

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Anna Švábková

**Vyšetření chůze u pacientů s idiopatickou
skoliózou. Objektivizace pomocí
dynamického chodníku**

Diplomová práce

Praha 2018

Autor práce: **Bc. Anna Švábková**

Vedoucí práce: **as. Mgr. Magdaléna Lepšíková**

Oponent práce: **Ing. Pavel Černý**

Datum obhajoby: **2018**

Bibliografický záznam

ŠVÁBKOVÁ, Anna. *Vyšetření chůze u pacientů s idiopatickou skoliózou. Objektivizace pomocí dynamického chodníku*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2018, s. 99. Vedoucí práce Mgr. Magdaléna Lepšíková.

Abstrakt

Diplomová práce se věnuje problematice chůze u pacientů s idiopatickou skoliózou. Idiopatická skolióza tvoří přibližně 80 % případů skolióz, a její adolescentní typ je nejčastější formou deformity páteře v dětské populaci. Teoretická část práce shrnuje poznatky o tomto onemocnění a jeho terapii, se zaměřením na konzervativní léčbu pomocí korzetu. Dále popisuje fyziologický stereotyp chůze a odchylky pozorované u pacientů s idiopatickou skoliózou. Rozebírá také dopad, který má na bipedální lokomoci korzet. Cílem praktické části je ověřit, zda existuje vztah mezi závažností hlavní křivky páteře probandů se skoliózou a mírou asymetrie mezi jejich dolními končetinami z hlediska vybraných parametrů chůze. Jelikož se tato část zabývá chůzí bez korzetu i s ním, může zkoumat také vliv korzetu na míru příslušných asymetrií. K vyšetření vybraných parametrů chůze slouží metoda dynamické plantografie s využitím přístroje Zebris FDM-T System. Výzkumný soubor tvoří 14 probandů, (12 dívek a 2 chlapci), ve věku 9 až 17 let s idiopatickou skoliózou, kteří jsou léčeni konzervativně za využití korzetu. Výsledky na hladině významnosti $p = 0,05$ ukazují vztah mezi závažností hlavní skoliotické křivky páteře a mírou asymetrie v parametrech Foot rotation a Length of gait line pro chůzi v korzetu a v parametru Maximum force 1 pro chůzi v korzetu. Míra asymetrie sledovaných parametrů chůze bez korzetu a s ním se pozorovatelně neliší.

Klíčová slova

idiopatická skolióza, chůze, korzetoterapie, dynamická plantografie

Bibliographic identification

ŠVÁBKOVÁ, Anna. *Examination of gait in patients whit idiopathic scoliosis. Objectification using treadmill*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2018. 99 pages. Supervisor Mgr. Magdaléna Lepšíková.

Abstract

This master thesis concerns gait in patients with idiopathic scoliosis. Idiopathic scoliosis constitutes about 80 % of all scoliosis cases and its adolescent type is the most common form of spine deformity in the child population. The theoretical part outlines existing knowledge on this medical condition and its treatment, focusing on conservative therapy by corrective spinal orthoses. It further describes the physiological stereotype of gait and differences observed in patients with idiopathic scoliosis. It also discusses the effect exerted on bipedal locomotion by corrective spinal orthoses. The aim of the practical part is to examine whether there is a relationship between the severity of the main spinal curvature in subjects with scoliosis and the degree of asymmetry between their lower limbs for selected parameters of gait. Since this part concerns gait both without and with bracing, it can also analyse the impact of corrective spinal orthoses on the degree of the given asymmetries. The selected parameters of gait are ascertained by the method of dynamic plantography using a Zebris FDM-T System device. The research sample consists of 14 subjects (12 girls and 2 boys) between the age of 9 and 17 years with idiopathic scoliosis who receive conservative treatment including bracing. The results show that, at the significance level $p=0.05$, there is a relationship between the severity of the main spinal scoliotic curvature and the degree of asymmetry in the parameters Foot Rotation and Length of gait line for gait without corrective spinal orthoses, and in the parameter Maximum force 1 for gait with corrective spinal orthoses. The degree of asymmetry in the selected parameters does not differ detectably between not wearing and wearing corrective spinal orthoses.

Keywords

idiopathic scoliosis, gait, bracing, dynamic plantography

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením as. Mgr. Magdalény Lepšíkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze

Anna Švábková

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí mé diplomové práce as. Mgr. Magdaléně Lepšíkové za mnoho cenných připomínek, rad, vstřícnost a trpělivost. Dále jí spolu s PhDr. Marcelou Šafářovou, Ph.D., Mgr. Evou Gitschinskou a Mgr. Veronikou Kubů patří dík za spolupráci při získávání probandů pro účast na měření dat v rámci praktické části práce. A také Mgr. Michaele Opálkové za zaškolení ve vyšetření pomocí přístroje Zebris FDM-T System.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	15
ÚVOD.....	11
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	12
1.1 Skolióza.....	12
1.1.1 Adolescentní idiopatická skolióza	13
1.1.2 Etiologie.....	13
1.1.2.1 Narušené funkce u pacientů s adolescentní idiopatickou skoliózou	14
1.1.3 Klasifikace	14
1.1.4 Vedení léčby	15
1.1.5 Fyzioterapie u pacientů s idiopatickou skoliózou.....	17
1.2 Korzetoterapie.....	18
1.3 Chůze	21
1.3.1 Chůzový cyklus.....	21
1.3.1.1 Stojná fáze	22
1.3.1.2 Švihová fáze	22
1.3.1.3 Normální parametry chůze	23
1.3.2 Pohyb páteře.....	27
1.3.2.1 Intersegmentální pohyb obratlů v sagitální rovině.....	29
1.3.2.2 Intersegmentální pohyb obratlů ve frontální rovině.....	29
1.3.2.3 Intersegmentální pohyb obratlů v transverzální rovině.....	29
1.3.2.4 Souhrnný pohyb páteře.....	30
1.3.3 Pohyby horních končetin	30
1.3.4 Svalová aktivita během chůze.....	30
1.3.5 Chůze u skoliotiků	32
1.3.6 Chůze v korzetu	34
1.4 Teoretické základy pro vyšetření chůze pomocí dynamického chodníku s tlakovými senzory	36
1.4.1 Dynamická plantografie.....	36
1.4.2 Reakční síly povrchu.....	36
1.4.3 Chůze na pohyblivém pásu	37
2 CÍLE A HYPOTÉZY	38
2.1 Cíle práce	38
2.2 Hypotézy	38
3 METODIKA	44

3.1	Charakteristika zkoumané skupiny	44
3.2	Metodika vyšetření.....	46
3.2.1	Zebris FDM–T System	46
3.2.2	Průběh vyšetření a sledované parametry.....	50
3.3	Statistické zpracování dat	51
3.3.1	Popis metodologie a zdrojových dat	51
4	VÝSLEDKY	54
4.1	Ověření hypotéz pro jednotlivé parametry chůze	54
4.1.1	Maximum force 1	54
4.1.2	Maximum force 2.....	56
4.1.3	Foot rotation.....	57
4.1.4	Step length	59
4.1.5	Step width	61
4.1.6	Stride length	62
4.1.7	Length of gait line	62
4.1.8	Single support line	64
4.1.9	Stance phase.....	66
4.1.10	Double stance phase	68
4.2	Shrnutí výsledků	69
5	DISKUZE	71
	ZÁVĚR	78
	REFERENČNÍ SEZNAM	80
	SEZNAM TABULEK	89
	SEZNAM GRAFŮ.....	90
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	91
	SEZNAM PŘÍLOH.....	92

SEZNAM ZKRATEK

3D	trojrozměrný
AIS	adolescentní idiopatická skolióza
BSPTS	Barcelona Scoliosis Physical Therapy School
C	cervikální
cm	centimetr
CNS	centrální nervová soustava
COG	center of gravity
COM	center of mass
COP	center of pressure
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
FITS	Functional Individual Therapy of Scoliosis approach
GRF	ground reaction force
hod	hodin
IS	idiopatická skolióza
L	levá
L(x)	lumbální (číslo obratle)
m.	musculus
mm	milimetr
N	newton
P	pravá
RSC	Rigo System Chêneau
RTG	rentgenový
SD	směrodatná odchylka
SEAS	Scientific Exercise Approach to Scoliosis
SOSORT	Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment
Th	thorakální
Th/L	thorakolumbální
USA	United States of America
R ²	koeficient determinace

sin	sinistro
dx	dextro
M	muž
Ž	žena

ÚVOD

Skolióza je nejčastější deformitou páteře v dětském věku. Dochází k postižení tvaru páteře ve všech třech rovinách. Změněná konfigurace páteře má dopad na postavení ostatních tělesných segmentů. To se zákonitě odráží v provádění všech pohybů, kdy jedním z nejběžněji vykonávaných je chůze. Chůze ve své komplexnosti odráží funkci centrální nervové soustavy a pohybového systému. Vyšetření chůze pohledem patří k základním klinickým vyšetřením a zároveň slouží jako nástroj pro zhodnocení efektu terapie. Současné technologie nám umožňují detailní a objektivní analýzu chůze. Naměřené parametry nám pak pomáhají lépe pochopit mechanismy uplatňující se u určitého onemocnění a vyvozovat z nich konkrétní závěry, které následně zohledňujeme v terapii.

Motivací pro volbu tématu mé diplomové práce byla snaha o získání uceleného náhledu na onemocnění skoliózou páteře a uvědomění si všech aspektů této deformity v kontextu chůze pacientů.

Za tímto účelem podává teoretická část práce informace o vlastním onemocnění. Tedy definici idiopatické skoliózy, projevy této poruchy, klasifikaci, možné příčiny vzniku, diagnostiku a vyšetření, vedení léčby a možné léčebné přístupy z pohledu fyzioterapeuta. Blíže se věnuje korzetoterapii, která je často nedílnou součástí komplexní terapie. Pro zhodnocení chůze a odlišení patologií je třeba dobrých znalostí fyziologického chůzového vzoru. V další části se proto zaměřuji na popis chůzového cyklu u zdravých jedinců. Následují aktuální poznatky ze zkoumání změn stereotypu chůze u pacientů s idiopatickou skoliózou. Dalším tématem je vliv korzetu na chůzi, dochází v něm sice ke korekci křivky, avšak za cenu omezení pohybu tělesných segmentů účastnících se chůze.

Cílem praktické části práce bylo posouzení vztahu mezi velikostí křivky, která udává tíži skoliózy a asymetrií chůze. Konkrétně analýzou reakčních sil povrchu během chůze za využití přístroje Zebris FDM-T systém. Dále zhodnocení stejných parametrů při chůzi za podmínek, kdy má pacient nasazený korzet a porovnání těchto dvou situací. Výsledky následně porovnat s nálezy autorů studií zabývajících se obdobným tématem a na základě teoretických poznatků navrhnout jejich možná zdůvodnění. Konečným cílem je ze zjištěných nálezů vyvodit závěr pro terapii.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Skolióza

Skolióza byla společností pro výzkum skoliózy (Scoliosis Research Society) definována jako boční zakřivení páteře větší než 10° v koronální rovině. Jedná se o trojrozměrnou deformitu (Hamad et al. 2017). Obratle jsou vůči sobě rotovány tak, že dochází k posunu jednoho trnu obratle proti druhému ve směru konkavity oblouku páteře. Zároveň jsou obratle ve svém tvaru deformovány ve smyslu torze. Největší změny nacházíme na vrcholových a přechodných obratlích. Vrcholový obratel je nepravidelně klínovitý, na konvexní straně skoliotického oblouku je vyšší než na straně konkávní a zároveň je ve směru zpředu dozadu oploštěný zpředu (Kolář 2003).

Pro skoliotickou páteř jsou charakteristické tři základní strukturální změny – lateralizace, rotace a torze. Změny na páteři jsou spojeny se změnami na žebrech. Na konkávní straně hrudníku jsou žebra natlačena k sobě a vzniká jejich hluboké vtažení. Oproti tomu na konvexní straně jsou žebra roztažena a vytvářejí gibbus (Hamad et al. 2017). Lopatky jsou postaveny asymetricky. Na konvexní straně hrudníku je lopatka posunuta více kraniálně a laterálně než na druhé straně. Crista iliaca pánve na straně konvexity je níže, na opačné straně výše (Kolář 2003).

Na základě etiologie rozlišujeme 3 základní typy skolióz – idiopatickou, kongenitální a neuromuskulární. Dále je celá řada minoritních příčin vzniku skoliózy – při neurofibromatóze, z poruchy mezenchymu, při tumorech, stavech po ozářeních, revmatickém onemocnění, pozánětlivých stavech, při osteochondrodystrofií, poruchách metabolismu, u Ehlersova-Danlosova syndromu či Marfanova syndromu (Repko 2010). Idiopatická skolióza (IS) tvoří přibližně 80 % případů. Může se vyvinout kdykoli během dětství a adolescence. Nejčastěji se objevuje během period růstového spurtu, první je v prvních měsících života, obecně mezi šestým a dvacátým čtvrtým měsícem, další mezi pátým a osmým rokem věku a nejdůležitější nastává v pubertě, obecně ve věku mezi 11 až 14 roky. Míra vývoje páteřních křivek se nejrapidněji mění na začátku puberty (Negrini et al. 2016).

1.1.1 Adolescentní idiopatická skolióza

Adolescentní idiopatická skolióza (AIS) je nejčastějším typem deformity páteře v dětské populaci. AIS je nejčastější typ skoliózy postihující okolo 0.5–3 % adolescentů v různém stupni tíže deformity. Objevuje se v 10 až 18 letech věku a je 8 až 10krát častější u dívek než u chlapců. Nejčastějším typem křivky je hrudní křivka vpravo spojená s pravostranným hrudním gibbem. AIS je velice heterogenní onemocnění, u některých pacientů se projevuje velmi progresivním vývojem křivek, u jiných je postup pomalý a neagresivní. Má negativní dopad na vnímání sebe sama, zvyšuje výskyt degenerativních změn páteře, bolesti zad a v případě těžkých deformit způsobuje zhoršení funkce respiračního a oběhového systému (Nishida et al. 2017).

1.1.2 Etiologie

Jak vyplývá z názvu, IS je onemocnění, jehož příčina stále zůstává neobjasněna. Je hledána ve vrozené či získané poruše struktury obratle. Dědičné faktory jsou obecně přijímány jako možný důvod, ačkoli se nedaří identifikovat jeden gen, který by za onemocnění zodpovídal. Ve spojitosti s nástupem onemocnění během růstového spurtu byly zkoumány i hormonální vlivy. Konkrétně růstový hormon, vzhledem k častějšímu výskytu u dívek estrogeny, dále melatonin a v recentních pracích kalmudolin-protein, regulující hladinu vápníkových iontů. Také byly identifikovány abnormality tkáně spinálních ligament, svalů či intervertebrálních disků. Mezi biomechanické faktory se řadí teorie podle Karskeho (Latalski et al. 2017).

Karski (2010) vychází z předpokladu, že asymetrický pohyb kyčelních kloubů při chůzi a stojí, kvůli asymetrickému rozsahu kyčlí do abdukce, způsobí asymetrii pánve, vyústující v rozvoj skoliózy.

Jako rizikový faktor byly rozpoznány dysfunkce nervového systému, které se ale klasifikují jako náležící do oddělené etiologické kategorie. Některé výše zmíněné teorie mají čistě teoretickou hodnotu a také prakticky není způsob, kterým by se dalo odlišit, zda jsou zkoumané změny primárního či sekundárního charakteru. Na základě různorodosti možností vývoje IS, lze předpokládat multifaktoriální původ. Zmíněné možnosti mají mezi sebou spíše doplňkový vztah, než že by se vzájemně vylučovaly. To také vysvětluje komplexnost určujících činitelů a jejich vztah k vývoji poruchy páteře (Latalski et al. 2017).

1.1.2.1 *Narušené funkce u pacientů s adolescentní idiopatickou skoliózou*

Kontrola rovnováhy vyžaduje integraci vizuální, propioceptivní a vestibulární informace. Sensorické systémy a centrální mechanismy vykonávající senzomotorickou kontrolu dozrávají v různých stupních vývoje. Dozrání propiocepce je dokončeno až na konci adolescence. V porovnání s dospělými, adolescenti více spoléhají na vizuální podněty při udržování rovnováhy. Během klíčové periody růstového spurtu mohou změny v mechanismech senzomotorické kontroly pramenící z dysfunkce v neurální síti zpracovávající vestibulární a propioceptivní informace potencovat skoliózu páteře. U adolescentů s AIS může být částečně změněno zpracování vestibulárních informací kvůli neideálnímu zpracování propiocepce a porušenému vnímání subjektivní vertikály (Pialasse et al. 2016).

Dostatečná kontrola rovnováhy ve vzpřímení sebou nese detekci instability (její směr, amplitudu) a výběr vhodných motorických příkazů k obnovení stability. Výsledky studií ukazují nižší schopnost kontroly rovnováhy u pacientů s AIS (Pialasse et al. 2014).

1.1.3 *Klasifikace*

Existuje mnoho různých systémů klasifikace skoliózy. Jedním z nich je klasifikování idiopatické skoliózy na základě stáří dítěte, ve kterém byla deformita diagnostikována. Negrini et al. (2016) uvádí rozdělení na infantní: 0-2 let, juvenilní: 3-9 let, adolescentní: 10-18 let a v dospělém věku: 18 a více let. Čím delší je období mezi diagnostikováním skoliózy a dokončením růstu dítěte, tím vyšší je riziko vývoje těžší a komplikovanější deformity.

Další klasifikace je založena na Cobbově metodě, která je jedním z rozhodujících faktorů pro volbu terapie. Tíže křivek se určuje měřením Cobbova úhlu na předozadních a bočních projekcích. Cobbův úhel svírají kolmice na přímkou procházející odlehlými krycími plochami koncových obratlů (Repko 2012).

Na základě stupňů dle Cobba dělíme křivky do skupin v rozmezí 10–20°, 20-40°, 40-60°, nad 60° (Kolář, Šafářová in Kolář a kol., 2011).

Další používané hodnocení skoliózy je na základě topografie křivky. Popisuje anatomickou stránku deformity ve frontální rovině.

Ponseti rozlišuje skoliózu krční: vrchol disk C6-7, cervikothorakální: vrchol od C7 do Th1, hrudní: vrchol od disku Th1-2 do disku Th11-12, thorakolumbální: vrchol od Th12 do L1 a bederní: vrchol disk L1-2 (Negrini et al. 2016).

Kingova klasifikace dělí skoliózy na tyto typické formy:

King 1: Primární lumbální křivka, je větší a méně flexibilní

King 2: Primární hrudní křivka, je větší a méně pohyblivá než bederní

King 3: Pravostranná dolní hrudní křivka, lumbální křivka není vyvinutá

King 4: Dlouhá hrudní či thorakolumbální křivka, pravostranná či levostranná

King 5: Dvojitá hrudní křivka, horní křivka má začátek na Th1, je neobyčejně rigidní a je spojena s elevací levé lopatky a těžkým kosmetickým defektem (Dungl 2014).

U idiopatických skolióz je v současné době nejužívanější Lenkeho systém, který rozlišuje 3 základní měřené parametry: typ křivky, parametr bederní páteře a sagitální hrudní parametr. Využití má především pro plánování operace (Repko 2012).

1.1.4 Vedení léčby

Dungl (2014) udává u terapie idiopatické skoliózy toto schéma. U křivek o velikosti 10-20° postačuje sledování, případně doporučení vhodné pohybové aktivity, neoznačuje tento defekt jako preartrózu páteře. Křivku v rozmezí 20-40° již za preartrózu páteře považuje, závažnost roste s velikostí křivky. Proto je u křivek nad 20°, kde byla mezi jednotlivými kontrolními rentgeny zachycena progresse křivky indikována léčba ortézou. U zakřivení páteře většího, než je 40°, je z důvodu závažné preartrózy indikována operační léčba. Fúze páteře má za cíl zabránit artrotickým změnám ve zpevněném úseku a rozvoji sekundárních adaptačních křivek. V případě, kdy se jedná o adolescentní idiopatickou skoliózu, vzhledem k již pouze omezenému potenciálu růstu, označuje korzetoterapii za kontroverzní.

Oproti tomu v zahraničním textu je ve strategii léčby AIS korzetoterapie popsána u pacientů s křivkami mezi 25° a 45°. Operační léčba je indikována u pacientů, u kterých selhala konzervativní léčba a velikost křivky je nad 45° s výrazným zbytkovým růstovým potenciálem, stejně jako u pacientů s křivkami nad 50° (Ramirez a Ebersson 2017).

Při stanovení diagnózy idiopatické skoliózy vyhodnocujeme příznaky, které vnímáme jako rizikové ve vztahu k progresivnímu vývoji skoliotické křivky. Pravděpodobnost tohoto rizika může být u pacientů s predisponujícími faktory velmi vysoká. Prognosticky důležitým faktorem je počáteční věk při objevení skoliózy, čím mladší věk při objevení skoliózy, tím horší prognóza. Z hlediska pohlaví je výskyt idiopatické skoliózy vyšší u dívek než u chlapců. Dalším faktorem, který je možné označit za rizikový je lokalizace primární křivky, torakální skoliózy jsou méně příznivé nežli více kaudálně lokalizované křivky. Zaměřujeme se na stav měkkých tkání, hodnotíme laxicitu kůže a kloubů, její zvýšení je značně rizikovým faktorem ve vztahu k progresi křivky. Pro vývoj křivky je také významné důkladné vyšetření mozečkových funkcí. Jejich mírně naznačená porucha je spolu se zvýšenou laxitou měkkých tkání považována za nejzávažnější příznak potencionálního progresivního vývoje křivky. Kompenzaci křivky určujeme olovníci spuštěnou od středu záhlaví. Při uchýlení spuštěné olovnice od středu sakra označujeme křivku za dekompenzovanou. S velikostí dekompenzace křivky roste předpoklad progresu. Roli ve vztahu k možné progresi hraje i genetické zatížení (Kolář 2013).

V souvislosti s rizikovými faktory progresu křivky se v anamnéze zajímáme o stupeň pohlavního vývoje dítěte, u dívek o dobu menarché a také o rodinnou anamnézu. Při klinickém vyšetření je klíčové vyšetření v předklonu, kdy u skolióz nalézáme paravertebrální navýšení (gibbus) na straně zakřivení. Hodnotíme stupeň dekompenzace trupu jako celku, symetrii tailí (Repko 2012).

Autoři pilotní studie (Lukovic et al. 2015), kteří se zabývali validitou a reliabilitou fyzioterapeutických měření sloužících pro monitorování skoliózy navrhli protokol pro tyto účely. Dle jejich návrhu sestává ze základních antropometrických a klinických měření jako je tělesná výška, váha, obvod hrudníku při nádechu a výdechu, délka končetin, pozice lopatek, přítomnost kontraktury m. iliopsaos, hloubka bederní lordózy, rotace trupu.

Vyšetřením aktivní i pasivní schopnosti úklonu na obě strany získáváme orientační posouzení flexibility deformity. Jako součást klinického vyšetření můžeme provést i speciální vyšetření neurologické, často doprovázené klinickou neurofyziologií (EMG, EEG, evokované potenciály) a funkční vyšetření kardiopulmonálního aparátu (vitální kapacita plic, echo srdce).

K základním nástrojům u vyšetření skolióz řadíme zobrazovací metody. V předozadní a boční projekci ve stoje pacienta zhotovujeme rtg dlouhé formáty celé páteře se zachycením polohy hlavy i pánve. Flexibilitu křivek určujeme doplněním základních snímků o snímky úklonové na konvexitu jednotlivých křivek s centrací k vrcholům daných křivek (Repko 2012).

Ve snaze eliminovat zátěž rentgenového záření jsou vyvíjeny nové zobrazovací technologie. Příkladem je 3D povrchová tomografie. Ačkoli existuje korelace mezi klinickým nálezem a povrchovým měřením, zdá se, že v porovnání s rentgenovým vyšetřením měří jiný aspekt deformity. Hodí se tedy pro dokumentaci vnějších asymetrií spojených se skoliózou. Nelze však použít pro zhodnocení velikosti křivky (Lukovic et al. 2015).

1.1.5 Fyzioterapie u pacientů s idiopatickou skoliózou

Dle SOSORT (Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment) a Scoliosis Research Society je doporučen model léčby, ve kterém je fyzioterapeut součástí multidisciplinárního týmu. Tento tým zahrnuje ortopeda, ortotika a psychologa. Součástí komplexní léčby adolescentní idiopatické skoliózy jsou specifická cvičení pro skoliózu (Scoliosis-specific exercises). Na základě individuální indikace jsou využity samostatně či v kombinaci s korzetoterapií nebo operací. Klinická zkušenost ukazuje, že specifická cvičení pro skoliózu mohou ovlivnit stabilizaci křivky, u neprogresivních forem snížit Cobbův úhel. Mezi další výhody patří zlepšení asymetrie trupu, svalových dysbalancí a související bolest. V případě závažnějších deformit zlepšení dechové funkce. Standardními prvky těchto intervencí jsou 3D autokorekce, nácvik běžných denních činností, stabilizace korigované postury a edukace pacienta.

Mezi představiteli specifických cvičení pro skoliózu (Scoliosis-specific exercises) je prezentováno 7 hlavních škol. Společné pro tyto rozdílné přístupy a techniky je, že jsou podpořeny vědeckými důkazy a jejich společným cílem je léčba všech aspektů trojrozměrné deformity.

Konkrétně se jedná o Lyon přístup z Francie, Katharina Schroth Asklepios přístup z Německa, Scientific Exercise Approach to Scoliosis (SEAS) z Itálie, Barcelona Scoliosis Physical Therapy School přístup (BSPTS) ze Španělska, Dobomed přístup z Polska, Side Shift přístup ze Spojeného království a Functional Individual Therapy of Scoliosis approach (FITS) z Polska (Berdishevsky et al. 2016).

V České republice se dále využívá Klappovo lezení, Vojtova reflexní lokomoce či aktivní cvičení na základě vývojové kineziologie. Pro posouzení přínosů a efektivity daných metod pro pacienty je třeba dalšího výzkumu.

1.2 Korzetoterapie

Korzetoterapie je hlavní součástí konzervativní léčby skoliózy. Na základě rozdílných přístupů je v prvním případě jejím cílem především zamezení progresu deformity a zamezení potřeby operační léčby nežli primární korekce deformity. V druhém případě je to zlepšení posturální symetrie a pomoc pacientovi dosáhnout určitého stupně korekce deformity páteře nasazením korzetu.

Ve spojených státech je u skolióz nejvíce používaným typem Boston korzet. Boston korzet je rigidní a symetrický. Mezi další typy korzetů používané v USA patří Milwaukee a Wilmington korzet. Pro noční nošení je nejčastěji doporučen Providence a Charleston korzet.

Ve Francii byl Pierrem Stagnarem vytvořen Lyon korzet. Lyon korzet má za cíl elongaci trupu pacienta s rovnou distribucí sil na pravou a levou stranu pro celkové snížení torze páteře. Za současných dekád prošel vývojem a nejnovější model se nazývá Lyon ARTkorzet.

V Evropě byl později vyvinut Chêneau korzet, jehož koncept byl výrazně ovlivněn metodou Schrothové a jeho konstrukce byla uzpůsobena tak, aby pacienti v korzetu mohli těžit z korekčního derotačního dýchání Schrothové.

Chêneau korzet se konceptuálně liší od Boston korzetu. Zatímco symetrický Boston korzet užívá strategicky umístěné vypolstrování ve snaze zkorigovat nebo zastavit progresi případně vyvolat korekci, Chêneau korzet se pokouší o korekci páteře ve třech rovinách skrze asymetrickou koncepci. Pro dosažení korekce, je každý korzet vytvořen a aplikován individuálně dle typu křivky.

Následně se vývoji věnoval Weiss, který testoval systém známý jako RSC (Rigo System Chêneau) korzet. V současnosti navazuje na Chêneau korzetování pokrokem k Gensingen Brace®.

Existují i jiné „Chêneau-styl“ systémy korzetování. Většina je vytvořena jednotlivými ortotiky, kteří vyvinuli vlastní verze, či modifikace na základě Chêneau principů (Moramarco a Borysov 2017).

V České republice existuje originální dynamická korekční trupová ortéza typ Černý. Má srovnatelnou korekční účinnost s rigidními ortézami a zároveň umožňuje inklinaci a mírnou flexi páteře. Během těchto pohybů si zachovává své korekční účinky na zakřivení i rotaci páteře. Na rozdíl od Chêneau korzetu se nehodí pro korekci thorakolumbálních křivek a pro křivky s vrcholem blízko Th/L přechodu, protože je skořepina korzetu v této oblasti rozdělena na hrudní a pánevní díl (Černý 1999).

Při takzvaném plném režimu se předpokládá nošení korzetu 23 hod denně. Za určitých podmínek jako je dobrá korekce křivky či adolescentní věk je možné dobu nošení zkracovat tak, aby nedošlo ke ztrátě korekce či progresi křivky. Zkrácení doby nošení korzetu u pacientů s idiopatickou adolescentní skoliózou na 16 hodin denně se jeví v porovnání s celodenním režimem jako stejně účinné. Nedílnou součástí léčby korzetoterapií je specificky zaměřená fyzioterapie, zaměřená na aktivní korekci asymetrií a posílení svalstva, jež není v korzetu vystaveno přirozené zátěži (Dungl 2014).

Hlavní překážkou v úspěšné léčbě je spolupráce pacienta. Přes významný vztah mezi hodinami nošení korzetu a pravděpodobností úspěchu léčby je míra ochoty ke spolupráci v nošení korzetu nízká. Jako nejnáročnější se jeví letní období a čas školní docházky. Mnoho pacientů popisuje bolest a dráždění kůže v korzetu (Brigham a Armstrong 2017).

Zhodnocení obecného efektu a účinnosti korzetoterapie je značně obtížné. Roli ve finálním výsledku hraje mnoho faktorů jako je režim nošení, kvalita korzetu, typ skoliózy, míra spolupráce a další.

SOSORT na podkladě nynějších vědeckých poznatků sestavil seznam 10 doporučení v korzetoterapii: 1. Korzetoterapie je doporučena k léčbě AIS. 2. Je doporučena k léčbě juvenilní a infantilní idiopatické skoliózy jako první krok v pokusu se vyhnout nebo alespoň odsunout operaci do vhodnějšího věku.

3. Korzetoterapie je doporučena u pacientů s rozvíjející se IS nad 25° během růstu, u těchto případů by užití specifického cvičení pro skoliózu samostatně (bez korzetoterapie), nemělo být vykonáváno bez předepsání odborníkem na skoliózu. 4. Rigidní korzet je doporučen k léčbě infantilní idiopatické skoliózy v pokusu o stabilizaci křivky. 5. Není doporučeno aplikovat korzet při léčbě pacientů v křivkami pod 15° s odchylkou $\pm 5^\circ$ Cobba, pokud to nebude jinak opodstatněná možnost specializovaným lékařem v konzervativní léčbě deformit páteře. 6. Korzetování je doporučeno k léčbě pacientů s křivkami nad 20° s odchylkou $\pm 5^\circ$ Cobba, stále rostoucích (Risser 0 až 3) a s vyjádřenou progresí deformity či zvýšeném riziku zhoršení, pokud to nebude jinak opodstatněná možnost specializovaným lékařem v konzervativní léčbě deformit páteře. 7. Velmi tuhý, rigidní korzet je doporučen k léčbě pacientů s křivkami mezi 45° a 60° ve snaze vyhnout se operaci. 8. Je doporučeno, aby každý léčebný tým zajistil korzet, který zná nejlépe, s kterým má více zkušeností a vnímá výsledky. Toto vychází ze současných poznatků, na základě kterých zde není korzet, jenž by šlo doporučit oproti ostatním. 9. Je doporučeno nosit korzet v plném režimu nebo ne méně než 18hod denně na začátku léčby, pokud to nebude jinak opodstatněná možnost specializovaným lékařem v konzervativní léčbě deformit páteře. 10. Jelikož léčba vykazuje “odpověď na dávku”, je doporučeno, aby byl počet hodin nošení korzetu za den úměrný vážnosti deformity, věku pacienta, stádiu, cíli a celkovým výsledkům léčby a dosažitelné ochoty spolupracovat. 11. Denní nošení korzetu je úměrné závažnosti deformity, věku pacienta, stádiu skoliózy, cíli a celkovým výsledkům léčby a očekávané ochoty spolupracovat. 12. Nošení korzetu je doporučeno do konce kostního růstu obratlů a poté čas nošení postupně snižovat, pokud to nebude jinak opodstatněná možnost specializovaným lékařem v konzervativní léčbě deformit páteře. 13. Je doporučeno postupně redukovat dobu nošení korzetu během vykonávání stabilizačních cvičení, aby mohlo dojít k adaptaci posturálního systému a udržení výsledků. 14. Je doporučeno využít každé cesty k podpoře ochoty spolupracovat, včetně důkladného dodržování doporučení definovaných v SOSORT (The International Scientific Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment Guidelines for Bracing Management). 15. Je doporučeno pravidelné kontrolování dodržování spolupráce v korzetoterapii pomocí monitorovacích zařízení.

16. Je doporučeno kontrolovat kvalitu korzetu pomocí rentgenového snímku při jeho nasazení (Negrini et al. 2016).

1.3 Chůze

Bipedální lokomoce je pro člověka druhově specifická. Jedná se o automatický cyklický pohyb, který je nejběžnějším způsobem lidské lokomoce. Zároveň je každý jedinec svým pohybovým projevem v chůzi odlišný a jedinečný.

K utváření vzpřímené chůze je třeba automatického řízení držení těla (což vyžaduje intaktní CNS a volnou intersegmentální rotaci obratlů), druhově specifické vzpřimovací mechanismy trupu společně s cíleným krokovým pohybem končetin (Vojta 2010).

Většina dětí dosáhne samostatné chůze ve věku mezi 12 a 14 měsíci. Chůze je ještě nezralá, charakterizovaná nestejnou délkou kroku, nadměrnou abdukci a zevní rotací kyčelního kloubu, flexí kyčelního a kolenního kloubu ve švihové fázi, stojná fáze je iniciována kontaktem celé plošky, kolenní kloub je v hyperextenzi a váha je přenášena s chodidlem v pronaci. Opěrná báze je širší než šířka trupu, končetiny jsou postupně ve vysoké, střední a nízké pozici, reciproční pohyby paží se objeví 4 až 5 měsíců od počátku chůze. Rotace a klopení pánve je nedostatečné (Bertoti 2004).

Prvních 6 měsíců po nástupu samostatné chůze reprezentuje proces integrace posturální kontroly za dynamických pohybových nároků během chůze. Po tomto období začíná fáze vyladování, charakterizovaná přesnějším přizpůsobením chůzových parametrů. Ve věku mezi 3 až 4 lety je již přítomna většina kinematických parametrů chůze jako u dospělého, ačkoli dozrávání chůze stále pokračuje. V literatuře je možné nalézt rozdílné názory na věk, ve kterém je chůze plně vyzrálá. Některé práce mluví o věku mezi 5 až 7 lety a další změny připisují změně výšky spíše než věku. Jiné poukazují na to, že vývoj chůzového vzoru pokračuje až do adolescence (Bisi a Stagni 2016).

1.3.1 Chůzový cyklus

Chůzový cyklus je sekvence pohybů mezi dvěma po sobě jdoucími počátečními kontakty stejné nohy. V případě, že iniciálním kontaktem je dopad paty pravé nohy je chůzovým cyklem jeden dopad paty až po další dopad paty, téže nohy. Chůzový cyklus tedy popisuje, co se odehrává s jednou dolní končetinou.

Stejná sekvence událostí je poté opakována s druhou. Chůzi popisujeme prostorovými parametry jako je délka jednoho krokového cyklu, délka kroku, šířka kroku, časovými údaji jako je trvání kroku, kadence a parametry popisujícími čas i prostor jako např. rychlost chůze. Každý z parametrů by měl být velmi podobný u obou dolních končetin (Magee 2014).

Fáze základního chůzového cyklu jsou prosté: stojná je období, kdy je noha v kontaktu se zemí a švihová je dána časem, po který je noha ve vzduchu. Stojná fáze zabírá 60-65 % cyklu a fáze švihová odpovídá od 35 do 40 % krokového cyklu. Dále popisujeme 2 periody dvojí opory a jednu periodu jednobodové opory (Rose a Gamble 2006).

1.3.1.1 Stojná fáze

Stojná fáze je charakterizována kontaktem nohy se zemí a nesením váhy. Dolní končetina nese váhu těla a zároveň se chová jako tlumič, který dovoluje se tělu přenést přes opornou končetinu. Za normálních podmínek tvoří 60 % krokového cyklu a sestává z 5- ti podfází. Iniciální kontakt je moment přijímání váhy stojnou dolní končetinou a je brán jako prvních 10 % chůzového cyklu. Během této periody se jedna noha odlepuje od země, zatím co druhá přijímá váhu těla a absorbuje náraz počátečního kontaktu. Protože jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou je tato fáze označena jako fáze dvojí opory. Stádium zatěžování a mezistoj probíhají jako fáze jednobodové opory, která tvoří dalších 40 % krokového cyklu. Během této fáze jedna dolní končetina sama nese váhu těla, zatímco druhá prochází svou švihovou fází. Stojná noha musí být schopná udržet hmotnost těla a tělo musí být schopno balancovat na jedné dolní končetině. Dále je třeba laterální stability kyčle pro udržení rovnováhy a tibie stojné nohy se musí přenést přes pevnou stojící nohu.

Konečná fáze a fáze předšvihová jsou obdobím, kdy dochází k odlehčování váhy, zaujímá 10 % krokového cyklu. Během tohoto období je stojná končetina odlehčována, váha těla se přenáší na druhostrannou končetinu a připravuje se na fázi švihovou. Obě chodidla jsou opět v kontaktu s podložkou, a proto se podruhé v krokovém cyklu objevuje fáze dvojí opory (Magee 2014).

1.3.1.2 Švihová fáze

Švihová fáze nastává, když noha nenese váhu a pohybuje se vpřed. Švihová fáze dovoluje odlepením palce švih nohy nad podložkou. Tvoří 40 % cyklu a má tři podfáze.

Zrychlení se objevuje, když je noha zdvihnuta z podložky. Během normální chůze, nastane rychlá flexe kolene a dorziflexe hlezna, která dovolí švihové dolní končetině zrychlení vpřed. V určitých patologických podmínkách vede ztráta dorziflexe hlezna nebo flexe kolene ke změnám chůze. Střední švihová fáze nastává, když je švihová dolní končetina v zákrytu vedle zatížené dolní končetiny, která je ve fázi mezistoje. Během konečného švihu (či brzdné fázi) švihající dolní končetina zpomaluje v rámci přípravy na iniciální kontakt s podložkou (Magee 2014).

1.3.1.3 Normální parametry chůze

Následující parametry a jejich hodnoty jsou považovány za normální pro populaci ve věku mezi 8 a 45lety. Ačkoli existují interindividuální rozdíly a rozdíly mezi pohlavím.

Šířka kroku

Normální šířka kroku, tedy vzdálenost mezi dvěma chodidly je 5 až 10 cm. Pokud je širší, je nutno zvážit nějakou patologii (cerebellární či problém s vnitřním uchem), které mají za následek špatnou rovnováhu, onemocnění jako diabetes nebo periferní neuropatii, která svědčí pro ztrátu cití nebo muskuloskeletální problém. S rostoucí rychlostí šířka báze normálně klesá (Magee 2014).

Délka kroku

Délka kroku je vzdálenost mezi po sobě jdoucími dopady paty levého a pravého chodidla. Normálně je tato vzdálenost okolo 72 cm, která je relativně konstantní pro každého jedince a měla by být stejná pro obě nohy. Liší se s věkem a pohlavím, děti mají kratší krok než dospělí a ženy kratší než muži. Výška má také efekt, vyšší osoby mají delší kroky (Magee 2014).

Délka dvojkroku

Dvojkrok je sekvence událostí mezi po sobě jdoucími dopady paty stejného chodidla. Délka dvojkroku je normálně 144 cm a shoduje se s jedním krokovým cyklem. Stejně jako délka kroku se zkracuje ve spojitosti s věkem, bolestí, onemocněním, únavou (Magee 2014).

Laterální posun pánve

Laterální posun pánve je pohyb pánve ze strany na stranu během chůze. Je nezbytné soustředit váhu těla nad stojnou dolní končetinu kvůli rovnováze. Laterální posun pánve je normálně 5 cm. Roste, pokud jsou chodidla dále od sebe.

Posun pánve působí relativní addukci zatížené končetiny, facilituje činnost adduktrů kyčle. Pokud jsou abduktory slabé, má to za následek Trendelenburgovu chůzi (Magee 2014).

Vertikální posun pánve

Vertikální posun pánve během normální chůze nedovolí těžišti pohyb nahoru a dolů o více než 5 cm. Jeho nejvyšší bod se objevuje během mezistoje a nejnižší během počátečního kontaktu chodidla. V průběhu normální chůze není hlava nikdy výš než při stoji na obou chodidlech (Magee 2014).

Rotace pánve

Celková rotace je 8 stupňů, se čtyřmi stupni vpřed u švihové dolní končetiny a čtyřmi stupni vzad na stojné noze. K udržení rovnováhy rotuje hrudník v opačném směru (Magee 2014).

Při nízké rychlosti chůze je rotace pánve a hrudníku více méně synchronní, ale s nárůstem rychlosti začíná docházet se kontrarotaci. Tyto změny v koordinaci trupu za vyšší rychlosti chůze se zdají být vázány na rostoucí délku kroku (Huang et al. 2010).

Pohyb sacroiliakálního kloubu

Sacroiliakální skloubení hraje důležitou roli v přenosu sil mezi dolními končetinami a trupem. V bipedální lokomoci zajišťují, že se pánev nechová jako jednolitý tuhý kostěný kruh, který by špatně odolával větším silám, ale poskytují dostatečnou intra-pelvicovou flexibilitu. Rozsah pohybu je minimální, ale významný (Vleeming et al. 2012).

Pohyb kyčelního kloubu

Kyčelní kloub se během normálního kroku v sagitální rovině pohybuje do extenze během stojné fáze a do flexe během fáze švihové. Rozsah pohybu je popisován v rozsahu 40° až 48°. Při iniciálním kontaktu, je stehno ve 20 stupňové flexi, během fáze zatěžování je pozice relativně stabilní, flexe se může snížit o 2° nebo 3°. S počátkem mezistoje kyčelní kloub postupně přechází do extenze. Ta pokračuje v průběhu terminálního stoje. Vrchol extenze (10°) nastává při kontaktu druhostranné dolní končetiny se zemí.

Během předšvihové fáze se pohyb obrátí a kyčelní kloub se začíná flektovat.

Pohyb do flexe probíhá přes počáteční švih a při středním švihu nabývá vrcholu rozsahu 25°. Mírný pohyb směrem vzad během terminálního švihu nastavuje finální pozici 20° flexe.

Ve frontální rovině se kyčelní kloub pohybuje do addukce a abdukce s pohybem nezatížené strany pánve následující švih končetiny. Při iniciálním kontaktu je kyčelní kloub v nulovém postavení. K addukci 10 stupňů pak dochází během fáze zatěžování. Při počátečním švihu je střídána abdukci. Maximum abdukce 5° je dosaženo krátce po odlepení palce.

V transverzální rovině se dolní končetina pohybuje do vnitřní rotace, kterou následuje zevní rotace. Při iniciálním kontaktu je kyčelní kloub v neutrálním nastavení. Vrchol vnitřní rotace nastává na konci fáze zatěžování. A maximum zevní rotace nalézáme na konci předšvihové fáze. Celkový rozsah rotace je průměrně 8° (Perry a Burnfield 2010).

Pohyb kolenního kloubu

Normální pohyb kolenního kloubu během chůze je představován větším či menším stupněm flexe s plným rozsahem od 0° do 60°. Míra flexe či extenze se liší s rychlostí chůze a také interindividuálně. Při počátečním kontaktu je koleno postaveno od mírné hyperextenze (0°) po flexi (10°). S následujícím počátkem stoje dochází k rapidní flexi během celé fáze zatěžování. S nástupem jednostranné opory je okamžitě ukončena flexe kolene během stojné fáze. Tento moment je zároveň čas, kdy je flektované koleno nese maximum zátěže. Během zbytku mezistoje se koleno postupně extenduje. Minimální, v průměru 5° flexe během stojné fáze je dosažena kolem poloviny terminálního stoje. Přetrvává pouze krátký čas, před okamžikem, kdy jde koleno pomalu opět do flexe. Míra extenze kolenního kloubu je přibližně poloviční ve srovnání s flexí v průběhu zatěžování končetiny. Na konci terminální fáze stoje se začíná koleno opět flektovat. Při dokončení jednobodové opory a kontaktem druhostranné končetiny s podložkou je přítomna přibližně 7° flexe. S nástupem fáze dvojí opory koleno se kolenní kloub rapidně flektuje a dosahuje 40° pozice na konci předšvihové fáze. Flexe kolene pokračuje v průběhu počátečního švihu a dosahuje své finální pozice 60° flexe. Během středního švihu se navrácí z poloviny do maxima extenze. Ta je dokončena při terminálním švihu.

V transverzální rovině probíhá rotace v kolenním kloubu v průměru v rozsahu mezi 4° až 8°. Rozsah a směr této rotace je vázán na fáze chůzového cyklu. Při iniciálním kontaktu je tibia lehce zevně rotována vůči femuru (kolenní kloub je uzamčený). Během fáze zatěžování probíhá vnitřní rotace tibie vůči femuru, to umožní odemknutí kolena v čase, kdy se flektuje a tlumí náraz. S extenzí kolenního kloubu probíhá opět relativní zevní rotace tibie, zajišťující stabilitu kolene (Perry a Burnfield 2010).

Pohyb v hlezenním kloubu

Dvakrát během každého chůzového cyklu hlezenní kloub střídavě provádí plantární flexi a dorzální flexi. Celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu užitého během chůze je v průměru 25°. Iniciální kontakt paty probíhá za neutrálního nastavení v hlezenním kloubu. To je následováno plantární flexí během fáze zatěžování. S nástupem kontaktu přednoží s podložkou hlezno mění směr pohybu na dorziflexi.

V tomto momentě se noha stává pevnou a pohybujícím se segmentem se stává tibia. Dorziflexe pokračuje během mezistojie až do první poloviny konečného stoje, kdy dosahuje maxima 10°. Tato pozice je držena až do konce fáze jedné opory. Následně při nástupu konečné fáze dvojí opory, dochází k rapidní plantární flexi, dosahující maxima 15° na konci stojné fáze. Odlepení palce spouští finální dorziflexi. Neutrální pozice je znovu dosaženo během středního švihů a je zachována po zbytek švihové fáze (Perry a Burnfield 2010).

Rotace chodidla

Postavení chodidla ve smyslu vtočení palce ven či dovnitř určujeme pomocí úhlu, který svírá linie směru postupu každého chodidla a linie protínající střed paty a druhého prstce. U žen je tento úhel 5 u mužů 7 stupňů směrem ven a snižuje se s rostoucí rychlostí chůze (Reeves a Bowling 2011, Perry a Burnfield 2010).

Odvíjení chodidla

Kontakt nohy s podložkou je zahájen dopadem paty, spíše její mediální hrany. V období postupného zatěžování (Loading Response) se postavení subtalárního kloubu mění ze supinace, přítomné během švihové fáze na pronaci. Do pronace se pohybuje také přednoží, ale v porovnání se subtalárním kloubem výrazně méně. V Chopartově kloubu se proto odehrává relativní supinace přednoží vůči talu a calcaneu.

V období mezistoje (MidStance) se odlehčuje pata, v subtalárním kloubu dochází k supinaci a postupnému přesunu síly na přednoží. Tento přenos síly probíhá po laterálním paprsku pata – os cuboideum – V. metatars. Protože je v této fázi již zahájena dorzální flexe v metatarsophalangeálním kloubu palce, zvyšuje se napětí v její mediální části plantární fascie, čímž se odlehčuje mediální hrana paty a probíhá supinace v subtalárním kloubu. Odlišně od předchozí fáze, v Chopartově kloubu dochází vůči talu a calcaneu k relativní pronaci, protože supinace přednoží je menšího rozsahu než supinace zánoží. Toto nastavení uzamyká kloub a zajišťuje jeho stabilitu. Zpevnění oblasti přednoží v této fázi působí aktivita m. tibialis anterior a m. peroneus longus. Díky tomu může noha sloužit jako rigidní páka pro následný tah m. triceps surae v období aktivního odrazu. S koncem fáze nastává přesun zatížení z laterální oblasti přednoží do oblasti hlavičky I. nebo II. metatarsu. Následuje období aktivního odrazu (Active Propulsion, Terminal Stance). Zatímco v subtalárním kloubu pokračuje supinace, v Chopartově kloubu naopak dochází k zvýraznění pronace a přenosu zatížení vpřed a mediálně. Období pasivního odlepení (předšvihová fáze, Preswing) je přechodem do švihové fáze kroku. Pokračuje v něm plantární flexe hlezenního kloubu, supinace subtalárního a relativní pronace kloubu Choparta. Švihová fáze začíná obdobím počátečního švihu (Initial Swing, Acceleration). Subtalární kloub se pohybuje v otevřeném kinematickém řetězci. Aktivita m. extensor digitorum longus vyvolá pronaci patní kosti. Chopartův kloub zůstává pronován. V období středního švihu (MidSwing) se v kloubu subtalárním postupně odehrává supinace patní kosti, dána aktivitou m. tibialis anterior. V Chopartově kloubu se mění pronace do supinace. Konečný švih (Terminal Swing, Deceleration) je obdobím před dopadem paty na podložku. Nastavení v hlezenním kloubu by mělo být nulové, patní kost je v supinaci stejně jako Chopartův kloub (Vařeka 2009).

1.3.2 Pohyb páteře

Pohyb páteře hraje při chůzi významnou roli v udržení vzpřímené postury a rovnováhy. Pohyby páteře během chůze mají souvislost se specifickými událostmi krokového cyklu. Segmentální pohyb páteře je navázán na pohyb pánve, což svědčí pro pohyb páteřních segmentů v reakci na pohyby dolních končetin. Během fáze odlepení palce od podložky pozorujeme maximální klopení pánve v sagitální rovině.

V momentě maximálního naklopení pánve dosahuje také bederní lordóza svého maxima. Dále dochází na straně, kde probíhá švihová fáze k poklesu pánve a při dopadu paty na podložku se objevuje maximální rotace pánve, korespondující s vychýlením bederní páteře.

Zároveň jsou ovlivněny rychlostí chůze, při vyšší rychlosti se zvětšují. Při chůzi po nakloněné ploše se zvětšuje velikost vychýlení hrudníku ve frontální a transverzální rovině v porovnání s chůzí po vodorovné ploše. Pohyb páteře na úrovni segmentu C7 je při všech rychlostech chůze menší než v úrovni segmentu L3. Možným vysvětlením je, že páteř slouží k minimalizaci pohybů hlavy a stabilizaci zrakového systému (Gard a Fatone 2006).

Člověk využívá k pohybu vpřed zkříženého vzoru chůze. Při synchronním krokovém pohybu horní končetiny a kontralaterální dolní končetiny působí na celou páteř rotační síla. Krční a hrudní páteř se intersegmentálně rotuje ve směru horní končetiny kráčející vpřed. Bederní páteř, která disponuje menší rotabilitou se nastavuje do konvexu k opěrné dolní končetině. Na straně opěrné dolní končetiny vzniká mezi kostí kyčelní a křížovou „ždí mavý“ pohyb pánve ve smyslu kontranutace (sakrum se staví do extenze, jeho baze se pohybuje dorzálně) (Vojta 2010).

Během normální chůze je nejužším segmentem páteře oblast střední hrudní páteře, konkrétně segmenty T7–T12. Tyto segmenty zůstávají po dobu celého chůzového cyklu více méně ve stejné pozici (Syczewska et al. 1999).

Při sledování pohybů bederní a dolní hrudní páteře během chůze o rozdílných rychlostech bylo popsáno zvětšení rozsahu pohybu páteře při vyšší rychlosti. Zvětšení rozsahu pohybu dolní hrudní páteře se u žen týkalo všech tří rovin pohybu, u mužů s rostoucí rychlostí došlo ke změně pouze u lateroflexe. V bederním úseku páteře s vyšší rychlostí u obou pohlaví došlo k většímu rozsahu pohybu páteře do lateroflexe, méně ovlivněná byla flexe a extenze (Crosbie et al. 1997).

Od určité rychlosti chůze začíná pánev svou rotací přispívat k prodloužení kroku a vyšší rychlost se zároveň pojí s pohybem hrudníku do kontrarotace. Prodloužení kroku proto vede k větší rotaci páteře (Huang et al. 2010).

Chování páteře může být popsáno jako pohyb tuhého elementu s navrstvenými malými, ale důležitými, intersegmentálními pohyby.

Jelikož je jedním ze základních kritérií našeho organismu minimalizace energetického výdeje (za podmínek, kdy nejsme pod vlivem jiných důležitých kritérií, kterými může být např. redukce bolesti) funguje naše tělo na dané úrovni s co nejmenším možným množstvím energie.

Dle jedné z teorií má páteř při chůzi významnou roli šetřícího systému. Při chůzi dochází k výměně energie mezi různými tělesnými segmenty a páteří, což při vhodné synchronizaci a rezonanci páteře minimalizuje energetické ztráty. Z tohoto můžeme usuzovat, že jakékoli narušení v oblasti trupu může vést k méně optimálnímu chůzovému vzoru (Syczewska et al. 1999).

1.3.2.1 Intersegmentální pohyb obratlů v sagitální rovině

V průběhu chůzového cyklu je intervertebrální pohyb bederní páteře do flexe malý $\leq 2.5^\circ$. Dolní segmenty (L4-L5 a L5-S1) se do flexe pohybují relativně více než obratle kranialněji. Tyto spodní segmenty jsou ovlivněny pohybem pánve, v počátku stoje se objevuje relativní extenze (10 % do 15 % chůzového cyklu) a relativní flexe na konci této fáze (40 % do 60 % chůzového cyklu). Vzorec se opakuje se švihem dané končetiny (Bruce et al. 2013).

1.3.2.2 Intersegmentální pohyb obratlů ve frontální rovině

Ve frontální rovině probíhá největší pohyb. Při iniciálním kontaktu (0 % až 5 % chůzového cyklu), je většina lumbálních obratlů v neutrálním nastavení. V počátku stojné fáze, dochází k pohybu každého obratle pár stupňů do abdukce. Během stoje pozorujeme dvojrucholový vzorec, během mezistoje (od 20 % do 40 % chůzového cyklu), abdukce lehce klesá a poté se opět zvětšuje. Střední segmenty mají větší rozsah pohybu než segmenty kaudálněji nebo kranialněji uložené. Vzorce pohybu těl obratlů byly téměř shodné. Pohyb hrudní páteře projevuje opačný vzor, začíná v abdukci a pohybuje se do addukce, která vrcholí v pozdním stoji (Bruce et al. 2013).

1.3.2.3 Intersegmentální pohyb obratlů v transverzální rovině

Pohyb mezi bederními obratli do rotace je extrémně malý. Obecně, při iniciálním kontaktu je přítomno neutrální nastavení, které přechází do lehké rotace k opěrné dolní končetině. Hrudní rotace je relativně velká, při iniciálním kontaktu je rotována o pár stupňů směrem od opěrné dolní končetiny a během stoje přechází do rotace na druhou stranu, která vrcholí v 4.5° , v pozdním stoji (Bruce et al. 2013).

1.3.2.4 Souhrnný pohyb páteře

Celková flexe hrudní páteře je rozsahem podobná flexi v bederní páteři. Ačkoli probíhá mezi těmito dvěma jednotkami v posunu, což ve výsledku znamená téměř opačný pohyb, na který je možné nahlížet jako na postupující vlnu. Opačné pohyby bederní a hrudní páteře jsou také evidentní v abdukci během počátku stojné fáze. Během abdukce bederní páteře ve fázi zatěžování vykonává hrudní páteř addukci. Zejména je toto patrné během závěru stoje, kdy opačný pohyb hrudní páteře urovnává exkurze trupu. Téměř celý pohyb páteře v sagitální rovině je za přispění bederní páteře, zatímco téměř všechny pohyby v transverzální rovině je zajištěn hrudní páteří.

Při normální chůzi vykonává pánev pohyb ve třech rovinách, čímž efektivně zvětšuje délku kroku, zajišťuje plynulé a malé exkurze COM. Páteř působí proti pohybu pánve tak, že trup zůstává relativně bez pohybu, klidný. Při nepřítomnosti těchto kompenzačních pohybů páteře výrazně vzrůstají svalové nároky potřebné k udržení rovnováhy a přesunu těžiště těla za větších exkurzí trupu, hlavy, horních končetin. Takovéto vzory můžeme často vidět u patologické chůze. Bederní a hrudní páteř přispívají k vyrušení pohybu mezi pánví a trupem ve všech třech rovinách. V sagitální rovině se posunem šíří pohyb do flexe, tak že ve výsledku dojde k efektu vyrušení. Ve frontální rovině, zajišťuje bederní páteř pohyb nutný k působení proti zešikmení pánve, synergického s abdukci/addukcí kyčelního kloubu. V transverzální rovině, má bederní páteř omezenou roli v protipohybu k rotaci pánve, hlavní úlohu zde sehrává páteř hrudní (Bruce et al. 2013).

1.3.3 Pohyby horních končetin

Horní končetiny provádí při chůzi švihové pohyby v opačném smyslu nežli příslušné dolní končetiny. Charakter pohybu je především pasivní a vyvažovací, ale byla při něm prokázána aktivita zadní části m. deltoideus a m. teres major. K utlumení těchto fyziologických synkinezí horních končetin během chůze dochází při postižení centrálního původu např. u Parkinsonovy nemoci, ale i u lokálních poruch v ramenním kloubu (Véle 2006).

1.3.4 Svalová aktivita během chůze

Při normální chůzi probíhá kontrakce a relaxace svalů přesným způsobem.

Během lidské chůze je svalová kontrakce kontrolována tak, aby vytvářela maximální energetickou účinnost v příslušném pohybu vpřed. Mnoho svalů zodpovědných za chůzi se kontrahuje izometricky nebo excentricky, aby zajistily vzpřímenou posturu nebo přenos a uchování energie mezi segmenty dolní končetiny. Energeticky více náročné koncentrické kontrakce svalů zajišťují v krátkých dávkách sílu pro pohyb vpřed.

Při iniciálním kontaktu dosahuje dolní končetina podlahy a zpomaluje tělo. To je dokončeno současnou aktivitou extenzorů kolenního kloubu a flexorů, stabilizujících a určujících pozici kolenního kloubu v prostoru. Extenzory kyčelního kloubu svou kontrakcí brzdí stehno a pomáhají v extenzi kolene a umístění nohy. Ve stejné době kontroluje tibialis anterior pozvolný dopad chodidla na podložku. Následuje fáze zatěžování, ve které dolní končetina přijímá váhu těla, kontrahují se extenzory kolene. Koleno se mírně flektuje, poté se začíná extendovat koncentrickou kontrakcí extenzorů kolene, fungujících jako pružina. Gluteus medius izometrickou aktivitou stabilizuje pánev ve frontální rovině. V mezistoji COG těla dosáhne nejvyššího bodu a je nesenou hybností vpřed. Koleno zůstává propnuté a umožňuje hmotě těla „padat vpřed“ ve směru postupu chůze. Excentrická kontrakce musculus soleus drží přednoží přitisknuté k zemi. Ve fázi terminálního stoje zůstává koleno pasivně extendováno, ale plantární flexory začínají koncentrickou kontrakcí zrychlovat tělo ve směru vpřed.

Tento impulz energie je zodpovědný za většinu vygenerované síly, která udržuje tělo v pohybu vpřed při normální chůzi. Může zde být malá aktivace m. iliopsoas vedoucí k postupnému odlehčování chodidla v předšvihové fázi. Předšvihová fáze začíná v momentě, kdy druhá dolní končetina dosáhne země a začne přijímat váhu. V této fázi, plantární flexory hlezna již nadále nejsou aktivní. A flexory kyčle (iliopsoas and rectus femoris) začínají zvedat končetinu a švihát s ní dopředu, obecně většinou koncentrickou kontrakcí, od té chvíle se končetina chová jako pasivní kyvadlo během většiny švihové fáze.

V hlezenním kloubu, který prováděl během předšvihové fáze plantární flexi, začíná kontrakce dorzálních flexorů hlezna, aby mohlo dojít k odlepení chodidla od podložky. Fáze středního švihu probíhá jako pasivní kyvadlový pohyb, za trvajících aktivit m. tibialis anterior. V terminálním švihu začíná končetina aktivně zpomalovat aktivitou hamstringů. Koleno se připravuje na nesení váhy aktivitou m. quadriceps a tibialis anterior zajišťuje měkký dopad chodidla na zem (Rose a Gamble 2006).

1.3.5 Chůze u skoliotiků

Skolióza je trojrozměrnou deformitou páteře měnící posturální držení a způsobující patologickou chůzi. Pacienti s IS mají asymetrické držení ramen a pánve za statických podmínek a asymetrický pohyb trupu, menší rozsah pohybu pánve a páteře ve transverzální a frontální rovině a narušenou funkci quadratu lumborum a erectoru spine za dynamických podmínek. Tyto změny způsobují abnormality v koordinaci hrudníku a pánve, která je potřebná k udržení stability trupu. Koordinace hrudníku a pánve má významnou roli pro udržení stability celého těla během normální chůze, protože hrudník a pánev minimalizují úhlový moment trupu, kontrarotací proti sobě. Tato schopnost koordinace je u pacientů s IS narušena (Park et al. 2016a).

Jelikož s rozdílným typem skoliotické křivky se liší pohyblivost hrudní a bederní páteře, nabízí se, že kinematika trupu a celková strategie posturální kontroly bude také rozdílná. Tento předpoklad potvrzuje studie autorů (Nishida et al. 2017), jejichž měření ukázalo u pacientek s jednoduchou hrudní křivkou asymetrický pohyb trupu v transverzální rovině a u pacientek s jednoduchou bederní křivkou asymetrický pohyb trupu v rovině koronální. Do studie bylo zařazeno 22 dívek s jednoduchou primární hrudní křivkou (typ Lenke 1 A či B) a 17 dívek s jednoduchou primární bederní křivkou (typ Lenke 5). Hrudní křivka byla u všech pacientek pravostranná, bederní levostranná.

AIS ovlivňuje mobilitu páteře, stabilitu trupu a mění tak pohybový vzor každého kroku. Téměř všechny studie analyzující chůzi u pacientů s AIS popisují určité odchylky v chůzi, ačkoli jsou tyto výsledky často protichůdné.

V souhrnu literatury autoři Dayabor et al. (2017a) vycházeli z 33 článků zkoumajících dopad skoliózy páteře na časoprostorové, kinematické a kinetické parametry, mechanickou práci a energetický výdej chůze u pacientů s AIS a kontrolní skupinou zdravých jedinců. Došli k závěrům, že zde není signifikantní rozdíl v rychlosti chůze, kadenci a šířce kroku u pacientů s AIS a kontrolní skupinou. Ačkoli u pacientů s AIS se ukázal snížený pohyb v kyčelním kloubu, pánvi, nadměrná energetická náročnost chůze, kroková asymetrie a asymetrie v reakčních silách povrchu. Za možné důvody protichůdných výsledků považují rozdílnou závažnost deformity páteře, lokalizaci křivky a změn senzoričského a somatosenzoričského systému pacientů s AIS.

Asymetrická morfologie trupu způsobena spinální deformitou vedla autory Park et al. (2016b) k očekávání asymetrie reakčních sil povrchu mezi levou a pravou nohou. Deformita ve frontální rovině by mohla působit asymetrické rozložení váhy horní části těla v mediolaterálním směru, s výsledným rozdílem ve velikosti reakčních sil povrchu (GRF). Při zkoumání vztahu mezi tíží spinální deformity a asymetrií chůze, konkrétně reakčních sil podložky však autoři studií dochází k nejednotným výsledkům. Autoři této studie za jeden z možných důvodů považují hodnocení křivky pouze tradičně využívaným maximálním Cobovým úhlem (největším úhlem mezi všemi absolutními hodnotami existujících Cobových úhlů větších než 10°). Ve své práci proto použili ke kvantifikaci křivky „Doplňkový Cobův úhel“, který zohledňuje častou přítomnost více křivek a zároveň jejich směrovou orientaci. Závěrem jejich zkoumání 14 probandů, 3 mužů a 11 žen s AIS (ve věku 13-17 let, s přítomností hlavní křivky páteře v hrudní, thorakolumbální i lumbální oblasti a velikostí křivky od 10 do 30° dle Cobba) byla signifikantní korelace mezi spinální deformitou a velikostí asymetrie GRF. Asymetrie velikostí GRF s vazbou na křivku páteře byla vázána pouze na brzdou fázi fáze stojné.

Probandi byli vyšetřeni při jimi preferované rychlosti chůze za užití tlakových desek. Větší mechanická zátěž způsobená nestejnými GRF během brzděné fáze jedné končetiny by mohla zapříčinit v dlouhodobém pohledu negativní následky, promítající se do vývoje a změn spojených se stárnutím u pacientů s AIS. Tíže spinální deformity je obecně spojena s asymetrií velikosti anterioposteriorních GRF mezi dolními končetinami. Zešíkmení pánve, které bylo také zkoumaným parametrem, je během stojné fáze spojeno s asymetrií v časových proměnných, dolní končetina na straně většího zešíkmení pánve má prodloužený čas kontaktu s podložkou během chůze.

Záznam EMG aktivity během chůze u 41 dívek s AIS ukazuje porušený timing lumbo-pelvických svalů. Dívky s bederními a thoralumbálními křivkami byly podle tíže deformity rozděleny do tří skupin (velikost křivky pod 20° dle Cobba, mezi 20 až 40° dle Cobba a nad 40° dle Cobba). M. quadratus lumborum, erector spine, gluteus medius a semitendinosus byl u nich kontrahován po delší dobu chůzového cyklu. U pacientů se skoliózou to bylo 46 % trvání dvojkroku v porovnání s 35 % trvání dvojkroku u zdravých jedinců. Změny svalové aktivity se v dané studii nelišily u skupin s různou tíží deformity a nebyly asymetrické.

Tento symetrický nárůst trvání EMG aktivity, je v rozporu se staršími nálezy, které ukazovaly asymetrii mezi svalovou aktivitou konkávní a konvexní strany (Mahaudens a Mousny 2010).

V jiné studii byly zkoumány paraspinální svaly u AIS při mírné kontrakci (lehkým zvednutím hlavy v pozici v leže na zádech). Skupinu pacientů tvořilo 25 subjektů s hlavní křivkou v hrudní oblasti, velikost křivky byla v rozmezí od 32 do 73° dle Cobba. U 16 subjektů (ve věku 12 až 27 let, z toho 12 žen) bylo provedeno EMG vyšetření, 18 pacientů s AIS (ve věku od 11 až 31let, z toho 15 žen) podstoupilo biopsii svalu, 9 subjektů obě metody. Autoři uvádějí signifikantní změny v přerozdělení svalových vláken paraspinálních svalů s navýšeným podílem typu I na straně konvexity. Tento nález koresponduje se signifikantně vyšší amplitudou akčních potenciálů motorické jednotky na stejné straně a silně koreluje s progresí Cobova úhlu. Možným vysvětlením může být sekundární adaptace, vzniklá chronickými vysokým zatížením (Stetkarova et al. 2016).

1.3.6 Chůze v korzetu

Jak již bylo zmíněno výše, pohyby páteře hrají během chůze podstatnou roli a jsou provázány s pohybem pánve. Zároveň je pohyb pánve svázán s pohyby dolních končetin. Při užití korzetu z důvodu korekce či zamezení rozvoje křivky dochází k restrikci pohybů pánve i páteře, což nasvědčuje vzniku odchylek v kinematice dolních končetin během chůze. U zdravých jedinců vedl korzet k signifikantnímu snížení pohybu pánve ve všech třech rovinách. Při velmi nízké a nízké rychlosti chůze došlo k nárůstu pohybu kyčelního kloubu do flexe a extenze, zatímco do abdukce a addukce byl při všech testovaných rychlostech chůze pohyb kyčelního kloubu snížen. Nebyly pozorovány žádné signifikantní rozdíly v délce kroku či rychlosti chůze, ani ve vrcholu hodnot vertikálních reakčních sil povrchu. Tato zjištění poukazují na schopnost adaptace pohybového systému. I přes restrikci danou korzetem dokáže zajistit stabilitu a zřejmě i vykompenzovat omezení mechanismů podílejících se na absorbování nárazu (Konz et al. 2006).

Ze souhrnu literatury (vycházejícím z deseti studií zaměřených na časoprostorovou, kinematickou, kinetickou analýzu a analýzu spotřeby energie při chůzi u pacientů s AIS s korzetem nebo bez) autorů Daryabor et al. (2017b) vyplývá, že u pacientů s adolescentní idiopatickou skoliózou, za podmínek, kdy mají nasazený korzet, dochází k snížení rychlosti chůze a kadence, prodloužení délky kroku a snížení asymetrického zatížení během chůze. U pacientů v korzetu je ovlivněn pohyb pánve a kyčelního kloubu ve frontální rovině ve smyslu jeho omezení, stejně tak rotace pánve. Dochází ke zlepšení symetrie pohybů pánve a kyčelních kloubů, symetrie tlakového zatížení působícího na kyčelní kloub. Pohyby v kolenních a hlezenních kloubech se signifikantně nemění. Použití korzetu nesnižuje nadměrnou energetickou náročnost chůze v porovnání s podmínkami, kdy použit nebyl. Zahrnuté studie se zabývaly efektem jak rigidních, tak flexibilních korzetů.

Karimi et al. (2016) se ve své studii zaměřil na analýzu asymetrie anteroposteriorních, vertikálních a mediolaterálních sil působících na dolní končetiny u pacientů s AIS během chůze s korzetem a bez něj. Skupina probandů se skoliózou byla tvořena 8 dívkami a 2 chlapci, vyloučeni byli jedinci s rozdílnou délkou DKK o více než 1 cm, po operaci páteře a s jiným neuromuskulárním či kardiovaskulárním onemocněním. 8 probandů bylo vybaveno Boston korzetem, 2 probandi typem Milwaukee. Velikost hlavní křivky ve skupině se pohybovala od 24 do 45 stupňů dle Cobba. Lokalizace křivek byla v hrudní a thorakolumbální oblasti. Data byla zaznamenána pomocí tlakových desek. Ačkoli limitem studie byl malý počet probandů výsledky ukázaly asymetrii mezi vrcholy anteroposteriorních sil, která se snížila užitím korzetu. Symetrie míry zatížení dolních končetin byla použitím korzetu také ovlivněna. Jelikož asymetrické zatížení dolních končetin může vést k vyšší incidenci degenerativních změn kloubů, může být korzetoterapie pro pacienty přínosná i v tomto ohledu.

1.4 Teoretické základy pro vyšetření chůze pomocí dynamického chodníku s tlakovými senzory

1.4.1 Dynamická plantografie

Jedná se o vyšetřovací metodu, při které za pomoci tlakové plošiny měříme rozložení tlaku pod plantou, obvykle při chůzi, stoji nebo jeho modifikacích. Umožňuje nám zobrazení změn hodnot a rozložení tlaku v čase. Princip měření spočívá v mechanickém stlačení senzorů v plošině, které informují o velikosti působící síly v čase. Výsledné tlakové údaje se získávají přepočítáním změřené síly na plochu senzoru. Výstupem je tedy údaj o maximálním tlaku v jednotlivých částech planty, způsob distribuce tlaku při chůzi a další parametry (Kolářová, Zvonař in Psalman 2014).

1.4.2 Reakční síly povrchu

Každým krokem je noha vystavena silovému působení. Síly, kterými působí zem na nohu nazýváme reakční síly povrchu (Ground Reaction Forces, GRF). Reakční síly popisujeme pomocí tří na sebe kolmých os: vertikální, předozadní a mediolaterální.

Vertikální síly jsou svisle působící síly směřující kolmo k opěrné ploše. V daném krokovém cyklu mají vertikální reakční síly dvojitý vrchol. V době zatížení chodidla a opět při konečné fázi stoje jsou tyto síly o něco větší než tělesná hmotnost. Tento průběh silového působení je dán svislým zrychlením lidského těžiště. Ve fázi zatížení chodidla se COM posouvá směrem dolů. Vertikálně působící povrchová reakční síla převyšuje hmotnost jedince, aby bylo dosaženo počátečního zpomalení pohybu spodní části těla a následně zrychlení horní části těla. V konečné fázi stoje jsou vyšší hodnoty kolmých sil odrazem kombinovaného tlaku zajišťovaného plantárními flexory.

V předozadním směru působí souběžně s nosnou plochou síly smykové. Mezi podložkou a nohou vzniká tření, bránící uklouznutí. Velikost reakčních sil roste s délkou kroku. Při kontaktu paty s podložkou působí reakční síly v dorzálním směru. V průběhu konečné fáze stoje a předšvihové fáze, jsou reakční síly orientovány směrem vpřed. Velikost propulzní síly se mění v závislosti na rychlosti chůze. Vrchol síly působící v předozadním směru odpovídá 20 % tělesné hmotnosti.

Tyto smykové síly jsou z velké části ovlivněny polohou COM těla, které se nachází buď dorzálně od místa působení reakční síly (kontakt paty) a zpomalují pohyb těla vpřed, nebo ventrálně od místa působení reakční síly (konečná fáze stoje, předšvihová fáze) a naopak zrychluje pohyb těla vpřed.

Hodnota reakčních sil ve směru mediolaterálním je poměrně malá (menší než 5 % hmotnosti těla). Velikost a směr je z největší části dán závislostí na vztahu mezi umístěním COM a pozicí nohy (Neumann, 2002).

1.4.3 Chůze na pohyblivém pásu

K podobnosti parametrů získaných analýzou běžné chůze po zemi s chůzí na pohyblivém pásu se vztahuje kontroverze. Během chůze na pohyblivém pásu vzniká vizuálně-kinestetický konflikt. V reakci na něj se jeví jako nezbytné vyšší “neuronálně-výpočetní” úsilí a rekalibrace motorického výstupu. Bylo popsáno, že u zdravých jedinců mohou být do chůze na pohyblivém pásu a po zemi zapojeny podobné neurální sítě a změny v kinetických a časoprostorových modalitách jsou pouze drobné.

Z porovnání vyplynulo, že při chůzi na pohyblivém pásu se snižuje preferovaná rychlost chůze. Užití “klouzavého” vzoru chůze vede k prodloužení stojné fáze, trvání fáze dvojí opory a redukci fáze švihové, zároveň je však adaptace pouze malá. Z daného vyplývá, že běžná chůze po zemi a na pohyblivém páse je velice podobná, a proto lze pro ohodnocení chůze, po adekvátním seznámení, chůzi na pohyblivém pásu využít (Malatesta et al. 2017).

Svalová aktivita trupu a dolních končetin je jak při běžné chůzi po zemi, tak na pohyblivém pásu obecně velmi podobná. Při chůzi na pásu se velikost svalové aktivity jeví jako vyšší, což může mít spojitost s lehce rozdílnou biomechanikou chůze za těchto dvou podmínek. Z biomechanického hlediska při chůzi na pohyblivém páse dochází k větší pasivní extenzi v kyčelním kloubu a pohybu trupu vpřed. Přesto jsou tyto dva modely chůze natolik podobné, že je lze využívat jako zaměnitelné (Mazaheri et al. 2016).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem praktické části práce bylo vyšetření chůze u 14 pacientů s idiopatickou skoliózou pomocí přístroje Zebris FDM-T System. Byla provedena dvě měření, první bylo záznamem chůze bez korzetu a druhé chůze za jeho nasazení. Byl zkoumán vztah výsledných hodnot chůzových parametrů a velikosti hlavní skoliotické křivky páteře. Dále porovnání naměřených parametrů chůze za těchto dvou odlišných podmínek. Samotné vyšetření bylo doplněno o dotazník zaměřený na údaje o nošení korzetu.

Statistické testování si pro každou ze zkoumaných veličin dynamické plantografie při chůzi dává za cíl:

- 1. Určení vztahu velikosti hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu k asymetrii, dané rozdílem v parametrech chůze levé a pravé dolní končetiny a k hodnotám dalších měřených parametrů chůze bez korzetu.*
- 2. Určení vztahu velikosti hlavní skoliotické křivky páteře s korzetem k asymetrii, dané rozdílem v parametrech chůze levé a pravé dolní končetiny a k hodnotám dalších měřených parametrů chůze s korzetem.*
- 3. Porovnání asymetrií, daných rozdílem v parametrech chůze levé a pravé dolní končetiny a hodnot dalších měřených parametrů chůze bez korzetu a s korzetem.*

2.2 Hypotézy

Pro práci byly stanoveny následující hypotézy:

Hypotéza 1 (H1):

H1₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H1_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 2 (H2):

H2₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a velikostí asymetrie, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H2_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a velikostí asymetrie, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 3 (H3):

H3₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H3_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Hypotéza 4 (H4):

H4₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H4_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 5 (H5):

H5₀: Mezi velikostí hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H5_A: Mezi velikostí hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 6 (H6):

H6₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H6_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu

Hypotéza 7 (H7):

H7₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu není lineární vztah.

H7_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 8 (H8):

H8₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu není lineární vztah.

H8_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 9 (H9):

H9₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu.

H9_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu.

Hypotéza 10 (H10):

H10₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H10_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 11 (H11):

H11₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H11_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 12 (H12):

H12₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H12_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Hypotéza 13 (H13):

H13₀: Velikost Step width bez korzetu se neliší od velikosti Step width v korzetu.

H13_A: Velikost Step width bez korzetu se liší od velikosti Step width v korzetu.

Hypotéza 14 (H14):

H14₀: Velikost Stride length bez korzetu se neliší od velikosti Stride length v korzetu.

H14_A: Velikost Stride length bez korzetu se liší od velikosti Stride length v korzetu.

Hypotéza 15 (H15):

H15₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line bez korzetu není lineární vztah.

H15_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 16 (H16):

H16₀: Mezi velikostí hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line v korzetu není lineární vztah.

H16_A: Mezi velikostí hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line v korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 17 (H17):

H17₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny chůze bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H17_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Hypotéza 18 (H18):

H18₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H18_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 19 (H19):

H19₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H19_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 20 (H20):

H20₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H20_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Hypotéza 21 (H21):

H21₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H21_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 22 (H22):

H22₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H22_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Hypotéza 23 (H23):

H23₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H23_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Hypotéza 24 (H24):

H24₀: Velikost Double stance phase bez korzetu se neliší od velikosti Double stance phase v korzetu.

H24_A: Velikost asymetrie Double stance phase bez korzetu se liší od velikosti asymetrie Double stance phase v korzetu.

3 METODIKA

Za účelem ověření hypotéz bylo vyšetřeno 14 probandů ve věku 9 až 17 let. Všichni tito probandi s diagnózou idiopatická skolióza podloženou RTG vyšetřením měli indikovanou korzetoterapii. Vyšetření a vyplnění dotazníku bylo provedeno po stvrzení informovaného souhlasu zákonným zástupcem probanda. Zákonný zástupce probanda i proband byli informováni o průběhu vyšetření, jeho účelu a využití naměřených dat v rámci diplomové práce.

3.1 Charakteristika zkoumané skupiny

Zkoumaná skupina byla tvořena 14 jedinci s idiopatickou skoliózou. Probandi byli vybráni z jedinců, kteří v té době docházeli jako pacienti na terapie do dětské části Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol. Skupinu tvořilo 12 dívek a 2 chlapci ve věku od 9 do 17 let (průměrný věk 14 roků, směrodatná odchylka (SD) 1,85 roku, medián 14 let). Výška probandů dané skupiny byla v rozmezí od 139 cm do 175 cm (průměrná výška 163,64 cm, SD 7,89 cm, medián 164 cm), hmotnost probandů se pohybovala od 25 do 67 kg (průměrná hmotnost 48,79 kg, SD 8,96 kg, medián 50 kg). Zařazení byli probandi se skoliózou s velikostí Cobbova úhlu hlavní křivky 11° a více, léčenou pouze konzervativně. U všech probandů byla součástí konzervativní léčby korzetoterapie (viz tabulka č. 2). Probandi byli vybaveni individuálně modifikovanými Chêneau korzety. Velikost Cobbova úhlu byla získána z dokumentace pacientů a pohybovala se od 11° do 55° . 8 probandů mělo primární dextrokonvexní křivku lokalizovanou v hrudní oblasti, 2 probandi sinistrokonvexní křivku bederní. 4 křivku thorakolumbální z toho 2 sinistrokonvexní a 2 dextrokonvexní (viz tabulka č. 1)

Zdrojem doplňujících informací o režimu korzetoterapie byl dotazník (viz příloha č. 5).

Proband	Věk (roky)	Pohlaví	Hmotnost (kg)	Výška (cm)	Popis hlavní křivky	Křivka kompenzována
1	16	M	48	165	Th10-37dx-L3	ano
2	14	Ž	49	163	Th6-34dx-Th12	ano
3	14	Ž	50	164	Th10-30sin-L4	ano
4	9	Ž	25	139	Th1-11dx-Th11	ano
5	15	Ž	52	164	Th6-35dx-L1	ano
6	15	Ž	49	162	L1-14sin-L4	ano
7	13	Ž	43	159	Th5-44dx-Th12	ano
8	15	M	50	171	Th6-50dx-Th12	ano
9	15	Ž	50	167	Th4-31dx-Th11	ne
10	14	Ž	55	168	Th3-38dx-Th10	ne
11	13	Ž	55	175	L1-31sin-L2	ano
12	17	Ž	67	167	Th5-43dx-Th11	ano
13	12	Ž	51	166	Th8-25sin-L3	ano
14	14	Ž	39	161	Th5-55dx-Th12	ano

Tabulka 1: Charakteristika výzkumné skupiny

Proband	Počet hodin nošení korzetu noc (22-7hod)	Počet hodin nošení korzetu den (7-22hod)	Délka korzetoterapie (měsíce)	Délka korzetoterapie aktuálním modelem korzetu (měsíce)	Popis hlavní křivky v korzetu
1	9	x	72	6	Th10-31dx-L3
2	9	1	12	12	Th6-15dx-Th12
3	9	x	7	7	Th10-11sin-L4
4	10	1	24	6	Th1-0dx-Th11
5	10	12, 3dny v týdnu pouze na noc	30	6	Th6-25dx-L1
6	9	2	6	6	L1-8sin-L4
7	10	8	2	2	Th5-25dx-Th12
8	10	7	132	12	nezjištěno
9	10	10	36	12	nezjištěno
10	3	x	36	12	Th3-20dx-Th10
11	10	8	2týdny	2týdny	L1-27sin-L2
12	9	9	72	2	Th5-43dx-Th11
13	10	1	12	12	Th8-22sin-L3
14	9	4	18	3	Th5-47dx-Th12

Tabulka 2: Specifikace korzetoterapie

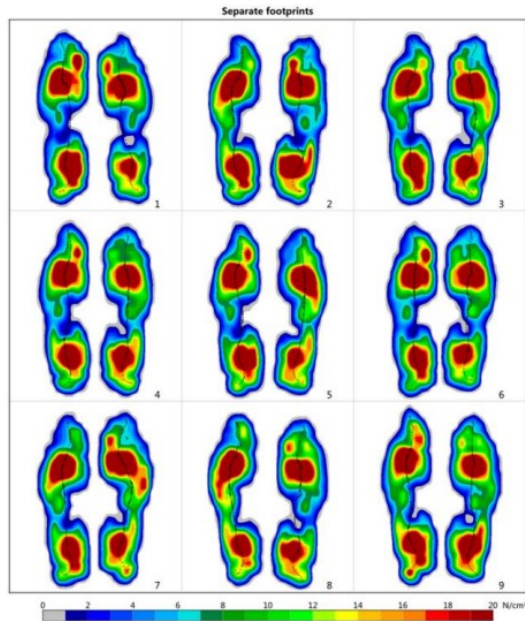
3.2 Metodika vyšetření

Probandi se v doprovodu svých zákonných zástupců dostavili do funkční laboratoře Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, která je vybavena přístrojem Zebris FDM-T System. Měření probandů probíhalo v období od listopadu 2017 do dubna 2018. Samotnému vyšetření chůze předcházelo vyplnění dotazníku ohledně užívání korzetu.

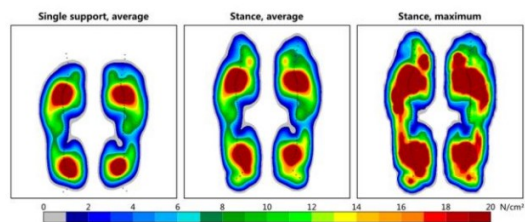
3.2.1 Zebris FDM-T System

Zebris FDM-T System je v základu vybaven pohyblivým pásem s integrovanou vrstvou kalibrovaných měřících senzorů. Konkrétně se jedná o vysoce kvalitní kapacitní silové senzory. Treadmill má aktivní plochu o rozměrech 111,8 × 49,5 cm, počet senzorů je 88 × 39, rozlišení 0,6 senzorů/cm², snímkovací frekvence 120 Hz. Analýza chůze pomocí treadmilla umožňuje pozorování velkého počtu opakování kroků. Je možné vyšetřit několik cyklů chůze za konstantní či proměnlivé rychlosti chůze. Díky technologii, která automaticky kompenzuje pohyb pásu nad senzory je výsledný otisk planty, od dopadu paty po odlepení palce, stabilizován a umožňuje analýzu odvalu chodila při chůzi. Zobrazení výsledků měření je možné za použití komerčně dostupných počítačů v reálném čase, což lze s výhodou využít při zpětnovazebném tréninku chůze.

Analýzu chůze je možné provést přímo v databázi, kde lze uložený záznam chůze přehrát a vygenerovat report. Standardně má vyhodnocení záznamu měření 4 strany, obsahuje obraz maximálního tlaku každé jednotlivé fáze chůze s liniemi chůze, průměrné a maximální zatížení (obrázek č. 1, č. 2).



Obrázek 1: Jednotlivé otisky chodidla (separate footprints) Zdroj: Zebris Medical GmbH 2015(upraveno)



Obrázek 2: Jednostranná opora, průměr (single support, average) Stojná fáze, průměr (stance, average) Stojná fáze maximum (stance, maximum) Zdroj: Zebris Medical GmbH 2015(upraveno)

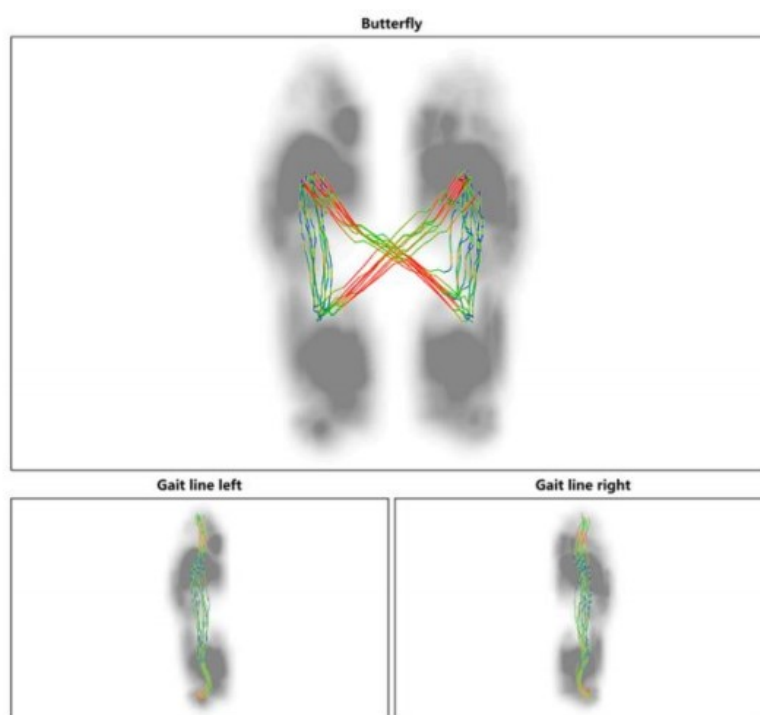
Dále parametry chůze uvedené v podobě průměrné hodnoty se standardní odchylkou, diagram znázorňující analýzu COP (obrázek č. 3, č. 4, č. 5, č. 6).

Geometry			
Foot rotation, degree	L	5.3 ± 0.7	-13°
	R	8.0 ± 2.1	
Step length, cm	L	64 ± 2	170 cm
	R	67 ± 2	
Stride length, cm		131 ± 3	170 cm
Step width, cm		8 ± 2	

Obrázek 3: Rotace chodidla (foot rotation), Délka kroku (step length), Délka dvojkroku (stride length), Šířka kroku (step width) Zdroj: Zebris Medical GmbH 2015(upraveno)

Phases				
Stance phase, %	L	69.0±1.0		100 %
	R	70.7±1.0		
Load response, %	L	20.3±0.9		
	R	19.6±1.0		
Mid stance, %	L	29.0±0.8		
	R	30.9±1.1		
Pre-Swing, %	L	19.7±1.1		
	R	20.2±0.9		
Swing phase, %	L	31.0±1.0		
	R	29.3±1.0		
Double stance phase, %		39.8±1.0		

Obrázek 4: Stojná fáze (stance phase), Švihová fáze (swing phase), Fáze dvojí opory (double stance phase) Zdroj: Zebris Medical GMBH 2015(upraveno)

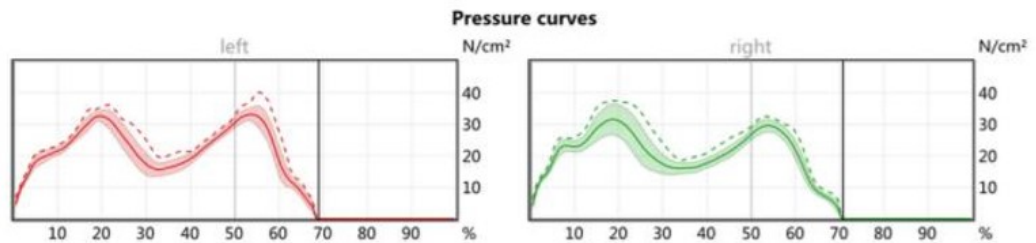


Obrázek 5: Motýlový diagram (butterfly diagram) Zdroj: Zebris Medical GMBH 2015(upraveno)

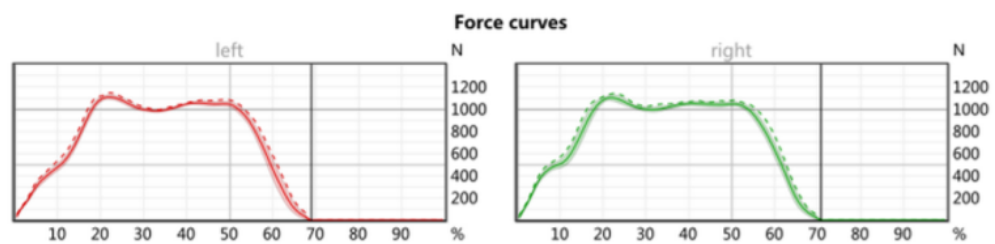
Butterfly parameters				
Length of gait line, mm	L	320.4±4.1		400 mm
	R	316.0±3.3		
Single support line, mm	L	118.4±6.6		
	R	108.0±1.0		
Ant/post position, mm		197.0±4.0		
Lateral symmetry, mm		1.0±6.5		200 mm

Obrázek 6: Délka linie chůze (length of gait line), Střední fáze stání (single support line), Anteroposteriorní pozice (ant/post position), Stranová symetrie (lateral symmetry) Zdroj: Zebris Medical GMBH 2015(upraveno)

A diagramy o průběhu tlaku a síly zobrazují zprůměrované a normalizované průběhy tlaků a vertikální síly. Standardní odchylka je znázorněna jako stínovaná oblast, maximální hodnoty jsou představovány čárkovanou čarou. Maximum vertikální síly je uvedeno pro přední a zadní část chodidla, pro levou a pravou stranu (obrázek č. 7, č. 8, č. 9).



Obrázek 7: Tlakové křivky (pressure curves) Zdroj: Zebris Medical GmbH 2015(upraveno)



Obrázek 8: Silové křivky (force curves) Zdroj: Zebris Medical GmbH 2015(upraveno)

Force parameters				
Maximum force1, N	L	1107.8	<div style="width: 79.1%;"></div>	1400 N
	R	1102.3	<div style="width: 78.7%;"></div>	
Time maximum force1, %	L	21	<div style="width: 21%;"></div>	100%
	R	21	<div style="width: 21%;"></div>	
Maximum force2, N	L	1055.6	<div style="width: 75.4%;"></div>	1400 N
	R	1049.6	<div style="width: 74.9%;"></div>	
Time maximum force2, %	L	42	<div style="width: 42%;"></div>	100%
	R	41	<div style="width: 41%;"></div>	

Obrázek 9: Maximální síla 1 (maximum force 1), Čas maximální síly 1 (time maximum force1), Maximální síla 2 (maximum force 2), Čas maximální síly 2 (time maximum force 2) Zdroj: Zebris Medical GmbH 2015(upraveno)

Software přístroje umožňuje připojení kamerového systému a synchronizaci videozáznamu s naměřenými daty. Ve funkční laboratoři FN Motol však zatím není přístroj Zebris FDM-T System kamerovým systémem vybaven.

3.2.2 Průběh vyšetření a sledované parametry

Před vlastním začátkem vyšetření byl každý proband poučen o průběhu testování. Nastavení postranních madel přístroje bylo uzpůsobeno výšce probanda, pro dodržení bezpečnostních pravidel. Vyšetření chůze probíhalo naboso, bez bot. Nejprve byl spuštěn treadmill a dle sdělení probanda zvyšována rychlost pásu až do hodnot označených probandem jako preferovaná, přirozená rychlost chůze. Následně byl ponechán dostatečný čas na adaptaci na chůzi po pohyblivém páse, v minimálním trvání 10- ti minut. Po dobu adaptace měli probandi ponechanou možnost měnit zvolenou rychlost chůze, aby bylo dosaženo co nejpřirozenějšího tempa a stereotypu chůze. Po fázi přivyknutí proběhlo vlastní měření chůze v délce 60 s. V průběhu testování byl proband instruován k pohledu před sebe, bez otáčení hlavou. V případě, že došlo k narušení plynulosti chůze např. náhlým zakopnutím, bylo měření opakováno, tak aby měla získaná data co nejlepší vypovídající hodnotu.

Výčet a definice sledovaných parametrů (Zebris Medical GMBH 2011):

Maximum force 1, backfoot (Maximální síla 1, zadní část nohy): udává v N průměrnou sílu naměřenou během prvního silového vrcholu při dopadu paty na podložku

Maximum force 2, forefoot (Maximální síla 2, přední část nohy): udává průměrnou sílu naměřenou během druhého silového vrcholu při odrazu špičky od podložky v N

Foot rotation (Rotace nohy): popisuje úhel mezi podélnou osou nohy a linií chůze, záporná hodnota vyjadřuje rotaci směrem dovnitř, kladná hodnota směrem ven

Step length (Délka kroku): v cm udává vzdálenost mezi místem kontaktu paty se zemí levé dolní končetiny a pravé dolní končetiny

Step width (Šířka kroku): v cm popisuje vzdálenost mezi levou a pravou nohou na jedné straně těla a okamžiku kontaktu paty se zemí na druhé straně těla

Stride length (Délka dvojkroku): v cm popisuje vzdálenost mezi dvěma místy kontaktu paty se zemí téže dolní končetiny

Length of gait line (Délka linie chůze): v mm udává délku linie, která popisuje průběh středu tlaku (CoP), když jsou brány v úvahu jen jednotlivé kontakty jedné strany těla se zemí.

Single support line (Střední fáze stání): v mm odpovídá střední délce linií, které popisují průběh středního tlaku (CoP) na jedné straně těla, bereme-li v úvahu všechny kontakty se zemí

Stance phase (Stojná fáze): v % popisuje dobu během jednoho cyklu chůze, kdy je noha v kontaktu se zemí

Double stance phase (Fáze dvojí opory): v % popisuje dobu mezi okamžikem kontaktu paty se zemí sledované nohy a okamžikem zvednutí prstů nohy druhé

3.3 Statistické zpracování dat

3.3.1 Popis metodologie a zdrojových dat

Naměřená data obsahují hodnoty několika veličin, získaných metodou dynamické plantografie při chůzi. Měření proběhlo vždy v situaci bez korzetu a v situaci s korzetem u čtrnácti pacientů se skoliózou páteře. Většina z těchto veličin udává zvlášť naměřenou hodnotu pro levou a pravou dolní končetinu pacienta. U těchto veličin se zajímáme o její asymetrie A_i pro každého probanda definovaná jako

$$A_i = |L_i - P_i|, i = 1, \dots, 14,$$

kde L_i je hodnota dané veličiny naměřená pro levou dolní končetinu i -tého probanda a P_i je hodnota dané veličiny naměřené pro pravou dolní končetinu i -tého probanda.

Velikost hlavní křivky (dána hodnotou Cobbova úhlu) je z dokumentace známa u všech probandů bez korzetu a u 12 probandů s korzetem.

Předmětem našeho zájmu pro každou z naměřených veličin dynamické plantografie při chůzi je: 1. Určení vztahu velikosti hlavní křivky páteře bez korzetu a asymetrie v parametrech chůze bez korzetu. 2. Určení vztahu velikosti hlavní skoliotické křivky páteře s korzetem a asymetrie v parametrech chůze s korzetem. 3. Porovnání míry asymetrie jednotlivých parametrů chůze bez korzetu a s korzetem.

Pro situace 1. a 2. spočívá postup v sestrojení modelu regresní přímky o předpisu

$$K_i = a + b \cdot A_i + \varepsilon_i, i = 1, \dots, 14,$$

kde K_i je velikost křivky i -tého probanda, A_i asymetrie i -tého probanda, a a b jsou regresní koeficienty našeho modelu, které budou vždy odhadovat metodou nejmenších čtverců, a ε_i je reziduální složka našeho modelu. Na základě odhadu tohoto modelu bude vždy testována hypotéza

$$H_0: b = 0$$

proti alternativě

$$H_A: b \neq 0.$$

Zamítnutím takto formulované hypotézy H_0 pro danou situaci je prokázáno, že velikost hlavní křivky má vliv na velikost asymetrie parametrů chůze.

V situacích 1. a 2. je kromě zmíněného testu poskytnut i graf obsahující hodnoty asymetrie A_i dané veličiny dynamické plantografie na x-ové ose a velikosti hlavní křivky K_i na y-ové ose. V každém takovém grafu je navíc zobrazena regresní přímka s odhadnutými parametry a a b pomocí metody nejmenších čtverců.

V situaci 3. je pomocí dvojvýběrového párového t-testu testována hypotéza H_0 , že střední hodnota asymetrie bez korzetu je stejná jako střední hodnota asymetrie s korzetem (tj. že rozdíl těchto středních hodnot je roven nule) proti oboustranné alternativě.

Vzhledem k tomu, že velikost hlavní křivky s korzetem je naměřena pouze pro 12 pacientů, jsou v situaci 2. činěny naše statistické odhady a testy hypotéz pouze na základě dvanácti pozorování. V situacích 1. a 3. je vždy použito všech 14 pozorování.

U tří z naměřených veličin dynamické plantografie (konkrétně Šířka kroku, Délka dvojkroku a Fáze dvojí opory) je parametr dán jednou hodnotou. V těchto případech tudíž není možné se zabývat velikostmi asymetrií a proveden je pouze test hypotézy, že střední hodnota dané veličiny bez korzetu je stejná jako střední hodnota dané veličiny s korzetem (obdobně jako v situaci 3. výše).

Konečně je třeba dodat, že všechny statistické hypotézy jsou testovány na hladině 0,05, tj. daná hypotéza H_0 je zamítnuta právě tehdy, když je p-hodnota daného testu menší než 0,05. Všechny uvedené konfidenční intervaly mají hladinu spolehlivosti 95 %.

4 VÝSLEDKY

Tato část poskytuje statistické odhady a testy statistických hypotéz dle výše popsané metodologie.

4.1 Ověření hypotéz pro jednotlivé parametry chůze

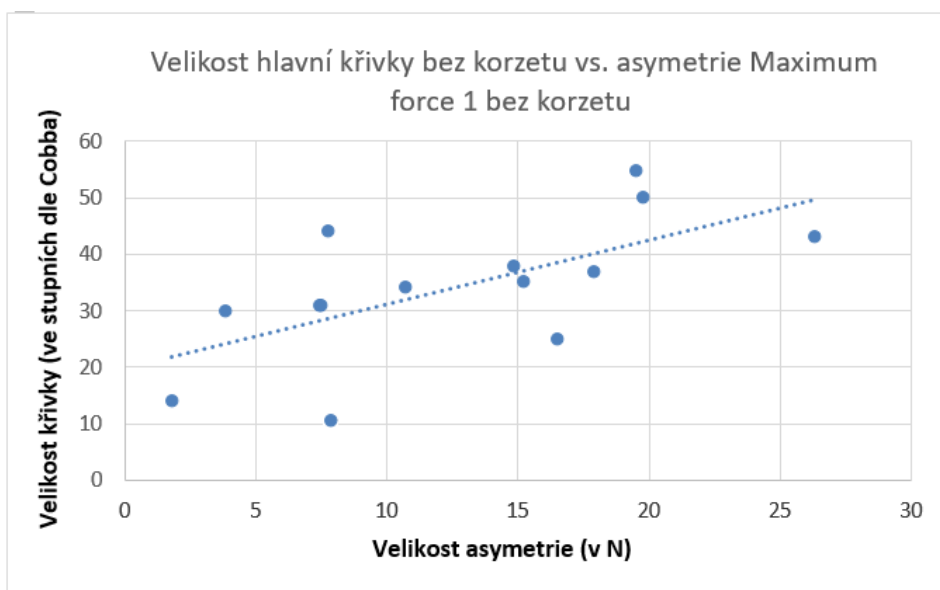
4.1.1 Maximum force 1

H_{10} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H_{1A} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Dle odhadu modelu lineární regrese lze závislost křivky na asymetrii vyjádřit vztahem $K_i = 19,79 + 1,13 \cdot A_i$. (viz. graf č.1)

Odhad směrnice regresní přímky tedy vyšel 1,13 při směrodatné chybě odhadu 0,39. P-hodnota testu hypotézy o tom, že směrnice regresní přímky je 0 vychází 0,014. Na základě naměřených dat tedy **zamítáme** hypotézu H_{10} , čímž je prokázáno, že velikost hlavní křivky bez korzetu má vliv na asymetrii Maximum force 1 při chůzi bez korzetu.



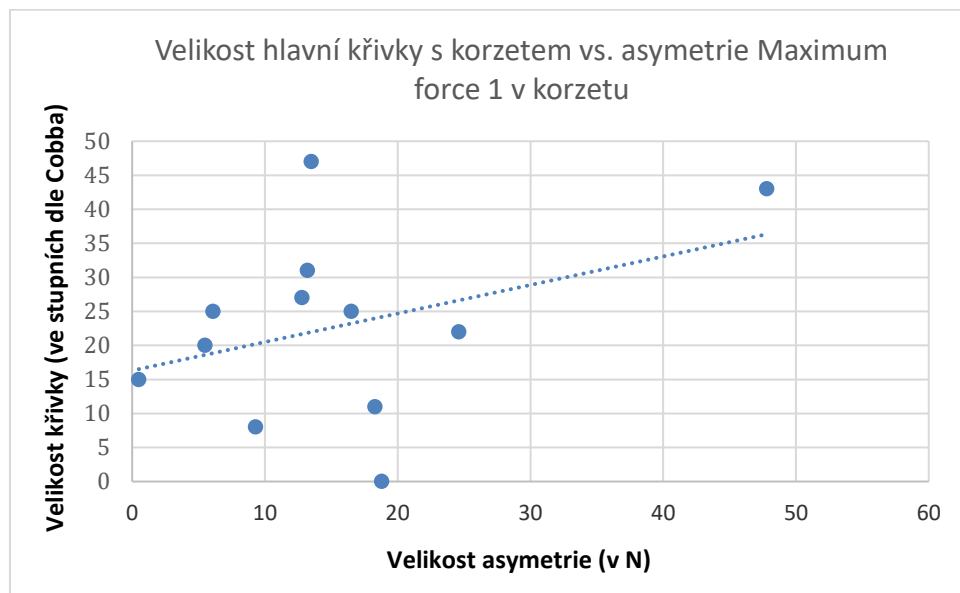
Graf 1: Model regresní přímky pro H_{10}

H2₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a velikostí asymetrie, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H2_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a velikostí asymetrie, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Dle odhadu modelu lineární regrese lze závislost křivky na asymetrii vyjádřit vztahem $K_i = 16,31 + 0,42 \cdot A_i$. (viz. graf č.2)

Směrodatná chyba odhadu směrnice regresní přímky je 0,33, což odpovídá p-hodnotě testu 0,23. Hypotézu H2₀ o nulovosti směrnice regresní přímky tedy **nezamítáme**, a tudíž jsme neprokázali, že by velikost křivky měla vliv na velikost asymetrie.



Graf 2: Model regresní přímky pro H2₀

H3₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H3_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Bodový odhad rozdílu středních hodnot asymetrií bez korzetu a s korzetem je -2,79 a intervalový odhad o 95 % spolehlivosti je (-8,08; 2,49). P-hodnota testu o nulovém rozdílu středních hodnot vyšla 0,27, a proto hypotézu H3₀ **nezamítáme**.

Neprokázali jsme tedy, že by střední hodnota asymetrií bez korzetu byla odlišná od střední hodnoty asymetrií s korzetem.

4.1.2 Maximum force 2

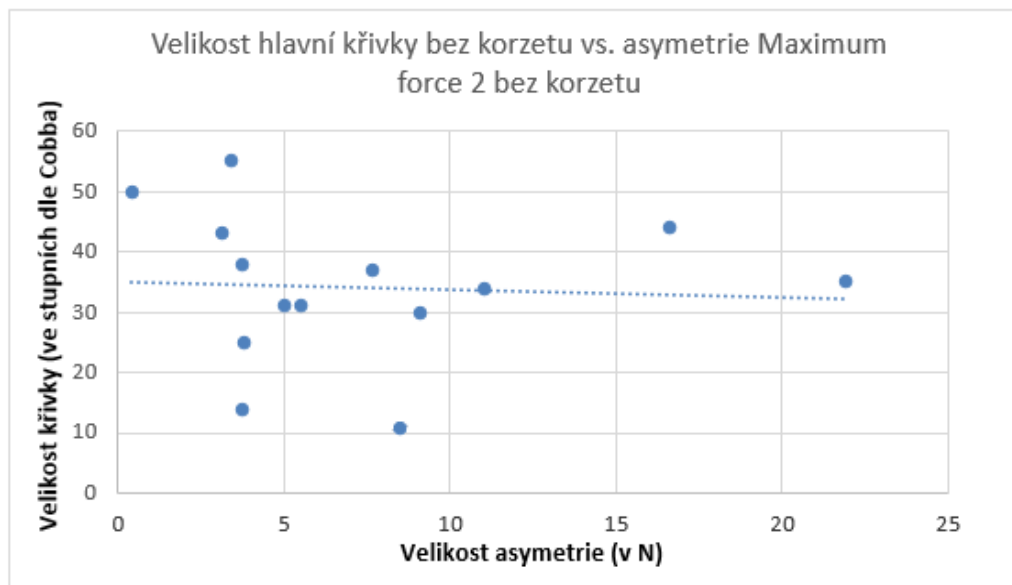
H₄₀: Mezi velikostmi hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H_{4A}: Mezi velikostmi hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Dle odhadu modelu lineární regrese platí:

$$K_i = 35,00 - 0,13 \cdot A_i \text{ (viz. graf č.3)}$$

se směrodatnou chybou odhadu směrnice regresní přímky 0,61, což odpovídá p-hodnotě testu 0,84. Hypotézu H₄₀ o nulové hodnotě směrnice regresní přímky tedy **nezamítáme**.



Graf 3: Model regresní přímky pro H₄₀

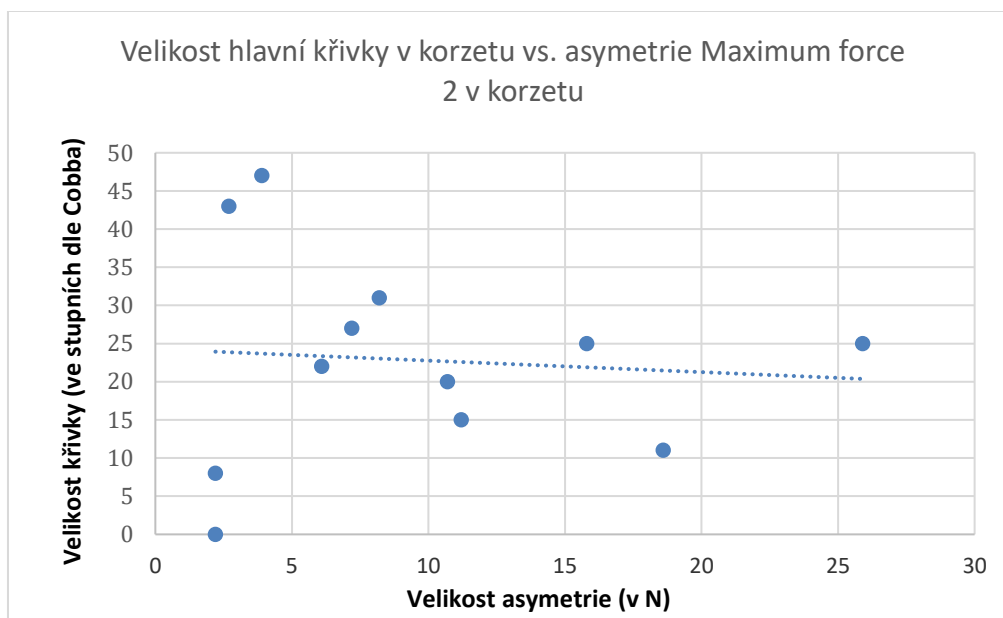
H₀₅: Mezi velikostmi hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H_{A5}: Mezi velikostmi hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Odhad regresní přímky vyšel

$$K_i = 31,91 + 0,25 \cdot A_i \text{ (viz. graf č.4)}$$

se směrodatnou chybou odhadu směrnice 0,49 a p-hodnotou testu hypotézy nulové hodnoty směrnice regresní přímky 0,62. Hypotézu H_{50} tedy nezamítáme.



Graf 4: Model regresní přímky pro H_{50}

H_{60} : Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H_{6A} : Velikost asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Maximum force 2 levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Bodový odhad rozdílu středních hodnot těchto asymetrií vyšel -1,29, interval spolehlivosti je (-3,60; 1,01) a p-hodnota testu rovnosti středních hodnot 0,25. Hypotézu H_{60} tedy **nezamítáme**.

4.1.3 Foot rotation

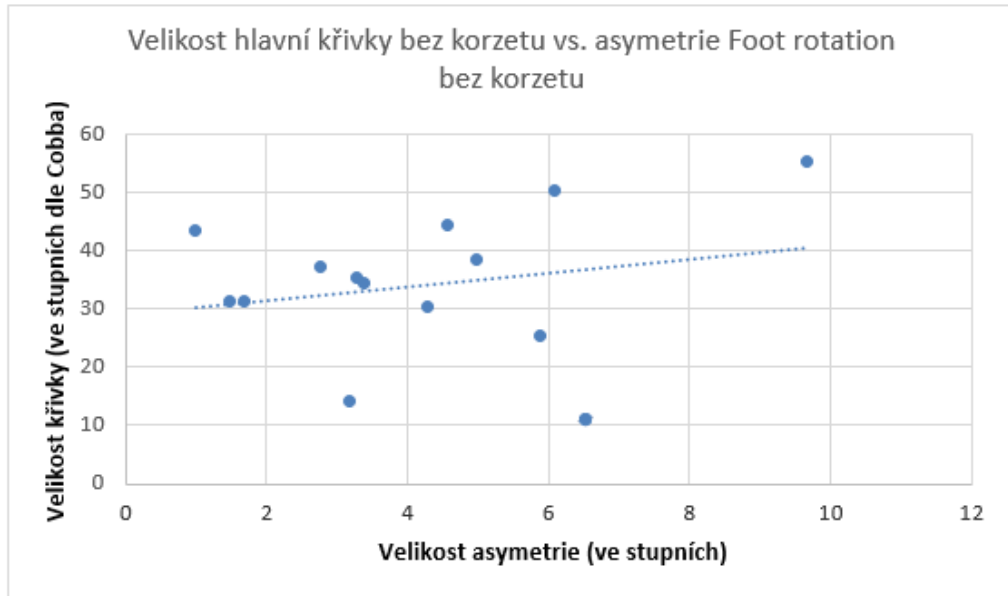
H_{70} : Mezi velikostmi hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu není lineární vztah.

H_{7A} : Mezi velikostmi hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu je lineární vztah.

Dle odhadu modelu lineární regrese platí

$$K_i = 29,10 + 1,18 \cdot A_i \text{ (viz. graf č.5)}$$

a směrodatná chyba odhadu směrnice regresní přímky je 1,18. P-hodnota testu nulové hodnoty směrnice regresní přímky je v tomto případě 0,44, a tudíž hypotézu H_{70} **nezamítáme**.



Graf 5: Model regresní přímky pro H_{70}

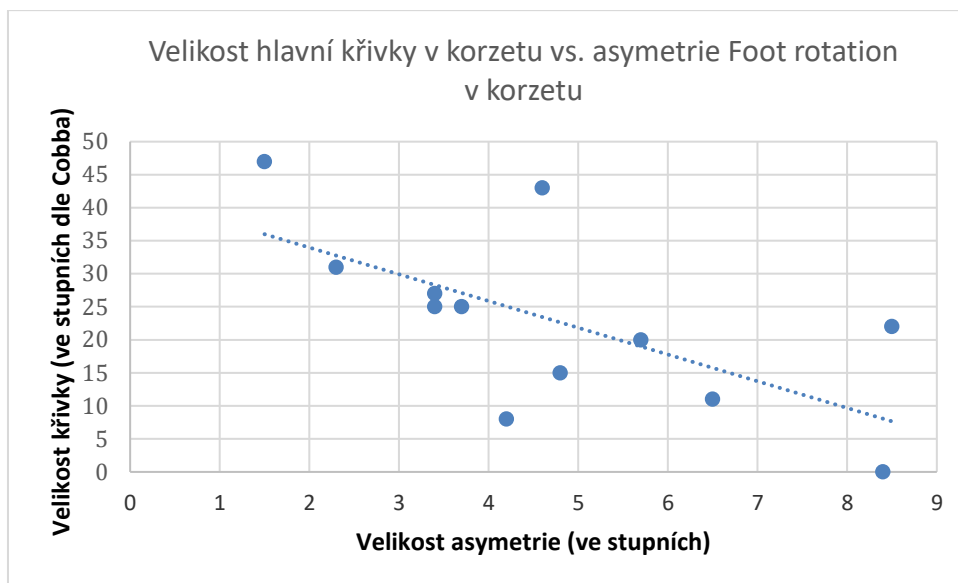
H_{80} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu není lineární vztah.

H_{8A} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu je lineární vztah.

Odhad našeho modelu vyšel

$$K_i = 42,06 - 4,05 \cdot A_i, \text{ (viz. graf č.6)}$$

kde odhad směrnice přímky je zatížen chybou 1,48 a p-hodnota testu lineární nezávislosti mezi velikostí křivky a asymetrií je 0,02. Na hladině 0,05 tedy **zamítáme** hypotézu H_{80} , čímž jsme prokázali, že v této situaci má hodnota velikosti křivky vliv na asymetrii.



Graf 6: Model regresní přímky pro H_{80}

H_{90} : Velikost asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu.

H_{9A} : Velikost asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu.

Bodový odhad rozdílu středních hodnot v těchto dvou situacích vypočítaný z našich dat vyšel -0,40, 95 % intervalový odhad je (-2,03; 1,23) a p-hodnota testu rozdílu těchto středních hodnot je 0,61. Na základě našich dat tedy hypotézu H_{90} **nelze zamítnout**.

4.1.4 Step length

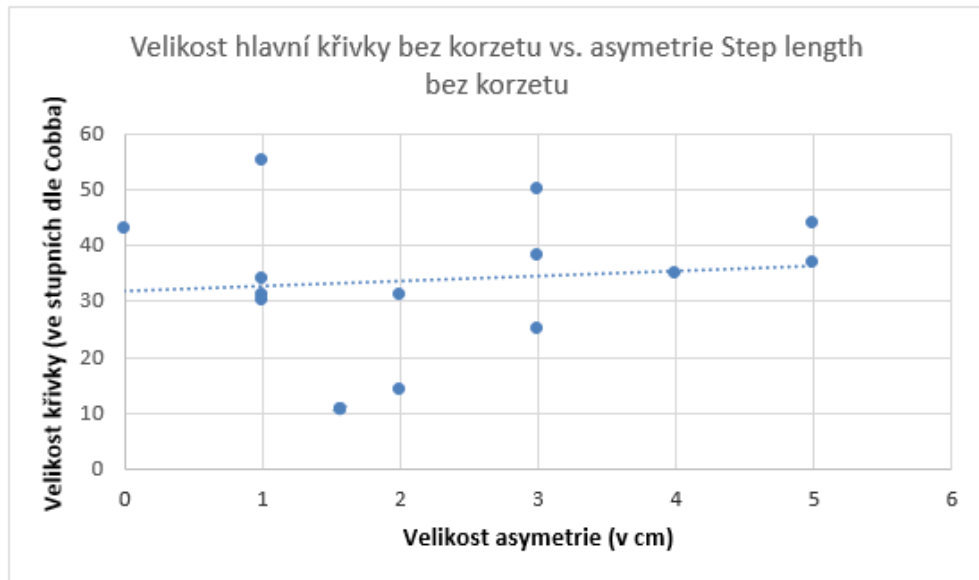
H_{100} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H_{10A} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Dle odhadu modelu lineární regrese je závislost křivky na asymetrii v tomto případě dána vztahem

$$K_i = 31,92 + 0,92 \cdot A_i \text{ (viz. graf č.7)}$$

se směrodatnou chybou odhadu směrnice přímky 2,28. P-hodnota testu lineární nezávislosti křivky a asymetrie vychází 0,69, a proto hypotézu H_{10} **nezamítáme**.



Graf 7: Model regresní přímky pro H_{10}

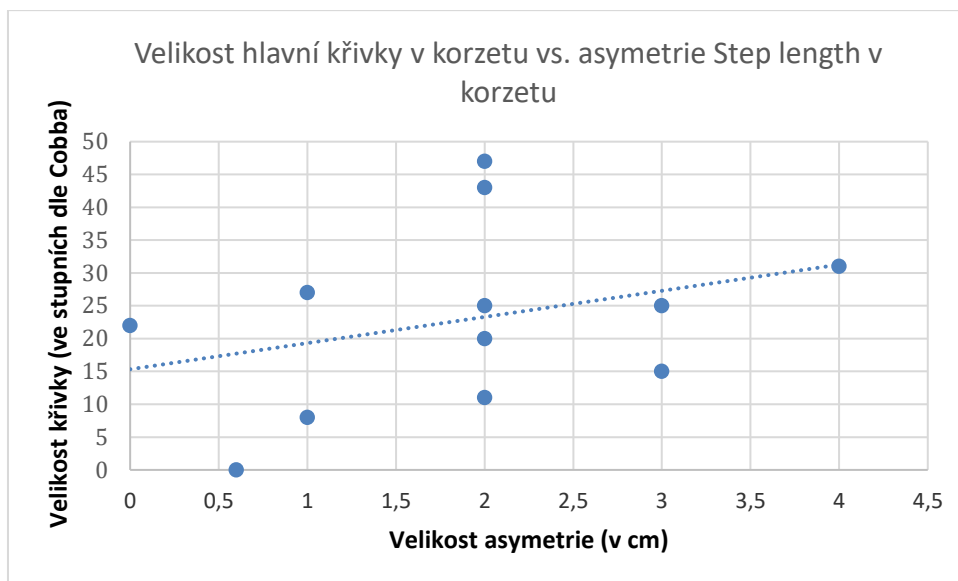
H_{10} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H_{1A} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Odhad modelu lineární regrese je

$$K_i = 15,33 + 3,98 \cdot A_i, \text{ (viz. graf č.8)}$$

kde odhad směrnice přímky je se směrodatnou chybou 3,63. P-hodnota testu o nulové hodnotě této směrnice je 0,30. Hypotézu H_{10} proto **nezamítáme** a neprokázali jsme, že by hodnota této asymetrie závisela na velikosti křivky.



Graf 8: Model regresní přímky pro $H11_0$

$H12_0$: Velikost asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

$H12_A$: Velikost asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Step length levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Rozdíl středních hodnot těchto dvou asymetrií byl z našich dat bodově odhadnut na hodnotu 0,57 a intervalový odhad tohoto rozdílu je (-0,33; 1,47). P-hodnota testu hypotézy o rozdílu těchto dvou středních hodnot je rovna 0,19, a proto hypotézu $H12_0$ **nezamítáme**.

4.1.5 Step width

$H13_0$: Velikost Step width bez korzetu se neliší od velikosti Step width v korzetu.

$H13_A$: Velikost Step width bez korzetu se liší od velikosti Step width v korzetu.

Bodový odhad rozdílu těchto středních hodnot je -0,79 a intervalový odhad (-1,83; 0,26). P-hodnota $H13_0$ je 0,13, a tudíž jsme **neprokázali**, že by se střední hodnota Step width v situaci bez korzetu lišila od střední hodnoty Step width v situaci s korzetem.

4.1.6 *Stride length*

H14₀: Velikost Stride length bez korzetu se neliší od velikosti Stride length v korzetu.

H14_A: Velikost Stride ength bez korzetu se liší od velikosti Stride length v korzetu.

Bodový odhad rozdílu středních hodnot vyšel -0,86, intervalový odhad (-3,84; 2,13) a p-hodnota testu je 0,55. Statistickou hypotézu H14₀ o tom, že střední hodnota Stride length bez korzetu je stejná jako střední hodnota Stride length v korzetu tedy **nezamítáme**.

4.1.7 *Length of gait line*

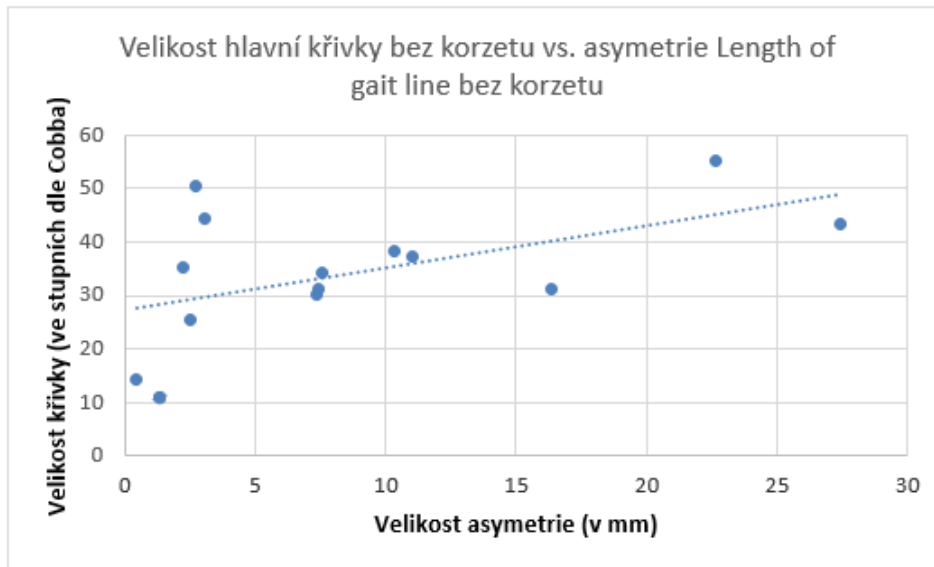
H15₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line bez korzetu není lineární vztah.

H15_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Odhadem modelu regresní přímky jsme pro vztah křivky a asymetrie v této situaci získali vztah

$$K_i = 27,11 + 0,79 \cdot A_i. \text{ (viz. graf č.9)}$$

Směrodatná chyba odhadu směrnice regresní přímky je 0,37, což odpovídá tomu, že p-hodnota testu hypotézy H15₀ je 0,05. Odpověď na otázku, zda existuje lineární závislost mezi velikostí křivky a hodnotou asymetrie je tedy dle našich dat **na hranici statistické významnosti**.



Graf 9: Model regresní přímky pro H15₀

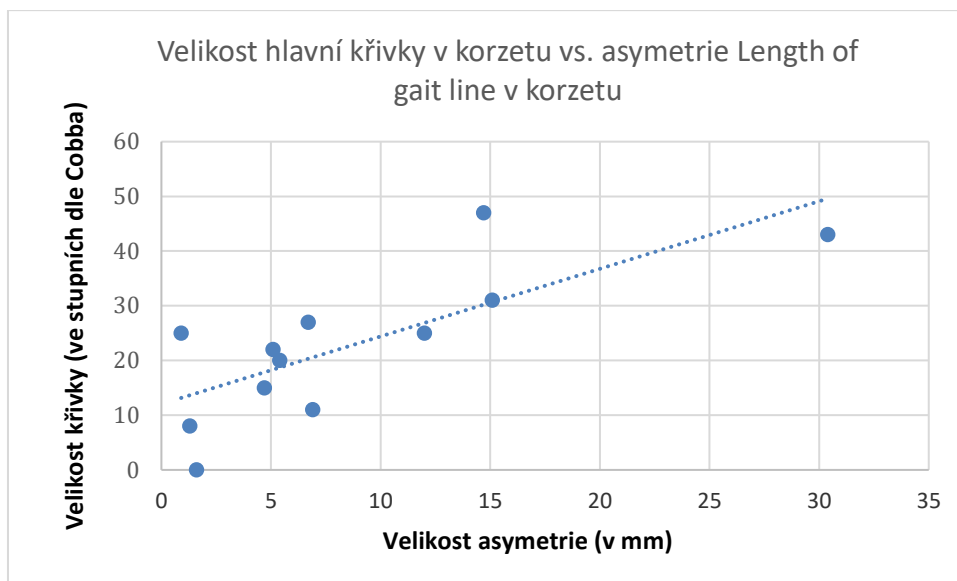
H16₀: Mezi velikostí hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line v korzetu není lineární vztah.

H16_A: Mezi velikostí hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line v korzetu je lineární vztah.

Dle odhadu lineárně regresního modelu nyní platí

$$K_i = 12,04 + 1,24 \cdot A_i, \text{ (viz. graf č.10)}$$

kde směrodatná chyba odhadu směrnice je 0,33. P-hodnota testu hypotézy o nulové hodnotě směrnice regresní přímky je 0,004. Hypotézu H16₀ na hladině 0,05 tedy **zamítáme** a prokázali jsme, že hodnota velikosti křivky má vliv na asymetrii veličiny Length of gait line v situaci s korzetem.



Graf 10: Model regresní přímky pro H16o

H17₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny chůze bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H17_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Length of gait line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Bodový odhad rozdílu těchto středních hodnot vychází -0,31, intervalový odhad o 95 % spolehlivosti má tvar (-2,82; 2,21) a p-hodnota testu o tom, že tyto střední jsou si rovny je 0,80. Hypotézu H17₀ tudíž **nezamítáme** a neprokázali jsme, že by se hodnoty asymetrií v situaci bez korzetu lišily od hodnot asymetrií v situaci s korzetem.

4.1.8 *Single support line*

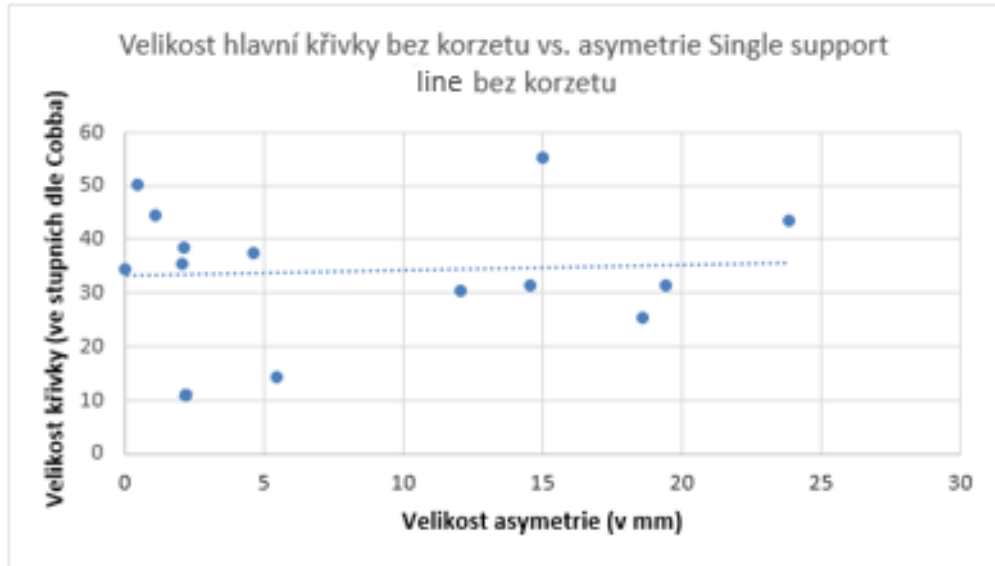
H18₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H18_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Z odhadu modelu regresní přímky v tomto případě plyne

$$K_i = 33,22 + 0,10 \cdot A_i, \text{ (viz. graf č.11)}$$

kde směrodatná chyba odhadu této regresní přímky je 0,43 a p-hodnota testu nevýznamnosti lineárního členu v našem modelu regresní přímky je 0,83. Hypotézu H_{18_0} lineární nezávislosti velikosti křivky na hodnotě asymetrie tedy **nezamítáme**.



Graf 11: Model regresní přímky pro H_{18_0}

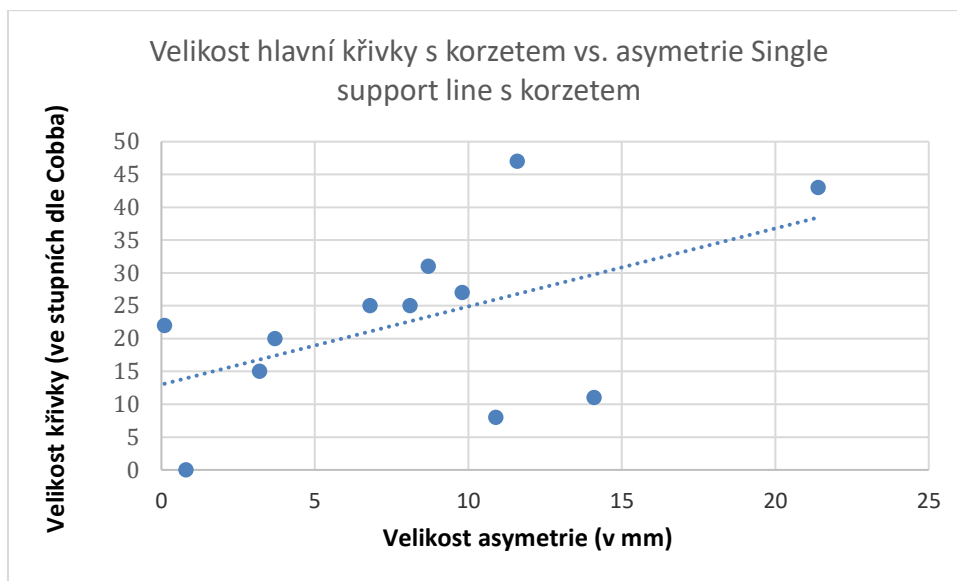
H_{19_0} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H_{19_A} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Z odhadu lineárně regresního modelu metodou nejmenších čtverců jsme získali

$$K_i = 13,00 + 1,19 \cdot A_i \text{ (viz. graf č.12)}$$

se směrodatnou chybou odhadu směrnice regresní přímky 0,61. P-hodnota testu nulové hodnoty směrnice regresní přímky vyšla 0,08, a proto hypotézu H_{19_0} na hladině významnosti 0,05 **nezamítáme**.



Graf 12: Model regresní přímky pro H19₀

H20₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H20_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Single support line levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Bodový odhad rozdílu středních hodnot v tomto případě vychází 0,11, intervalový odhad pro tento rozdíl je (-3,89; 4,12) a p-hodnota testu rovnosti těchto středních hodnot 0,95 udává, že hypotézu H20₀ **nezamítáme**.

4.1.9 Stance phase

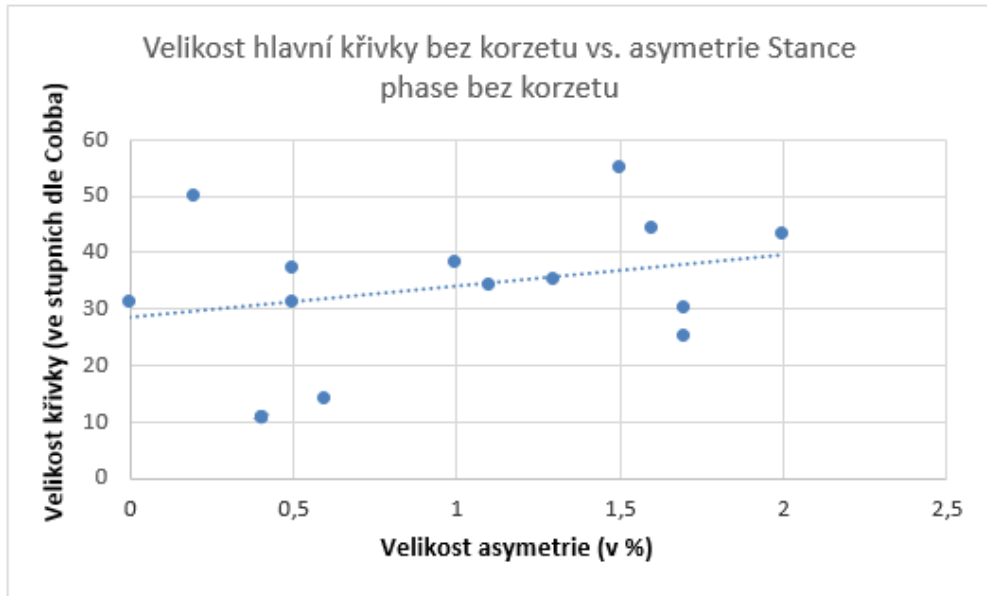
H21₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H21_A: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu je lineární vztah.

Model regresní přímky byl v této situaci odhadnut na

$$K_i = 28,56 + 5,48 \cdot A_i, \text{ (viz. graf č.13)}$$

ale směrodatná chyba odhadu směrnice regresní přímky je 5,35. P-hodnota testu nevýznamnosti lineárního členu v tomto modelu je 0,33, a hypotézu H_{21_0} jsme tudíž **nezamítli**.



Graf 13: Model regresní přímky pro H_{21_0}

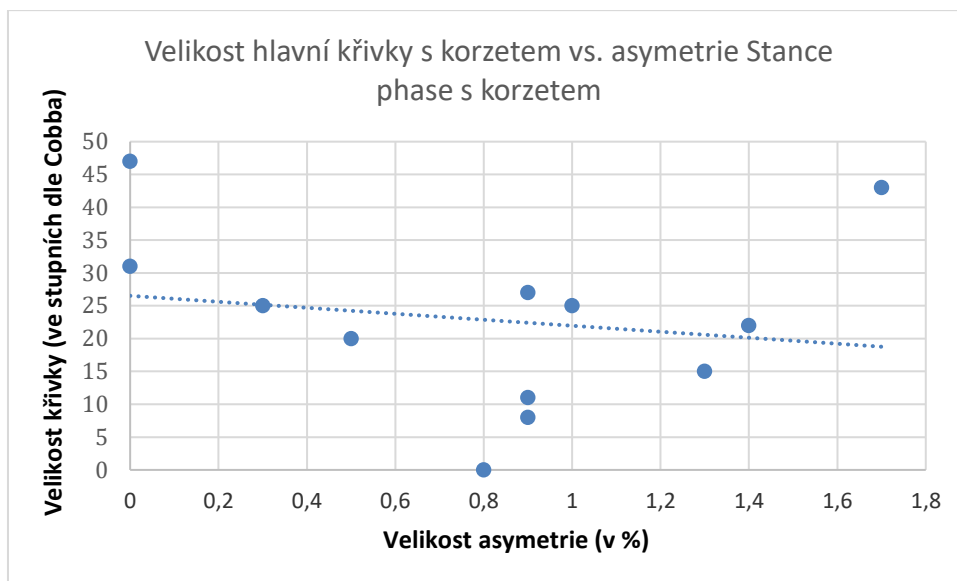
H_{22_0} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu není lineární vztah.

H_{22_A} : Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu je lineární vztah.

Odhad modelu regresní přímky metodou nejmenších čtverců vychází

$$K_i = 26,52 - 4,56 \cdot A_i \text{ (viz. graf č.14)}$$

se směrodatnou chybou odhadu směrnice 7,96. P-hodnota testu hypotézy H_{22_0} o nulové hodnotě této směrnice je 0,58, takže jsme **neprokázali** lineární závislost mezi velikostí křivky a asymetrie.



Graf 14: Model regresní přímky pro H22₀

H23₀: Velikost asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

H23_A: Velikost asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se liší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Bodový odhad rozdílu středních hodnot je 0,31 a intervalový odhad o 95 % spolehlivosti má tvar (-0,01; 0,64) a p-hodnota testu hypotézy H23₀ o tom, že tento rozdíl středních hodnot je nulový je 0,05. Výsledek tohoto testu je tedy **na hranici statistické významnosti**.

4.1.10 Double stance phase

H24₀: Velikost Double stance phase bez korzetu se neliší od velikosti Double stance phase v korzetu.

H24_A: Velikost asymetrie Double stance phase bez korzetu se liší od velikosti asymetrie Double stance phase v korzetu.

Bodový odhad rozdílu těchto středních hodnot na základě námi naměřených dat vychází 0,71, intervalový odhad je (-1,23; 0,66) a p-hodnota testu hypotézy H24₀ je 0,13. **Neprokázali** jsme tedy, že by se od sebe tyto dvě střední hodnoty lišily.

4.2 Shrnutí výsledků

V práci byly testovány hypotézy, zda má velikost hlavní křivky u pacientů se skoliózou páteře vztah k velikosti asymetrie naměřených veličin pomocí dynamické plantografie. Tento vztah byl odhadován modelem regresní přímky a byla zkoumána situace s korzetem a bez. Také bylo u těchto veličin zkoumáno, zda (a případně o kolik) se liší hodnoty těchto veličin v situaci bez korzetu a v situaci s korzetem.

Pomocí provedených odhadů a testů byly zamítnuty tyto hypotézy:

H1₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny bez korzetu není lineární vztah.

H8₀: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Foot rotation levého a pravého chodidla v korzetu není lineární vztah.

H16₀: Mezi velikostí hlavní křivky páteře v korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line v korzetu není lineární vztah.

Zamítnutím hypotézy H1₀ byl prokázán lineární vztah velikosti hlavní křivky páteře pacientů se skoliózou a velikosti asymetrie veličiny Maximum force 1 v situaci bez korzetu. Lineární regrese je popsána jako $K_i = 19,79 + 1,13 \cdot A_i$. Můžeme proto tvrdit, že s rostoucí velikostí K_i , tedy velikostí hlavní křivky, se bude velikost asymetrie Maximum force 1 mezi levou a pravou dolní končetinou zvětšovat.

Na vztah mezi velikostí křivky bez korzetu a Maximum force 1 levé končetiny nelze vzhledem ke koeficientu determinace (viz. příloha č.3) usuzovat, stejně tak u Maximum force 1 pravé končetiny (viz. příloha č.3). Nemůžeme proto říci, že s velikostí hlavní křivky velikost parametru Maximum force 1 levé či pravé dolní končetiny roste nebo klesá.

Zamítnutím hypotézy H8₀ byl prokázán lineární vztah velikosti hlavní křivky páteře pacientů se skoliózou a velikosti asymetrie veličiny Foot rotation v situaci s korzetem. Lineární regrese je popsána jako $K_i = 42,06 - 4,05$. Můžeme proto tvrdit, že s rostoucí velikostí K_i , tedy velikostí hlavní křivky, se bude velikost asymetrie Foot rotation mezi levou a pravou dolní končetinou zmenšovat.

Na vztah mezi velikostí křivky bez korzetu a Foot rotation levé končetiny nelze vzhledem ke koeficientu determinace R^2 (viz. příloha č.3) usuzovat, stejně tak u Foot rotation pravé končetiny (viz. příloha č.3). Nelze proto tvrdit, že v závislosti na velikosti hlavní křivce páteře za situace s korzetem se mění velikost vtočení levého či pravého chodidla dovnitř či ven.

Zamítnutím hypotézy $H16_0$ byl prokázán lineární vztah velikosti hlavní křivky páteře pacientů se skoliózou a velikostí asymetrie veličiny Length of gait line v situaci s korzetem. Lineární regrese je popsána jako $K_i = 12,04 + 1,24 \cdot A_i$. Můžeme proto tvrdit, že s rostoucí velikostí K_i , tedy velikostí hlavní křivky v korzetu, velikost asymetrie Length of gait line mezi levou a pravou dolní končetinou v korzetu poroste.

Nemůžeme však vyvodit závislost mezi velikostí křivky v korzetu a velikostí Length of gait line pro pravou či levou dolní končetinu (viz. příloha č.3).

Na hraně statistické významnosti byly tyto hypotézy:

$H15_0$: Mezi velikostí hlavní skoliotické křivky páteře bez korzetu a asymetrií, danou rozdílem Length of gait levé a pravé dolní končetiny line bez korzetu není lineární vztah.

$H23_0$: Velikost asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny bez korzetu se neliší od velikosti asymetrie, dané rozdílem Stance phase levé a pravé dolní končetiny v korzetu.

Při porovnávání hodnot asymetrií a velikostí hodnot sledovaných parametrů v situacích bez korzetu a s korzetem jsme neprokázali, že by se lišily. Žádná z hypotéz porovnávající parametry Maximum force 1, Maximum force 2, Foot rotation, Step length, Step width, Stride length, Length of gait line, Single support line, Stance phase a Double stance phase v situaci s korzetem a bez korzetu nebyla zamítnuta.

Z tabulky č.3 je patrné, že u skupiny pacientů s primární dextrokonvexní křivkou v hrudní páteři je hodnota Length of gait line bez korzetu vždy větší pro levou dolní končetinu. U ostatních parametrů symetrie chůze se vzájemný vztah mezi levou a pravou DK ve skupině lišil. (viz. příloha č.2)

Proband	Length of gait line (v mm)	
	bez korzetu	
	L	P
2	175,7	168,1
4	160,4	159,1
7	177,4	174,3
8	211,1	208,3
9	110,1	93,7
10	192,4	182
12	154,8	127,3
14	201,4	178,7

Tabulka 3: Length of gait line v mm (probandi s hrudní křivkou)

5 DISKUZE

Skolióza je deformita páteře je všech třech rovinách. Vyloučíme-li funkční skoliózy, které nebyly předmětem této práce nacházíme u pacientů strukturální změny páteře charakterizované rotací, klínovitou deformací a torzí obratlů. Ty jsou provázeny dalšími typickými změnami. V oblasti hrudníku dochází na straně konkavity k vtažení a natlačení žeber k sobě, na konvexní straně jsou naopak roztažena a tvoří gibbus. Tato konfigurace hrudníku se promítá i do asymetrického postavení lopatek, kdy lopatka na konvexní straně je laterálněji a kraniálněji než lopatka na straně konkávní. Pozorujeme též nesymetrické držení pánve.

Qiu et al (2012) se zabýval klinickým fenoménem asymetrie konkávní a konvexní kosti kyčelní u pacientů s AIS na RTG snímcích. Práce neobjevila vývojovou asymetrii pánve či vzájemnou změnu postavení kostí kyčelních. Možným vysvětlením nálezu je rotace pánve v transversální rovině. Směr rotace pánve je stejný jako u hlavní hrudní křivky u většiny pacientů s kompenzační thorakolumbální či lumbální křivkou. Výchozí pozice kořenových kloubů je ovlivněna změněním postavením hrudníku a pánve a má dopad na aktivitu svalů pletenců při pohybu. Lin a kol (2010) ve své práci popisuje klidové postavení lopatky na konvexní straně více v náklonu horní hranou vpřed (v rotaci podél příčné osy), na konkávní straně je lopatka dolním úhlem rotována více zevně. Porovnání amplitud EMG během pohybu ukázalo nestejnou aktivitu dolní části m. trapezius a m. serratus anterior na konvexní a konkávní straně.

Současně byl na straně konvexity opožděný nástup aktivity dolní části trapézu, m. serratus anterior a střední části m. deltoideus. Na straně konkavity se jednalo o dolní i horní část m. trapezius a m. serratus anterior.

Karski (2010) pozoroval asymetrickou hybnost v kyčelních kloubech a staví abdukční kontrakturu nebo omezení abdukce jednoho kyčelního kloubu do role zásadního biomechanického faktoru ve vzniku skoliotické křivky. Naproti tomu měření rozsahu abdukce kyčelního kloubu Kotwického et al. (2008) se s výsledky Karského rozchází. Ve své práci udává, že zjištěné asymetrie nejsou tvořeny omezením rozsahu pohybu v kyčelním kloubu, ale přesunutím zóny pohybu, především směrem do vnitřní rotace u jedné kyčle a zevní rotace u kyčle druhé.

Na základě jeho dat se neprokázala spojitost mezi asymetrií rozsahu pohybu v kyčelním kloubu a typu křivky, velikosti křivky či její progresi (Kotwicky et al. 2008). U pacientů s deformitou páteře byl popsán strukturální nález přerozdělení svalových vláken paraspinálních svalů se zvýšeným počtem typu I na konvexní straně. Ten zároveň korespondoval s nestejnou amplitudou akčních potenciálů paraspinálních svalů na konvexní a konkávní straně, při jejich mírné kontrakci (Stetkarova et al. 2016).

Všechny tyto abnormality vedou k očekávání, že nalezneme u chůze stranové rozdíly a způsobí u pacientů s idiopatickou skoliózou odchylky od pohybového projevu zdravých jedinců. Závěry provedených studií, které se snažily najít a specifikovat typické odlišnosti u chůze pacientů se skoliózou jsou přesto značně nejednotné a stále v nich nepanuje shoda. Protože je chůze komplexní činností, odráží biomechanické podmínky, ale zároveň významným podílem řídicí funkce organismu.

Vzpřímená chůze vyžaduje kontrolu rovnováhy. Rovnováha je zajišťována integrací vizuální, propioceptivní a vestibulární informace. V návaznosti na detekci instability (jejího směru, amplitudy) je třeba výběr vhodných motorických příkazů k obnovení stability.

Pialasse et al. (2016) poukazuje u pacientů s AIS na možnou dysfunkci ve zpracování vestibulární informace. Může být narušeno vnímání subjektivní vertikály a zpracování propioceptivních vjemů. Kobesová et al. (2013) na podkladě své studie navrhuje, že známky cerebellární dysfunkce jsou u pacientů s AIS častější než u kontrolní skupiny a doporučuje vyšetřování mimimálních mozečkových příznaků zařadit do běžných postupů.

Zmíněné změny mohou u pacientů s AIS negativně ovlivnit schopnost kontroly rovnováhy během chůze.

Autoři (Mahaudens a Mousny 2010) poukazují u skoliotických pacientů na porušený timing lumbo-pelvických svalů během chůze. Kontrakce m. quadratus lumborum, erector spinae, gluteus medius a semitendinosus trvala po delší dobu chůzového cyklu než u kontrolní skupiny, nález byl však symetrický. Park et al. (2016a) udává u pacientů s IS za dynamických podmínek abnormality v koordinaci hrudníku a pánve. Při chůzi tyto segmenty provádí kontrarotaci a neideální souhrou hrudníku a pánve je tato schopnost narušena. V transverzální rovině se u pacientů s IS pohyboval hrudník s pánví více ve fázi, kontrarotace těchto dvou segmentů byla nižší v porovnání s kontrolní skupinou. Menší byla u pacientů též konzistentnost v koordinaci trupu ve transverzální a frontální rovině.

Nishida et al. (2017) při zkoumání pohybu trupu zohlednil lokalizaci křivky. Vycházel z předpokladu, že v závislosti na rozdílném typu křivky se bude lišit i pohyblivost jednotlivých úseků páteře, a to se promítne do kinematiky trupu. To se potvrdilo asymetrickým pohybem trupu v transverzální rovině u pacientů s hrudní křivkou a asymetrickým pohybem trupu v rovině koronální s křivkou bederní. Pohyb trupu byl zaznamenáván u 39 pacientek elektronickým optickým systémem Qualysis při chůzi, analyzované pomocí tlakových desek.

Práce Daryabor et al. (2017a) podává souhrn článků zabývajících se parametry a energetickou spotřebou chůze u jedinců s AIS. Z vybraných studií nevyplývá signifikantní rozdíl v rychlosti chůze, kadenci a šířce kroku u pacientů s AIS a kontrolní skupinou. Pacienti s AIS však ukazují snížený pohyb v kyčelním kloubu (4 studie uvádí nižší ROM v sagitální, frontální a transverzální rovině, ačkoli jiné v sagitální a frontální rovině nespátřují rozdíl), dále pánve, nadměrnou energetická náročnost chůze, krokovou asymetrii a asymetrii v reakčních silách povrchu. Rozcházející se informace mohou pramenit ze zkoumání pacientů s velice variabilním klinickým obrazem daným rozdílnou závažností deformity páteře, lokalizací křivky a změnami sensorického systému.

Jelikož je skolióza deformitou páteře a páteř sehrává při chůzi významnou roli, zabývám se ve své práci souvislostí mezi velikostí hlavní křivky a asymetrií parametrů chůze, naměřených pomocí přístroje Zebris FDM-T System.

V situaci bez korzetu byl prokázán vliv velikosti hlavní křivky páteře na velikost asymetrie parametru Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny (ten odpovídá průměrné síle prvního silového vrcholu při dopadu paty na podložku). S rostoucí velikostí hlavní křivky se zvyšuje i asymetrie Maximum force 1. Ve studii Park et al. (2016b) uzavírají své zkoumání signifikantní korelací mezi spinální deformitou a velikostí asymetrie reakčních sil povrchu (GRF). Asymetrie velikostí GRF byla zkoumána pro vertikální a antero-posteriorní síly. Vazba na křivku páteře byla zjištěna pouze u brzděné fáze fáze stojné, tedy u anterioposteriorní komponenty GRF, nikoli vertikální, jakou je Maximum force 1. Vyšetřeno bylo 14 probandů s AIS, s křivkami lokalizovanými v hrudní, bederní i thorakolumbální oblasti. Data byla získána pomocí tlakových desek, při preferované rychlosti chůze probandů. Ke kvantifikaci křivky byl vypočítán „Doplňkový Cobův úhel“, zohledňující přítomnost více křivek a zároveň jejich směrovou orientaci.

Naopak Schizas et al. (1998) a Chockalingam et al. (2004) nenalezli při vyhodnocování asymetrie parametrů (čas kontaktu, hodnota vrcholů vertikálních sil a míra zatěžování) u skoliotických pacientů žádnou spojitost se směrem, velikostí křivky a rotací obratlů. Schizas et al. (1998) studii prováděl na 21 probandech s hrudní či thorakolumbální křivkou, vyloučení byly probandi po operaci, s abnormalitami dolních končetin, neurologickým nálezem či dekompenzovanou křivkou. Využity byly tlakové desky. Chockalingam et al. (2004) zařadil do 16 testovaných probandů kromě idiopatické skoliózy i 2 případy fibromatózy a kongenitální skoliózy. I jeho práce využívala k měření tlakových desek.

Stejný vztah, velikost křivky a asymetrie měřených parametrů, jsem zkoumala i v situaci kdy měli pacienti při chůzi nasazený korzet. Výsledky se při chůzi v korzetu lišily. Velikost hlavní křivky v korzetu měla vztah k asymetrii Foot rotation a Length of gait line. Vliv velikosti hlavní křivky na velikost asymetrie ve Foot rotation vyšel vyjádřen klesající přímkou. Na rozdíl od parametru asymetrie Length of gait line (který je odvozen z pohybu COP při chůzi) odpovídá menší deformita páteře větší asymetrii ve Foot rotation. Parametr Length of gait line v podstatě odpovídá trajektorii maximálního zatížení nohy během celé stojné fáze. Nález větší hodnoty Length of gait line levé dolní končetiny oproti pravé u probandů s hrudní dextrokonvexní křivkou bez korzetu proto naznačuje, že část pravého chodidla není zapojena do stojné fáze.

Stepień (2012) poukazuje u skupiny pacientů s hrudní křivkou na zvýšenou velikost reakčních sil povrchu na laterální straně pravého chodidla. To by mohlo svědčit pro jeho neideální odval a v případě, kdy nedojde k odrazu palcem, se hodnota Length of gait line sníží.

Při snaze posoudit dopad nasazení korzetu na chůzi u pacientů se skoliózou byly brány v úvahu dva hlavní faktory. Nasazením korzetu je dosaženo redukce křivky na druhé straně dochází k restrikci pohybů pánve i páteře. Rozsah pohybu pánve, páteře a hrudního koše roste s rychlostí chůze. Lze tedy předpokládat, že při měření chůze v korzetu za preferované rychlosti probandů, si probandi zvolili takovou rychlost, při které se dané pohyby ještě plně neuplatňují. Testování chůze v korzetu u zdravých jedinců ukázalo signifikantní snížení pohybu pánve ve všech třech rovinách, oproti tomu nebyly pozorovány žádné signifikantní rozdíly v délce kroku, rychlosti chůze či ve vrcholech hodnot vertikálních reakčních sil povrchu. Konz et al. (2006) tato zjištění své práce připisuje schopnosti adaptace pohybového systému, který i přes restrikci danou korzetem dokáže zajistit stabilitu a zřejmě i vykompenzovat omezení mechanismů podílejících se na absorbování nárazu. Je otázkou nakolik jsou těchto kompenzačních mechanismů schopni jednotliví pacienti se skoliózou s ohledem na možné výše popsané změny centrálního zpracování informací.

Za účelem získání poznatků o vlivu korzetu na měřené parametry bylo provedeno porovnání asymetrie Foot rotation, Step length, Stance phase, Length of gait line, Single support line, Maximum force 1, Maximum force 2 obou končetin a Stride length, Step width a Double stance phase. U žádného zkoumaného parametru nebyla prokázána žádná statisticky významná změna mezi situací, kdy byla analyzována chůze bez korzetu a s korzetem. Daryabor et al. (2017b) popisuje v provedeném souhrnu literatury při nasazeném korzetu ovlivnění pohybu pánve a kyčelního kloubu ve smyslu zlepšení symetrie a snížení asymetrické zatížení dolních končetin. Zároveň Karimi et al. (2016) sledoval při užití korzetu symetrizaci mezi vrcholy anterioposteriorních sil, asymetrie vertikálních sil nebyla korzetem ovlivněna. Analýzu provedl u 10 probandů s AIS tlakovými deskami, 8 probandů mělo Boston a 2 Milwaukee korzet. Ačkoli zmínění autoři spatřují v užití korzetu možné benefity i z hlediska snížení asymetrických nároků na dolní končetiny a případném snížení rizika degenerativních změn, mnou získané výsledky tomu nenapovídají.

Více jak polovina testovaných probandů uvedla při specifikaci režimu nošení korzetu i určitý počet hodin během dne. Korzet tak má vliv kromě chůze i na další běžné denní činnosti. Analýza pohybu lopatky při nasazeném korzetu ukázala, že u adolescentů s AIS dochází k ovlivnění pohybu lopatky. Mění se i výchozí pozice lopatky v klidu (Gur et al. 2017). Tyto skutečnosti je třeba zohlednit při terapii pacientů, zvláště u těch, kde probíhá korzetoterapie po dobu několika let. Zvláště u adolescentní idiopatické skoliózy se ukazuje jako výhodné včasné noční korzetování. Při křivkách o velikosti Cobbova úhlu mezi 16-25° je dosahováno velmi dobrých výsledků. Na rozdíl od plného režimu nemá noční nošení korzetu u pacientů negativní psychologický dopad, pozitivně ovlivňuje spolupráci, dodržení nastavené léčby a neomezuje vykonávání aktivit během dne (Selle et al. 2010). I přes určitá negativa, která sebou korzetoterapie nese a její dopad na provádění pohybů, převládají dle mého názoru v dlouhodobém horizontu jednoznačně klady. Dlouhodobý efekt korzetoterapie na funkční aktivitu, jakou je chůze, zkoumal Mahaudens et al. (2014). Po 6 měsících léčby korzetem byla vyšetřena chůze za podmínek kdy nebyl nasazen. Hlavní strukturální křivka zůstala částečně zkorigovaná. Pohyb pánve a kyčelního kloubu ve frontální rovině vzrostl. Došlo ke zlepšení svalové mechanické práce. Trvání EMG aktivity lumbopelvicových svalů se nezměnilo až na m. erector spinae, kde došlo k poklesu. Tyto změny ale neměly přínos ohledně energetické náročnosti chůze.

Nezdá se proto, že restrikce dané tímto způsobem konzervativní léčby by se v dlouhodobějším horizontu nějak negativně podepisovaly na vzoru chůze. Domnívám se, že stejně tak jako souvisí strukturální deformita páteře s narušením fyziologického stereotypu chůze, může úspěšná léčba křivky vést k pozitivnímu ovlivnění bipedální lokomoce. Korzetoterapie v indikovaných případech přitom sehrává v kontrole progresu deformity a případné korekci u pacientů se skoliózou významnou roli.

Za limity své práce považuji menší počet probandů, dále by pro dosažení konzistentních výsledků bylo vhodné sestavit co nejhomogennější skupinu pacientů, ve které by se probandi výrazněji lišili pouze v daném znaku např. velikosti hlavní křivky. Bylo by pak možné ho s větší pravděpodobností spojit s určitým výsledkem zkoumání. V mé práci nebyly zohledněny rozdíly v kompenzaci křivky, její lokalizaci a případné neideální zpracování sensorických informací pacientů s AIS.

Jelikož jsem se ve své práci zaměřila především na velikost asymetrií zkoumaných parametrů bylo by přínosné získat odpovídající data také u kontrolní skupiny zdravých jedinců. Umožnilo by to určit, ve kterých parametrech je velikost asymetrie u pacientů se skoliózou rozdílná od zdravých probandů. Předpoklad, že zdraví jedinci dosahují symetrických hodnot se ukázal pro výzkumné účely jako nesprávný.

V neposlední řadě je třeba zvážit otázku zvoleného způsobu vyšetření zkoumaných parametrů chůze. Ve své práci jsem data získávala metodou dynamické plantografie za využití přístroje Zebris FDM-T system, který je vybaven pohyblivým pásem s integrovanými senzory. Toto zařízení umožňuje sběr dat k analýze chůze po delší časový úsek a zachytí cyklus chůze v několika opakováních. Na druhé straně ve většině zahraničních studií, ze kterých sem čerpala bylo měření prováděno pomocí tlakových desek. Tlakové desky jsou umístěny v úrovni země a v závislosti na rozměrech zaznamenají dva a více kroků. Jelikož cílem vyšetření je analýza přirozeného stereotypu chůze je z tohoto hlediska určitou výhodou měření pomocí tlakových plošin. Při hodnocení rozdílnosti chůze po zemi a na pohyblivém pásu autoři Malatesta et al. (2017) a Mazaheri et al. (2016) určité odchylky našli. Během chůze na pohyblivém pásu vzniká vizuálně-kinestetický konflikt. To vede ke snížení preferované rychlosti chůze a užití "klouzavého" vzoru chůze, kdy je prodloužena stojná fáze, trvání fáze dvojí opory a redukována fáze švihová. Adaptace je však pouze malého rozsahu. Současně je při chůzi na pásu velikost svalové aktivity vyšší, což může mít spojitost s lehce rozdílnou biomechanikou chůze za těchto dvou podmínek. Přesto jsou tyto dva modely chůze natolik podobné, že je lze při testování využívat jako zaměnitelné. Podmínkou je adekvátní seznámení a dostatečný čas na přizpůsobení se chůzi v odlišné situaci.

ZÁVĚR

Svou diplomovou práci jsem vypracovávala na téma: Vyšetření chůze u pacientů s idiopatickou skoliózou. Objektivizace pomocí dynamického chodníku. V teoretické části práce jsem se věnovala především poznatkům o idiopatické skolióze, korzetoterapii, fyziologickém stereotypu chůze a jeho změnám spojených s daným onemocněním. Praktická část práce si kladla za cíl ověřit, zda existuje vztah mezi velikostí hlavní křivky páteře a mírou asymetrie parametrů chůze, získaných vyšetřením na přístroji Zebris FDM-T System u 14 jedinců s idiopatickou skoliózou. Dále byl zkoumán efekt korzetu na chůzi, kdy byly srovnány naměřené hodnoty u stejné skupiny probandů v situaci s korzetem a bez korzetu.

Statistické zpracování získaných dat ukázalo průkazný vztah mezi velikostí hlavní křivky páteře u pacientů s idiopatickou skoliózou a mírou asymetrie, danou rozdílem Maximum force 1 levé a pravé dolní končetiny při chůzi bez korzetu. Při chůzi s korzetem byl vztah velikosti hlavní skoliotické křivky v korzetu prokázán u parametrů Foot rotation a Length of gait line. U ostatních sledovaných veličin se souvislost neprokázala. Na základě získaných výsledků tedy nenacházíme u většiny zkoumaných parametrů chůze závislost mezi mírou jejich asymetrie a závažností hlavní skoliotické křivky páteře. Určující roli ve výsledné velikosti asymetrie zřejmě hrají další faktory. Porovnání míry asymetrie u zkoumaných parametrů chůze v situaci bez korzetu a s korzetem neprokázalo u žádné veličiny změnu. V jednotlivých měřeních však byly rozdíly patrné. Možným vysvětlením je jejich vysoká variabilita jak ve smyslu zmenšení, tak zvětšení, což mohlo způsobit, že statistický výsledek odlišnosti nepostihl. O určitém vlivu korzetu svědčí i fakt, že parametry chůze, u kterých byl prokázán vztah s velikostí hlavní křivky páteře bez korzetu se neshodují s parametry majícími vztah k hlavní křivce při měření v korzetu.

Výsledky mé praktické části se bohužel nepodařilo zcela podpořit závěry zahraničních studií. Otázka změn stereotypu chůze u pacientů s idiopatickou skoliózou a konkrétního vlivu určitých znaků onemocnění na ni zůstává ne zcela vyjasněna.

Domnívám se proto, že objektivní vyšetření chůze je velice užitečným nástrojem pro identifikaci pravděpodobně značně individuálních mechanismů, uplatňujících se u pacientů se skoliózou. Analýza v korzetu pak může u konkrétních jednotlivců pomoci odhalit horší schopnost přizpůsobení pohybových stereotypů zevní restrikci.

REFERENČNÍ SEZNAM

BERDISHEVSKY, H., V. A. LEBEL a J. BETTANY-SALTIKOV, et al. Physiotherapy scoliosis-specific exercises - a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis And Spinal Disorders* [online]. 2016, **11**, 20 [cit. 2018-04-16]. DOI: 10.1186/s13013-016-0076-9. ISSN 23971789.)

BERTOTI, D. *Functional neurorehabilitation through the life span*. Philadelphia, PA: F.A. Davis Co., c2004. ISBN 978-0803611078.

BISI, M.C. a R. STAGNI. Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: From development to decline. *Gait*[online]. 2016, **47**, 37-42 [cit. 2018-02-25]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.04.001. ISSN 09666362.)

BRIGHAM, E.M. a D.G. ARMSTRONG. Motivations for Compliance With Bracing in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity* [online]. 2017, **5**(1), 46 - 51 [cit. 2018-02-25]. DOI: 10.1016/j.jspd.2016.09.004. ISSN 22121358.

BRUCE, A. M., A. ROZUMALSKI, S. N. ANDREW, W. A. ROY, D. C. DARYLL, T. F. NOVOVACHEK a M. H. SCHWARTZ. Assessment of Three-Dimensional Lumbar Spine Vertebral Motion During Gait with Use of Indwelling Bone Pins. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* [online]. 2013, **95**(23), e184 [cit. 2018-04-16]. DOI: 10.2106/JBJS.L.01469. ISSN 00219355.

CROSBIE, J., R. VACHALATHITIB a R. S. AGE. Gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait*[online]. 1997, **5**(1), 13-20 [cit. 2018-05-08]. ISSN 09666362.

ČERNÝ, P., a kol. Trupové ortézy pro léčení skoliózy: 1. část. *Ortopedická protetika* [online]. 1999, **2**, [cit. 2018-02-31]. Dostupný z WWW: <<http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/Wc4b398d0ca6f6.htm>>. ISSN 1212-6705.

DARYABOR, A., M. ARAZPOUR, G. SHARIFI, M. A. BANI, A. ABOUTORABI a N. GOLCHIN. Review: Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2017a, 60(2), 107-116 [cit. 2018-02-26]. DOI: 10.1016/j.rehab.2016.10.008. ISSN 18770657.

DARYABOR, A., M. ARAZPOUR, M. SAMADIAN, M. VEISKARAMI a A. M. BANI. Efficacy of corrective spinal orthoses on gait and energy consumption in scoliosis subjects: a literature review. *Disability And Rehabilitation. Assistive Technology* [online]. 2017b, 12(4), 324-332 [cit. 2018-02-25]. DOI: 10.1080/17483107.2016.1185649. ISSN 17483115.

DUNGL, P. *Ortopedie. 2.*, přepřac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.

GARD, S. a S. FATONE. A kinematic model to assess spinal motion during walking. *Spine* [online]. 2006, 31(24), E898 [cit. 2018-04-16]. ISSN 03622436.

GUR, G., E. TURGUT, C. AYHAN, G. BALTACI a Y. YAKUT. Acute effects of spinal bracing on scapular kinematics in adolescent idiopathic scoliosis. *Clinical Biomechanics* [online]. 2017, 47, 14-19 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2017.05.010. ISSN 02680033.

HAMAD, A., E.B. AHMED a A.I. TSIRIKOS. Adolescent idiopathic scoliosis: a comprehensive approach to aetiology, diagnostic assessment and treatment. *Orthopaedics and Trauma* [online]. 2017, 31(6), 343 - 349 [cit. 2018-02-26]. DOI: 10.1016/j.mporth.2017.09.004. ISSN 18771335.

HUANG, Y., O. G. MEIJER a J. LIN, et al. The effects of stride length and stride frequency on trunk coordination in human walking. *Gait* [online]. 2010, 31(4), 444-449 [cit. 2018-05-08]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.01.019. ISSN 09666362.

CHOCKALINGAM, N., P.H. DANGERFIEL, A. RAHMATALLA, E.N. AHMED a T.COCHRANE. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *European Spine Journal*. 2004;13(8):750-754. doi:10.1007/s00586-004-0762-9.

KARIMI, M.T., M. KAVYANI, E.S. DAMNEH, F. FATOYE a M.R. ETEMADIFAR. The influence of trunk bracing on time, spatial parameters, symmetry of ground reaction force and loading rate in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* [online]. 2016, **16**(2) [cit. 2018-02-25]. DOI: 10.1142/S0219519416500093. ISSN 02195194.

KARSKI, T. Explanation of biomechanical etiology of the so-called idiopathic scoliosis (1995–2007).: New clinical and radiological classification. *Pohybové ústrojí: Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. 2010, 17(1+2), s. 26-42. Dostupné z: http://www.pojivo.cz/pu/PU_12_2010.pdf

KOBESOVA, A., L. DRDAKOVA, R. ANDEL a P. KOLAR. Cerebellar function and hypermobility in patients with idiopathic scoliosis. *International Musculoskeletal Medicine* [online]. 2013, **35**(3), 99-105 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1179/1753615413Y.0000000023. ISSN 17536146.

KOLÁŘ, P. a M. ŠAFÁŘOVÁ. Skolióza. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2011, xxxi, 713 s. ISBN 9788072626571.

KOLÁŘ, P. Klinické vyšetření a léčebné postupy u pacientů s idiopatickou skoliózou. *Pediatric pro praxi* [online]. 2003, (5): 243-247 [cit. 2018-3-01]. Dostupné z: <http://www.pediatricpropraxi.cz/pdfs/ped/2003/05/02.pdf>

KOLÁŘOVÁ, K. a M. ZVONÁŘ. Analýza plantárního tlaku při chůzi. In: PSALMAN, V. et al. *Biomechanické metody ve sportu*. Brno: Masarykova univerzita, 2014, s. 92-96. ISBN 978-80-210-6861-2.

KONZ, R., S. FATONE a S. GARD. Effect of restricted spinal motion on gait. *Journal of Rehabilitation Research* [online]. 2006, **43**(2), 161-170 [cit. 2018-04-16]. ISSN 07487711.

KOTWICKI, T., A. WALCZAK a A. SZULC. Trunk rotation and hip joint range of rotation in adolescent girls with idiopathic scoliosis: does the "dinner plate" turn asymmetrically?. *Scoliosis (17487161)* [online]. 2008, **3**, 1-11 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1186/1748-7161-3-1. ISSN 17487161.

LATALSKI, M., A. DANIELEWICZ-BROMBEREK, M. FATYGA, M. LATALSKA, M. KRÖBER a P. ZWOLAK. Current insights into the aetiology of adolescent idiopathic scoliosis. *Archives of Orthopaedic* [online]. 2017, **137**(10), 1327-1333 [cit. 2018-04-16]. ISSN 09368051.

LIN, J.J., J.Y. TSAUO, W.H. CHEN a P.Q. CHEN. Alteration in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with idiopathic scoliosis. *Spine* [online]. 2010, **35**(11), 1151 - 1157 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181cd5923. ISSN 03622436.

LUKOVIC, T., S. CUKOVIC, V. LUKOVIC, G. DEVEDZIC a D. DJORDJEVIC. Towards a new protocol of scoliosis assessments and monitoring in clinical practice: A pilot study. *Journal of Back*[online]. 2015, **28**(4), 721-730 [cit. 2018-04-16]. ISSN 10538127.

MAGEE, D. J. *Orthopedic physical assessment*. 6th edition. St. Louis: Elsevier, 2014. ISBN 978-1-4557-0977-9.

MAHAUDENS, P. a M. MOUSNY. Gait in adolescent idiopathic scoliosis. Kinematics, electromyographic and energy cost analysis. *Studies In Health Technology And Informatics* [online]. 2010, **158**, 101-6 [cit. 2018-04-16]. ISSN 09269630.)

MAHAUDENS, P., M. RAISON, X. BANSE a M. MOUSNY. Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Journal* [online]. 2014, **14**(8), 1510-1519 [cit. 2018-05-02]. ISSN 15299430.

MALATESTA, D., M. CANEPA a A. M. FERNANDEZ. The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *European Journal of Applied Physiology*[online]. 2017, **117**(9), 1833-1843 [cit. 2018-04-16]. ISSN 14396319.)

MAZAHERI, R., M. A. SANJARI, G. RADMEHR, F. HALABCHI a H. ANGOORANI. The Activation Pattern of Trunk and Lower Limb Muscles in an Electromyographic Assessment; Comparison Between Ground and Treadmill Walking. *Asian Journal of Sports Medicine* [online]. 2016, **7**(3), 1-6 [cit. 2018-04-16]. ISSN 2008000X.

MORAMARCO, K. a BORYSOV M. A Modern Historical Perspective of Schroth Scoliosis Rehabilitation and Corrective Bracing Techniques for Idiopathic Scoliosis. *The Open Orthopaedics Journal* [online]. 2017, **11**, 1452-1465 [cit. 2018-02-25]. DOI: 10.2174/1874325001711011452. ISSN 18743250.

NEGRINI, S., S. DONZELLI, A. G. AULISA, et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis* [online]. 2018, **13**, 1-48 [cit. 2018-04-16]. DOI: 10.1186/s13013-017-0145-8. ISSN 23971789.

NEUMANN, D. A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation*. 1. USA: Elsevier Science, 2002. 624 s. ISBN 13:9780815163497

NISHIDA, M., T. NAGURA, N. FUJITA, N. HOSOGANE, T. TSUJI, M. NAKAMURA, M. MATSUMOTO a K. WATANABE. Full length article: Position of the major curve influences asymmetrical trunk kinematics during gait in adolescent

idiopathic scoliosis. *Gait* [online]. 2017, 51, 142-148 [cit. 2018-02-25]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.10.004. ISSN 09666362.

NISHIDA, M., T. NAGURA, N. FUJITA, N. HOSOGANE, T. TSUJI, M. NAKAMURA, M. MATSUMOTO a K. WATANABE. Full length article: Position of the major curve influences asymmetrical trunk kinematics during gait in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait* [online]. 2017, 51, 142-148 [cit. 2018-02-25]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.10.004. ISSN 09666362.

PARK, H.J., T. SIM, S.W. SUH, J.H. YANG, H. KOO a J. H. MUN. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal: Official Publication Of The European Spine Society, The European Spinal Deformity Society, And The European Section Of The Cervical Spine Research Society* [online]. 2016a, **25**(2), 385-93 [cit. 2018-02-26]. DOI: 10.1007/s00586-015-3931-0. ISSN 14320932.

PARK, Y.S., K. KOH, H.J. KWON, J.K. SHIM, Y.T. LIM, J.M. KIM a J.S. YANG. Association of spinal deformity and pelvic tilt with gait asymmetry in adolescent idiopathic scoliosis patients: Investigation of ground reaction force. *Clinical Biomechanics* [online]. 2016b, 36, 52 - 57 [cit. 2018-03-14]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.005. ISSN 18791271.

PERRY, J. aj. M. BURNFIELD. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, N.J.: SLACK, c2010. ISBN 705606523.

PIALASSE, J.P. a M. SIMONEAU. Effect of bracing or surgical treatments on balance control in idiopathic scoliosis: three case studies. *Journal of the Canadian Chiropractic Association* [online]. 2014, **58**(2), 131-140 [cit. 2018-04-16]. ISSN 00083194.

PIALASSE, J.P., P. MERCIER, M. DESCARREAUX a M. SIMONEAU. Sensorimotor Control Impairment in Young Adults With Idiopathic Scoliosis Compared With Healthy Controls. *Journal Of Manipulative And Physiological Therapeutics* [online].

2016, 39(7), 473-9 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.jmpt.2016.06.001. ISSN 15326586.

QIU, X.S., J.J. ZHANG, S.W. YANG, F. LV, Z.W. WANG, J. CHIEW, W.W. MA a Y. QIU Anatomical study of the pelvis in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal Of Anatomy* [online]. 2012, **220**(2), 173-8 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1111/j.1469-7580.2011.01458.x. ISSN 14697580.

RAMIREZ, J. M. a EBERSON C. P. The Role of Rehabilitation in the Management of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Rhode Island Medical Journal* [online]. 2017, **100**(11), 22-25 [cit. 2018-02-26]. ISSN 03637913.

REEVES, N. D. A F. L. BOWLING. Conservative Biomechanical Strategies for Knee Osteoarthritis: Gait Modification Approaches. *Nat Rev Rheumatol*. 2011;7(2) © 2011 Nature Publishing Group, [online]. [cit. 2018-04-16]. Dostupné z: https://www.medscape.org/viewarticle/736532_3

REPKO, M. Diagnostika a terapie skolióz. *Medicina pro praxi* [online]. 2012, **9**(2): 70-73 [cit. 2018-2-01]. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2012/02/08.pdf>

REPKO, M. Skolióza – komplexní diagnostické a terapeutické postupy. *Pediatric pro praxi*. Březsko: Solen, 2010, **11**(4): 218-222.

ROSE, J. a J. G. GAMBLE. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2006. ISBN 0781759544.

SELLE, A., J. SEIFERT a C. CARUS. Early night-time-bracing – an alternative in AIS management. *Scoliosis, Vol 5, Iss Suppl 1, p O57 (2010)* [online]. 2010, **5**(Suppl 1), O57 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1186/1748-7161-5-S1-O57. ISSN 17487161.

STEPIEŇ, A. The Impact of Spinal Deformity on Gait in Subjects with Idiopathic Scoliosis. *Recent Advances in Scoliosis* [online]. InTech, 2012 [cit. 2018-04-21]. DOI: 10.5772/38707. ISBN 978-953-51-0595-4.

STETKAROVA, I., J. ZAMECNIK, V. BOCEK, P. VASKO, K. BRABEC a M. KRBEC. Electrophysiological and histological changes of paraspinal muscles in adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal: Official Publication Of The European Spine Society, The European Spinal Deformity Society, And The European Section Of The Cervical Spine Research Society* [online]. 2016, **25**(10), 3146-3153 [cit. 2018-04-16]. ISSN 14320932.

SYCZEWSKA, M., T. ÖBERGB, D. a D. KARLSSONB. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clinical Biomechanics* [online]. 1999, 14(6), 384-388 [cit. 2018-05-08]. ISSN 02680033.

VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 189 s. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 8072548379.

VLEEMING, A., M. D., SCHUENKE, A. T., MASI, J. E., CARREIRO, L. DANNEELS a F. H. WILLARD. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *Journal of Anatomy* [online]. 2012, **221**(6), 537-538 [cit. 2018-04-16]. DOI: 10.1111/j.1469-7580.2012.01564.x. ISSN 00218782.

VOJTA, V. a A. PETERS. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 3. vydání. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-2710-3.

ZEBRIS MEDICAL GMBH. FDM-T *Bedienungsanleitung: Uživatelský manuál*. Isny im Allgäu (Německo), 2011, 95 s.

ZEBRIS MEDICAL GMBH. *FDM-T Software User Manual*. Isny im Allgäu (Německo), 2015, 178 s. Dostupné z: https://www.hpcosmos.com/sites/default/files/uploads/documents/20150709_cos102245_man-en_instruction_for_use_software_zebris_fdm_1.12_r2_en_0.pdf

SEZNAM TABULEK

Tabulka 4: Charakteristika výzkumné skupiny

Tabulka 5: Specifikace korzetoterapie

Tabulka 6: Length of gait line v mm (probandi s hrudní křivkou)

SEZNAM GRAFŮ

Graf 15: Model regresní přímky pro $H1_0$

Graf 16: Model regresní přímky pro $H2_0$

Graf 17: Model regresní přímky pro $H4_0$

Graf 18: Model regresní přímky pro $H5_0$

Graf 19: Model regresní přímky pro $H7_0$

Graf 20: Model regresní přímky pro $H8_0$

Graf 21: Model regresní přímky pro $H10_0$

Graf 22: Model regresní přímky pro $H11_0$

Graf 23: Model regresní přímky pro $H15_0$

Graf 24: Model regresní přímky pro $H16_0$

Graf 25: Model regresní přímky pro $H18_0$

Graf 26: Model regresní přímky pro $H19_0$

Graf 27: Model regresní přímky pro $H21_0$

Graf 28: Model regresní přímky pro $H22_0$

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 10: Jednotlivé otisky chodidla (separate footprints)

Obrázek 11: Jednostranná opora, průměr (single support, average) Stojná fáze, průměr (stance, average) Stojná fáze maximum (stance, maximum)

Obrázek 12: Rotace chodidla (foot rotation), Délka kroku (step length), Délka dvojkroku (stride length), Šířka kroku (step width)

Obrázek 13: Stojná fáze (stance phase), Švihová fáze (swing phase), Fáze dvojí opory (double stance phase)

Obrázek 14: Motýlový diagram (butterfly diagram)

Obrázek 15: Délka linie chůze (length of gait line), Střední fáze stání (single support line), Anterioposteriorní pozice (ant/post position), Stranová symetrie (lateral symmetry)

Obrázek 16: Tlakové křivky (pressure curves)

Obrázek 17: Silové křivky (force curves)

Obrázek 18: Maximální síla 1 (maximum force 1), Čas maximální síly 1 (time maximum force 1), Maximální síla 2 (maximum force 2), Čas maximální síly 2 (time maximum force 2)

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Souhrnná tabulka naměřených parametrů chůze

Příloha 2: Tabulka vybraných parametrů chůze u pacientů s primární skoliotickou křivkou páteře v hrudní oblasti

Příloha 3: Grafy modelů regresních přímek velikosti hlavní skoliotické křivky a vybraných parametrů chůze levé, respektive pravé dolní končetiny

Příloha 4: Informovaný souhlas

Příloha 5: Dotazník

PŘÍLOHY

Příloha 1: Souhrnná tabulka naměřených parametrů chůze

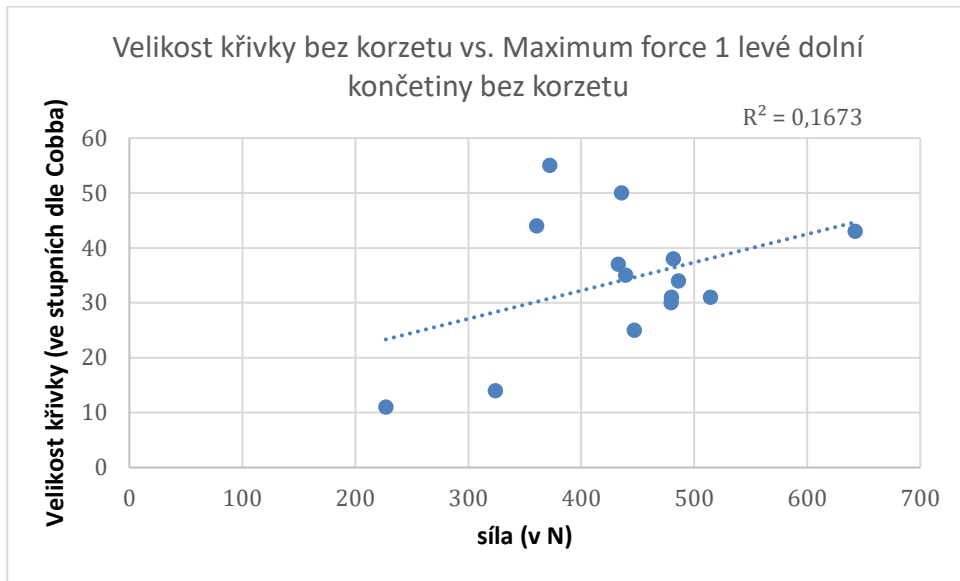
Prohnutí	Foot rotation (°)				Step length (cm)				Length of gait line (mm)				Single support time (mm)					
	bez korzetu		s korzetem		bez korzetu		s korzetem		bez korzetu		s korzetem		bez korzetu		s korzetem			
	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P		
1	2.1	4.9	1.6	3.9	62	57	62	58	224.9	236	220.5	235.6	127.2	127.2	122.5	131.6	140.3	
2	3.3	6.7	2.5	7.3	48	47	50	47	175.7	168.1	188.6	193.3	82.9	82.9	82.8	93.8	97	
3	-0.3	4	-1.9	4.6	53	54	53	55	204	196.6	203.8	196.9	121.3	121.3	109.2	119.7	105.6	
4	14.9	21.4	14	22.4	44.4	46	44.4	45	160.4	159.1	157.5	159.1	105.2	105.2	107.4	111.9	112.7	
5	-0.4	2.9	-1.1	2.6	66	62	63	61	194.4	192.1	204.3	192.3	142.6	142.6	140.5	144.1	137.3	
6	2.3	-0.9	0.6	-3.6	51	53	51	52	202.8	202.3	199	200.3	144.8	144.8	139.3	133.5	144.4	
7	2	6.6	2.3	5.7	52	57	52	55	177.4	174.3	172.5	173.4	132.4	132.4	133.6	125.3	133.4	
8	9.1	15.2	9.5	14.4	57	54	55	53	211.1	208.3	213.3	211.3	127.5	127.5	128	125.6	131.8	
9	6.2	4.7	5.3	2.6	56	54	54	54	110.1	93.7	110.9	90.2	101.7	101.7	87.1	104.8	89.4	
10	7.1	2.1	7.6	1.9	52	49	60	58	192.4	182	192.1	186.7	123.5	123.5	121.3	128.3	132	
11	5.5	7.2	5.3	1.9	62	61	61	62	234.2	226.7	233.1	226.4	148.5	148.5	129	134.6	124.8	
12	9.2	8.2	10.4	5.8	56	56	56	54	154.8	127.3	139.2	108.8	112.7	112.7	88.8	108.8	87.4	
13	0.3	6.2	-1.1	7.4	55	58	57	57	140.2	137.6	201.5	206.6	99.7	99.7	81	113.2	113.3	
14	5.3	15	5.7	7.2	48	49	49	51	201.4	178.7	201.9	187.2	120.1	120.1	105	124	112.4	
Prohnutí	Stance phase (°)				Maximum force 1 (vN)				Maximum force 2 (vN)				Step width (cm)		Stride length (cm)		Double stance phase (°)	
	bez korzetu		s korzetem		bez korzetu		s korzetem		bez korzetu		s korzetem		bez korzetu	s korzetem	bez korzetu	s korzetem	bez korzetu	s korzetem
	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L	P
1	63.4	62.9	62.8	62.8	433.8	451.7	432.7	445.9	447.3	455	452.5	460.7	10	10	119	120	26.3	25.6
2	62.2	63.3	62.3	63.6	475.6	464.9	485.9	485.4	443	454	461.1	472.3	10	9	95	98	25.5	25.8
3	61.4	63.1	61.9	62.8	470.9	474.7	479.5	497.8	472.4	481.5	478.9	497.5	7	10	107	108	24.5	24.6
4	60.2	60.6	60.2	59.4	216.2	224	226.9	245.7	215.7	224.2	230.4	232.6	8	8	89	89	20.8	19.6
5	62.1	60.8	61.7	61.4	440	455.2	439.2	455.7	512.3	534.2	506.9	532.8	5	5	128	125	22.9	23.1
6	61.2	60.6	61.4	60.5	310.2	308.4	324	314.7	311	307.3	324.2	322	9	12	103	103	21.8	21.9
7	59.4	61	59.8	60.8	359.7	352	360.5	366.6	384.6	401.2	391.4	407.2	6	7	110	107	20.4	20.6
8	62.7	62.5	63	63	411	430.8	435.7	455.4	489.1	488.7	497.8	502.3	9	7	111	108	25.2	26
9	62.4	62.4	62.6	62.6	463.4	470.8	479.9	489.1	478.7	473.7	489.3	487	8	8	110	108	24.8	25.1
10	63.8	62.8	61.5	61	526.1	540.9	481.4	486.9	522.5	526.2	522.1	532.8	5	8	101	118	26.6	22.5
11	61.9	62.4	62	62.9	498.9	506.4	514.2	501.4	470.8	476.3	475.9	468.7	15	15	124	123	24.3	24.9
12	65.1	63.1	64.3	62.6	637	663.3	642.5	690.3	651.2	654.3	634	631.3	7	8	112	109	28.2	26.9
13	64.9	66.6	62.9	64.3	460.7	477.2	447	471.6	503.4	499.6	498.3	492.2	5	9	113	114	31.6	27.2
14	63.5	62	62.3	62.3	386	366.5	372.1	358.6	385.6	389	378.4	382.3	7	6	96	100	25.5	24.6

Příloha 2: Tabulka vybraných parametrů chůze u pacientů s primární skoliotickou křivkou páteře v hrudní oblasti

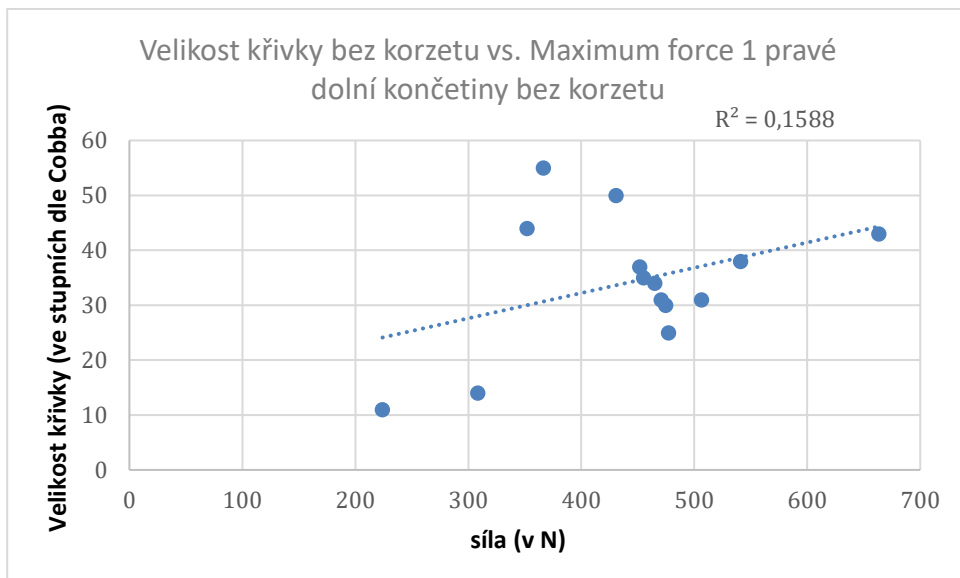
Probnad	Foot rotation (v°)		Step length (v cm)		Length of gait line (v mm)		Single support line (v mm)	
	bez korzetu		bez korzetu		bez korzetu		bez korzetu	
	L	P	L	P	L	P	L	P
2	3,3	6,7	48	47	175,7	168,1	82,9	82,8
4	14,9	21,4	44,4	46	160,4	159,1	105,2	107,4
7	2	6,6	52	57	177,4	174,3	132,4	133,6
8	9,1	15,2	57	54	211,1	208,3	127,5	128
9	6,2	4,7	56	54	110,1	93,7	101,7	87,1
10	7,1	2,1	52	49	192,4	182	123,5	121,3
12	9,2	8,2	56	56	154,8	127,3	112,7	88,8
14	5,3	15	48	49	201,4	178,7	120,1	105

Probnad	Stance phase (v%)		Maximum force 1 (v N)		Maximum force 2 (v N)	
	bez korzetu		bez korzetu		bez korzetu	
	L	P	L	P	L	P
2	62,2	63,3	475,6	464,9	443	454
4	60,2	60,6	216,2	224	215,7	224,2
7	59,4	61	359,7	352	384,6	401,2
8	62,7	62,5	411	430,8	489,1	488,7
9	62,4	62,4	463,4	470,8	478,7	473,7
10	63,8	62,8	526,1	540,9	522,5	526,2
12	65,1	63,1	637	663,3	651,2	654,3
14	63,5	62	386	366,5	385,6	389

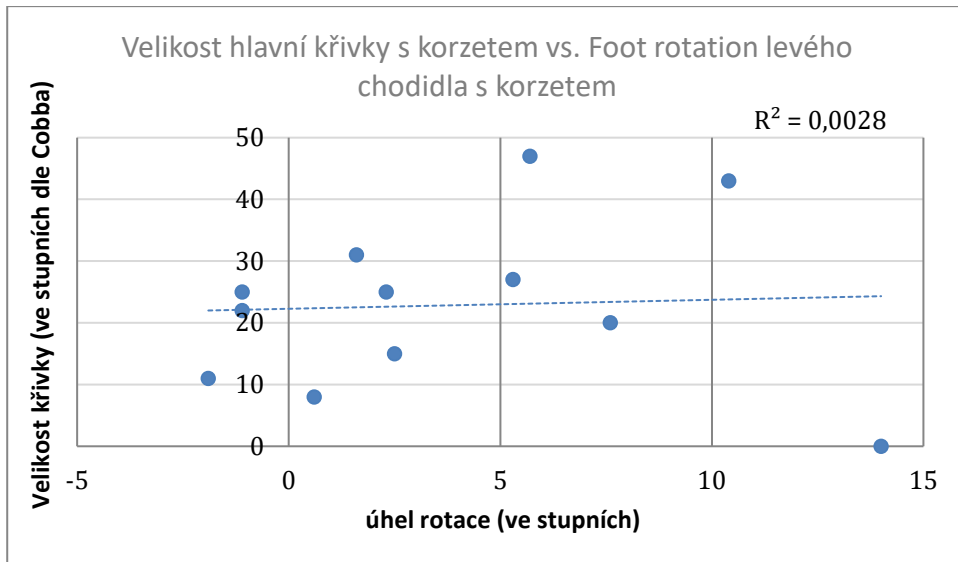
Příloha 3: Grafy modelů regresních přímek velikosti hlavní skoliotické křivky a vybraných parametrů chůze levé, respektive pravé dolní končetiny



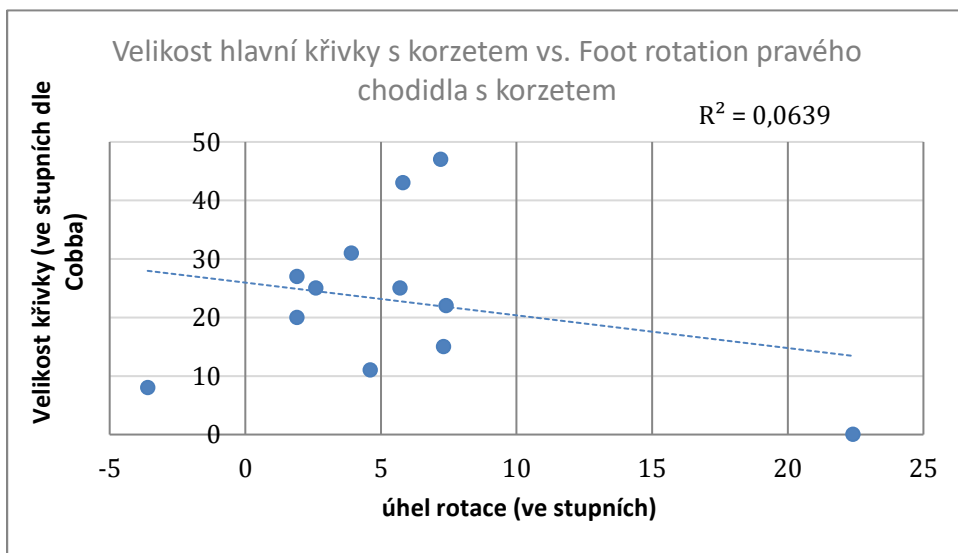
Graf: Model lineární regrese Maximum force 1 L



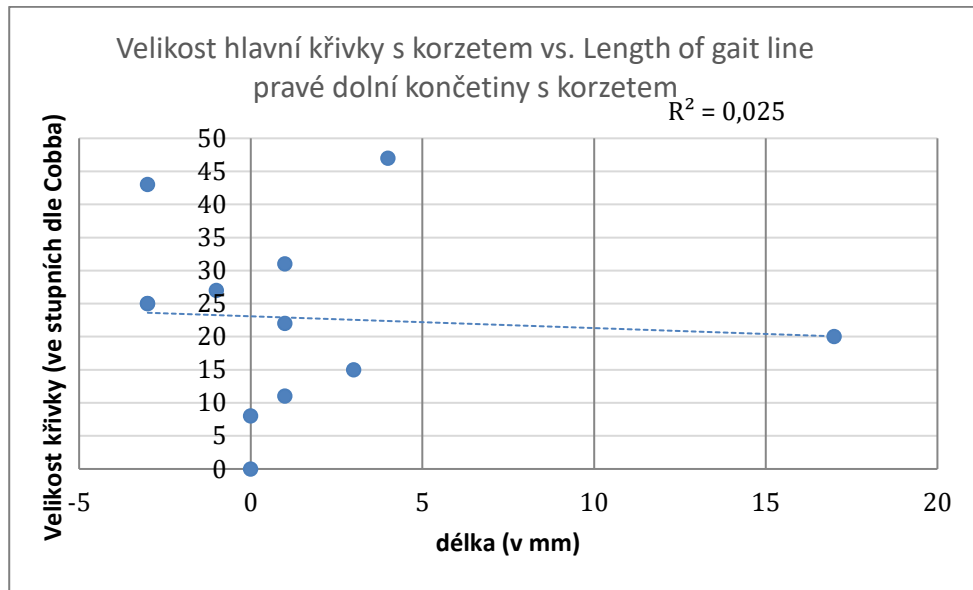
Graf: Model lineární regrese Maximum force 1 P



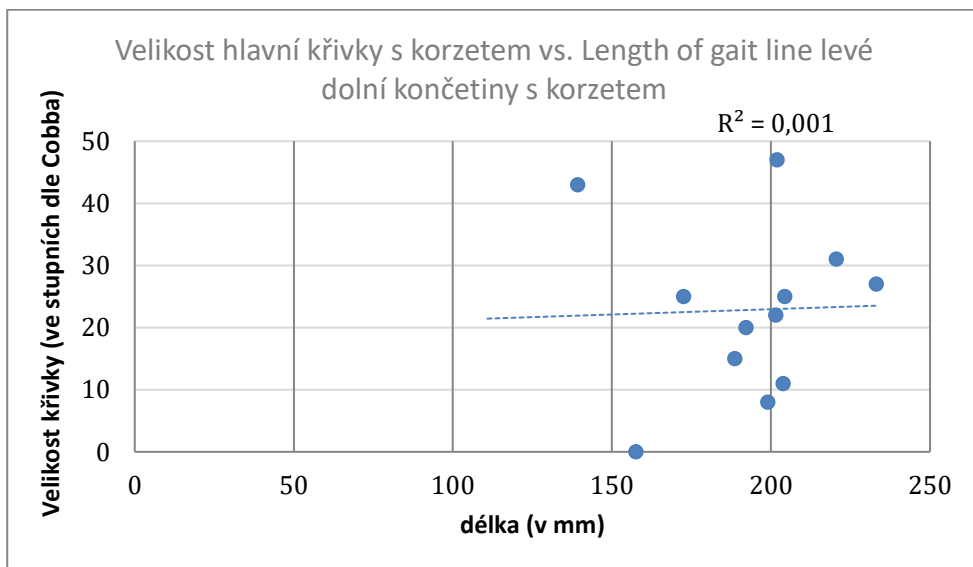
Graf: Model lineární regrese Foot rotation L



Graf: Model lineární regrese Foot rotation P



Graf: Model lineární regrese Length of gait line L



Graf: Model lineární regrese Length of gait line P

Příloha 4: Informovaný souhlas

**Téma diplomové práce: Vyšetření chůze u pacientů s idiopatickou skoliózou.
Objektivizace pomocí dynamického chodníku.**

Informovaný souhlas

Jméno a příjmení probanda:

.....
Dynamická plantografie s využitím přístroje Zebris FDM-T System je metodou, která umožňuje na základě snímání tlaků plosek při chůzi na pohyblivém pásu sledovat parametry kroku, stranové zatížení či symetrii chůze. Tato metoda je použita k vyšetření a sběru dat pro diplomovou práci (Autor: Bc. Anna Švábková, obor fyzioterapie, 2.lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze.; Vedoucí práce: Mgr. Magdaléna Lepšíková)

Příprava k vyšetření:

Před samotným vyšetřením vyplňte prosím příložený dotazník.

Vyšetření chůze bude probíhat bez a s korzetem po dobu 60 s, rychlost chůze je volena pacientem. Předcházet bude vyšetření stoje a adaptace pacienta na chůzi po pohyblivém pásu, aby bylo dosaženo co nejpřirozenějšího pohybového stereotypu. Samotné vyšetření je neinvazivní a nebolestivé.

Vlastní vyšetření

Pacient se postaví do vzpřímeného stoje na pás dynamického chodníku, kde jsou snímány tlaky plosek působících na podložku ve statické poloze a proběhne měření stoje. Poté bude spuštěn pohyb pásu a postupně zvyšována rychlost, řízená dle pacienta. Po fázi adaptace na nezvyklý pohyb proběhne vlastní měření chůze v trvání 60 s bez korzetu a s korzetem. Zároveň bude prováděn videozáznam chůze. Následně bude vyšetření ukončeno.

Zpracování dat

Tlakové změny při stoje a chůzi působící na podložku jsou v průběhu celého vyšetření zaznamenávány přístrojem a následně budou vyhodnoceny.

Data budou použita ke zpracování a sloužit jako podklad pro diplomovou práci, která bude volně dostupná. Data mohou být dále použita k další odborné publikační činnosti. Zveřejněná data budou zcela anonymní.

Byl/a jsem informován/a o průběhu vyšetření s použitím přístroje Zebris FDM-T System. Byl/a jsem informována o důvodu vyšetření a o následném zpracování získaných dat. Všem rozumím a měl/a jsem možnost se zeptat na vše, co považuji za podstatné. Považuji poučení za úplné a srozumitelné. Souhlasím s provedením výše popsaného vyšetření s použitím přístroje Zebris FDM-T System.

Souhlasím se zhotovením, zpracováním a následným použitím získaných dat a jejich poskytnutím dalším zdravotnickým pracovníkům k vědeckým účelům.

V Praze dne:

Podpis probanda:

Podpis vyšetřující osoby:

Příloha 5: Dotazník

**Dotazník k diplomové práci: Vyšetření chůze u pacientů s idiopatickou skoliózou.
Objektivizace pomocí dynamického chodníku.**

Věk:

Pohlaví:

Výška:

Váha:

Máte korzet pouze na noční nošení nebo ho nosíte i během dne?

Po jakou část dne korzet nosíte? Prosím křížkem vyznačte příslušné časové údaje do tabulky.



1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24

Jak dlouho již korzet používáte?

Jak dlouho nosíte svůj nynější model korzetu?

Jaký typ korzetu nosíte?

Věnujete se nějaké sportovní aktivitě? Pokud ano, kolik hodin týdně?

Děkuji za vyplnění, získané informace budou anonymní a využity pouze k účelům diplomové práce.