plosek nohou. Daná problematika byla zvolena z toho důvodu, aby bylo možné poukázat na to, jak klíčovou roli hraje během vyšetření pacienta se skoliózou komplexní pohled na jeho posturu a držení těla. Příčinu vzniku skoliózy nelze hledat jenom v ohraničené oblasti na páteři. Je třeba se věnovat i distálněji uloženým částem těla, kdy změnou jejich postavení může dojít ke vzniku skoliózy. Stejně tak se může skoliotické zakřivení páteře promítat do změněného postavení kloubů dolních končetin.

Zpočátku bude skolióza v teoretické části představena, tj. jaké jsou typy, jaké formy a kolikastupňové mohou být křivky páteře, jak ji lze diagnostikovat apod.

Jedna z hlavních částí se bude zabývat biomechanikou a kineziologií páteře i dolních končetin. Budou popsány jednotlivé vztahy mezi nimi a to, jak se navzájem ovlivňují i během běžných denních aktivit, jako jsou chůze či stoj na jedné noze. Současně budou uvedeny i různé typy asymetrií a popsán jejich vliv na postavení segmentů, které jsou od nich uložené kraniálně/distálně.

Bakalářská práce se bude také věnovat výzkumům a studiím, které z různých úhlů pohledu zkoumaly asymetrické postavení páteře či dolních končetin, jejich vzájemný vliv a to, k jakým kompenzacím jejich progresí dochází (nejčastěji v porovnání se zdravými jedinci).

V praktické části jsou položeny dvě hlavní výzkumné otázky:

1. Jaké bude zatížení plosky nohou při testování na podoskopu během statické, posturální a dynamické analýzy?
2. Jaká kompenzace nastane v jednotlivých segmentech těla pro udržení posturální stability v prostoru u jedinců s idiopatickou skoliózou při pohledu zezadu, zepředu a z boku?

Podle předem vytvořené šablony bude každý pacient vyšetřen a výsledky měření budou zapsány do kazuistiky.

V závěru práce budou jednotlivé námi naměřené hodnoty a výsledky pacientů srovnávány nejdříve mezi sebou. Následně bude v diskusi ověřeno, jestli se různé kompenzační mechanismy ve spojení s asymetriemi naměřenými ve vyhledaných studiích na páteři nebo dolních končetinách projevují i v případě našich pacientů s určitým typem zakřivení páteře.

1 SKOLIÓZA

Skolióza je termín charakterizující prostorovou deformitu páteře, která ovlivňuje ostatní systémy lidského těla. Je označována jako stranové vybočení páteře v rozsahu 10 a více stupňů. Kromě deformity v rovině frontální se může asymetrie páteře objevit také v rovině sagitální, následkem čehož dochází ke zvýšené, anebo snížené kyfotizaci, případně k lordotizaci páteře. Současně může být změna patrná i v rovině transverzální. Kombinací změn ve všech třech rovinách vzniká skolióza, a proto ji definujeme i jako třídimenzionální deformitu (Janicki, Alman, 2007).

U skoliózy rozlišujeme křivky primární a sekundární. Primární křivku se lidské tělo snaží často určitým mechanismem kompenzovat, a proto se může vytvořit sekundární křivka v jiné oblasti páteře pro udržení rovnováhy. Nejčastěji se konvexita primární křivky nachází v oblasti hrudní páteře a je převážně dextrokonvexní. Oblouky směřující konvexitou na stranu opačnou mají snahu primární zakřivení kompenzovat a zachovat její rovnováhu (Schlösser et al., 2016).

1.1 Anatomické změny v důsledku skoliózy

Zakřivení páteře ve všech třech rovinách těla má vliv na postavení různých segmentů těla. V rámci páteře nacházíme nejvíce patrné změny v oblasti vrcholových a přechodných obratlů. Dochází v nich současně k rotaci a torzi. Během rotace dochází k otočení trnovitého výběžku jednoho obratle vůči druhému směrem dovnitř, resp. směřuje do místa konkavity oblouku páteře. Torze závisí na směru působení sil a způsobí, že je obratel zkroucen v sobě samém (Fadzan, Bettany-Saltikov, 2018).

Okraje jednotlivých těl obratlů jsou tvořeny epifýzou, která umožňuje páteři růst do výšky. Pokud na páteři vznikne zakřivení, kdy na straně konkavity na sebe plochy navzájem vyvíjejí větší tlak než na straně konvexity, dochází k zaklínění obratlů do sebe a na straně konkavity může docházet ke zpomalení růstu (Fadzan, Bettany-Saltikov, 2018).

Kromě segmentů samotné páteře nacházíme změny vzniklé skoliózou také na žebrech, jež se na straně konvexity rozevírají, a tím vzniká mezi nimi větší prostor, kdežto na straně konkavity jsou žebra k sobě natlačena a prostor mezi nimi je zúžen (Schafer, 1987). Danou rotační deformitu jsme schopni si ověřit a zaznamenat pomocí předklonu jedince, provedením tzv. Adamsova testu, kdy se záda zakulatí a při předklonu dochází ke vzniku jednostranné paravertebrální prominence (Addai, Zarkos, Bowey, 2020).

Asymetrické zakřivení páteře a žeber též ovlivňuje postavení lopatky, která se na straně konvexity posouvá směrem kraniálním (nahoru) a laterálním (do strany), přičemž dolní úhel lopatky již nesměřuje kolmo dolů (Fadzan, Bettany-Saltikov, 2018).

Patrné abnormality nacházíme i u postavení pánve, kdy je odlišné výškové postavení hřebenů lopaty kyčelní. Konvexním obloukem páteře a rozevřením žeber se hřeben staví níže než na straně konkavity, kde jsou žebra stlačena k sobě (Schafer, 1987).

Skolióza neovlivňuje jenom soustavy pohybové a opěrné (kosti, svaly). Může být i příčinou zhoršování jiných systému lidského těla, jako je systém respirační, kardiální apod. Současně může ovlivnit také psychosociální stav jedince.

Změny na kostěných strukturách nejsou jediným následkem skoliózy. Dochází také k anatomické přestavbě měkkých tkání. Tím, že dochází na konkávní straně k přibližování těl obratlů k sobě, zkracují se zároveň svaly i vazy páteře, což je doprovázeno také zkrácením kloubního pouzdra, následkem čehož může dojít k pozdní osteoartróze. Vede to zároveň k omezené flexi na stranu konvexity (Fadzan, Bettany-Saltikov, 2018; Zabjek et al., 2005).

1.2 Klasifikace skolióz

Skoliózu můžeme podle etiologie a patogeneze klasifikovat na dva základní typy. Nestrukturální a strukturální.

1.2.1 Nestrukturální skolióza

U nestrukturálních skolióz nedochází k deformitě obratlů. Vzniklá křivka představuje jakousi ochranu, která se snaží vyrovnat asymetrické držení těla, které může být způsobeno rozličnými faktory, jako jsou oslabený hluboký stabilizační systém, změna postavení pánve či nejednotná délka dolních končetin. Dokážeme si ji ověřit úklonem těla na stranu konvexity páteře, kdy v dané pozici laterální křivka vymizí. Patří mezi ně skoliózy posturální, kompenzační, hysterické, reflexní či asymetrické držení při kořenovém dráždění (Schafer, 1987).

1.2.2 Strukturální skolióza

U strukturální skoliózy dochází k deformitě obratlů a její součástí je „pravá“ křivka, která má při nedostatečné a pozdní léčbě vyšší riziko progrese k horšímu stavu.

V rámci strukturálních skolióz rozlišujeme dvě podskupiny:

1. strukturální skolióza se známou příčinou vzniku,
2. strukturální skolióza s neznámou příčinou vzniku.

Do podskupiny se známou příčinou řadíme typy skolióz, jako jsou kongenitální, neuromuskulární, při neurofibromatóze, traumatické, zánětlivé, nádorové, metabolické aj. Prevalence jedinců diagnostikovaných jedním z typů ze zmíněné podskupiny skolióz představuje přibližně 20 %. Strukturální skoliózy, u kterých původ vzniku není známý, označujeme pojmem idiopatické a zaujímají přibližně 80 % zastoupení mezi lidmi se skoliózou (Fadzan, Bettany-Saltikov, 2018).

1.3 Idiopatická skolióza

Největší zastoupení mezi jednotlivými typy skolióz mají v dnešní době již zmiňované skoliózy idiopatické, u kterých není příčina vzniku známá. Podle dat z článku autorů Janického a Almana (2007) se ze 100 jedinců vyskytuje skolióza se zakřivením větším než 10° podle Cobbova úhlu u jednoho až tří z nich, přičemž zastoupení u dívek a chlapců je stejné. V případě křivky páteře nad 30° podle Cobba je prevalence jednoho až tří jedinců z celkového počtu 1 000, kde je již poměr mezi dívkami a chlapci 8:1.

Idiopatická skolióza ohrožuje jedince po celou dobu kosterního růstu, a někdy i po jeho ukončení. Jsou známé různé rizikové faktory, které mohou vést k rozvoji skoliózy:

- hypermobilita, kdy zvýšená kloubní pohyblivost může vést k páteřní nestabilitě,
- opožděný nástup puberty, společně s opožděným nástupem menarché,
- BMI,
- RA (Fadzan, Bettany-Saltikov, 2018).

1.3.1 Klasifikace podle věku

Podle věku, ve kterém se idiopatická skolióza u lidí objevuje, se klasifikuje na:

Infantilní (0–3 roky)

Až u 90 % případů má tendenci spontánně vymizet. Následkem zanedbání léčby jsou jedinci s progredující křivkou vystaveni riziku vzniku plicních obtíží v důsledku deformity hrudního koše. Od ostatních typů idiopatických skolióz se liší ve směru konvexity páteře, kdy v případě infantilní se nejčastěji setkáváme s levostrannou konvexitou v oblasti hrudní páteře (Babaee, Kamyab, Ganjavian, 2020).

Juvenilní (3–10 let) … early-onset scoliosis

Během této etapy života dochází k rozvoji plicních alveol a k vývoji hrudníku. Proto má jedinec v důsledku doposud neukončeného růstu větší pravděpodobnost rozvoje těžkých deformit hrudníku a příležitostných respiračních a kardiálních onemocnění (Gielen, Van den Eede, 2008). Křivka má tendenci v daném období věku progredovat a nejčastěji se setkáváme s dextrokonvexní křivkou v hrudní oblasti páteře. (Cunin, 2015; Babaee et al., 2020).

Adolescentní (nad 10 let až po ukončení kostního růstu)

Zařazuje se mezi nejčastější typy idiopatické skoliózy vyskytující se u dětí. Poměr zastoupení adolescentní skoliózy mezi dívkami a chlapci se podle sesbíraných dat v článku (Fadzan, Bettany-Saltikov, 2018) zvyšuje z 1,4:1 pro děti s mírným zakřivením páteře (10°–20°) až na poměr 7,2:1 pro jedince s křivkou větší než 40°.

1.3.2 Klasifikace podle velikosti úhlu

Standardní metodou pro kvantitativní posouzení zakřivení páteře je měření Cobbova úhlu. Jedná se o nejčastější způsob, podle kterého se jednotlivé křivky z hlediska úhlových rozměrů kvantifikují. Před samotným měřením Cobbova úhlu si určíme horní a dolní obratle, které se nejvíce odklánějí od vertikály. Z vrchní plochy horního obratle a ze spodní plochy dolního obratle vedeme přímky směrem na konkávní stranu křivky páteře. Spojené kolmice vzniklé na tyto přímky nám udávají výslednou hodnotu Cobbova úhlu.

Skoliózu proto klasifikujeme i z hlediska velikosti Cobbova úhlu naměřeného a získaného z RTG-snímku následovně:

- 10°–20° – lehká skolióza
- 20°–40° – středně těžká skolióza
- nad 40° – těžká skolióza (Horng et al., 2019).

1.3.3 Lenkeho klasifikace

V roce 2001 Dr. L. Lenke prezentoval novou klasifikaci křivek páteře u idiopatických skolióz. Lenke kromě typu zakřivení a bederního modifikátoru bral při určování typu skoliózy v úvahu i sagitální postavení hrudní páteře. Podle těchto indikátorů zahrnuje tato klasifikace šest základních typů zakřivení:

1. hlavní Th-křivka (main thoracic) ve střední a dolní etáži,
2. dvojitá Th-křivka (double thoracic) s hlavním zakřivením v proximální, střední a dolní etáži,
3. dvojitá hlavní (double major) s hlavní křivkou hrudní, kdy jsou však obě zakřivení strukturální,
4. trojitá hlavní (triple major), kdy jsou všechna tři zakřivení strukturální, s hlavními křivkami thorakálně a lumbálně,
5. ThL/L jako hlavní a strukturální (TL/L),
6. ThL/L jako hlavní a strukturální, měřící min. o 5° více než hlavní Th, která je také strukturální (TL/L – MT).

U těchto šesti typů zakřivení se hodnotí také průběh centrální sakrální vertikální linie (CSVL) bederními obratli. Jsou známy tři typy:

1. CSVL prochází středem bederního obratle mezi pedikly,
2. CSVL se dotýká pediklů bederního obratle,
3. CSVL se bederního obratle nedotýká.

Velikost sagitálního zakřivení ThP je také hodnota, která v Lenkeho klasifikaci udává následující:

- hrudní kyfóza > 40°,
- 10° < hrudní kyfóza < 40°,
- hrudní kyfóza < 10° (Ovadia, 2013).

Na University of Leeds se snažili demonstrovat sagitální profil u každého ze šesti typů zakřivení u jedinců s idiopatickou skoliózou. Byl pořízen předozadní RTG-snímek ve stojné fázi u 90 lidí s neléčenou skoliózou s rozdílnými typy zakřivení.

U jednoduché hrudní křivky měl její vrchol v oblasti mezi Th7 a Th9 a dvě etáže nad a pod ní lordotické zakřivení, zatímco již kaudálně mezi obratli L1 a L2 docházelo ke kyfotizaci.

Křivky thorakolumbální, s vrcholem na obratli Th12 či L1, byly v sagitále lordotické, což se promítlo také do proximálněji i distálněji uložených segmentů.

Vrchol zakřivení v oblasti L2 je typický pro jednoduchou lumbální křivku, kdy obratle L1 a L2 podléhají lordotizaci, zatímco L3 a L4 kyfotizaci.

Dvojitá thorakální křivka má jednu menší křivku s vrcholem na Th3/Th4, a jednu větší křivku s vrcholem od Th7–Th11. Ve všech případech napříč oběma křivkami byla nalezena lordóza.

U většiny dvojitých křivek s jednou thorakolumbální/lumbální a druhou kontralaterální hrudní křivkou se vyskytovaly lordózy táhnoucí se až od Th5 dolů do oblasti bederní páteře.

V posledním případě trojitého zakřivení vykazovali všichni jedinci lordotickou křivku ve všech třech etážích (Cruickshank, Koike, Dickson, 1989).

2 BIOMECHANIKA A KINEZIOLOGIE PÁTEŘE A DOLNÍCH KONČETIN

Lidská páteř se od páteří jiných savců liší vertikálním postavením, kdy je trup přímo nad pánví. Tato vertikalizace vede k jedinečnému biomechanickému zatížení jednotlivých segmentů. Na vzniku bederní lordózy se mimo jiné podílí i postavení pánve. Po dokončení vývoje bederní lordózy je nám umožněna extenze v kyčelním a kolenním kloubu, což mělo za následek posun těžiště dorzálněji (Sarwark et al., 2019).

Lidé jsou jediní obratlovci schopní udržet vzpřímenou, zcela vertikální, bipedální polohu těla. Z proprioceptorů ve svalech, šlachách a kloubech jsou do centrálního nervového systému vysílány signály, které koordinují svalový tonus, pohyby a reflexy. Poškození jakéhokoli páteřního segmentu vede k instabilitě (Izzo et al., 2013).

2.1 Těžiště těla a síly na něj působící

Páteř člověka je po celou dobu vystavena určitým silám, kterými na sebe jednotlivé segmenty vzájemně působí. Jedná se o axiální kompresi, přední smykovou sílu a jenom pro člověka známou posteriorně směřující sílu, která působí na dorzálně nakloněné segmenty. Tato dorzální smyková síla snižuje rotační stabilitu segmentů, na které působí. Prokázalo se, že čím déle je oblast páteře posteriorně nakloněna a také v případě vyššího úhlu dorzálního sklonu, tím je konstrukce páteře méně stabilní, a jedinec má tak větší predispozici a vyšší riziko vzniku skoliózy (Castelein et al., 2020; Hefti, 2013).

Pro udržení vzpřímeného držení v prostoru prochází tělem provizorní sagitální gravitační linie, díky které jsou lidé schopni udržet těžiště těla. Vzájemné zatížení mezi obratli se směrem kranio-kaudálním zvětšuje. Proto, aby byla páteř schopna udržet dostatečnou stabilitu a zvládat udržet vzpřímené postavení v prostoru, je nutná spolupráce vyváženého svalového systému, který je koordinován pomocí CNS. Když na jednotlivé segmenty páteře, nebo na jejich vzájemné postavení vůči sobě budou nadále působit stejné tlakové síly, bez vyvážené podpory pohybového systému, bude docházet k deformitám. Toto asymetrické zatížení a vychýlení z vertikální osy obratlů je primární příčinou vzniku a progrese deformity páteře. Lidské tělo se bude snažit toto asymetrické držení těla vyrovnat, aby dosáhlo stabilního postoje (Hawes, O'Brien, 2006).

Správnou fyziologickou sagitální rovinu těla jsme schopni si ověřit pomocí olovnice spuštěné z místa centrálního těžiště na hlavě, hrudníku anebo horních končetinách, přičemž směrem kaudálním prochází spojnicí mezi hlavicemi femuru a opěrné báze nohou. Nejčastějším způsobem měření olovnicí je zezadu, spuštěním od obratle C7, kaudálně dále procházející středem os sacrum (Ames et al., 2012).

Při pohledu z boku se můžeme pomocí olovnice řídit vertikálou, která vede od processus mastoideus ossis temporale anteriorně před obratlem S2, dále procházející těsně za kyčelním kloubem a následně před kolenním kloubem a končící před kloubem hlezenním (Neumann, 2016).

Těžiště těla se promítá přibližně do středu opěrné báze, více vzadu, a někdy i se stranovou preferencí podle toho, kterou nohu jedinec více zatěžuje. Udržení průchodu těžiště středem a současně s ním i stability stoje je zajišťováno aktivací posturálních svalů, tj. svalů nohou, bérců, lýtek, stehen a osového orgánu. Postupně se zhoršující stabilitu zaznamenáme nejdřív jako zvýšenou činnost lýtkových a bércových svalů. Při následném zhoršení se zvýší činnost svalů stehenních a svalů trupu. Udržováním této vzpřímené a vyvážené pozice páteře během stoje a chůze naše tělo vyžaduje minimální svalovou energii. Místo centrálního těžiště závisí na rozložení hmoty, a tím na tvaru páteře, na rozložení tuku, svalů, střev i na postavení hlavy a paží (Vařeka, 2002).

2.2 Posturální stabilita lidského těla

Postura člověka – držení jednotlivých segmentů těla v prostoru – závisí na vzájemném postavení končetin a ostatních segmentů těla. Na to, aby byly jednotlivé segmenty a celkově držení těla na dvou DKK stabilní, musí být síly a její momenty působící na tělo v rovnováze. Vždy platí, že postavení kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu souvisí s postavením pánve a celého osového orgánu. Pro její dosažení se musí těžiště těla nacházet nad opěrnou bází. Ta je definována jako prostor skládající se z pravé a levé plosky nohy a prostorem mezi nimi (Iqbal, 2011).

Lidské tělo je stabilní v okamžiku, kdy je k narušení jeho stability potřeba vynaložit značné úsilí. Stabilita je kromě statické polohy neoddělitelnou součástí i při provádění určitého pohybu, např. chůze. Tím, že je u člověka těžiště uloženo vysoko a promítá se do základny malého rozměru, je udržení vzpřímeného stoje velmi obtížné. Proto se často přirovnává k modelu obráceného kyvadla. Jsme tehdy schopni říct, že faktory, které udržení stability ovlivňují, jsou velikost opěrné plochy, hmotnost a poloha

těžiště, charakter kontaktu těla s opornou plochou a postavení a vlastnosti hybných segmentů (Hasegawa et al., 2017).

Ve fyziologicky vzpřímené poloze mají křivky páteře v sagitální rovině (kyfóza a lordóza) tendenci jedince vyrovnávat a stabilizovat. Hlava, trup a pánev jsou vertikálně postaveny nad sebou, což je dáno segmentální pohyblivostí páteře, postavením pánve a kyčelních kloubů (Ames et al., 2012).

S udržováním adekvátní stability páteře, která vyžaduje minimální svalovou energií, se spojuje Panjabiho koncept neutrální zóny. Ta je úzce spjata s pohybem intervertebrálních kloubů a při minimálně kladeném odporu kostěných, vazivových a svalových struktur vykonává pohyb velmi malého rozsahu. Označuje nastavení dvou sousedních obratlů, kdy se vektorový součet sil působící na segment rovná nule (Kolář 2020). Studie potvrzují, že se jedná o parametr, který úzce koreluje s jinými parametry svědčícími o nestabilitě páteřního systému. Postižením páteřního systému či svalovou slabostí se neutrální zóna zvětšuje, čímž se zvyšuje riziko páteřní nestability, která způsobí zvýšené riziko budoucích patologií. Kromě toho může docházet i ke zmenšování neutrální zóny, způsobené tvorbou osteofytů, chirurgickou fixací či svalovým přetížením (Panjabi, 1992b).

Udržení vzpřímeného držení těla je vykonáváno třemi hlavními složkami: senzorickou, řídicí (CNS) a výkonnou (pohybový aparát). Systém vzpřímeného držení těla ve stoji spočívá na opěrné stabilizační funkci dolních končetin a stabilizační schopnosti páteře. Kloubům na dolních končetinách, jako jsou kloub kyčelní a kolenní, přispívá k jejich stabilizaci schopnost „uzamčení“, kdežto páteř tuto možnost nemá, a proto musí být její stabilita udržována dynamickým svalovým a ligamentózním aparátem. Jestliže dojde z jakýchkoli příčin k oslabení stabilizačního systému, zvýrazní se páteřní zakřivení a dochází k tzv. chabému držení těla (Véle, 1997; Véle, 1995; Vařeka, 2002).

2.2.1 Posturální stabilita jedinců s idiopatickou skoliózou

Na základě několika metaanalýz se prokázalo, že posturální kontrola a udržení její stability u jedinců s diagnostikovanou idiopatickou skoliózou se v porovnání se zdravými jedinci zhoršuje (Wiernicka et al. 2019).

Tři parametry, které se u skoliotiků v porovnání se zdravými jedinci ve výzkumu odlišovaly, jsou:

- body sway area, tzv. oblast ohraničená dráhou pohybu,
- ML-poloha a rozsahy pohybu těla,
- AP-poloha a rozsahy pohybu těla.

První charakteristickou změnou bylo zakřivení ve frontální rovině, která byla vypozorována i bez užití jakýchkoli přístrojů. Čím více se bude hodnota zakřivení páteře ve frontální rovině zvětšovat, tím více bude jedinec s idiopatickou skoliózou pohybově omezen. Společně s tím se snižuje i přizpůsobivost posturální kontroly v porovnání s jedincem z kontrolní skupiny. Tím, že se měření zúčastnili primárně skoliotici s hlavní dextrokonvexní křivkou, odpovídaly tomu i mediolaterální výkyvy, které převažovaly na pravou stranu.

Dalším prokázaným rozdílem byl posturální výkyv v sagitální rovině, tj. AP-poloha těla. Zjistilo se, že těžiště těla s idiopatickou skoliózou má prevalenci přesouvat se více dozadu, směrem posteriorním na paty.

Pro jedince se skoliózou je typická zhoršená rovnováha, jejímž důvodem je neschopnost udržet stabilní těžiště lidského těla. U pacientů můžeme pozorovat typické kývavé pohyby (body sway oscillations).

Skolióza může být příčinou, ale stejně tak i následkem narušené posturální stability. Každodenní vystavování naší páteře abnormálnímu posturálnímu vzorci vede k postupnému formování patologického zakřivení, čímž se zvyšuje riziko vzniku skoliózy. Klíčové faktory, které mohou jedinci se skoliózou ztěžovat udržování rovnováhy, jsou typ zakřivení páteře, somatotyp těla a také orientace jednotlivých segmentů těla v prostoru (Dufvenberg et al., 2018).

Kromě výše zmíněných faktorů, které mají značný vliv na posturální stabilitu jedince s idiopatickou skoliózou, se i hluboko uložené svaly kolem páteře, jako jsou m. transversus abdominis nebo mm. multifidi, výrazně podílejí na udržování rovnováhy těla v prostoru. Patologické změny svalů nebo i jejich nesprávné časové zapojování v okamžiku potřeby pro udržení těžiště těla v prostoru můžou vést ke změně posturální kontroly u idiopatické skoliózy. Důvody vzniku této svalové nerovnováhy jsou především svalová atrofie a změna struktury svalových vláken (Gür et al., 2017). Atrofie paravertebrálních svalů byla prokázána na základě zvýšené tukové infiltrace, kdy jsou svalová vlákna nahrazena tukovou a vazivovou tkání, což následně vede k rozvoji svalové

slabosti (Hamrick, McGee-Lawrence, Frechette, 2016). Dochází k redukci svalových vláken typu I (pomalá oxidativní vlákna) a k nárůstu počtu svalových vláken typu IIB (rychlých oxidativních vláken).

V důsledku sníženého počtu pomalých oxidativních vláken ve svalech zodpovědných za udržování správného tonu a postavení těla v prostoru budou mít jedinci se skoliózou problémy s dlouhodobým udržováním tonické kontrakce posturálního svalstva, a tudíž bude jejich rovnováha narušena a snížena (Gür et al., 2017).

2.3 Asymetrie páteře a její kompenzace

Asymetrické držení těla má za následek vyvedení páteře z rovnováhy**,** což vede ke zhoršení stability těla v prostoru. Rozlišujeme různé typy podle toho, v jaké rovině těla k nim došlo (Mak et al., 2021).

V případě, že je deformita viditelná z pohledu ze strany, je řeč o nestabilitě sagitální. Může se jednat o hyperkyfózu, hyperlordózu, oploštěnou lordózu anebo také o tzv. chin-on-chest syndrome. Při pohledu zezadu se detekují odchylky v rovině frontální, kdy může dojít k odhalení skoliotického zakřivení. Na jednotlivé spinální deformity naše tělo reaguje rozličnými kompenzačními mechanismy a snaží se asymetrie vyrovnat. Objevují se postupně, s narůstajícím množstvím nerovnováhy v páteři, dokud se všechny kompenzace nevyčerpají, poté už člověk již nebude schopen vzpřímeného držení těla a bipedálního stoje. Proto jsou velmi důležité propojenost a vzájemná spolupráce trupu a dolních končetin, které se na držení těla na dvou primárně podílejí (Le Huec et al., 2011).

2.3.1 Poruchy zakřivení v sagitální rovině

2.3.1.1 Chin-on-chest syndrome

Jedná se o zvýšenou cervikothorakální hyperkyfózu, také nazývanou dropped head syndrome, jejíž příčinou jsou oslabené extenzorové svaly krku. Zpočátku je deformita flexibilní, postupně se však v důsledku dlouho přetrvávající flexe krku a kalcifkujícímu ligamentu longitudinale anterius stává rigidní (Marcon et al., 2018).

2.3.1.2 Hyperkyfóza hrudní páteře

Podle Panjabiho se jedná o patologickou kyfózu v oblasti hrudní páteře s výraznou posteriorní konvexitou (tzv. kulatá záda). Deformita je kompenzována celkovým posunem těžiště lidského těla ventrálně nad těla obratlů. Zároveň tedy dochází ke zvětšení

momentu ohybu, který musí páteř absorbovat. Svalově nelze deformitu dostatečně a dlouho kompenzovat. Dorzální svalstvo v oblasti deformity není dostatečně silné a zapojení globálních zádových svalů by vyžadovalo enormní množství energie pro vyrovnání a udržení stability, tím by došlo k časnému unavení a vyčerpání (Rohlmann, Klöckner, Bergmann, 2001).

Zvýšenou kyfotizací páteře vznikají změny i na ostatních segmentech těla a na jejich postavení pro udržení stabilního těžiště těla. Značný je předsun hlavy a protrakce ramen. Méně patrné změny lze pozorovat na bederní lordóze, která má za následek pokles celkové výšky jedince. Anteriornímu posunu tělesné hmoty v důsledku hyperkyfózy čelí také distální segmenty těla, a to retroverzí pánve, flexí kolenních kloubů a dorzální flexí kloubů hlezenních (Bruno et al., 2012).

2.3.1.3 Hypolordóza bederní páteře

Častokrát je prvním výrazným příznakem sagitální nestability páteře snížená, resp. oploštělá bederní lordóza. Za použití olovnice dochází ke zjištění, že se při spuštění od obratle C7 posunula ve vertikále více směrem dozadu a již neprochází stanovenými body. K prvním kompenzačním mechanismům oploštělé bederní lordózy vede retroverze pánve. V případě, že se bude bederní lordóza nadále oplošťovat, bude nutné zařadit další kompenzaci, kterou je flexe v kolenních kloubech, aby gravitační linie dopadala do středu opěrné báze. V této chvíli je nevyhnutelné dostatečné zapojení svalů m. psoas a m. quadriceps, pro které je daná situace energeticky náročná. V oblasti hlezenních kloubů se zvýrazní pohyb do dorzální flexe (Le Huec et al., 2011; Totera et al., 2021).

2.4 Biomechanika a kineziologie idiopatické skoliózy

Pro skoliózy jsou charakteristické čtyři hlavní deformity, které ji postihují:

- posun obratle z vertikální, resp. sagitální roviny těla laterálně,
- rotace obratle kolem vertikální osy,
- náklon obratle do strany, resp. laterálně,
- patologické zakřivení páteře v sagitální rovině (Carlson, 2003).

Se vznikem idiopatické skoliózy souvisí i určité motorické a smyslové poruchy, které vedou k nestabilitě a k neschopnosti udržet rovnováhu. Pro udržení stabilního postavení v prostoru musí být zachována správná funkčnost nejvyšších úrovní CNS, které právě všechny tyto motorické a smyslové úkoly řídí (Herman et al., 1985).

V důsledku výše zmíněné senzorické nedostatečnosti se u jedinců se skoliózou mění působení tlakové síly (COP) vzhledem k těžišti těla (COM), z čehož pak vzniká trupová nestabilita. COP je místo působení vektoru reakční síly země, který působí v době setkání plosky nohy se zemí. Jedná se o dvoudimenzionální posturální parametr, který se v průběhu vzpřímeného držení těla a chůze mění a přizpůsobuje. Jeho výchylky dobře slouží u testování stability stoje, kdy jsme schopni přihlížet k intenzitě a správnému přenosu vzruchů z vyšších etáží mozku potřebných pro její udržení (Gao et al., 2019; Zhu et al., 2021).

Druhý parametr (COM) je, na rozdíl od COP, definován jako bod, který udává průměrnou hodnotu zatížení, kterou na danou plochu vytváří celková váha lidského těla. Trupová nestabilita se může také odvíjet od nesprávného držení hlavy, které postupně vede k narušení stability. Kromě nejproximálněji uloženého segmentu, který výrazně ovlivňuje udržení stabilního trupu v prostoru, jsou dalším zásadním faktorem také nejdistálnější segmenty, tedy plosky nohou. Na základě COP – tlaku vyvíjeného na podložku – lze získat užitečné informace ohledně postury těla. COP odpovídá okamžitému vektoru reakční síly země v okamžiku, kdy je ploska nohy v kontaktu s podložkou, a proto se při nacházení stability vzpřímeného postoje a chůze jeho poloha konstantně mění (Herman et al., 1985; Dalleau et al., 2011). Z biomechanického hlediska můžeme říct, že se lidská páteř stává více rotačně nestabilní[1] s převahou dorzálních třecích sil jak v oblasti hrudní, tak i bederní páteře a celkově s větší tendencí náklonu posteriorním směrem v sagitální rovině.

2.5 Páteř, pánev a dolní končetiny

Páteř, pánev a DKK jsou vzájemně funkčně propojeny a představují jeden společný celek. Sagitální stabilita páteře závisí na tvaru, pozici, formě a také funkci páteře a pánve (Roussouly, Pinheiro-Franco, 2011; Márkus et al., 2018). Adekvátní a vyvážené postavení mezi těmito strukturami těla dodává lidem schopnost udržovat tělo ve vertikálním postavení a vykonávat energeticky šetrnou bipedální lokomoci se správným zakřivením bederní lordózy, postavením pánve a dostatečným rozsahem extenze v kyčelním kloubu. V důsledku vzájemného propojení těchto segmentů může v případě sagitální nestability páteře může dojít i ke změně postavení distálních segmentů těla.

[1] Rotační nestabilita: moment, kdy jeden segment páteře vůči segmentům okolním nadměrně rotuje

Nejčastějšími kompenzacemi bývají retroverze pánve, flexe v kolenou a dorzální flexe nohou. Prioritním kompenzačním mechanismem bývá změna postavení pánve (Pierannunzii, 2017).

2.6 Vztah páteř–pánev

Páteř a pánev jsou spojeny přes sakroiliakální kloub a vzájemně se značně ovlivňují.

V případě jakéhokoli patologického postavení pánve se určité asymetrie budou promítat jak směrem kraniálním, na páteři, tak i směrem kaudálním, tj. na postavení kyčelních kloubů a celých DKK. Dlouhodobá kompenzace osového vybočení páteře pánví může však později vést k deformitám kyčelních kloubů i páteře (Bortz et al., 2022).

Změny v postavení pánve definujeme prostřednictvím tří základních úhlů: PI[2], PT[3] a SS[4]: Tyto tři hlavní pánevní parametry jsou vzájemně propojeny a vztah mezi nimi jsme schopni vyjádřit vzorcem PI = PT + SS.

PI je parametr, díky kterému lze popsat, jak velké je zakřivení bederní páteře a zároveň také nakolik je pánev nakloněna dopředu (anterior PT). Zvýšením hodnoty, kdy se také zvětší vzdálenosti os sacrum od středu hlavice femuru, se zvýrazní bederní lordóza společně s vertikalizací promontoria kosti křížové. V tomto případě bude mít jedinec zvýšenou pánevní pohyblivost, kontrastně však omezenou pohyblivost v kyčelním kloubu. V opačném případě, kdy bude hodnota PI menší, nalezneme u jedince převažující kyfózu a náklon os sacrum nebude tak výrazný. V porovnání s předcházející situací bude mít jedinec v tomto případě větší rozsah pohybu v kyčelním kloubu (Heckmann et al., 2020).

SS je nejužívanějším měřítkem dynamických změn. Čím více bude kost křížová nakloněna, tím více se zvýrazní bederní lordóza, zatímco u horizontálně postavené bude SS úhel menší a bederní páteř se bude oplošťovat. Změna náklonnosti křížové kosti během sedání si z pozice ze stoje se pohybuje kolem 20°. Hodnoty pohybující se kolem 10° a méně indikují ztuhlost, naopak hodnoty 30° a více značí pro hypermobilitu (Heckmann et al., 2020).

[2] PI (pelvic incidence) je úhel mezi kolmicí k horní ploše os sacrum, procházející jejím středem a linií spojující střed hlavice femuru s místem odstupu kolmice (Roussouly, Pinheiro-Franco, 2011).
[3] PT (pelvic tilt) představuje úhel mezi vertikálou a linií spojující střed obratle S1 se středem hlavice femuru (Sakti et al., 2022).
[4] SS (sacral slope) je úhel mezi horizontálou a linií rovnoběžnou s horní koncovou plochou os sacrum (Sakti et al., 2022).

PT opisuje rotaci pánve kolem hlavice femuru. Při kompenzaci určitého asymetrického postavení páteře v sagitální ose těla dochází ke zvětšování, anebo zmenšování velikosti úhlu PT. V případě rotace pánve dozadu, při tzv. retroverzi, se velikost úhlu PT zvětšuje, naopak při rotaci dopředu, tzv. anteverzi, se bude zmenšovat. Změny PT predisponují současně i k určitým patologiím páteře a kyčelních kloubů, jako např. dysplazie kyčelního kloubu či FIS (Roussouly, Pinheiro-Franco, 2011).

2.6.1 Páteř a anteverze pánve

V poloze anteverzní se pánev klopí ventrálním směrem, což je způsobeno zkrácenou flexorovou skupinou svalů kyčelního kloubu a zároveň zvýšenou kontrakcí extenzorů zad. Lordotické zakřivení bederní páteře se zvýrazňuje a dochází k hyperlordóze. Negativním následkem je zvýšení kontaktního tlaku mezi zadními plochami sousedících obratlů a současně nárůst přední smykové síly, kdy je bederní páteř vystavena riziku spondylolistézy. Ventrální postavení pánve může mít zároveň vliv i na tělesné segmenty uložené více kaudálně, konkrétně na kolena, která budou mít větší predispozici k rekurvaci (Hawes, O'Brien, 2006; Lazennec, Brusson, Rousseau, 2011).

2.6.2 Páteř a retroverze pánve

Při retroverzi pánve dochází k jejímu klopení směrem dozadu, tubery ossis ischii se posouvají ventrálním směrem a lordóza se oplošťuje. Asymetrické držení je dáno zkrácenými extenzory kyčelního kloubu a břišních svalů (Hawes, O'Brien, 2006; Lazennec, Brusson, Rousseau, 2011).

2.7 Vztah pánev – kyčelní klouby

Kyčelní kloub spojuje pánev a DKK a má za úkol nést trup a udržovat jeho rovnováhu, zároveň umožňuje také pohyb DKK vůči pánvi. Jakákoli odchylka, asymetrie či porucha funkčnosti tohoto kloubu má vliv na stoj a bipedální chůzi.

Vzpřímené držení těla se u jakékoli insuficience naruší a člověk je vyosen z fyziologického postavení těla. Pro ověření, jestli se osa dolní končetiny nachází ve fyziologickém postavení a nemá posturální odchylky, je možné využít olovnici. Spuštěná olovnice se začátkem ve středu hlavice femuru by měla správně procházet středem kolenního kloubu a končit ve středu kloubu hlezenního, s osou vertikály svírat úhel 3°. Je důležité myslet na to, že fyziologická osa celé DKK je závislá na celkovém držení trupu,

resp. na posturální aktivitě. Celkové postavení segmentů dolní končetiny je závislé také na tvaru hlavice femuru a jamky acetabula. Podle toho, jak se během ontogenetického vývoje bude hlavice femuru tvarovat, se pak vyformují acetabulární jamka a její hloubka (Nielsen, Goldstein, 2018).

V případě dysplastické kyčle, kdy není hlavice plně pokryta a je vystavena vyššímu riziku subluxace, bude mít spíš tvar eliptický, krček femuru bude zkrácen a CD-úhel (úhel, který svírá krček femuru a osa diafýzy) bude větší, tj. DKK budou mít valgózní postavení.

Hlavice pokrytá jamkou z více než 50 % bude mít tvar sférický, delší krček femuru a CD-úhel bude menší, tj. postavení DKK bude varózní (Steppacher et al., 2008).

S mírou pokrytí hlavice femuru acetabulem souvisí i změna náklonu pánve. Zvýšená bederní lordóza korelovala se sníženým krytím hlavice femuru jamkou. Na základě tohoto zjištění se následně prokázalo, že čím dominantnější bude lordóza v bederní páteři, tím více bude acetabulum natočeno do anteverze (Nielsen, Goldstein, 2018; Buckland et al., 2014).

2.8 Vztah skolióza – pánev – kyčelní klouby

Jednou ze základních biomechanických změn u skolióz je rotace pánve v transverzální rovině. U nejčastějších typů skolióz, kdy je primární křivka v oblasti hrudní páteře dextrokonvexní a sekundární křivka v oblasti bederní páteře sinistrokonvexní, bude pánev rotovat stejným směrem jako hrudní obratle, tj. ve směru hodinových ručiček v rovině transverzální, zatímco bederní obratle rotují na stranu opačnou. Rotací pánve vpravo se bude měnit i postavení SIAS, které bude více laterálně, a SI kloubu, ten bude posunut víc mediálně (Gum et al., 2007). Proto je prokázáno, že konvexní a konkávní kosti pánevní nejsou u pacientů s idiopatickou skoliózou vždy symetrické a svědčí to o určitých pánevních abnormalitách (Qiu et al., 2012; Stylianides et al., 2013).

V případě kyčelního kloubu u idiopatické skoliózy lze říct, že u nich často dochází k nadměrnému krytí hlavice femuru acetabulem. Tím se zvyšuje riziko vzniku FIS a následné osteoartritidy (Nielsen, Goldstein, 2018).

S idiopatickou skoliózou souvisí i větší CD-úhel. O kolik se tento úhel zvětší, závisí na typu a směru zakřivení páteře. Se skoliózou se ve frontální rovině posouvá těžiště těla na stranu konvexity hlavní křivky. Na kyčelní kloub je posunem vyvíjeno větší mechanické zatížení, což se postupně může projevovat bolestivostí (Iyer et al., 2018).

2.8.1 Asymetrie pohybů kyčelního kloubu ve třech rovinách těla u jedinců s rozličnými typy skoliotického zakřivení páteře

Jakékoli asymetrie, které na lidském těle nastanou, se dále řetězí a projevují i na vzdálených segmentech těla, a to v důsledku jejich vzájemné propojenosti. Konkrétně se v naší práci zabýváme páteří, pánví a dolními končetinami, kdy jakákoli odchylka v jednom z těchto segmentů u jedince s idiopatickou skoliózou bude mít vliv na postavení ostatních segmentů s ním propojených.

Výzkum podstoupilo 108 účastníků ženského pohlaví v adolescentním věku, kterým byla v minulosti diagnostikována idiopatická skolióza. Jedinci byli rozděleni do tří skupin podle typu skoliotické křivky. Skupina 1 měla hlavní křivku pravostrannou Th, skupina 2 hlavní křivku levostrannou L a skupina 3 měla dvě křivky, pravostrannou Th a levostrannou L. Cílem studie bylo zjistit:

- změny v ROM kyčelních kloubů podle typu skoliotické křivky páteře,
- rozdíly ROM pravého a levého kyčelního kloubu mezi všemi účastníky,
- rozdíly v ROM kyčelních kloubů vykonané aktivně a pasivně mezi všemi účastníky.

Výsledná měření prokázala, že rozdíly v jednotlivých rozsazích pohybů kyčelních kloubů mezi skupinami skoliotických jedinců s rozličnými typy zakřivení páteře byly minimální, i když určité rozdíly se potvrdily. Hodnoty naměřené během pohybu ve frontální rovině, do abdukce, se mezi skupinami nejvíce odlišovaly. Konkrétně u jedinců s hlavní levostrannou L-křivkou byla výsledná hodnota ROM do ABD nižší v porovnání se skupinami 1 a 3. Předpokladem je, že tím, že je bederní páteř přímo ve spojení s pánevním pletencem, budou DKK při jejím patologickém zakřivení více postiženy v porovnání s páteří hrudní. ABD může být snížena i v důsledku menšího CD-úhlu femuru, který má u zdravých jedinců 125°. Menší CD-úhel způsobuje varóznější postavení DKK a limituje pohyb v kyčelních kloubech.

Rozdíl mezi pravou a levou kyčlí byl naměřen během pohybu do extenze v sagitální rovině, kdy levostranná končetina měla vyšší ROM v porovnání s pravou. Co se týká rozdílů při výkonu pohybů aktivně a pasivně, byly největší rozdíly zaznamenány při pohybu do ABD (Karatel, Yagci, Yakut, 2021).

2.9 Vztah skolióza – kolenní klouby

Kolenní kloub disponuje jak statickými, tak i dynamickými stabilizátory, jež mu umožňují vykonávat pohyb ve dvou rovinách těla: v sagitální rovině flexi a extenzi, v rovině transverzální vnitřní a vnější rotaci. Z funkčního hlediska však tyto pohyby málokdy probíhají nezávisle na pohybu v jiných kloubech dolních končetin (Murata et al., 2003).

Nastane-li změna v postavení segmentů páteře, odráží se to současně i v odlišném postavení jednotlivých kloubů dolních končetin. V případě kolenního kloubu se často setkáváme s flekční kontrakturou, která narušuje fyziologický pohyb dolních končetin, čímž zvyšuje riziko vzniku třídimenzionálních deformit páteře a může vést k její nestabilitě. Tyto asymetrie vedou postupně ke vzniku tzv. knee-spine syndromu.

V důsledku neustálého flekčního postavení kolenní kloub pro udržení svojí stability vyžaduje zvýšenou sílu m. quadriceps femoris. Odrazem kontraktury jsou i projevy v proximálněji uložených segmentech v dolní oblasti zad, kde dochází k oploštění bederní lordózy, následkem čehož se postupně projevují bolesti zad, rotační deformity a skolióza. Provádělo se měření, kdy se zkoumalo, jak se bude měnit těžiště lidského těla v případě unilaterální flekční kontraktury kolenního kloubu. Výsledkem bylo, že se těžiště lidského těla laterálně vychylovalo více na stranu s flekční kontrakturou kolenního kloubu (Harato et al., 2008).

Další běžně uváděné deformity kolenního kloubu jsou vbočená a vybočená kolena, tzv. genua valga et vara. U zdravého jedince prochází nosná linie středem kolenního kloubu, podle které se určují patologické odchylky a anomálie. U vbočeného kolene je nosná linie posunuta směrem laterálně, v místě, kde budou kompresní síly zvýšeny. Genu valgum se ve věku od dvou do čtyř let považuje za fyziologické, avšak když se již v osmém roce života naměří intermaleolární vzdálenost větší než 8 cm, považuje se tento typ postavení kolen za patologický.

V opačném případě u vybočeného kolene bude komprese zvýšena v oblasti mediálních kompartmentů kolene. Nosná linie bude posunuta směrem mediálním (Samaei et al., 2012; Nelson, Patel, 2022).

V předcházejících podkapitolách jsme poukazovali na vzájemné propojení mezi páteří a distálně uloženými segmenty těla, které se vzájemně po celou dobu ovlivňují, a kdy při asymetrii už jenom jednoho z nich se aktivují kompenzační mechanismy ostatních segmentů pro udržení stability (Murata et al., 2003).

Bude-li mít páteř hyperkyfotické postavení v hrudní oblasti, bude se to konkrétně u kolenních kloubů projevovat zvýšeným flekčním postavením jako současná odpověď na retroverzi pánve. Bederní lordóza spojená s posunem sagitální linie ventrálně bude méně prominentní (Yanagisawa et al., 2015).

V opačném případě, kdy se bude pánev klopit dopředu a nabude anteverzní postavení s prominentní hyperlordózou v bederní oblasti páteře, budou kyčelní klouby rotovat do vnitřní rotace a kolena se budou snažit tuto dysbalanci korigovat hyperextenčním a valgózním postavením. U valgózního postavení dochází ke kompenzaci změnou úhlu kosti stehenní vůči kosti holenní. Kost stehenní provádí addukci, kost holenní abdukci (Rivière et al., 2017; Nguyen, Shultz, 2009).

2.10 Vztah skolióza–noha

Etiologie adolescentní idiopatické skoliózy je dodnes neznámá, ale dokážeme říct, že její rozvoj a progrese jsou doprovázeny různými změnami v těle, například hormonálními, neuromuskulárními, biomechanickými či také genetickými. Také změna chůze má velký vliv na rozvoj skoliotického zakřivení, kdy je naše tělo vystaveno abnormálnímu zatížení v důsledku neadekvátního postavení jednotlivých segmentů páteře a nohy navzájem. Následně musí lidské tělo na úkor udržení rovnováhy v prostoru a vzpřímeného držení vynaložit mnohem více energie, což se pak zároveň odráží i ve snížené pohyblivosti pánve a kyčelních kloubů, v asymetrickém krokovém cyklu a v neadekvátním působení COP mezi ploskou a podložkou. Noha je součástí kinetického řetězce, který prostřednictvím pánve propojuje dolní končetinu a páteř. Noha se účastní podpory držení těla v klidovém stoji a rozložení plantární zátěže během chůze (Guan et al., 2019).

Část nohy, která plní nejdůležitější funkci v udržování rovnováhy těla a v podpoře tělesné hmotnosti, je podélná klenba (arcus pedis longitudinalis). Arcus pedis longitudinalis (pars medialis) konkávně tvaruje nárt na mediální straně nohy. Toto

charakteristické tvarování a postavení slouží jako primární nosná a tlumicí struktura chodidla. Během relativně nízké zátěže a ve stojící fázi vytváří podélná klenba pro nohu nejvyšší mechanickou podporu. Zároveň, i když jsou na nohu vyvíjeny velké a rychle se tvořící síly, jako např. v chůzi anebo při běhu by bez fyziologicky tvarované klenby tyto síly s nejvyšší pravděpodobností překročily fyziologickou nosnost kostí a kloubů. U jedinců se skoliózou lze často pozorovat změnu architektury podélné klenby, což se pak odráží v abnormálním postavení nohy a svalové nestabilitě s neschopností udržet stabilitu těla v klidu i během pohybu.

Prováděl se výzkum (Zhu et al., 2021), kde se porovnávalo postavení nohou u jedinců se skoliotickou křivkou lehkou, středně těžkou a těžkou.

Pacienti byli rozděleni do tří skupin podle velikosti úhlu zakřivení:

- lehká skolióza: Cobbův úhel < 20°,
- středně těžká: 20°< Cobbův úhel < 40°,
- těžká: Cobbův úhel > 40°.

Výsledky prokázaly, že se u mnoha jedinců se středně těžkou a těžkou skoliózou objevuje pokles podélné klenby nohy. Pacienti s křivkou páteře podle Cobbova úhlu nad 40° měli navíc i větší pronaci nohou (Zhu et al., 2021).

Idiopatická skolióza se často odvíjí i od nesprávného postavení nohou. Citovaný článek se zabýval problematikou zatížení různých částí plosek nohy. Konkrétně se zabýval dvěma typy deformit, a to u nohy s vysokou podélnou klenbou nožní (pes cavus) a nohy ploché (pes planus). Měření se provádělo ve stoji v bipedálním postavení po dobu 60 sekund. Opěrné plochy nohou byly zaznamenány na plantární tlakové desce a přeneseny do počítačového programu, kde se ploska nohy rozdělila na tři základní části: přednoží, středonoží a zánoží. Následně se zkoumalo jejich zatížení během stoje.

U pes cavus je typicky zvýšená mediální podélná klenba, která snižuje kontaktní plochu mezi ploskou nohy a podložkou, a zároveň se centrum tlaku během chůze posouvá laterálně, na zevní hranu. U testovaných jedinců byla zaznamenána snížená kontaktní plocha v oblasti středonoží a na laterální hraně zánoží, zatímco v oblasti paty a laterální hrany přednoží byl tlak zvýšený. Zvednutím mediální podélné klenby se úhel mezi kostmi metatarzů a podložkou zvětšil, následkem čehož můžou být bolesti v oblasti hlaviček metatarzů. Dané asymetrické zatížení může způsobovat větší obtíže v udržení tělesné rovnováhy.

U opačné deformity, pes planus, byl největší tlak vyvíjen v oblasti středonoží, pod palcem a mediálně i laterálně v oblasti zánoží. Tlak v této oblasti zintenzivní a zhorší napínací síly na plantární fascii, čímž je noha vystavena vyššímu riziku přetížení v oblasti paty. U jedinců se skoliózou se s tímto typem abnormálního postavení nohy setkáváme často v důsledků zvýšené laxicity vaziva (Barsotti, 2021).

Na správném vzájemném postavení kostí nohou se podílí i postavení kolenního kloubu. U hyperextenčního postavení kolene dochází k poklesu os naviculare, což se projevuje současnou everzí calcaneu, addukcí talu, abdukcí přednoží a celkovou pronací nohy. Pozorovaný vztah mezi hyperextenzí kolene a poklesem navikulární kosti způsobuje pokles torze tibie (Nguyen, Shultz, 2009).

2.10.1 Rozdíl v zatížení pravé a levé plosky nohy

Jednou z příčin, které můžou významně přispět ke vzniku patologické křivky páteře, je porucha senzomotorické inervace plosek nohou. Klenby nohy slouží k udržování správné vyváženosti tonu jednotlivých svalů DKK, díky čemu je člověk schopen udržovat rovnováhu těla jak ve statice, tak v dynamice. Rozložení tělesné hmotnosti přes plosky nohou jsme schopni snímat a analyzovat při postavení se na podoskop (Zhu et al., 2021).

V roce 2020 se v rámci výzkumu porovnávalo postavení a zatížení nohou mezi skupinou kontrolní a jedinci s idiopatickou skoliózou, kteří byli navíc rozděleni do menších skupin podle závažnosti křivky (lehká, středně těžká, těžká). U jedinců se středně těžkou a těžkou skoliózou byl zjištěn větší pokles podélné klenby nohy se současnou větší pronací. Mezi kontrolní skupinou a skupinou jedinců s lehkou skoliózou nebyly nalezeny žádné výrazné rozdíly (Nikityuk, Vissarionov, 2021).

Další studie (Cațan et al., 2020) se zúčastnilo 36 adolescentních dívek, kterým byla diagnostikována skolióza se dvěma křivkami, Th dextrokonvexní a L sinistrokonvexní, přičemž bederní byla hlavní křivkou. Zatížení plosky obou nohou se porovnávalo s 32 zdravými jedinci. Účastnice musely stát ve vzpřímeném postavení, bez bot na podoskopu, dívat se po dobu 20 sekund před sebe, nemluvit a nehýbat se. Podoskop snímal zatížení pod patou a pod 1. a 5. MTT. Výsledné hodnoty měření prokázaly značné rozdíly v zatížení pravé a levé nohy ve skupině se skoliotickým zakřivením, jak pod 1. a 5 MTT, tak i pod patou. Ve skupině zdravých jedinců se výsledky od sebe výrazně neodlišovaly. Mezi skoliotiky bylo celkové zatížení planty větší na levé noze v porovnání s pravou.

Současně i tlaková síla vyvíjená pod patou levé nohy byla vyšší než pod patou pravou. Zatížení pod 1. a 5. MTT bylo však naopak na pravé noze větší v porovnání s levou. Co se týká zatížení pod 1. a 5. MTT, ve srovnání s kontrolní, resp. zdravou skupinou byla tlaková síla pod 1. MTT menší než pod 5. MTT, kde se hodnoty pohybovaly ve vyšších hodnotách.

2.11 Nestejná délka končetin a její vliv na skoliózu

Nestejná délka dolních končetin se definuje jako určitý anatomický rozdíl mezi její délkou. V celkové populaci postihuje přibližně 3–15 % osob, přičemž rozdíl délky se pohybuje kolem 1cm a u 95 % případů je příčina neznámá, idiopatická (Raczkowski, Daniszewska, Zolynski, 2010).

Různá délka končetin způsobuje mnoho patologických stavů, které především snižují kvalitu života. Mezi nejčastější, které tato asymetrie způsobuje, řadíme zešikmení pánve v rovině frontální, vadné držení těla, výchylky během chůze, výhřez disku, gonartrózu, koxartrózu… (Khamis, Carmeli, 2017; Pinto, 2019).

Dělí se na dva typy, strukturální a funkční. Strukturální je dána anatomicky, rozdílnou délkou naměřenou mezi proximálním okrajem hlavice femuru a distálním okrajem tibie. U tohoto typu se může jednat buď o změny vznikající na základě určité vývojové abnormality, anebo o změny získané, jako jsou trauma, fraktury apod. U funkčních typů změny délky je nejčastější příčinou určitá mechanická změna dolních končetin (svalová slabost, kontraktury apod.). Rozdílná délka DKK může být příčinou vzniku bederních, kyčelních, kolenních a hlezenních bolestí, s možností rizika vzniku skoliózy (Buyukaslan et al., 2022).

Strukturální i funkční změny délky končetin úzce souvisí se šikmým postavením pánve (pelvic obliquity). Následkem změny strukturální je PO ve frontální rovině, což progreduje ke vzniku skoliózy v oblasti bederní páteře, s dominancí konvexity nad kratší dolní končetinu. Na změny funkční má kromě idiopatické skoliózy též vliv rotace trupu a pánve (Sekiya et al., 2018; Sakai et al., 2022).

Třídimenzionální zakřivení páteře u skolióz mělo větší vliv na funkční nesoulad v délce končetin, zatímco strukturálně je zanedbatelný. Funkční asymetrie vede k zakřivení v lumbální oblasti páteře a k PO v rovině frontální zároveň. Na zakřivení v Th-oblasti nemá nestejná délka končetin téměř žádný vliv (Sakai et al., 2022).

2.12 Chůze u idiopatické skoliózy

Bipedální chůze je každodenně využívaným dynamickým pohybem člověka. První hnací pohyb pro iniciaci chůze vykonávají dolní končetiny, které však pro dostatečné udržení rovnováhy celého těla vyžadují i spolupráci trupu, jehož interakce s pohyby končetin zaručuje účinnou lokomoci. Kromě vzájemné spolupráce musí dojít také ke správné aktivaci svalů trupu a dolních končetin. Aktivace zajistí správnou mobilitu jednotlivých segmentů a udržení stability trupu během každého kroku. Nejdůležitější roli pro udržení rovnováhy těla v průběhu chůze hraje koordinace pohybu trupu a pánve. Na základě kontrarotace trupu a pánve se minimalizuje moment hybnosti trupu [5] Zmíněné udržení trupové rovnováhy, mobility páteře a efektivní bipedální lokomoce může být ovlivněno určitou patologií páteře, např. idiopatickou skoliózou. Tím, že dochází ke změně těžiště těla, je stabilita u skoliotiků během chůze narušena, a dochází tak k asymetrickému pohybu trupu ze strany na stranu. Rovněž mají v důsledku asymetrické rotace trupu v transverzální rovině, sníženého rozsahu pohybu a narušeného somatosenzorického systému potíže s vyvážením dynamické rovnováhy (Park et al. 2016).

V rámci testování se zkoumal vliv zakřivení páteře na bipedálni chůzi u skoliotických jedinců, u kterých se výsledné hodnoty porovnávaly s výsledky naměřenými u skupiny zdravých jedinců. Rozdíly v latero-laterálním pohybu těla nebyly mezi skupinami výrazné. U skoliotiků se objevily změny v délce kroků. Došlo k patrnému zkrácení.

Pohyby pánve byly ve frontální rovině výrazně snížené, společně s pohyby kyčelního kloubu ve frontální a současně v transverzální rovině. V případě kolenního kloubu se flexe redukovala u všech skoliotiků. Úhlová rychlost hlezenních kloubů a kolen v porovnání se skupinou zdravých jedinců měla nižší hodnoty. Kromě pohybů jednotlivých segmentů v různých rovinách těla se zjišťovala i aktivita svalů, konkrétně m. quadratus lumborum, m. erector spinae, m. gluteus medius a m. semitendinosus, která byla, na rozdíl od zdravých jedinců, výrazně bilaterálně zvýšená v průběhu každého kroku (Mahaudens et al., 2009). Zvýšená a prodloužená aktivita těchto svalů je výsledkem kompenzačního mechanismu pro udržení jak stability páteře, tak i vyváženost pánevního postavení (Mahaudens, Thonnard, Detrembleur, 2005).

[5] Moment hybnosti: popisuje dynamický rotační pohyb tělesa, vzhledem k transverzální ose je nulový.

Další změny v chůzi se projevují v rychlosti jejího provedení. Zpomalená rychlost chůze je odrazem výrazně zkrácené délky kroku, jejíž příčinou je asymetrické postavení pánve u skoliotických křivek. Dalšími důvody zpomalené chůze můžou být i snížená stabilita, zvýšené energetické nároky na výkon určitého pohybu a také snížená efektivita krokového cyklu (Haber, Sacco, 2015).

V dalším výzkumu se zabývali kinematikou trupu během chůze u dvou základních typů skoliotického zakřivení, hrudní dextrokonvexní (sk. 1) a lumbální sinistrokonvexní (sk. 2). Měření se prováděla ve všech třech rovinách těla. Ve frontální rovině se ve skupině 1 trupová výchylka z osy neobjevila, na rozdíl od skup. 2, kde trup inklinoval více na stranu konvexity. Tím, že je bederní páteř flexibilnější v porovnání s hrudní páteří, se zvyšuje možnost jakékoliv asymetrie. Asymetrie v rovině frontální bude kompenzována zvýšením lumbální křivky. Rotace trupu se v skupině 2 ani ve stoji, ani během chůze neměnila, trup si zachoval svoji neutrální pozici. Opačný případ nastal ve skupině 1, kde rotace trupu směřovala konkávně, a to jak ve stoji, tak i v chůzi. V postavení trupu v rovině sagitální nebyly ani v jedné ze skupin změny výrazné, pouze během chůze byl u skoliotiků držen trup v mírném předklonu (Nishida et al., 2017).

2.12.1 Porovnání momentu abdukce kyčelního a kolenního kloubu (hip and knee abductor moment) u zdravých a skoliotických jedinců

Jak jsme si již na základě vícero studií potvrdili, k riziku vzniku a k progresi idiopatické skoliózy mohou vést různé kinematické změny na páteři a DKK, objevující se během chůze. Právě proto se výzkum z roku 2021 zabýval porovnáváním konkrétně kyčelního a kolenního abdukčního momentu (hip[6] and knee abductor moment[7]) u jedinců zdravých a s idiopatickou skoliózou v chůzi, kdy cílem bylo lépe analyzovat příčinu vzniku skoliózy.

Testování se zúčastnilo 44 chlapců ze střední školy. Polovině z nich diagnostikovali pravostrannou bederní skoliózu. Všichni měli dominantní pravou DK.

Rozdíly v hip abduction momentu mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou ve skupině zdravých jedinců nebyly výrazné.

[6] Hip abductor moment arm: linie začínající ve středu hlavice femuru, která svírá s linií působení abduktorů 90°.
[7] Knee abductor moment arm: dán nižší silou hýžďového svalu a větším působením vertikálních a laterálních sil reakčních sil při doskoku.

Ve skupině skoliotiků se hip abduction moment lišil podle konvexity křivky páteře. Na straně konkavity, resp. na straně s nedominantní dolní končetinou se abdukční moment výrazně zvýšil v porovnání se stranou konvexní. Vzniklé změny mají souvislost se zvýšenou svalovou aktivitou paraspinálních svalů na straně konvexity současně s hyperaktivitou m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae na straně konkavity. Proto dané změny abdukčního momentu nastávají.

V případě knee abduction momentu nebyly ani ve skupině zdravých jedinců, ani ve skupině s idiopatickou skoliózou naměřeny výrazné rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Jediný rozdíl identifikovaly ve srovnání mezi skupinami navzájem, kdy byl knee abduction moment výrazně vyšší ve skupině lidí se skoliózou jak na pravé, tak na levé dolní končetině. Tyto málo výrazné rozdíly mezi končetinami se připisují kompenzačním mechanismům na pánvi, které zmírňují dopad vzniklé asymetrie páteře na kolenní klouby. Na základě výsledných měření předpokládají, že u lidí trpících idiopatickou skoliózou může být pohyb kyčelních a kolenních kloubů během chůze ve frontální rovině negativně ovlivněn (Hatem et al., 2021).

3 HYPOTÉZA

Organismus člověka má za úkol každý den odolávat působení vnějších sil s cílem udržovat lidské tělo ve vzpřímeném, zcela vertikálním postavení, které výrazně ovlivňuje tělo jak ve statice, tak i v lokomoci. Držení těla v sagitální ose není dáno jenom zakřivením páteře a jejím postavením vůči pánvi. Výrazně je ovlivňováno pozicí, tvarem a také funkcí vzdálenějších segmentů těla. Konkrétně se práce zabývá pánví, kyčelními, kolenními, hlezenními klouby a ploskami nohou. S páteří tvoří navzájem jeden velký, společný funkční celek. Proto se odchylky v jakékoli rovině těla projeví určitou asymetrií i na pánvi a DKK.

Pro dosažení adekvátního a zároveň stabilního držení těla během stoje i bipedální lokomoce se musí jednotlivé síly a její momenty působící na tělo dostat do rovnováhy.

Klíčové je v tomto případě centrované postavení jednotlivých segmentů.

Bakalářská práce se zabývá vztahem idiopatické skoliózy k postavení pánve, DKK a plosek nohou. Idiopatická skolióza představuje třídimenzionální deformitu páteře, která svědčí o určité patologii. Zakřivení může nabývat různých směrů, forem i velikostí, v souvislosti s tím následně progreduje a vede k narušení celkového fyziologického držení těla jedince. Aby během každodenních aktivit byl člověk schopen tuto vzniklou asymetrii udržovat, musí být zapojeny kompenzační mechanismy.

Analýzou studií byl zjištěn průběh kompenzace zapojení jednotlivých segmentů, které jsou propojeny s páteří (v našem případě konkrétně od pánve směrem distálně), jako reakce na změnu zakřivení páteře. Ve většině případů se jako nejčastější kompenzační mechanismus uvádí změněné postavení pánve.

Na základě prozkoumaných výzkumů byla praktická část práce zaměřena na konkrétní, předem stanovené asymetrie, které jsou u skoliotických zakřivení páteře výrazné a odlišují se jimi od zdravých jedinců. Výsledky vyšetřených pacientů byly následně porovnány s výsledky ze studií a zjišťovalo se, zda se naše a jejich parametry vzájemně shodují.

4 CÍL

Hlavním cílem práce bylo zjistit, jak se budou konkrétní segmenty těla, a to páteř, pánev a DKK, u pacientů s idiopatickou skoliózou vzájemně ovlivňovat ve vertikálním postavení těla. V závěru práce byly naměřené parametry a výsledné hodnoty porovnány mezi pacienty navzájem a následně s výsledky, které byly prokázány jinými studiemi.

Práce se zaměřila na dvě základní výzkumné otázky:

1. Jaké bude zatížení plosek nohou při testování na podoskopu (physiosensing) během statické, posturální a dynamické analýzy?
2. Jaká kompenzace nastane v jednotlivých segmentech těla pro udržení posturální stability v prostoru u jedinců s idiopatickou skoliózou při pohledu zezadu, zepředu a z boku?

U idiopatických skolióz se můžeme setkat se zvýšenou kloubní pohyblivostí a zvýšenou volností vaziva, na základě čehož bylo předpokládáno, že můžou mít vyšší riziko poklesu podélné klenby nohy (pars medialis). V návaznosti na to bude docházet k valgozitě hlezenního kloubu. Současně se předpokládá, že těžiště těla u idiopatických skolióz bude mít tendenci se přesouvat směrem dozadu, na paty, čemuž by mohla odpovídat větší tlaková síla v její oblasti naměřená na podoskopu.

Předpokládaný závěr druhé výzkumné otázky je, že bude muset u pacientů docházet k dostatečným kompenzačním mechanismům v okolních segmentech pro vyrovnání stability těla v prostoru, která byla idiopatickou skoliózou narušena. Tím, že je těžiště posunuto více na paty, se předpokládá, že se pánev bude snažit vzniklou asymetrii srovnat v AP-směru anteverzí, tj. přenosem těžiště zpátky dopředu. Dále se předpokládá, že se pacienti v důsledku již zmíněné větší volnosti vaziva budou snažit tuto volnost zafixovat přes určité uzamčení v kloubech, např. více hyperextendovat kolena, více napínat paravertebrální svaly apod.

5 METODIKA PRÁCE

Vyšetření a měření se zúčastnilo šest jedinců ženského pohlaví ve věku 20–21 let, kterým byla diagnostikována skolióza. Nejdříve byly pacientům odebrány anamnestické údaje, po kterých následovalo vyšetření aspekcí. Následovaly vyšetření a analýza stoje a krokového cyklu na podoskopu (physiosensing). Pacienti podepsali informovaný souhlas, díky kterému byly zpracovány jejich osobní údaje a zveřejněny fotografie v rámci této bakalářské práce.

5.1 Anamnéza

Vyšetření bylo zahájeno odebráním anamnestických údajů: osobní, rodinné, pracovní a také sportovní. Následovala důležitá část anamnézy, kterou bylo nynější onemocnění. Byly shromažďovány informace týkající se diagnostikované idiopatické skoliózy.

V rámci toho nás zajímal i subjektivní stav pacienta.

5.2 Aspekce

V další části vyšetření byla pozornost zaměřena na pacientovo držení těla a postavení jednotlivých segmentů navzájem. Aspekce probíhala ve spodním prádle pohledem zepředu, z boku a zezadu se zaměřením na páteř, pánev, dolní končetiny a plosky nohou. U pacientů byl proveden také Adamsův test, kdy se pacient předklonil a na základě rotujících se těl obratlů na stranu konvexity, které tlačí žebra dorzálním směrem, byl lokalizován gibbus. V předklonu byl pomocí aplikace Protractor úhloměrem změřen úhel zešikmení v oblasti největší prominence křivky páteře. Od některých pacientů byly získány hodnoty křivky páteře měřené podle Cobbova úhlu na RTG-snímcích. Pacienti byli zdokumentováni z jednotlivých úhlů fotograficky.

5.3 Vyšetření na podoskopu (physiosensing)

V závěrečné fázi vyšetření byl pacient požádán, aby se bez bot postavil na podoskop (physiosensing), na kterém bylo snímáno zatížení plosky nohou. Měření se skládalo ze tří částí: statické, posturální a dynamické analýzy. Horní končetiny pacienta visely volně podél těla, pohled směřoval dopředu s otevřenýma očima. Při statické i posturální analýze byl výchozí pozicí bipedální stoj, během kterého pacient

nevykonával žádný pohyb. Analýza statická byla nasnímána jednorázově, kdy byla jedním snímkem zachycena míra zatížení pravé a levé plosky a následně zhodnoceno, v které části nohy je zatížení nejvíce výrazné. Na rozdíl od statické analýzy byla posturální analýza snímaná po dobu 30 sekund. Během tohoto typu vyšetření bylo zjišťováno rozložení váhy těla a současně i předispozice k pronačnímu či supinačnímu postavení plosek. Při analýze dynamické se snímala fáze kroku pravé i levé dolní končetiny od počátečního kontaktu paty s podložkou až po předšvihovou fázi. Snímkem byl zachycen došlap chodidla a jeho postupné odvíjení od podložky. Bylo sledováno také pronační a supinační postavení nohy během vykonávaného kroku a také jak velkou silou pacient došlapoval na patu.

Obrázek 1. Podoskop physiosensing

(zdroj wikimedia)

6 KAZUISTIKY

6.1 Kazuistika č. 1

ZÁKLADNÍ ÚDAJE

Jméno: S. J.

Věk: 21 let

Výška a váha: 172 cm, 62 kg

Typ skoliózy: esovitě zakřivená páteř s hlavní dextrokonvexní křivkou v Th-oblasti a s kompenzační sinistrokonvexní křivkou v L-oblasti

Velikost křivky páteře:

29° Cobbova úhlu s vrcholem v Th8–Th9,

15° Cobbova úhlu s vrcholem v L2–L3.

ANAMNÉZA

RA: babička (z matčiny strany) měla lehkou skoliózu a ankylózu cervikálních obratlů,

OA: narozena v termínu, s normální porodní váhou, do 1,5 roku nerovnoměrný psychomotorický vývoj, valgozita hlezenních kloubů,

SPA: studuje 1. ročník medicíny na lékařské fakultě v Praze, žije s rodiči,

Sport.A: v minulosti závodně cyklistika, dnes už jenom rekreačně vzhledem ke studiu,

NO: pacientka vyšetřována v souvislosti s idiopatickou skoliózou s typem zakřivení do S, s hlavní dextrokonvexní Th-křivkou, s kompenzační sinistrokonvexní L-křivkou. Od 18 let permanentní bolesti v oblasti Th páteře, střídavě se zhoršující a zlepšující. Indikována k nošení korzetu ve věku devíti let, nošení jenom v noci až do 18 let.

ASPEKCE

Zezadu: dextrokonvexní hrudní a sinistrokonvexní lumbální skolióza „S“, asymetrické thorakolumbální trojúhelníky, crista iliaca vpravo výš, pokles mediální podélné klenby nohy bilaterálně (více vpravo), ve frontální rovině laterální posun doprava.

Z boku: mírná anteverze pánve, současně mírně zvýšená extenze v kolenních kloubech.

Zepředu: asymetrické thorakolumbální trojúhelníky, SIAS vpravo výš, valgozita kolenních kloubů, pokles mediální klenby nohy, lateralizace těla doprava ve frontální rovině.

Obrázek 2. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 1

Zdroj: vlastní zpracování

PODOSKOP

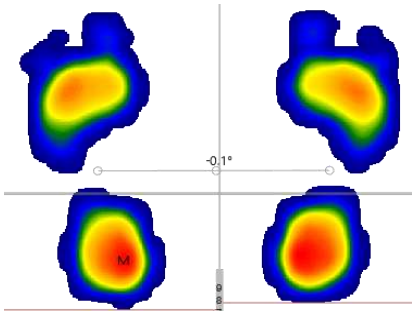
Statická analýza: zatížení pravé nohy se v porovnání s levou odlišuje o 1,5 kg. Podle obloukového indexu (arch index) mediální podélné klenby je podoskopem hodnocena jako vysoká klenba.

Tabulka 1. Statická analýza pac. č. 1 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	106	604.3	285.9	49	30.3	19.2 - High arch
Right	105	596.1	301.8	51	31.7	19.6 - High arch
Total	211	604.3	293.8	-	-	-

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 3. Plantogram statické analýzy pac. č. 1 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

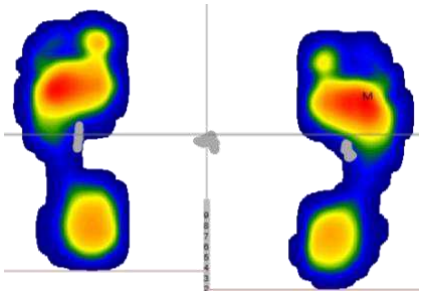
Posturální analýza: větší tělesné zatížení na levé noze, rozdíl 1,2 kg oproti pravé. Podle obloukového indexu (arch index) mediální podélné klenby je v případě podoskopu hodnocena jako plochá klenba. Pohyb COP na levé noze více anterioposteriorně, na pravé více mediolaterálně.

Tabulka 2. Posturální analýza pac. č. 1 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	147	485.9	214.7	50.9	31.6	27.5 - Flat arch
Right	144	490	211.4	49.1	30.4	27.3 - Flat arch
Total	291	490	213.1	-	-	-

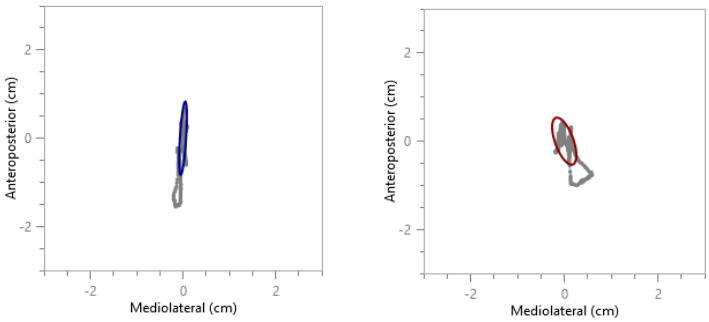
Zdroj: Physiosensing

Obrázek 4. Plantogram posturální analýzy pac. č. 1 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Obrázek 5. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 1 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

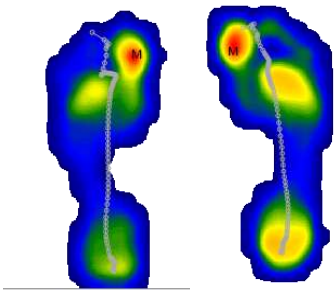
Dynamická analýza: při vyšetření krokového cyklu na podoskopu vykonávala levá ploska došlap více v pronačním postavení v porovnání s pravou nohou. Na pravé bylo rozložení sil zobrazených na podoskopu v normě. Tlak vyvíjený na podoskop se mezi pravou a levou nohou výrazně lišil. Vidíme, že vyšší hodnoty maximálního tlaku byly naměřeny na levé noze.

Tabulka 3: Dynamická analýza pac. č. 1 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	CPEI (%)
Left	144	1533.3	430.6	1.56 - Pronated
Right	150	1089.7	413.3	18.67 - Normal

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 6. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 1 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Výstup vyšetření: pacientka diagnostikována pro „esovitě“ zakřivenou skoliózu s hlavní dextrokonvexní Th- a kompenzační sinistrokonvexní L-křivkou. Na základě aspekčního vyšetření byla zjištěna lateralizace těla doprava s poklesem pánve dolů na levé straně. Další asymetrie byla zaznamenána u hlezenních kloubů, kde byly oba ve valgózním postavení a mediální klenba nohy padala dovnitř. Na podoskopu bylo vidět

zvýšené působení vertikálně působících sil na levé noze s převahou na mediální hraně plosky. Během dynamické i posturální analýzy bylo vidět pohyb COP více v AP-směru, na rozdíl od nohy pravé, kde se těžiště rozkládalo i do ML-směrů.

6.2 Kazuistika č. 2

ZÁKLADNÍ ÚDAJE

Jméno: T. S.

Věk: 21 let

Výška a váha: 178 cm, 70 kg

Typ skoliózy: sinistrokonvexní v oblasti ThL páteře

Velikost křivky páteře: 22° Cobbova úhlu s vrcholem v Th12–L2

ANAMNÉZA

RA: matce diagnostikována skolióza (Th4–Th9 dextrokonvexní, Th9–L4 sinistrokonvexní),

OA: pravačka, juvenilní skolióza, v r. 2012 fr. eminentia intercondylaris tibiae, fr. ruky (blíže nedefinovaná),

SPA: studentka fyzioterapie na lékařské fakultě v Praze, trenérka aerobiku,

SportA: sportuje 2–3× týdně (aerobik, tělocvik ve škole, jízda na kole, vysoce intenzivní trénink apod.),

NO: pacientka vyšetřovaná pro idiopatickou skoliózu v oblasti ThL páteře se sinistrokonvexním zakřivením. Indikace k nošení korzetu nebyla potřebná. Na poslední kontrole u fyzioterapeuta nadále doporučena pravidelná pohybová aktivita. Příležitostně se objevuje tupá bolest v m. trapezius vlevo (např. při vaření, kdy má HKK dlouze před sebou). Občas bolesti mezi lopatkami u cvičení.

ASPEKCE

Zezadu: elevace levého ramene, asymetrie thorakolumbálních trojúhelníků, pánev pokleslá více vlevo, valgozita hlezenního kloubu (více vlevo).

Z boku: pánev mírně v anteverzi, což se odráží i na větší hyperextenzi kolenního kloubu vlevo (rozpoznatelné během aspekčního vyšetření v ambulanci, na obrázku hůře viditelné), těžiště těla posunuto dorzálně, více na paty (prokázáno i při vyšetření na podoskopu).

Zepředu: SIAS vpravo více kraniálně, lehká lateralizace těla doleva.

Obrázek 7. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 1

Zdroj: vlastní zpracování

PODOSKOP

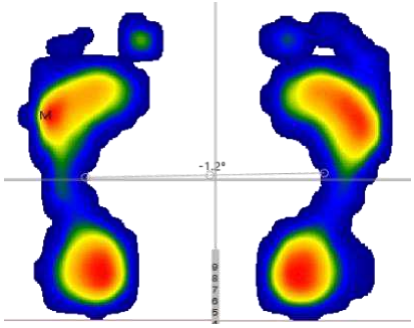
Statická analýza: jak bylo popsáno výše v aspekčním vyšetření z boku, vidíme zvýšené působení COP v oblasti paty. Celkové rozložení váhy těla je nerovnoměrné, vyšší zatížení je pod pravou ploskou nohy, a to konkrétně na její laterální hraně. Na základě popsané vyšší valgozity hlezenního kloubu vlevo pozorujeme menší zatížení laterální hrany plosky na levé noze oproti pravé.

Tabulka 4. Statická analýza pac. č. 2 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	123	614.5	272.6	48	33.5	21.2 - Normal arch
Right	147	575.4	247.9	52	36.4	20.1 - High arch
Total	270	614.5	259.2	-	-	-

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 8. Plantogram statické analýzy pac. č. 2 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

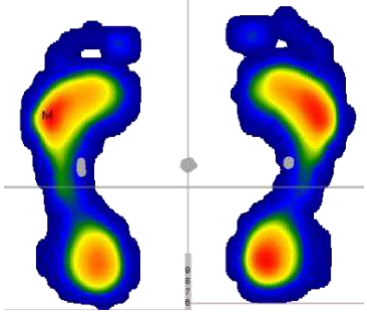
Posturální analýza: zvýšené zatížení pod pravou ploskou se shoduje s analýzou statickou. Opět vidíme větší COP v oblasti paty. Během vyšetření jsme viděli postupné snižování mediální klenby nohy, čemuž odpovídá i výsledek podoskopu (flat arch), který naznačuje sklon k plochonoží. Rozložení váhy těla více na pravou nohu souhlasí i s větším mediolaterálním rozložením COP. Oproti tomu na levé straně osciluje noha více v anterioposteriorním směru.

Tabulka 5. Posturální analýza pac. č. 2 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	146	626.4	233.7	48.7	34.1	29.4 - Flat arch
Right	151	597.5	237.6	51.3	35.9	31.6 - Flat arch
Total	297	626.4	235.7	-	-	-

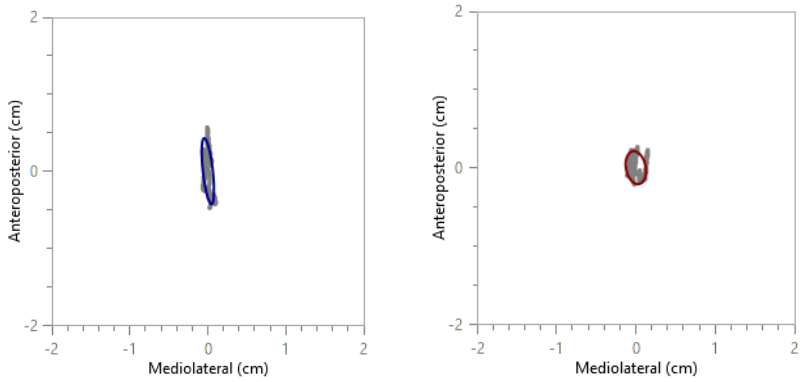
Zdroj: Physiosensing

Obrázek 9. Plantogram posturální analýzy pac. č. 2 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Obrázek 10. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 2 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

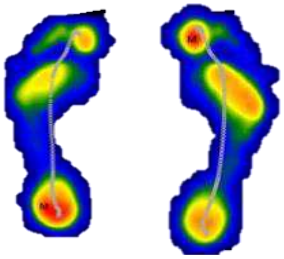
Dynamická analýza: krokový cyklus na pravé noze je veden více přes laterální hranu plosky, což znamená, že došlap i odval nohy je veden více přes supinaci. Ve fázi počátečního kontaktu levé plosky s podoskopem byla naměřena výrazná počáteční tlaková síla pod patou.

Tabulka 6. Dynamická analýza pac. č. 2 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	CPEI (%)
Left	158	1099.4	443	22.99 - Supinated
Right	157	1099.4	445.9	22.92 - Supinated

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 11. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 2 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Výstup vyšetření: aspekčně byly nejvýraznější změny na pánvi, která se zešikmovala kaudálním směrem vlevo, a v oblasti thorakolumbálních trojúhelníků, které byly asymetrické, větší vlevo. Měřením na podoskopu byl zaznamenán posun COP dorzálním směrem a zvýšené působení vertikálních sil pod patami. Pravá ploska nohy se opírala více o laterální hranu. Síla působící na laterální hraně levé plosky byla

v porovnání s pravou menší, čemuž odpovídá námi aspekčně zjištěný větší pokles mediální klenby nohy.

6.3 Kazuistika č. 3

ZÁKLADNÍ ÚDAJE

Jméno: Z. A.

Věk: 22 let

Výška a váha: 168 cm, 74 kg

Typ skoliózy: dextrokonvexní v oblasti hrudní páteře

Velikost křivky páteře (měřeno pomocí úhloměru Protractor): 12° s vrcholem Th7–Th8

ANAMNÉZA

RA: matka má diagnostikovánu skoliózu, v noci nosila i korzet, rozdíl v kraniokaudálním postavení lopatek má přibližně o 3–5 cm, bratr a matka mají hypermobilitu,

OA: v 16–17 letech zjištěna skolióza, interně zdravá, hypermobilita,

SPA: studentka fyzioterapie na lékařské fakultě v Praze, žije s rodiči,

SportA: v minulosti závodně biatlon, balet a klasické tance, momentálně rekreační sportování, hlavně běh na lyžích a běh,

NO: pacientka s dextrokonvexní skoliózou v dolní oblasti Th páteře. Poslední rok recidivující blokády mezi lopatkami a pocit blokování pravého ramene. V období závodního sportování spíš lumbalgie, momentálně udává bolesti v oblasti pravé lopatky.

Při delším sezení (např. při učení) se objevují bolesti v bedrech a v oblasti krční páteře.

Pohybem bolesti odeznívají.

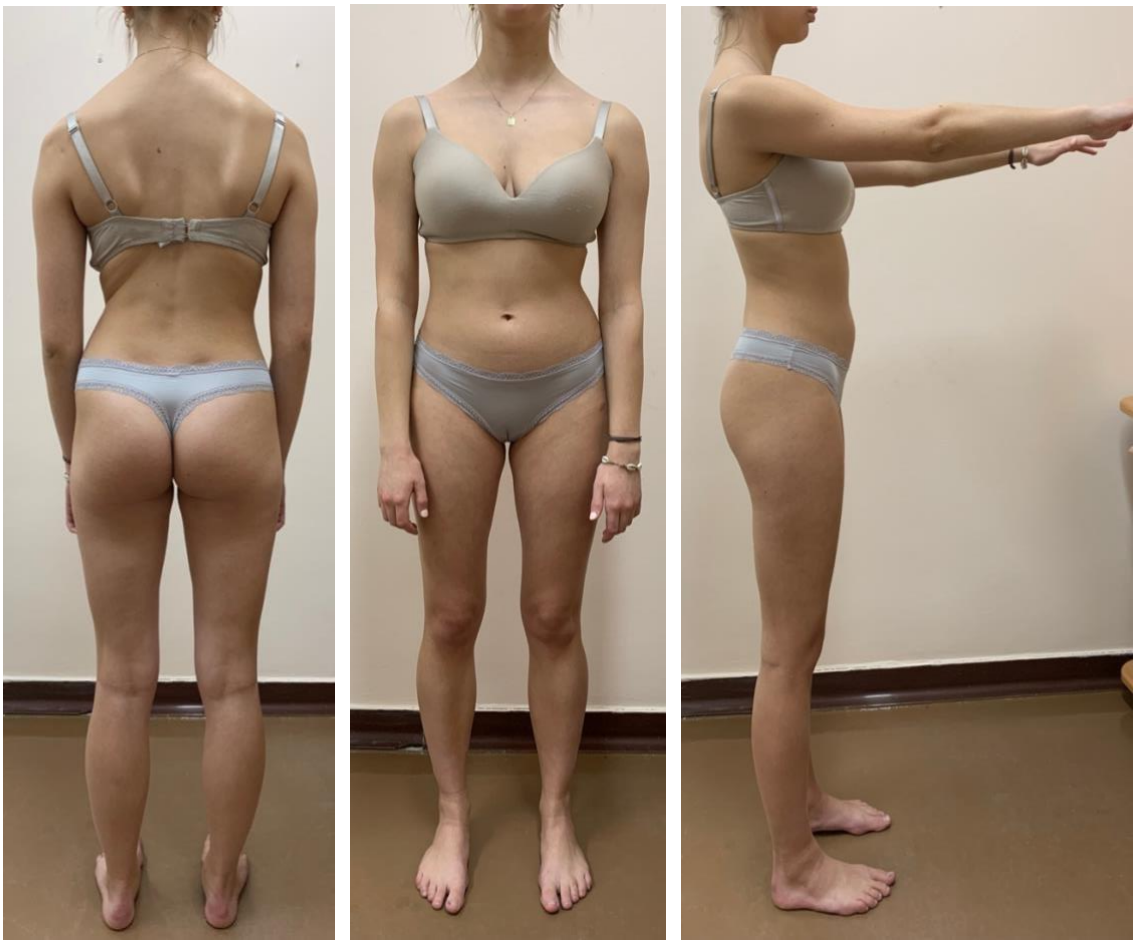
ASPEKCE

Zezadu: elevace pravého ramene, dolní úhly lopatek v nestejné horizontální linii s prominencí oboustranně, asymetrie thorakolumbálních trojúhelníků (větší vlevo), pokles pánve vpravo, valgozita hlezenních kloubů.

Z boku: anteverze pánve, zvýrazněná lordóza v oblasti Th/L a L páteře, při vyšetření v ambulanci hyperextenze kolen (na obrázku méně viditelné).

Zepředu: asymetrie thorakolumbálních trojúhelníků, lehká valgozita kolen.

Obrázek 12. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 3



Zdroj: vlastní zpracování

PODOSKOP

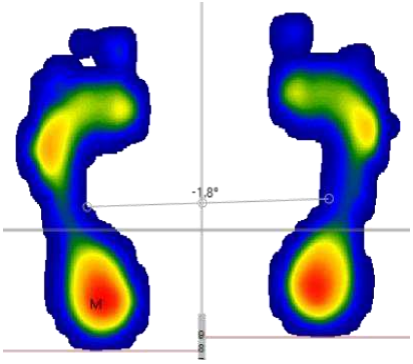
Statická analýza: COP je bilaterálně nejvíce situováno na patách. Dextrokonvexní skoliózu si pacientka kompenzuje přesunem těžiště doleva na laterální hranu plosky. Následuje větší pokles mediální hrany plosky na pravé noze, kterému odpovídá zvýšený sklon k „flat arch“ na podoskopu.

Tabulka 7. Statická analýza pac. č. 3 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	117	568.6	241.9	52	28.3	22.3 - Normal arch
Right	111	555.7	231.8	48	25.7	26.6 - Flat arch
Total	228	568.6	237	-	-	-

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 13. Plantogram statické analýzy pac. č. 3 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

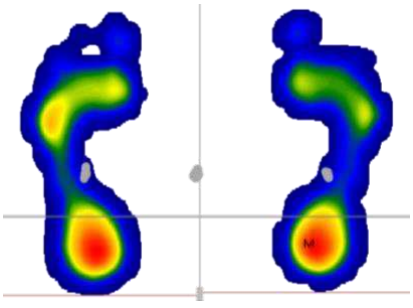
Posturální analýza: během udržování stability stoje po dobu 30 sekund se těžiště nacházelo více na levé noze. Na rozdíl od poklesu mediální klenby pravé nohy během analýzy statické došlo u posturální analýzy k supinaci. COP je nadále největší pod patami. Na obrázku č. 14 pozorujeme oscilace s převahou v AP-směru.

Tabulka 8. Posturální analýza pac. č. 3 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	126	592.5	230.6	53.8	29.1	27.7 - Flat arch
Right	115	594.8	216.9	46.2	24.9	23.1 - Normal arch
Total	241	594.8	224.1	-	-	-

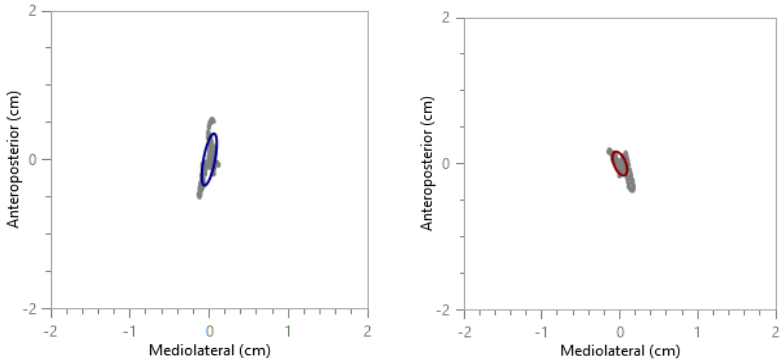
Zdroj: Physiosensing

Obrázek 14. Plantogram posturální analýzy pac. č. 3 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Obrázek 15. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 3 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

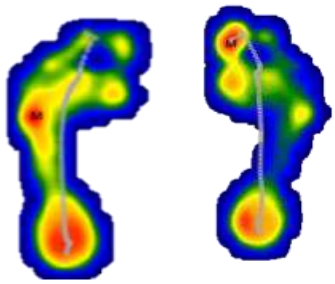
Dynamická analýza: na dynamické analýze vidíme výrazný došlap na patu, více na levé noze. Levá noha je ve fázi „midstance“ a v následném odlepování paty vedena přes laterální hranu. Na pravé noze je koncové odvalení nohy více přes palec.

Tabulka 9. Dynamická analýza pac. č. 3 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	CPEI (%)
Left	132	851.5	409.1	16.55 - Normal
Right	138	954.9	391.3	17.15 - Normal

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 16. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 3 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Výstup vyšetření: pacientka s výrazným anteverzním postavením pánve a hyperlordózou v oblasti Th/L a L páteře. Anteverzní postavení pánve kompenzováno hyperextenzí kolen. Těžiště těla orientováno více směrem dorzálně, na paty.

6.4 Kazuistika č. 4

ZÁKLADNÍ ÚDAJE

Jméno: H. M.

Věk: 20 let

Výška a váha: 174 cm, 74 kg

Typ skoliózy: dextrokonvexní skolióza ve spodní oblasti Th páteře

Velikost křivky páteře (měřeno pomocí úhloměru Protractor): 11° s vrcholem Th9–Th11

ANAMNÉZA

RA: otec má skoliózu, ploché nohy a v r. 2022 operace kolene, otec z otcovy strany operace kolen bilaterálně, matka z otcovy strany po TEP kyčelního kloubu,

OA: v dětství diagnostikována skolióza a pes planus, do dnešní doby nošení ortopedických vložek do bot, 5/2021 operace akutní apendicitidy,

SPA: studentka fyzioterapie na lékařské fakultě v Praze, žije s rodiči, nárazové brigády na recepci, na dětských táborech, vedoucí cvičebních jednotek v Sokole,

SportA: celé dětství cvičila v Sokole, čtyři roky hrála rekreačně plážový volejbal, momentálně nesportuje, nevykonává určitý sport pravidelně, občas běh, posilování či volejbal,

NO: pacientka s dextrokonvexní hrudní skoliózou. Aktuálně udávané bolesti v oblasti krční páteře, hlavně při pohybu do lateroflexe a při flexi. Bolesti navíc mezi lopatkami. Při výkonu určitých činností pociťuje bolesti v pravém kyčelním kloubu, které si pacientka zmírňuje „křupnutím“. Z důvodu zmíněných bolestí ji čeká za dva týdny návštěva u fyzioterapeuta.

ASPEKCE

Zezadu: lehká elevace levého ramene, thorakolumbální trojúhelníky symetrické, pokles pánve vpravo, výrazná valgozita hlezenních kloubů, zvýšená lordóza v oblasti Th/L a L páteře.

Z boku: pánev klopena do anteverze, hyperlordóza v Th/L a L páteři, pro kompenzaci anteverzního postavení pánve stoj se zvýšenou extenzí v kolenních kloubech.

Zepředu: pravá a levá SIAS v nestejné linii, viditelný rozdíl v délce DKK, LDK se jeví jako kratší (pacientce však nestejná délka končetin nebyla naměřena), pacientka se během statického vyšetření při pohledu zepředu snažila propad mediální klenby nohy kompenzovat vnější rotací kolen.

Obrázek 17. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 4

Zdroj: vlastní zpracování

PODOSKOP

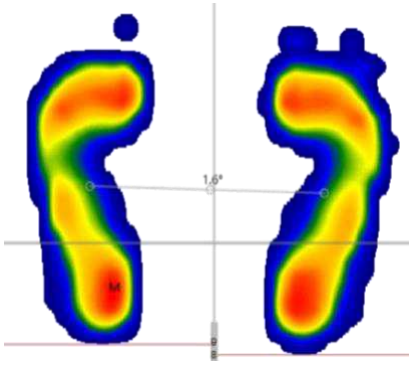
Statická analýza: celkové rozložení váhy těla na přednoží a zánoží je přibližně rovnoměrné. Aspekcí jsme identifikovali pokles mediální klenby nohy, tj. plochou nohu, kterou jsme si ověřili na podoskopu. Pozorujeme i menší oporu o 1. a 5. MTT, větší tlak vyvíjený pod hlavičkami MTT a na patách.

Tabulka 10. Statická analýza pac. č. 4 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	145	459.7	248.6	49	36	31.9 - Flat arch
Right	163	439.6	233.1	51	38	30.4 - Flat arch
Total	308	459.7	240.4	-	-	-

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 18: Plantogram statické analýzy pac. č. 4 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

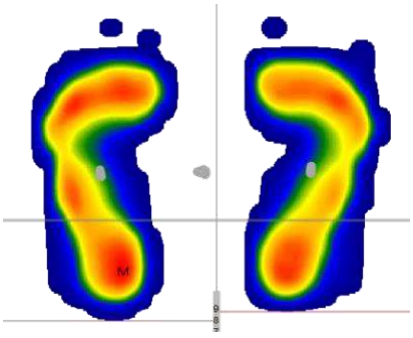
Posturální analýza: stejně jako ve statické analýze, i v analýze posturální je zatížení pod 1. a 5. MTT malé. Opět naměřen pokles mediální klenby nohou. Pohyby v rámci opěrných ploch oscilovaly na obou nohou především v AP-směru.

Tabulka 11. Posturální analýza pac. č. 4 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	168	441.3	224.5	51	37.7	31.9 - Flat arch
Right	171	417.4	212.2	49	36.3	34.3 - Flat arch
Total	339	441.3	218.3	-	-	-

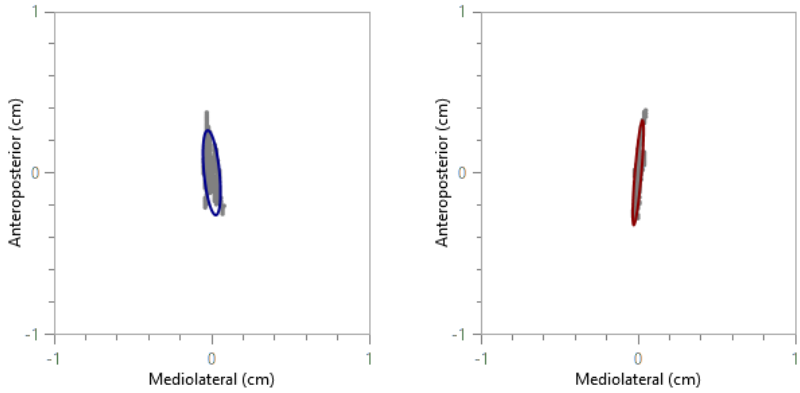
Zdroj: Physiosensing

Obrázek 19. Plantogram posturální analýzy pac. č. 4 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Obrázek 20. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 4 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

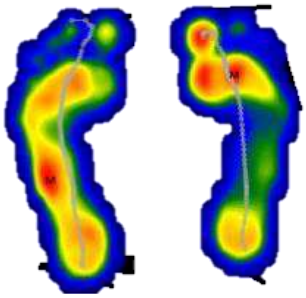
Dynamická analýza: v krokové fázi vertikálně působící síla postupně zatěžovala levou plosku nohy od paty přes laterální hranu až na přednoží. Na pravé noze byl krok přes laterální hranu málo rozvíjen. V dynamice jsou již vidět určitá opora a odval nohy o prsty, avšak ne výrazný.

Tabulka 12. Dynamická analýza pac. č. 4 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	CPEI (%)
Left	179	847.7	413.4	22.86 - Supinated
Right	176	981.6	420.5	20.39 - Supinated

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 21. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 4 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Výstup vyšetření: u pacientky s dextrokonvexní hrudní skoliózou je nejvýraznější asymetrie pánve. Pánev je v anteverzním postavení se současnou hyperlordózou páteře v oblasti Th/L a L. Pacientka má zároveň od dětství ploché nohy, které mohly vést k šikmému postavení pánve a následně i k asymetrickému zakřivení páteře. Na

podoskopu byla opora o prsty malá, nejvíce byla pod patou a hlavičkami MTT. Statická i posturální analýza potvrdila u pacientky plochonoží.

6.5 Kazuistika č. 5

ZÁKLADNÍ ÚDAJE

Jméno: N. J.

Věk: 21 let

Výška a váha: 181 cm, 74 kg

Typ skoliózy: sinistrokonvexní v oblasti Th/L páteře

Velikost křivky páteře (měřeno pomocí úhloměru Protractor): 10° s vrcholem Th12–L2

ANAMNÉZA

RA: sestra má Stargardtovu chorobu, rodiče zdraví,

OA: v r. 2008 operace pupeční kýly, v r. 2017 extirpace kostního výrůstku na mandibule v oblasti brady vlevo,

SPA: studentka fyzioterapie na lékařské fakultě v Praze, žije s rodiči,

SportA: běh, posilování, plavání,

NO: pacientka se sinistrokonvexní skoliózou v Th/L oblasti. Aktuálně pacientka neudává žádné bolesti ani obtíže. Občas si stěžuje na bolesti beder.

ASPEKCE

Zezadu: thorakolumbální trojúhelníky jsou symetrické, pánev pokleslá vlevo, zvýšená lordóza v Th/L a L páteři.

Z boku: výrazná anteverze pánve s dominantní lordotizací v oblasi Th/L a L páteře, anteverze kompenzována posunem těžiště v oblasti hrudní páteře dorzálně, lehká rekurvace kolen.

Zepředu: SIAS vpravo výš, valgozita kolenou.

Obrázek 22. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 5

Zdroj: vlastní zpracování

PODOSKOP

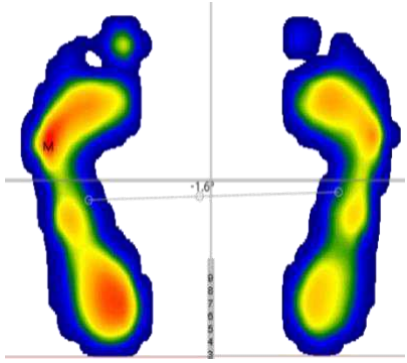
Statická analýza: COP situováno více pod levou ploskou nohy. Působení sil na podoskop rozloženo rovnoměrně v oblasti paty a přednoží. Převažující část váhy těla je na levé noze.

Tabulka 13. Statická analýza pac. č. 5 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	151	517.1	239.4	56	36.1	31.1 - Flat arch
Right	138	457.4	209.7	44	28.9	29.7 - Flat arch
Total	289	517.1	225.2	-	-	-

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 23. Plantogram statické analýzy pac. č. 5 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

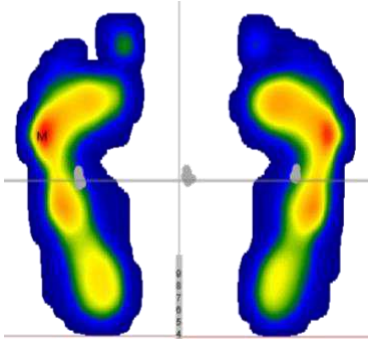
Posturální analýza: Při udržování posturální stability po dobu 30 sekund se síly působící na podoskop téměř rovnoměrně rozložily, a to jak v jednotlivých oblastech plosky, tak i mezi pravou a levou nohou. Na obrázku č. 24 výrazné rozdíly nenalézáme.

Tabulka 14. Posturální analýza pac. č. 5 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	178	534.6	184.1	50.4	32.8	35 - Flat arch
Right	169	508.6	190.7	49.6	32.2	34.9 - Flat arch
Total	347	534.6	187.3	-	-	-

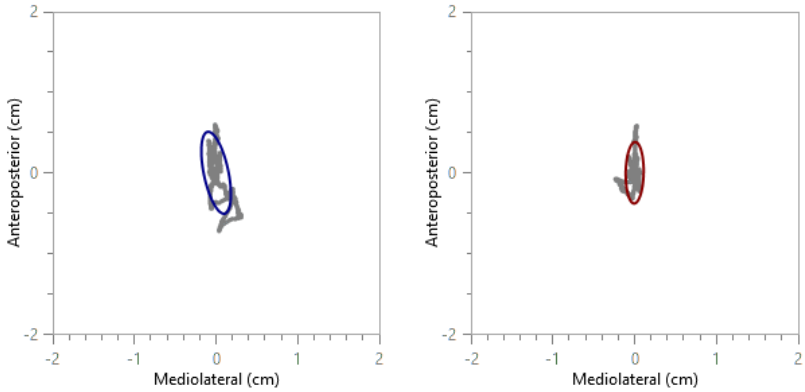
Zdroj: Physiosensing

Obrázek 24. Plantogram posturální analýzy pac. č. 5 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Obrázek 25. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 5 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

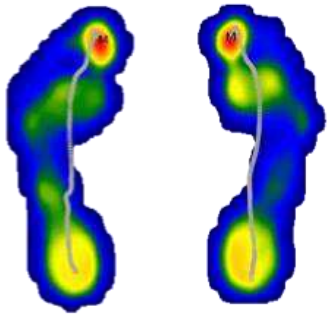
Dynamická analýza: vyšetřením krokové fáze nebyly naměřeny žádné výrazné asymetrie. Zatížení při fázi odvalování bylo na pravé plosce větší.

Tabulka 15. Posturální analýza pac. č. 5 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	CPEI (%)
Left	176	1092.7	369.3	18.07 - Normal
Right	171	1165	380.1	19.43 - Normal

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 26. Plantogram posturální analýzy pac. č. 5 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Výstup vyšetření: předpokládáme, že pacientkou občasně udávané bolesti v bederní oblasti páteře se vztahují k výrazné anteverzi pánve, kdy se pacientka snaží asymetrii kompenzovat posunem těžiště dorzálním směrem, především v oblasti hrudníku. Kolenní klouby jsou ve valgózním postavení. U vyšetření na podoskopu jsme

nezaznamenali velké odlišnosti. Pouze ve statické analýze se váha těla rozložila více na plosku levé nohy.

6.6 Kazuistika č. 6

ZÁKLADNÍ ÚDAJE

Jméno: Š. M.

Věk: 21 let

Výška a váha: 183 cm, 73 kg

Typ skoliózy: sinistrokonvexní v oblasti L páteře

Velikost křivky páteře (měřeno pomocí úhloměru Protractor): 13° s vrcholem L2–L3

ANAMNÉZA

RA: matka a otec mají skoliózu, dědeček trpí bolestmi zad, z matčiny strany mají všichni v rodině > 185 cm,

OA: v pěti letech fr. zánártní kosti na LDK, ve 13 letech nalomený radius na PHK, v dětství prodělaná borelióza (léčená),

SPA: studentka ergoterapie na 1. lékařské fakultě v Praze, chodí na brigády,

SportA: od čtyř let krasobruslení, od šesti let synchronizované krasobruslení, celkově 16 let se věnovala krasobruslení, nedávno změnila sport na judo,

NO: v r. 2017 diagnostikována skolióza. Aktuálně bez bolestí zad a jiných obtíží. Udává občasné bolesti pravého ramene po zátěži.

ASPEKCE

Zezadu: přenos těžiště těla v mediolaterálním směru více vlevo na stranu konvexity páteře, pozorujeme asymetrické thorakolumbální trojúhelníky, pánev zešikmena doleva, na pravé i levé noze valgozita v hlezenním kloubu.

Z boku: anteverzní postavení pánve, zvýšená extenze v kolenních kloubech.

Zepředu: výrazný posun trupu doleva, lokalizace SIAS níže vlevo, pozorována mírná valgozita kolenních kloubů.

Obrázek 27. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 6

Zdroj: vlastní zpracování

PODOSKOP

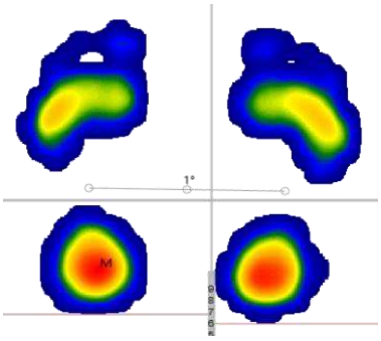
Statická analýza: Rozložení váhy těla mezi ploskami je u pacientky rovnoměrné. Průměrný tlak na levé noze byl větší, což odpovídá posunu těžiště těla více vlevo. V porovnání s levou je vyvíjený tlak na pravém přednoží mírně větší.

Tabulka 16. Statická analýza pac. č. 6 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	103	797.3	354.6	50	36.5	15.7 - High arch
Right	108	784.4	337.9	50	36.5	10.3 - High arch
Total	211	797.3	346	-	-	-

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 28. Plantogram statické analýzy pac. č. 6 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

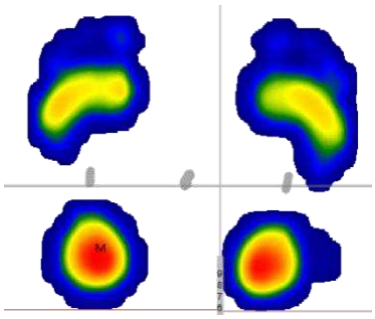
Posturální analýza: ve srovnání se statickou analýzou se nám rozložení váhy těla po celou dobu měření (30 s) výrazně neměnilo. Průměrný tlak byl větší opět na levé plosce, což můžeme vidět na otisku paty i přednoží. Na obr. č. 30 pozorujeme AP práci nohou pro udržení stability těla.

Tabulka 17. Posturální analýza pac. č. 6 (physiosensing)

	Area (cm²)	Max. Pressure (g/cm²)	Avg. Pressure (g/cm²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	122	733.4	302.3	50.5	36.9	12.7 - High arch
Right	131	730.5	275.7	49.5	36.1	19.4 - High arch
Total	253	733.4	288.5	-	-	-

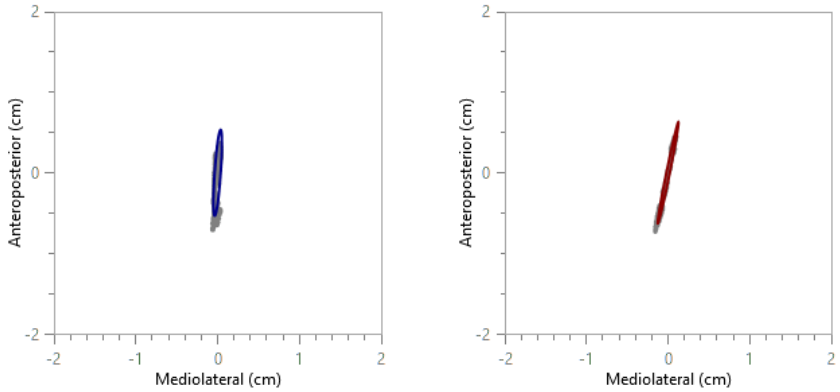
Zdroj: Physiosensing

Obrázek 29. Plantogram posturální analýzy pac. č. 6 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Obrázek 30. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 6 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

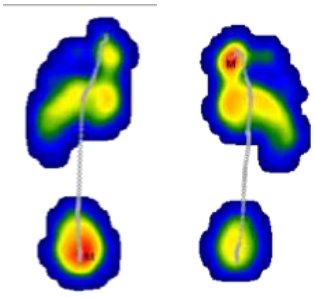
Dynamická analýza: na levé noze byla silově více výrazná fáze došlapu paty na podložku, zatímco na pravé noze to bylo ve fázi konečné, tj. na přednoží při odvalu. Trajektorie krokové fáze je stejná.

Tabulka 18. Dynamická analýza pac. č. 6 (physiosensing)

	Area (cm^2)	Max. Pressure (g/cm^2)	Avg. Pressure (g/cm^2)	CPEI (%)
Left	130	1371.3	561.5	16.1 - Normal
Right	129	1488.3	565.9	16.35 - Normal

Zdroj: Physiosensing

Obrázek 31. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 6 (physiosensing)



Zdroj: Physiosensing

Výstup vyšetření: u pacientky se sinistrokonvexní skoliózou bederní páteře jsme při aspekčním vyšetření zepředu a zezadu pozorovaly výrazný posun trupu doleva. U pánve je viditelný pokles na levé straně. Předpokládáme, že anteverzní postavení pánve může mít souvislost i s oslabenou břišní stěnou a hypertonickými paravertebrálnimi svaly.

Podle výsledků z podoskopu byla klenba zhodnocena jako vysoká (high arch). Aspekčně byla pozorována valgozita na pravé i levé noze a tým byl viditelný i pokles podélné klenby (pars medialis). Celkově byl průměrný tlak vyvíjený na podoskop pod levou ploskou větší.

7 ZÁVĚR KAZUISTIK

U každého z vyšetřovaných pacientů bylo v rámci praktické části bakalářské práce provedeno jedno vyšetření, během kterého se nezasahovalo do žádné posturální korekce či terapie. Vyšetření cílilo zejména na aspekci jedince zezadu, zepředu a z boku a na navazující měření pomocí podoskopu, díky kterému byly získány hodnoty udávající zatížení plosky nohou během tří analýz: statické, posturální a dynamické.

Celkově bylo vyšetřeno šest pacientů, kteří měli různé typy skolióz. U dvou pacientů měla páteř zakřivení dextrokonvexní v Th-oblasti. Jasně viditelným prvním společným znakem bylo výrazné anteverzní postavení pánve a v souvislosti s tím, v rámci sagitální roviny těla, se zvýraznila lordóza bederní páteře. Aby byl jedinec s anteverzním postavením pánve a hyperlordózou schopen udržovat posturální stabilitu těla v prostoru, byla tato asymetrie kompenzována na distálněji uložených segmentech, v tomto případě konkrétně na kolenních kloubech. Bylo vidět hyperextenční postavení, kdy se pacient tzv. zavěsil do kolen, čímž se snažil o posun těžiště více směrem dorzálním. Posun těžiště těla dozadu potvrzovalo i podoskopické měření, které zaznamenalo zvýšenou tlakovou sílu na patách. Ve spojení se snahou vyrovnávat těžiště těla v sagitální rovině se zatížení plosky nohou během posturální analýzy, tj. stojem po dobu 30 s na podoskopu, měnilo převážně v AP-směru.

Další tři pacienti měli skoliózu v oblasti Th/L a L páteře ve směru sinistrokonvexním. Aspekčním vyšetřením každého z nich se předpokládalo, že se snažili danou deformitu kompenzovat prostřednictvím hlezenních kloubů. Snahou bylo přenést sagitální osu těla více vpravo, čímž došlo k poklesu podélné klenby nohy vlevo, zatímco vpravo tato změna nenastala. Aspekční vyšetření se s měřením na podoskopu shodovalo jenom v případě pacientky č. 2, kde byly hodnoceny změny prokázané i při podoskopických analýzách. V případě pacientky č. 5. se výsledky získané aspekcí s výsledky na podoskopu jasně neshodovaly. U pacientky č. 6 nebyl předpoklad potvrzen ani aspekčně, ani na podoskopu.

Jedna pacientka měla „esovitě“ zakřivenou skoliózu, kdy hlavní dextrokonvexní křivka v oblasti hrudníku byla kompenzována sinistrokonvexní křivkou v bederní oblasti páteře. Výchylky těla ve dvou oblastech páteře pacientka kompenzovala valgózním postavením kolenních kloubů, což se dále distálněji řetězilo a projevovalo valgozitou hlezenních kloubů. Kompenzačními mechanismy se snažila o co nejadekvátnější udržení a průběh vertikální osy těla.

U velkého počtu jedinců se skoliózou se největší změny a asymetrie navazující na patologické zakřivení páteře objevují na postavení pánve. I v případě pacientů byly první viditelné asymetrie nalezeny na postavení pánve. Detekovány byly změny postavení jak ve frontální, tak i v sagitální rovině. Ve frontální rovině byla crista iliaca situována kaudálněji vždy na té straně, kde byla hlavní konvexita skoliózy. Při pohledu na sagitální rovinu bylo u všech pacientů pozorováno anteverzní postavení pánve, někde méně, jinde více výrazné. Čím větší byl sklon pánve, tím se více zvýraznila lordóza v bederní páteři.

U skolióz je možné se setkat se zvýšenou kloubní pohyblivostí a zvýšenou volností vaziva. Proto byl pokles podélné klenby nohy u vyšetřovaných pacientů připisován právě této skutečnosti. U všech pacientů byla tato změna detekována – ať už jenom na jedné noze, anebo na obou. U pacientů s hrudní dextrokonvexní skoliózou byl zaznamenán pokles na obou nohou. U sinistrokonvexních skolióz s lokalizací křivky v nižší oblasti páteře (oblast Th/L až L) bylo oploštění mediální klenby nohy pozorováno více na jedné noze, a to konkrétně na levé.

8 DISKUSE

Tato bakalářská práce se věnuje idiopatické skolióze a jejímu vztahu k postavení pánve, k dolním končetinám a ploskám nohou. Nahlíží na skoliózu jako na příčinu i jako na následek vadného postavení distálněji uložených segmentů těla.

Nejvíce prozkoumaným vztahem, o kterém se lze dočíst a byl v mnoha studiích rozebírán, je tzv. hip-spine syndrome, tj. vzájemná propojenost páteře, pánve a kyčelních kloubů. Tím, že je pánev v přímém kontaktu s páteří přes sakrální kost, se bude obraz skoliózy nejvíce projevovat v postavení pánve (Lazennec, Brusson, Rousseau, 2011).

Postavení pánve se může u různých typů skoliózy měnit ve všech třech rovinách těla. Často je v první řadě na pohled viditelné zešikmení pánve, pro které je na konvexní straně skoliózy charakteristický větší pokles. Při pozorování pacienta z boku je detekováno naklonění pánve. Rozdíly v retroverzním a anteverzním postavení pánve popsali Hawes a O'Brien ve své studii (2006).

Při posunu od pánve distálněji přichází na řadu další segment těla, na který má vliv postavení jak páteře, tak i pánve, a kde se mohou promítat určité asymetrie z vyšších, anebo nižších oddílů těla. Jde o kolenní kloub. Koleno má možnost pohybu v sagitální a transverzální rovině. Jednotlivé pohyby jsou však z funkčního hlediska málokdy nezávislé na pohybech v ostatních kloubech DKK. Často se kolenní kloub svojí posturální změnou a odchylkou od fyziologické osy snaží o určitou kompenzaci. Pro dosažení této kompenzace je nutné vynaložit značné množství energie (Harato et al., 2008).

U pacientů bylo studiemi prokázané vzájemné propojení jednotlivých segmentů páteře, pánve a kolen aspekčním vyšetřením potvrzeno. Pacienti byli vyšetřováni ve stoji pohledem z boku. Anteverze pánve byla pacienty kompenzována koleny v hyperextenčním postavení. Čím větší anteverzi pánve pacienti měli, tím se kolena dostávala do větší rekurvace. Výsledky tohoto vyšetření se shodovaly se studií, jejímiž autory jsou Nguyen, Shultz (2009). Oproti předchozí studii, kde se pohlíželo na pacienty ve stoji, se zde vyšetření provádělo v supinační poloze. Byla měřena rekurvace kolenních kloubů při vypodložení distální části tibie a vyvinutí posteriorně směřující síly na přední část kolene do extenze.

Součástí kinetického řetězce, kdy pánev vzájemně propojuje páteř a DKK, je i noha. Jednou z jejích funkcí je podporovat správné držení těla. Rovnoměrné rozložení váhy těla pod ploskami nohou přispívá ke správnému držení těla jak ve stoji, tak i při

určité lokomoci, např. při chůzi. U jedinců s idiopatickou skoliózou existuje zvýšená pravděpodobnost výskytu větší volnosti vaziva a kloubní pohyblivosti (Haller et al., 2018). Často postihuje podélnou klenbu nohy (pars medialis), která je klíčová pro udržení rovnováhy těla a pro jeho podporu. Kvůli zvýšené volnosti má tendenci poklesnout směrem mediálním, a zvýšit tak riziko ploché nohy a valgozity hlezenního kloubu (Zhu et al., 2021).

Pro získání odpovědi na první výzkumnou otázku „Jaké bude zatížení plosky nohou při testování na podoskopu během statické, posturální a dynamické analýzy?“ bylo u každého pacienta provedeno měření na podoskopu.

Prvním předpokladem před samotným měřením bylo, že v důsledku vyšší volnosti vaziva, která bývá pro jedince se skoliózou často charakteristická, nastane u většiny pacientů pokles podélné klenby nohy (pars medialis) směrem dovnitř a noha bude mít v návaznosti na to predispozici k valgozitě hlezenního kloubu. Pro zodpovězení prvního předpokladu byla provedena statická a posturální analýza na podoskopu. Během statické analýzy byly jednorázově nasnímány opěrné plochy nohou při klidovém bipedálním stoji s otevřenými očima. U posturální analýzy byly opěrné plochy nohou snímány ve stejné pozici pacienta, tentokrát po dobu 30 sekund. Po sjednocení výsledných dat měřených na podoskopu byly předpoklady potvrzeny. U každého z našich pacientů nastal pokles mediální klenby nohy. U tří pacientů se pokles vyskytoval více na jedné noze, u zbylých tří byl pokles na obou nohou. Výsledky pacientů se shodovaly s výsledky studie Zhu et al. (2021), při které terapeuti taktéž využili k měření zatížení plosek nohou dvoudimenzionální podoskop, GaitScan. V rámci této studie srovnávali pacienty s lehkou, středně těžkou a těžkou idiopatickou skoliózou. Pokles mediální klenby nohy byl nejvýraznější u jedinců se středně těžkou a těžkou skoliózou, ale objevil se i u těch s lehkým typem.

Dále bylo předpokládáno, že ve spojení se zvýšeným působením dorzálních smykových sil u idiopatické skoliózy a na něj navazujícím přesunem těžiště těla více směrem dozadu bude tlaková síla pod patami v porovnání s přednožím větší. Stejně jako u předchozího vyšetření, bylo i tady provedeno statické a posturální měření na podoskopu. Přidala se i dynamická analýza. Pacient měl za úkol nejdříve levou a následně pravou nohou provést celou stojnou fázi chůze přes podoskop. U čtyř pacientů se zvýšila tlaková síla pod patami, u zbylých dvou se váha těla na ploskách rozložila rovnoměrně.

U druhé výzkumné otázky, jejíž znění bylo „Jaká kompenzace nastane v jednotlivých segmentech pro udržení posturální stability v prostoru u jedinců s idiopatickou skoliózou při pohledu zezadu, zepředu a z boku?“, bylo pro získání výsledků provedeno aspekční vyšetření. Vyšetření proběhlo ze tří zmíněných pohledů, tj. zezadu, zepředu a z boku. Ze všech pohledů byl pacient zdokumentován fotografiemi.

Prvotním předpokladem byl výkyv těla ve frontální rovině ML směrem na stranu konvexity, a stejně tak i v sagitální rovině v AP-směru. ML-asymetrie těla se objevila u všech šesti pacientů, přičemž větší konvexitě páteře odpovídal zvýšený laterální posun těla. S posunem těžiště těla v AP-směru souvisí předcházející potvrzený předpoklad, kdy se jedinec naklání více směrem posteriorním a přesouvá těžiště těla na paty. To se výrazně projevilo jenom u čtyř pacientů. Závěry aspekcí v těchto rovinách se shodují se studií Dufvenberg et al. (2018), kde na rozdíl od této práce měřili jednotlivé asymetrie a odchylky na silové podložce.

Aby i přes vzniklé asymetrie byla posturální stabilita nadále udržována, muselo v okolních segmentech dojít ke kompenzaci. Na posun těžiště těla dorzálním směrem více na paty reagovala pánev nakloněním se dopředu do anteverze u více než poloviny našich pacientů. Čím byla síla vyvíjená pod patami větší, tím výraznější anteverze se u pacientů vyskytla. V některých případech se anteverzní postavení pánve objevovalo i bez značně zvýšené působící síly pod patami. Tato postura se objevila u pac. č. 5. U všech pacientů byla nalezena zvýšená extenze v kolenních kloubech, která se u každého projevovala v jiné míře (na fotografiích někdy hůře viditelné). Předpokládalo se, že pozorované postavení v kolenou souvisí s postavením pánve. Výsledným zhodnocením bylo, že se bude hyperextenční postavení kolenních kloubů se zvyšující se anteverzí pánve zvětšovat.

Další asymetrií, která byla u některých pacientů aspekčním pohledem zepředu detekována, byla genua valga. Tato asymetrie se objevila u čtyř pacientů a byla ověřena studií z r. 2019 (Oshima et al., 2019).

Výsledným zhodnocením asymetrií a vzniklých kompenzačních mechanismů u pacientů bylo dokázáno, že se převážná část předpokladů a výsledků z aspekčního vyšetření a měření na podoskopu pacientů vyšetřovaných v rámci této bakalářské práce shodovala s výsledky dalších studií. U plosky nohy se konkrétně jedná o přesun těžiště více na paty a o pokles mediální podélné klenby nohy. Co nebylo na základě studie Cațan et al. (2020), konkrétně u pacientky č. 1 s „esovitou“ skoliózou, potvrzeno, bylo rozdílné zatížení pod 1. a 5. MTT.

Na podoskopu bylo zatížení v těchto oblastech stejné a výrazné rozdíly se nevyskytly.

U lidí s idiopatickou skoliózou nastávají změny v postuře, které se projevují i během chůze. Mají sníženou hybnost pánve a páteře, kterou doprovází také zvýšená tuhost spinálních svalů, kvůli čemu je pak omezena jejich lokomoce.

V článku od Kim et al. 2020 shromáždili data získané během 10 let z rozličných studií, kde porovnávali chůzi mezi jedinci zdravými a se skoliózou. Výsledky studií se v určitých datech odlišovali. Určité z nich tvrdili, že se chůze lidí se skoliózou s chůzí zdravých jedinců odlišovala v rytmu a délce kroku, která byla redukovaná.

V určitých výsledcích se ale shodli. Jedinci s idiopatickou skoliózou měli během chůze omezenou pánevní hybnost ve frontální rovině v porovnání se zdravými jedinci. Bylo předpokládáno, že na tuto skutečnost má vliv zvýšená aktivita svalů v oblasti bederní páteře a svalů začínajících anebo upínajících se na pánev, hlavně m. quadratus lumborum a m. gluteus medius. Další shodou mezi výsledky studií byla redukce stojící fáze chůze u idiopatické skoliózy.

Jak již bylo předpokládáno a potvrzeno v předešlých kapitolách, i tato studie na základě vícero dat shrnuje, že se nejvíce změn v důsledku idiopatické skoliózy promítá na pánvi. Stejně u pacientů vyšetřovaných v této práci bylo aspekčním vyšetřením nejvíce asymetrií detekovaných na pánvi. U pacientů byla měřena pouze stojná fáze krokového cyklu, ale za účelem zjištění zatížení planty. Proto by v případě rozšiřování obsahu této práce bylo dobré prozkoumat i chůzi pacientů a porovnat s výsledky zmíněné studie.

Kromě běžné chůze je člověk občas nucen překonávat různé typy překážek. Zvyšují se tím požadavky na pohybový aparát a člověk je vystaven vyššímu riziku pádu. Bezproblémové překročení si vyžaduje udržování rovnováhy na jedné noze, správné postavení jednotlivých kloubů jak ve stojící, tak ve švihové fáze. Pro lidi se skoliózou, kde se mění postavení okolních segmentů těla podle křivky páteře, jsou úkoly tohoto typu více náročnější v porovnání se zdravými jedinci.

U 16 probandů s idiopatickou skoliózou byly na každou část těla nalepeny reflexní snímače, které detekovaly jejich pohyb. Měření v rámci této studie bylo zaměřeno hlavně na pánev a dolní končetiny. Úkolem bylo překračovat překážky, kdy se během tohoto úkonu zaznamenávala vertikální vzdálenost mezi palcem a překážkou (toe clearance). V porovnání se 16 zdravými probandy byla toe clearance menší a proto byly jedinci se

skoliózou nuceny tuto nedostatečnost kompenzovat, aby předešly riziku zakopnutí a pádu. Kompenzací byla větší flexe v kolenním kloubu spolu s větší dorziflexí v kloubu hlezenním.

U probandů se skoliózou se kromě snížené toe clearance objevila i horší stabilita stoje na jedné noze. Pánev byla více pokleslá na jedné straně, stojná dolní končetina se více flektovala v koleni a došlo k větší dorziflexi v hleznu. Tento předpoklad horší rovnováhy během stoje na jedné noze u lidí se skoliózou se shoduje s ostatními studiemi a články zmiňovanými v předešlých kapitolách.

Někteří pacienti vyšetřovaní v této práci již během měření krokového cyklu bez překonávání překážky měli problém se stabilitou a byla občas viditelná kompenzace trupem. V případě širšího přehledu by bylo vhodné u pacientů vyšetřit i stoj na jedné noze po delší dobu stání. (Wu et al. 2019)

Našla jsem určitou spojenost mezi vyšetřením pacientů a následným vlastním pozorováním. U pacientů s hrudní dextrokonvexní skoliózou byly pozorovány stejné asymetrie na každém distálněji uloženém segmentu od páteře – pánev, kolena i hlezna. Crista iliaca vlevo byla postavená výš ve srovnání s pravou stranou. Kolena měla hyperextenční postavení, které kompenzovalo anteverzní postavení pánve a které se potvrdilo i na podoskopickém vyšetření jako větší zatížení pod patami, což odpovídalo přesunu těžiště posteriorním směrem. Postavení v hlezenních kloubech vpravo i vlevo bylo podoskopem vyhodnoceno jako „flat arch“, které odpovídalo i mým vlastním pozorováním plochonoží. U pacientů se sinistrokonvexní skoliózou v oblasti ThL a L páteře bylo na rozdíl od dextrokonvexity páteře u předešlých dvou pacientů postavení crista iliaca výš vpravo. Odlišností s hrudní skoliózou bylo také asymetrické postavení v hlezenním kloubu, které bylo v případě bederní skoliózy převážně unilaterální. Byl pozorován zvýšený pokles podélné klenby (pars medialis) vlevo. Podoskopické snímky a jejich výsledné hodnoty nepotvrzují tuto skutečnost u každého pacienta, ale na základě vlastního aspekčního vyšetření bylo zvýšené pronační postavení vlevo vypozorováno jako typická asymetrie. U pacienta s „esovitě “ tvarovanou skoliózou byla pozorována výrazná valgozita jak v kolenou tak i v hleznech. Pánev byla ve frontální rovině klopena více doleva dle sinistrokonvexní křivky v L oblasti páteře. Rozdíly v zatížení plosky nohou byly malé.

Práce byla limitována množstvím studií zabývajících se problematikou této bakalářské práce, kterých do dnešního dne není mnoho. Proto byly některé výsledky práce srovnávány i s více než 10 let starými studiemi, které prozatím nebyly nahrazeny novějšími. K získání podrobnějšího srovnání a detailnějšího závěru by bylo přínosné vyšetřit více než šest pacientů, což by se pak následně dalo využít i pro určitou statistickou analýzu, např. v diplomové práci. Aby se získala ještě podrobnější data o asymetriích a kompenzacích, doplnila by se praktická část o další vyšetření či testy. Přínosné by bylo RTG-vyšetření, kde by se mohly změřit jednotlivé parametry pánve (PT, SS, PI). Dále by bylo vhodné analyzovat chování těla jedince během výkonu určitých dynamických aktivit, jako jsou např. skoky, běh, podřepy apod., kde by se zjišťovalo, jak se tělo během tohoto typu lokomoce chová. Co by bylo ještě zajímavé, je svalové zapojení u těchto asymetrií a kompenzací. Kromě statického vyšetření na podoskopu by pro rozšíření poznatků o dané problematice byla vhodná i dynamická analýza, kterou však nebylo možné provést, jelikož takový přístroj nebyl k dispozici.

ZÁVĚR

Tato bakalářská práce měla za cíl hlouběji prozkoumat vztah mezi idiopatickou skoliózou a postavením dolních končetin a plosek nohou. Od samého úvodu až po závěr poukazovala na komplexnost lidského těla a souvislosti mezi jeho jednotlivými segmenty. Jejich správná propojenost je pro výkon každodenních aktivit klíčová. Narušením této propojenosti dochází k různým asymetriím, které se mohou řetězit a celkově narušovat posturální stabilitu jedince.

V teoretické části byla díky podloženým biomechanickým a kineziologickým poznatkům vysvětlena vzájemná propojenost mezi segmenty těla, jakož i to, jak se může změna v jednom z nich řetězit do okolních segmentů. V navazující praktické části bylo vyšetřených 6 pacientů s idiopatickou skoliózou, kteří byli vyšetřeni aspekčně zepředu, z boku, zezadu a současně probíhalo statické, posturální a dynamické měření zatížení plosek nohou na podoskopu (physiosensing).

Objektivně se prokázalo, že idiopatická skolióza má největší vliv na postavení pánve jak v sagitální, tak ve frontální rovině. Odraz nesprávného postavení pánve v rovině sagitální byl častokrát pozorován na kolenních kloubech (např. u větší anteverze pánve byla větší hyperextenze kolen). Křivka páteře určovala i odlišné zatížení pod ploskami nohou. Aspekčně byly nejvíce pozorovány poklesy podélné klenby (pars medialis), která odpovídala i častému výskytu plochonoží u pacientů.

Díky společné funkčnosti svých jednotlivých částí je lidské tělo schopno energeticky co nejšetrnějším způsobem dosahovat správné vyváženosti a rovnováhy, ať už v klidovém stoji, anebo při výkonu určité lokomoce. Domníváme se, že díky tomuto ucelenému pohledu každého terapeuta při jakémkoli vyšetření se budou u pacientů dosahovat pozitivní výsledky. Stejně tak i v samotné terapii je důležité správné nastavení nejen nejproblémovějšího segmentu, ale i správná centrace segmentů okolních a vzdálenějších. To může významně pomoci v dosažení cílené a energeticky šetrné stability těla v prostoru, kdy zároveň pacientovi ulehčíme dosažení určité polohy bez větších obtíží.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADDAI, D.; ZARKOS, J.; BOWEY, A. J. Current concepts in the diagnosis and management of adolescent idiopathic scoliosis. *Child's Nervous System*. 2020, 36(6), 1111–1119. ISSN 1433-0350.

AMES, C. et al. Impact of spinopelvic alignment on decision making in deformity surgery in adults: A review. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2012, vol. 16, no. 6, s. 547–564. ISSN 1547-5646.

ANDERSON, B. W.; EKBLAD, J.; BORDONI, B. Anatomy, Appendicular Skeleton. *StatPearls*. 2022. PMID 30571018.

BABAEE, T. et al. Success rate of brace treatment for juvenile-onset idiopathic scoliosis up to skeletal maturity. *International Journal of Spine Surgery*. 2020, vol. 14, no. 5, s. 824–831. DOI 10.14444/7117.

BABAEE, T.; KAMYAB, M.; GANJAVIAN, M. S. Infantile idiopathic scoliosis: Outcomes of brace treatment until skeletal maturity or spinal fusion. *Archives of Bone and Joint Surgery*. 2020, vol. 8, no. 6, s. 696–702. DOI 10.22038/ABJS.2020.44975.2253.

BORTZ, C. et al. The Prevalence of Hip Pathologies in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Journal of Orthopaedics*. 2022, vol. 31, s. 29–32. DOI 10.1016/j.jor.2022.02.017.

BRUNO, A. G. et al. The effect of thoracic kyphosis and sagittal plane alignment on vertebral compressive loading. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2012, vol. 27, no. 10, s. 2144–2151. DOI 10.1002/jbmr.1658.

BUCKLAND, A. et al. Acetabular Anteversion Changes Due to Spinal Deformity Correction: Bridging the Gap between Hip and Spine Surgeons. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*. 2014, vol. 97, no. 23, s. 1913–1920. DOI 10.2106/JBJS.O.00276.

BUYUKASLAN, A. et al. Leg length discrepancy and adolescent idiopathic scoliosis: clinical and radiological characteristics. *Spine Deformity*. 2022, vol. 10, no. 2, s. 307–314. DOI 10.1007/s43390-021-00417-0.

CARLSON, J. M. Clinical Biomechanics of Orthotic Treatment of Idiopathic Scoliosis. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2003, vol. 15, no. 4, s. 17–30. DOI 10.1097/00008526-200310001-00004.

CASTELEIN, R. M. et al. Idiopathic Scoliosis as a Rotatory Decompensation of the Spine. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2020, vol. 35, no. 10 s. 1850–1857. DOI 10.1002/jbmr.4137.

CAȚAN, L. et al. Assessment of static plantar pressure, stabilometry, vitamin d and bone mineral density in female adolescents with moderate idiopathic scoliosis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020, vol. 17, no. 6, s. 2167. DOI 10.3390/ijerph17062167.

CRUICKSHANK, J. L.; KOIKE, M.; DICKSON, R. A. Curve patterns in idiopathic scoliosis. A clinical and radiographic study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*. 1989, vol. 71, no. 2, 259–263. DOI 10.1302/0301-620x.71b2.2925744.

CUNIN, V. Early-onset scoliosis-Current treatment. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2015, vol. 101, no. 1, s. 109–118. DOI 10.1016/j.otsr.2014.06.032.

DALLEAU, G. et al. Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. *European Spine Journal*. 2011, vol. 20, no. 1, s. 123–128. DOI 10.1007/s00586-010-1554-z.

DUFVENBERG, M. et al. Does postural stability differ between adolescents with idiopathic scoliosis and typically developed? A systematic literature review and meta-analysis. *Scoliosis and Spinal Disorders*. 2018, vol. 13, s. 19. DOI 10.1186/s13013-018-0163-1.

FADZAN, M.; BETTANY-SALTIKOV, J. Etiological Theories of Adolescent Idiopathic Scoliosis: Past and Present. *The Open Orthopaedics Journal*. 2018, vol. 11, no. 1, s. 1466–1489. DOI 10.2174/1874325001711011466.

GAO, C. et al. Center of pressure progression patterns during level walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *PLoS ONE*. 2019, vol. 14, no. 4. DOI 10.1371/journal.pone.0212161.

GIELEN, J. L.; VAN DEN EEDE, E. Scoliosis and sports participation. *International SportMed Journal*. 2008, vol. 9, no. 3. DOI 10.1007/s12534-011-0159-6.

GLENISTER, R.; SHARMA, S. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hip. *StatPearls*. 2019. PMID 30252275.

GUAN, X. et al. Effects of Ankle Joint Motion on Pelvis-Hip Biomechanics and Muscle Activity Patterns of Healthy Individuals in Knee Immobilization Gait. *Journal of Healthcare Engineering*. 2019, vol. 2019, s. 1–10. DOI 10.1155/2019/3812407.

GUM, J. L. et al. Transverse plane pelvic rotation in adolescent idiopathic scoliosis: Primary or compensatory? *European Spine Journal*. 2007, vol. 16, no. 10, s. 1579–1586. DOI 10.1007/s00586-007-0400-4.

GÜR, G. et al. The effectiveness of core stabilization exercise in adolescent idiopathic scoliosis: A randomized controlled trial. *Prosthetics and Orthotics International*. 2017, vol. 41, no. 3, s. 303–310. DOI 10.1177/0309364616664151.

HABER, C. K.; SACCO, M. Scoliosis: lower limb asymmetries during the gait cycle. *Archives of Physiotherapy*. 2015, vol. 5, no. 1. DOI 10.1186/s40945-015-0001-1.

HALLER, G. et al. 78 roblém joint hypermobility increases the risk of surgery in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*. 2018, vol. 27, no. 2, s. 152–158. DOI 10.1097/BPB.0000000000000489.

HAMRICK, M. W.; MCGEE-LAWRENCE, M. E.; FRECHETTE, D. M. Fatty Infiltration of Skeletal Muscle: Mechanisms and Comparisons with Bone Marrow Adiposity. *Frontiers in Endocrinology*. 2016, vol. 7, no. 69. DOI 10.3389/fendo.2016.00069.

HARATO, K. et al. A gait analysis of simulated knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome. *Gait and Posture*. 2008, vol. 28, no. 4, 687–692. DOI 10.1016/j.gaitpost.2008.05.008.

HASEGAWA, K. et al. Standing sagittal alignment of the whole axial skeleton with reference to the gravity line in humans. *Journal of Anatomy*. 2017, vol. 230, no. 5, s. 619–630. DOI 10.1111/joa.12586.

HATEM, H. A. et al. Hip And Knee Abductor Moments In Normal Subjects And Subjects With Idiopathic Scoliosis During Level Walking: Comparative Study. *Systematic Reviews in Pharmacy*. 2021, vol. 12, no. 3, s. 522–526. ISSN 0976-2779.

HAWES, M. C.; O'BRIEN, J. The transformation of spinal curvature into spinal deformity: Pathological processes and implications for treatment. *Scoliosis and Spinal Disorders*. 2006, vol. 1, no. 1, s. 3. DOI 10.1186/1748-7161-1-3.

HECKMANN, N. et al. The Effect of Spinopelvic Motion on Implant Positioning and Hip Stability Using the Functional Safe Zone of THR. In: RIVIÈRE, C.; VENDITTOLI P. A. *Personalized Hip and Knee Joint Replacement*. Cham: Springer, 2020. ISBN 978-3-030-24242-8.

HEFTI, F. Pathogenesis and biomechanics of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Journal of Children's Orthopaedics*. 2013, vol. 7, no. 1, s. 17–24. DOI 10.1007/s11832-012-0460-9.

HERMAN, R. et al. Idiopathic scoliosis and the central nervous systém: A motor control problem: The harrington lecture, 1983 scoliosis research society. *Spine*. 1985, vol. 10, no. 1, s. 1–14. DOI 10.1097/00007632-198501000-00001.

HORNG, M. H. et al. Cobb angle measurement of spine from x-ray images using convolutional neural network. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2019, vol. 2019, no. 9, s. 1–18. DOI 10.1155/2019/6357171.

CHAUDHRY, S. R.; CHAUDHRY, K. Anatomy, Abdomen and Pelvis, Pelvis. *StatPearls*. 2018. PMID 29489173.

IQBAL, K. Mechanisms and models of postural stability and control. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. 2011, s. 7837–7840. DOI 10.1109/IEMBS.2011. 6091931.

IYER, S. et al. *Sagittal Spinal Alignment in Adult Spinal Deformity: An Overview of Current Concepts and a Critical Analysis Review*. 2018, vol. 6, no. 5, s. 2. DOI: 10.2106/JBJS.RVW.17.00117.

IZZO, R. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *European Journal of Radiology*. 2013, vol. 82, no. 1, s. 118–126. DOI 10.1016/j.ejrad.2012.07.024.

JANICKI, J. A.; ALMAN, B. Scoliosis: Review of diagnosis and treatment. *Paediatrics & Child Health*. 2007, vol. 12, no. 9, s. 771–776. DOI 10.1093/pch/12.9.771.

KAPANDJI, A. *The Physiology of the Joints, volume III*. 6th ed. London: Churchill Livingstone, 2008. ISBN 9780702029592.

KARATEL, M.; YAGCI, G.; YAKUT, Y. Investigation of multidirectional hip range of motion and hip motion asymmetry in individuals with idiopathic scoliosis with different curve patterns. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2021, vol. 27, s. 77–83. DOI 10.1016/j.jbmt.2021.02.001.

KIM, Dong Suk et al., 2020. A meta-analysis of gait in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Clinical Neuroscience*. Vol. 81. DOI 10.1016/j.jocn.2020.09.035.

KHAMIS, S.; CARMELI, E. A new concept for measuring leg length discrepancy. *Journal of Orthopaedic*. 2017, vol. 14, no. 2, s. 276–280. DOI 10.1016/j.jor.2017.03.008.

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

LAZENNEC, J. Y.; BRUSSON, A.; ROUSSEAU, M. A. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *European Spine Journal*. 2011, vol. 20, no. 5, 686–698. DOI 10.1007/s00586-011-1937-9.

LE HUEC, J. C. et al. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: algorithm of decision for appropriate treatment. *European Spine Journal*. 2011, vol. 5, no. 5. 699–703. DOI 10.1007/s00586-011-1938-8.

MAHAUDENS, P. et al. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: Kinematics and electromyographic analysis. *European Spine Journal*. 2009, vol. 18, no. 4, s. 512–521. DOI 10.1007/s00586-009-0899-7.

MAHAUDENS, P.; THONNARD, J. L.; DETREMBLEUR, C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine Journal*. 2005, vol. 5, no. 4, s. 427–433. DOI 10.1016/j.spinee.2004.11.014.

MAK, T. et al. Patterns of coronal and sagittal deformities in adolescent idiopathic scoliosis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2021, vol. 22, no. 1, s. 44. DOI 10.1186/s12891020-03937-4.

MARCON, R. M. et al. Surgical correction of severe and fixed chin-on-chest deformity. *Acta Ortopedica Brasileira*. 2018, vol. 26, no. 6, s. 415–417. DOI 10.1590/1413-785220182606169271.

MÁRKUS, I. et al. The effect of coronal decompensation on the biomechanical parameters in lower limbs in adolescent idiopathic scoliosis. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*. 2018, vol. 104, no. 5, s. 609–616. DOI 10.1016/j.otsr.2018.06.002.

MURATA, Y. et al. The knee-spine syndrome. Association between lumbar lordosis and extension of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 2003, vol. 85, no. 1, s. 95–99. DOI 10.1302/0301-620x.85b1.13389.

NELSON, R.; PATEL, M. Genu Valgum. *StatPearls*. 2022. PMID 32644670.

NGUYEN, A. D.; SHULTZ, S. J. Identifying relationships among lower extremity alignment characteristics. *Journal of Athletic Training*. 2009, vol. 44, no. 5, s. 511–518. DOI 10.4085/1062-6050-44.5.511.

NIELSEN, E.; GOLDSTEIN, R. Y. Adolescent spine patients have an increased incidence of acetabular overcoverage. *Journal of Hip Preservation Surgery*. 2018, vol. 5, no. 2, s. 131–136. DOI 10.1093/jhps/hny004.

NIKITYUK, I.; VISSARIONOV, S. V. Supporting function of the feet in children with severe forms of idiopathic scoliosis before and after surgical treatment. *Genij Ortopedii*. 2021, vol. 27, no. 6. DOI 10.18019/1028-4427-2021-27-6758-766.

NISHIDA, M. et al. Position of the major curve influences asymmetrical trunk kinematics during gait in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*. 2017, vol. 51, s. 142–148. DOI 10.1016/j.gaitpost.2016.10.004.

OSHIMA, Y. et al. Knee-hip-spine syndrome: Improvement in preoperative abnormal posture following total knee arthroplasty. *Advances in Orthopedics*. 2019, no 12, s. 1–9. DOI 10.1155/2019/8484938.

OVADIA, D. Classification of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Journal of Children's Orthopaedics*. 2013, vol. 7, no. 1, s. 25–28. DOI 10.1007/s11832-012-0459-2.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part II. neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*. 1992a, vol. 5, no. 4, s. 390–396. DOI 10.1097/00002517-199212000-00002.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*. 1992a, vol. 5, no. 4, s. 383–389. DOI 10.1097/00002517-199212000-00001.

PARK, Hyun Joon et al., 2016. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. Vol. 25, no. 2. DOI 10.1007/s00586-015-3931-0.

PIERANNUNZII, L. Pelvic posture and kinematics in femoroacetabular impingement: a systematic review. 2017, vol. 18, no. 3, s. 187–196. DOI 10.1007/s10195-016-0439-2.

PINTO, E. M. Leg length discrepancy in adolescent idiopathic scoliosis. *Coluna/ Columna*. 2019, vol. 18, no. 3, s. 192–195. DOI 10.1590/S1808-185120191803208752.

QIU, X. S. et al. Anatomical study of the pelvis in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Anatomy*. 2012, vol. 220, no. 2, s. 173–178. DOI 10.1111/j.1469-7580.2011.01458.x.

RACZKOWSKI, J. W.; DANISZEWSKA, B.; ZOLYNSKI, K. Functional scoliosis caused by leg length discrepancy. *Archives of Medical Science*. 2010, vol. 6, no. 3, s. 393–398. DOI 10.5114/aoms.2010.14262.

RIVIÈRE, C. et al. Spine-hip relations add understandings to the pathophysiology of femoro-acetabular impingement: A systematic review. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2017, vol. 103, no. 4, s. 549–557. doi: 10.1016/j.otsr.2017.03.010.

ROHLMANN, A.; KLÖCKNER, C.; BERGMANN, G. Biomechanik der kyphose. *Die Orthopädie*. 2001, vol. 30, no. 12, s. 915–918. ISSN 2193-5262.

ROUSSOULY, P.; PINHEIRO-FRANCO, J. L. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European Spine Journal*. 2011, vol. 5, no. 5, s. 609–618. doi: 10.1007/s00586-011-1928-x.

SAKAI, Y. et al. Postoperative improvement in leg length discrepancy in adolescent idiopathic scoliosis differs between right and left legs☆. *North American Spine Society Journal*. 2022, vol. 10. DOI 10.1016/j.xnsj.2022.100114.

SAKTI, Y. M. et al. Pelvic parameter improvement following deformity correction in adolescence idiopathic scoliosis: A case series. *International Journal of Surgery Case Reports*. 2022, vol. 92. DOI 10.1016/j.ijscr.2021.106743.

SAMAEI, A. et al. Effects of genu varum deformity on postural stability. *International Journal of Sports Medicine*. 2012, vol. 33, no. 6, 469–473. DOI 10.1055/s-0031-1301331.

SARWARK, J. F. et al. The Biomechanics of Induction in Adolescent Idiopathic Scoliosis: Theoretical Factors. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2019, vol. 101, no. 6, s. 22. DOI 10.2106/JBJS.18.00846.

SEKIYA, T. et al. Evaluation of functional and structural leg length discrepancy in patients with adolescent idiopathic scoliosis using the EOS imaging system: A prospective comparative study. *Scoliosis and Spinal Disorders*. 2018, vol. 13, no. 1. DOI 10.1186/s13013-018-0152-4.

SCHAFER, R. C., 1987. *Clinical biomechanics: musculoskeletal actions and reactions*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins. ISBN 9780683075847.

SCHLÖSSER, T. P. C. et al. Anterior overgrowth in primary curves, compensatory curves and junctional segments in adolescent idiopathic scoliosis. *PLoS ONE*. 2016, vol. 11, no. 7. DOI 10.1371/journal.pone.0160267.

STEPPACHER, S. D. et al. Femoral morphology differs between deficient and excessive acetabular coverage. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2008, vol. 466, no. 4, s. 782–790. DOI 10.1007/s11999-008-0141-7.

STYLIANIDES, G. A. et al. Pelvic Morphology, Body Posture and Standing Balance Characteristics of Adolescent Able-Bodied and Idiopathic Scoliosis Girls. *PLoS ONE*. 2013, vol. 8, no. 7. DOI 10.1371/journal.pone.0070205.

TOTERA, J. et al. Sagittal balance: from theory to clinical practice. *EFORT Open Reviews*. 2021, vol. 6, no. 12, s. 1193–1202. DOI 10.1302/20585241.6.210062.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita. Část 1. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115–121. ISSN 1803-6597.

VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995.

VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.

WIERNICKA, Marzena et al., 2019. Postural Stability in Adolescent Girls with Progressive Idiopathic Scoliosis. *BioMed Research International*. Vol. 2019. DOI 10.1155/2019/7103546.

WU, K. W. et al. Bilateral asymmetry in kinematic strategies for obstacle-crossing in adolescents with severe idiopathic thoracic scoliosis. *Gait and Posture*. 2019, vol. 71, s. 211–218. DOI 10.1016/j.gaitpost.2019.05.007.

YANAGISAWA, S. et al. Relation among the knee, sagittal spinal alignment, and the spinal range of motion: Investigation in local medical check-ups using the SpinalMouse. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*. 2015, vol. 2, no. 2, s. 68–71. DOI 10.1016/j.asmart.2015.01.002.

ZABJEK, K. et al. Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and Idiopathic Scoliosis patients. *Clinical Biomechanics*. 2005, vol. 20, no. 5, s. 483–490. DOI 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.003.

ZHU, F. et al. A comparison of foot posture and walking performance in patients with mild, moderate, and severe adolescent idiopathic scoliosis. *PLoS ONE*. 2021, vol. 16, no. 5. DOI 10.1371/journal.pone.0251592.

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1. Podoskop physiosensing....41
Obrázek 2. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 1....43
Obrázek 3. Plantogram statické analýzy pac. č. 1 (physiosensing)....44
Obrázek 4. Plantogram posturální analýzy pac. č. 1 (physiosensing)....44
Obrázek 5. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 1 (physiosensing)....45
Obrázek 6. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 1 (physiosensing)....45
Obrázek 7. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 1....47
Obrázek 8. Plantogram statické analýzy pac. č. 2 (physiosensing)....48
Obrázek 9. Plantogram posturální analýzy pac. č. 2 (physiosensing)....48
Obrázek 10. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 2 (physiosensing)....49
Obrázek 11. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 2 (physiosensing)....49
Obrázek 12. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 3....51
Obrázek 13. Plantogram statické analýzy pac. č. 3 (physiosensing)....52
Obrázek 14. Plantogram posturální analýzy pac. č. 3 (physiosensing)....52
Obrázek 15. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 3 (physiosensing)....53
Obrázek 16. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 3 (physiosensing)....53
Obrázek 17. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 4....55
Obrázek 18: Plantogram statické analýzy pac. č. 4 (physiosensing)....55
Obrázek 19. Plantogram posturální analýzy pac. č. 4 (physiosensing)....56
Obrázek 20. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 4 (physiosensing)....57
Obrázek 21. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 4 (physiosensing)....57
Obrázek 22. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 5....59
Obrázek 23. Plantogram statické analýzy pac. č. 5 (physiosensing)....60
Obrázek 24. Plantogram posturální analýzy pac. č. 5 (physiosensing)....60
Obrázek 25. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 5 (physiosensing)....61
Obrázek 26. Plantogram posturální analýzy pac. č. 5 (physiosensing)....61
Obrázek 27. Aspekční vyšetření zezadu, zepředu, z boku pac. č. 6....63
Obrázek 28. Plantogram statické analýzy pac. č. 6 (physiosensing)....64
Obrázek 29. Plantogram posturální analýzy pac. č. 6 (physiosensing)....64
Obrázek 30. Statokineziogram levé a pravé nohy pac. č. 6 (physiosensing)....65
Obrázek 31. Plantogram dynamické analýzy pac. č. 6 (physiosensing)....65

Tabulka 1. Statická analýza pac. č. 1 (physiosensing) 43
Tabulka 2. Posturální analýza pac. č. 1 (physiosensing) 44
Tabulka 3: Dynamická analýza pac. č. 1 (physiosensing) 45
Tabulka 4. Statická analýza pac. č. 2 (physiosensing) 47
Tabulka 5. Posturální analýza pac. č. 2 (physiosensing) 48
Tabulka 6. Dynamická analýza pac. č. 2 (physiosensing) 49
Tabulka 7. Statická analýza pac. č. 3 (physiosensing) 51
Tabulka 8. Posturální analýza pac. č. 3 (physiosensing) 52
Tabulka 9. Dynamická analýza pac. č. 3 (physiosensing) 53
Tabulka 10. Statická analýza pac. č. 4 (physiosensing) 55
Tabulka 11. Posturální analýza pac. č. 4 (physiosensing) 56
Tabulka 12. Dynamická analýza pac. č. 4 (physiosensing) 57
Tabulka 13. Statická analýza pac. č. 5 (physiosensing) 59
Tabulka 14. Posturální analýza pac. č. 5 (physiosensing) 60
Tabulka 15. Posturální analýza pac. č. 5 (physiosensing) 61
Tabulka 16. Statická analýza pac. č. 6 (physiosensing) 63
Tabulka 17. Posturální analýza pac. č. 6 (physiosensing) 64
Tabulka 18. Dynamická analýza pac. č. 6 (physiosensing) 65

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas s účastí v bakalářské práci a se zpracováním osobních údajů

Informace o BP:

Vyšetření je prováděno studentkou Sophie Svitekovou pod vedením paní Mgr. Lenky Oplatkovej ve FN Motol. Bakalářská práce na téma Idiopatická skolióza ve vztahu s vadným postavením dolních končetin a plosek nohou zahrnuje aspekční vyšetření s následní fotografickou dokumentací, a měření na podoskopu (physiosensing).

Informace o pacientovi:

Jméno a příjmení:
Datum narození:

Prohlášení
Já, níže podepsaný/-á potvrzuji, že

a) sem se seznámil/-a s informacemi o průběhu a cíli výše popsané bakalářské práce (dále též jen „BP"),
b) dobrovolně souhlasím s účastí své osoby v této BP,
c) rozumím tomu, že se mohu kdykoli rozhodnout ve své účasti na BP nepokračovat

Zároveň prohlašuji, že

a) souhlasím se zveřejněním anonymizovaných dat a výstupů vzešlých z vyšetření a měření pro BP a s jejich dalším využitím,
b) souhlasím se zpracováním a uchováním osobních a citlivých údajů v rozsahu v tomto informovaném souhlasu uvedených ze strany Univerzity Karlovy, 2. lékařské fakulty, IČ:00216208, se sídlem: V Úvalu 84, 150 06 Praha 5, a to pro účely zpracování dat vzešlých z výzkumu,
c) souhlasím se zveřejněním fotodokumentace pořízené při provádění vyšetření pro účely BP,

Potvrzuji, že jsem převzal/-a podepsaný stejnopis tohoto informovaného souhlasu.

Kde:

Dne:

Podpis: