



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Změny v oblasti plosky nohy u pacientů s vertebrogenním algickým syndromem

Changes in the Foot in Patients with Vertebrogenic Algic Syndrome

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Fyzioterapie

Autor bakalářské práce: Pavlína Malá

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Yulia Čuprová, Ph.D.

Kladno 2021



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Přijmení: **Malá** Jméno: **Pavčina** Osobní číslo: **473857**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Fyzioterapie**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Změny v oblasti plošky nohy u pacientů s vertebrogenním algickým syndromem

Název bakalářské práce anglicky:

Changes in the Foot in Patients with Vertebrogenic Algic Syndrome

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude zkoumání souvislosti mezi funkčními a strukturálními změnami v oblasti nohy a vertebrogenním algickým syndromem u pacientů v dospělém věku. Teoretická část bude pojednávat o funkčních souvislostech morfologie nohy a jeho vlivu na vyšší segmenty pohybového aparátu. Dále se bude věnovat možnostem vyšetření pomocí baropodometrické plošiny FreeMed, která bude využívána ke sběru dat. V metodice budou uvedeny podmínky pro zahrnutí probandů do výběru, plán vyšetření a sběru dat sledovaných parametrů nohy. V praktické části budou popsána a statisticky vyhodnocována nasbíraná data z vyšetření probandů a baropodometrické plošiny. Na základě získaných dat budou zkoumány souvislosti parametrů nohy s vertebrogenním algickým syndromem, které by mohly být přínosem pro diagnostiku a prevenci těchto bolestí.

Seznam doporučené literatury:

- [1] KOLÁŘ, Pavel et al., Rehabilitace v klinické praxi, ed. 1, Praha: Galén, c2009, ISBN 978-80-7262-657-1
- [2] PODĚBRADSKÁ, Radana, Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému, Praha: Grada Publishing, 2018, ISBN 978-80-271-0874-9
- [3] VĚLE, František, Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci, Praha: Triton, 2012, ISBN 978-80-7387-608-1
- [4] MATĚJOVSKÁ KUBEŠOVÁ, Hana, Myoskeletální medicína pro praxi, Praha: Mladá fronta, 2019, Edice postgraduální medicíny, ISBN 978-80-204-5325-9

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Yulia Čuprová, Ph.D.

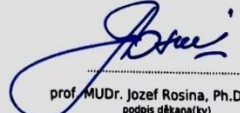
Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Aleš Přihoda

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**


doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ty)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student(ka) bere na vědomí, že je povinen(a) vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

13.5.2021
Datum převzetí zadání

Malá
Podpis studenta(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Změny v oblasti plosky nohy u pacientů s vertebrogenním algickým syndromem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 13.05.2021

.....
Pavína Malá

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych ráda poděkovala vedoucí mé práce Ing. Yulii Čuprové, Ph.D. za její čas a trpělivost, cenné rady a konstruktivní připomínky. Poděkování patří rovněž Ing. Alešovi Příhodovi a Fakultě biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze za zapůjčení přístroje pro praktickou část této bakalářské práce. Také děkuji Mgr. Romaně Caldové za umožnění realizace praktické části v prostorách velké tělocvičny Polikliniky Budějovická.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá zhodnocením souvislosti mezi funkčními a strukturálními změnami v oblasti nohy s vertebrogenním algickým syndromem dolní části zad, míry zatížení chodidel v závislosti na bolesti. Pro hodnocení této možné souvislosti byly stanoveny parametry, které byly odebrány u skupiny 26 probandů ve věku 28–78 let.

V teoretické části této práce jsou shrnuty teoretické poznatky. Jsou zde vymezené pojmy týkající se této problematiky se zaměřením na souvislost bolestí bederní páteře se zatížením dolních končetin. Dále jsou popsána aplikovaná vyšetření a testy, které byly použity pro získání dat. Uveden je zde také popis stabilometrické plošiny FreeMed a jejího praktického využití.

V praktické části jsou popsány aplikované postupy vyšetření a měření stanovených parametrů. Dále je popsána nezbytná edukace a instrukce probandů pro vyhodnocení relevantních výsledků.

V kapitole Výsledky jsou data vyhodnocena pomocí vytvořených grafů ze získaných dat při praktické části. Data jsou zpracována do grafů s barevným odlišením pro jejich přehlednost. V kapitole Diskuze jsem zhodnotila získaná data, použila studie, které se dané problematiky týkají. Na základě zjištěných skutečností jsou v této části formulovány závěry ze statistiky vyhodnocených dat.

Klíčová slova

Bolesti dolní části zad; klenba nožní; korelace; postura; stabilometrická plošina FreeMed

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the evaluation of the connection between functional and structural changes in the foot area with the vertebrogenic algic syndrome of the lower back, the degree of foot loading depending on the pain. To assess this possible correlation, the parameters were determined and made by a group of 26 probands aged 28-78 years.

The theoretical part of this work summarizes theoretical findings. There are existing defined terms which are related to the issue with a focus on the connection between lumbar spine pain and lower limb loading. There are also reported the applied examinations and tests that were used to obtain data. There is a description of the FreeMed stabilometric platform and its practical use.

The practical part describes the applied procedures of examination and measurement of earlier specified parameters. Furthermore, there is described the necessary education and instructions given to the probands, for strengthening the accuracy of the relevant results.

In the chapter *Výsledky*, the data are evaluated using graphs created from the data previously obtained in the practical part. The data are processed into graphs with color differentiation, which helps with overall clarity. In the *Diskuze* chapter, I have evaluated the obtained data, while using studies which relate to the specific issue. Based on the found facts, the conclusions from the statistics of evaluated data are formulated in this part.

Keywords

Lower back pain, instep, correlation, FreeMed stabilometric platform, posture

Obsah

1	Úvod.....	11
2	Cíle práce	12
3	přehled současného stavu	13
3.1	Myofasciální síť	13
3.2	Svalové řetězce	13
3.2.1	Svalové řetězce na dolních končetinách	15
3.3	Funkční řízení pohybu – taktilní čítí a propiocepce	15
3.4	Princip rovnováhy	16
3.4.1	Postura	16
3.4.2	Těžiště	18
3.5	Vývoj nožní klenby	19
3.6	Morfologie nohy a její funkce	20
3.6.1	Svaly nohy a jejich funkce	21
3.7	Klenba nohy	22
3.7.1	Podélná klenba.....	23
3.7.2	Příčná klenba.....	23
3.8	Deformity nohy	24
3.9	Cyklický pohyb	25
3.9.1	Chůze.....	26
3.10	Biomechanika dolních končetin při chůzi	27
3.11	Aktivita svalů během lokomoce	27
3.12	Páteř a svalové dysbalance	28
3.12.1	Postavení pánve ve vztahu k bederní páteři	28

3.12.2	Funkční souvislost nohy a bederní páteře	29
3.13	Nociceptivní podněty a bolest.....	30
3.14	Vertebrogenní algický syndrom bederní páteře	30
3.14.1	Dělení vertebrogenního algického syndromu.....	31
3.15	Baropodometrická plošina Freemed.....	33
3.15.1	Software FreeStep a analýza pohybu	33
4	Metodika	35
4.1	Výběr probandů.....	35
4.2	Sběr dat	35
4.3	Vyšetření aspektů	36
4.3.1	Vyšetření stoje	36
4.4	Vyšetření intenzity bolesti	37
4.5	Vyšetření posturálních funkcí.....	37
4.5.1	Vyšetření schopnosti udržet rovnováhu ve stoje	37
4.6	Vyšetření čítí.....	38
4.6.1	Vyšetření prostorového diskriminačního čítí, grafestezie a pohybocitu.....	38
4.7	Vyšetření klenby nohy	40
4.7.1	Funkční testy na klenbu nožní.....	40
4.8	Vyšetření chůze.....	42
4.9	Vyšetření funkční stabilizace pánve.....	43
4.9.1	Vyšetření stability kyčelních kloubů v rovině frontální.....	43
4.10	Lasséqueův manévr	44
4.11	Vyšetření na baropodometrické plošině	44

5	SPECIÁLNÍ ČÁST.....	46
5.1	Popis vyšetření a sběru dat	46
5.2	Plošina FreeMed – statické vyšetření	48
5.3	Plošina FreeMed – dynamické vyšetření	50
5.4	Plošina FreeMed – stabilometrické vyšetření (Sway test)	51
6	Výsledky	54
6.1	Výsledky statické analýzy na baropodometrické plošině u skupiny žen a mužů	54
6.2	Výsledky statického vyšetření	58
6.2.1	Hodnocení relativní četnosti Longitudinal arch angle (LAA) u obou pohlaví	59
6.2.2	Výsledky vyšetření pohybcitu a grafestezie.....	60
6.3	Výsledky dynamické analýzy na baropodometrické plošině u skupiny žen a mužů	60
6.3.1	Korelace mezi vybranými parametry z dynamické analýzy a intenzitou bolesti u obou skupin.....	61
6.4	Výsledky stabilometrického vyšetření na baropodometrické plošině u skupiny žen a mužů	62
7	Diskuze	63
8	Závěr	66
9	Seznam použitých zkratk	67
10	Seznam použité literatury	69
11	Seznam použitých obrázků.....	71
12	Seznam použitých tabulek	72
13	Seznam Příloh.....	73

1 ÚVOD

Tato bakalářská práce se zabývá hledáním souvislostí mezi funkčními a strukturálními změnami v oblasti nohy a vertebrogenním algickým syndromem u pacientů v dospělém věku.

Pacienti s chronickou bolestí dolní části zad tvoří celosvětově největší procentuální zastoupení návštěv lékaře. Během studia jsem se nejčastěji setkávala právě s pacienty s chronickou bolestí dolní části zad, u kterých jsem pozorovala také změny postavení v oblasti dolních končetin zejména terminálních částí nohy. Rozhodla jsem se proto tyto souvislosti blíže zkoumat a zobjektivizovat pomocí baropodometrické plošiny.

Tématika v oblasti plosky nohy je pro mě velmi blízkou. Již několik let, kamkoliv směřuji mé kroky, se nemohu ubránit pohledu na různorodý tvar, zatížení dolních končetin a především individuální stereotyp chůze u ostatních náhodných kolemjdoucích.

Noha a citlivost chodidla má, dle mého názoru, mít větší pozornost, než se jí běžně dostává během našeho života. Tvoří základní pilíř nesoucí celou tělesnou hmotnost a uchopuje zároveň okolní terén, po kterém se pohybujeme.

2 CÍLE PRÁCE

Cílem mé bakalářské práce bylo analyzovat souvislost mezi funkčními a strukturálními změnami v oblasti nohy a vertebrogenním algickým syndromem bederní páteře v závislosti na pohlaví jedince.

Pro dosažení cíle jsem si stanovila následující úkoly:

1. Shrnout teoretické poznatky zaměřené na souvislost bolestí bederní páteře se zatížením dolních končetin.
2. Stanovit parametry pro hodnocení míry zatížení chodidel v závislosti na bolesti dolní části zad.
3. Zhodnotit souvislosti mezi funkčními a strukturálními změnami v oblasti nohy a vertebrogenním algickým syndromem bederní páteře u pacientů v dospělém věku v závislosti na pohlaví na základě změřených parametrů.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Myofasciální síť

Fascie má u každého jedince ojedinelou strukturu, architekturu, spojuje jednotlivé orgány a má svou důležitost v celé biomechanice pohybu. Fascie disponují desetinásobkem nervových zakončení než svaly a tvoří jejich plastický obal spojující se do fasciálních sítí. Fascie se podílí významně na stabilitě a mechanické regulaci našeho těla. **Myofasciální síť** tak umožňuje propojení hlavního svalu, který vykonává pohyb (agonista) s mediálně, laterálně, proximálně i distálně uloženými svaly na základě fasciálního spojení, kdy dochází k přenosu síly. Spolupráce okolních vazů při svalové kontrakci se děje za předpokladu, že vazy jsou uspořádány tak, aby stabilizovaly kloub ve všech úhlech pohybu. (Myers, 2015)

Neuromyofasciální systém koordinuje svou aktivitu tak, aby se shodoval se silami působícími na tkáň. Jde o vztah lokálních mechanoreceptorů ve fasciální tkáni a okolních aktivních svalů. Při opakovaných pohybech, jako je chůze, lze při optimálním nastavení tuhosti těchto tkání zvýšit míru využití elastického zpětného rázu a snížit tak metabolickou náročnost pohybu. (Kladivo, 2019)

3.2 Svalové řetězce

Velmi variabilní motorický projev jedince ve vzpřímené poloze nebo při lokomoci je dán genetickým **archetypem** pro zapojení svalových řetězců. Svaly vytváří mnoho funkčních skupin propojených ve smyčkách a řetězcích na základě jejich struktury i centrálního programového řízení. Vzájemné propojení umožňuje dynamickou aktivitu jednoho segmentu a zároveň funkční stabilizaci posturálními svaly této nově nabyté polohy v gravitačním poli. Integrovaná aktivita funkčních skupin svalů a jejich vzájemné souhry umožňuje účelové koordinované pohyby. **Svalové smyčky** se skládají z minimálně dvou a více

svalů s úponem na pevné kostěné struktury s vmezeřeným pohyblivým kostním segmentem. **Svalové řetězce se dělí na** řetězce s přímou vazbou propojující svaly, fascie, vazy, šlachy či kloubní struktury v dlouhém řetězci a **nepřímou vazbou**, jako programové funkční řetězce řízené činností centrálního nervového systému (dále CNS). Výchozí centrované postavení kostních segmentů řídí a nastavuje CNS. Když klidová poloha smyčky není v rovnováze, nastavení segmentu a jeho výchozí polohy se změní. **Vyšší svalová síla jednoho činitele pohybu, působící dlouhodoběji, plynule nastaví náhradní pohybový stereotyp za vzniku svalové nerovnováhy a polohové asymetrie.** Nový funkční řetězec lze však vytvořit učením na podkladě již vrozených algoritmů za vzniku nového pohybového programu (stereotypu). **Pohybové programy** (stereotypy) se modifikují dle aktuálního stavu vnitřního a zevního prostředí. Svalové řetězce se neaktivují samostatně, tím se především zvýší schopnost flexibility a adaptace pohybového aparátu na různorodé změny pohybu. Učením získané dlouhodobě prováděné pohybové programy přímo ovlivňují konfiguraci tělesných segmentů. Svalovou souhru podmiňuje:

- **kvalitní propiocepce** spolu s vyšším řízením centrálního nervového systému (především mozečku)
- **správný timing** (časový sled zapojení svalových skupin)
- naladění adekvátní **intenzity svalové síly**
- součinnost **fázického pohybu** svalů s jejich **posturální funkcí**

Svalové řetězce tak propojují celé tělo a změna postavení jednoho segmentu má za následek odchylku postavení jiného, ve smyslu nad či pod tímto úsekem. Změna postavení chodidla ovlivní pohyb v kolenním i kyčelním kloubu s přenosem až na pohyb páteře. Svalový řetězec mezi trupem a chodidlem se například u ploché nohy či valgosity hlezna řetězí k valgózním kolenním

kloubům, dále vnitřní rotací kloubů kyčelních až k oslabenému hlubokému trupovému svalstvu. (Pytlová, 2020)

3.2.1 Svalové řetězce na dolních končetinách

Řetězec držící podélnou klenbu nohy tvoří dvě smyčky. První smyčka propojuje musculus (dále jen m.) tibialis anterior a m. peroneus longus. Druhá smyčka začíná od fibuly s m. peroneus Lotus, pokračuje přes metatars I., os cuneiforme I. a m. tibialis anterior směrem k tibii. Další smyčkou udržující podélnou klenbu nožní, zejména její mediální paprsek, je smyčka od m. tibialis posterior k m. peroneus brevis s kostními strukturami fibula, calcaneus, os cuboideum a tibie. (Véle, 2012)

3.3 Funkční řízení pohybu – taktilní cití a propriocepce

Kontrola přesnosti a koordinace pohybu se uskutečňuje vnitřní zpětnou vazbou prostřednictvím propriocepce a vnější predikční vazbou pomocí zraku, s možností adaptace na podněty z okolí. Pohybový aparát funguje na principu antagonismu. První princip stabilizuje polohu a druhý účelově mění polohu a postavení jednotlivých segmentů. (Véle, 2012)

Funkční řízení pohybu lze prostřednictvím kombinace senzoričkových a motorických informací. **Proprioceptivní podněty** vstupují do CNS z mnohačetných receptorů ve svalech, šlachách, kloubech, ve vazivovém aparátu či vestibulárních receptorech. Proprioceptory informují o vzájemném postavení tělesných segmentů a jejich pohybu v gravitačním poli. (Véle, 2012)

Taktilní cití informuje centra řízení prostřednictvím mnohačetných taktilních receptorů nacházejících se na konci každého volně zakončeného nervového vlákna o dotyku na pokožce a sliznicích. Taktilní receptory mohou tak ovlivnit v různých kombinacích kvalitu pohybu. Prostřednictvím **hlubokého cití neboli**

propriocepce je umožněno vnímání polohocitu, pohybecitu, vibrací a rovnováhy v prostoru gravitačního pole. Porušení hlubokého čítí negativně ovlivňuje souhru pohybu, tím i pohybovou nejistotu. Proprioceptivní podněty informují CNS o výchozím přednastavení segmentů i jejich průběžném postavení, spolu s korekcí změn pohybu v jeho průběhu. Proprioceptci lze rozdělit do dvou forem na statickou a dynamickou. Forma statická poskytuje proprioceptivní podněty o aktuálním nastavení a konfiguraci segmentů vykonávajících pohyb. Druhá forma dynamická zajišťuje neustálé informace o všech změnách pohybu, spolu s jeho predikcí v následujícím okamžiku. (Véle, 2012)

Poruchy čítí úzce souvisí s poruchami pohybového aparátu. Aference z proprioceptorů ovlivňuje programování pohybu v aferentních centrech. (Haladová, 2010)

3.4 Princip rovnováhy

Rovnováha napomáhá k poskytnutí referenčního bodu pro lepší orientaci a adaptaci v prostoru. Uvědomění si vlastního tělesného schématu a jeho polohy napomáhá směrové orientaci a efektivnímu fungování v rámci prostorových vztahů. Schopnost udržení rovnováhy nelze segregovat od vývoje posturální kontroly jakožto stabilního vzpřímeného postavení s podporou vizuálního, motorického a proprioceptivního systému. Výchozí rovnovážnou polohu a stabilitu pro jiný pohyblivý segment umožňuje kvalitní svalová souhra zajišťující koordinovaný cílený pohyb. (Blythe, 2016; Véle, 2012)

3.4.1 Postura

Udržování určité polohy těla vůči gravitaci ve vertikální poloze s kontinuální korekcí se nazývá **postura**. Posturální funkce vytváří protipól k možné změně polohy těla či pohybového segmentu z momentální zaujaté pozice v prostoru. Za

kontinuálního udržování napětí a zároveň polohy těla jsou odpovědné fázické korekční pohyby a izometrická povaha tonického pohybu. Posturální pohybová funkce má velmi důležitý význam pro udržení vzpřímené polohy a chůze. (Véle, 2012)

Vzpřímené držení těla ovlivňuje tvar kostních segmentů, tonus svalových skupin a jejich funkčního zřetězení a elasticity vazivového aparátu spojujícího jednotlivé klouby. Svaly svým klidovým tonem udržují segmenty v centrovaném postavení v rovnováze. Při nociceptivním dráždění, nevhodném stereotypu držení těla či opakovaných pohybech, dochází ke svalové nerovnováze, která může segment až deformovat. (Véle, 2012) Posturální dysfunkce mohou vznikat na základě změn v postavení pat nebo udržování nožní klenby. Nožní klenba se účastní na stabilizaci vzpřímeného stoje jako senzorický vstup uchopující terén. (Véle, 2012) Vzpřímené držení těla v gravitačním poli je výrazně nestabilní z důvodu nepoměru výšky těla a úzké oporné báze na podložce. Vnímání nestability v prostoru jako nejistotu polohy těla vychází z kontinuální korekce vzpřímeného držení těla. (Véle, 2012)

Posturální stabilita zajišťuje vzpřímené držení těla v závislosti na proměnlivosti působících sil z vnitřního i zevního prostředí k prevenci neřízeného pádu. Dylevský uvádí, že pro posturální stabilitu dolní končetiny generují rozhodující sílu svalová skupina abduktorů. Při chůzi se abduktory účastní švihové fáze kročné dolní končetiny (dále jen DK), kdy sklánějí pánev ke stojné dolní končetině. Při jejich dysfunkci fixace klesá pánev kaudálně a vyrovnávací pohyby se přesouvají na vyšší segmenty trupu. Porucha posturální stability v napřímeném klidném stoji může být také patrna fixovanou patelou s přehnaným úsilím pro udržení stoje. Stabilita těla závisí na poloze těžiště, které osciluje v prostoru podle konkrétního pohybu. (Véle, 2012; Kolář, c2019; Dylevský, 2009)

3.4.2 Těžiště

Z hlediska vývoje bipedního typu lokomoce s postupnou vertikalizací osového orgánu se přesunulo těžiště před skelet páteře do úrovně kyčelních kloubů druhého sakrálního obratle. Na pohybový aparát působí trojice základních sil, a to gravitace, svalová síla a třecí síla v podobě například deformačních sil. Pohyb těla analyzujeme po určení těžiště těla jako jednoho bodu, kam se soustřeďují všechny působící síly na jakoukoliv část těla. Změna polohy končetin, hlavy či trupu se významně projeví na poloze těžiště daného segmentu i těžiště celkového. (Dylevský, 2009)

V základním anatomickém postavení v klidu se těžiště promítá poměrně vysoko nad opornou bází ve střední čáře asi 4 – 6 cm před přední plochu sakrálních obratlových těl v rozmezí S2 – S3. Opornou bází těla netvoří jen plocha chodidel, ale i prostor vytvořený mezi jejich mediálními hranami. Těžiště těla závisí na pohlaví, u žen leží o něco níže vlivem větší hmotnosti dolní poloviny těla. Pokud těžiště těla se promítá na střed opěrné plochy, tělo zachovává rovnovážnou stabilní polohu v prostoru. Zvýšení stability těla umožňuje vyšší tělesná hmotnost, snížení těžiště nebo větší oporná plocha chodidel a fixovaná postavení jednotlivých kloubů. (Véle, 2012; Dylevský, 2009)

Každá část těla má své těžiště. Pro mou bakalářskou práci je klíčová dolní končetina s těžištěm promítajícím se 6 – 10 cm nad šterbinu kolenního kloubu. Těžiště bérce se nachází ve střední třetině jeho délky. Poloha těžiště samotné nohy je na vnitřní hraně mezi kostí člunkovou a druhou kostí klínovou. Gravitační síla vede lidské tělo k zaujetí maximálně stabilní polohy v prostoru. (Dylevský, 2009)

3.5 Vývoj nožní klenby

Evoluční vývoj nohy zaznamenal mnoho změn, mezi něž patří ztráta úchopové funkce palce, výrazné zkrácení jednotlivých prstů a pata dosáhla značného rozšíření a mohutnosti. Z evolučního hlediska noha rozkládá akční a reakční síly na ni působící s jejich distribucí do dalších segmentů a zároveň má schopnost adaptovat se svým tvarem na okolní terén. Z chůze po nerovném povrchu se na ploché noze vytvořily dvě klenby. **Podélná klenba, která je formována z vnitřního a zevního oblouku a příčná klenba tvořená hlavičkami metatarsů.** (Bajerová, 2020; Gallo, 2011)

Funkce a vlastní postavení nohy souvisí přímou úměrou s ontogenezí motoriky. Základem pro vývoj nohy je kvalitní psychomotorický vývoj. Do období šesti měsíců věku dítěte funguje noha jako **úchopový orgán**. V kojeneckém období je kostra nohy tvořena měkkou chrupavkou bez odlišitelné klenby. Postupným vývojem a integrací nohy do tělesného schématu ve vzpřimování do vertikály, ve třetím trimenonu získává noha **funkci opornou** pro dolní končetinu. Akra dolních končetin se totiž v průběhu druhého a třetího trimenonu začínají pohybovat více autonomně na celkovém pohybu dolních končetin nejen jako úchopový, ale i senzorický orgán. Při první vertikalizaci dítěte do stoje o nábytek lze vidět **mírný pokles podélné klenby**. Achillova šlacha s patní kostí však jsou v jedné ose. Při chůzi stranou kolem nábytku dochází k dalšímu **formování klenby nožní**. Noha prochází **trojrozměrnou přestavbou** v podobě rotace paty a vytvoření podélné klenby. Obě klenby, příčná i podélná, se formují v odrazu v rámci chůze vpřed a později při běhu. Nejrychlejší vývoj klenby se uskutečňuje do 3 let věku dítěte. Vývoj klenby dále pokračuje pátým rokem, kdy začíná osifikovat sustentaculum tali trvající přibližně dva roky. Sustentaculum tali plní důležitou funkci nosné struktury nohy. Kritická mez ve vývoji nožní klenby nastává kolem šestého roku věku dítěte, kdy kostní tkáň nohy mění svou pevnost. Klenba nožní se vyvíjí a adaptuje

na zátěž po celý život. Pevnost klenby se stále zvyšuje do ukončení osifikace všech kostí, tedy do 18let. U správně vyvinuté nožní klenby by mělo sustentaculum tali být v horizontálním postavení a zajistit tak polohu talu přímo nad patní kost. Při vlivu hyperpronančních sil na tyto kostní struktury se snižuje podpora talu, což v důsledku ovlivňuje dynamiku chůze či běhu z důvodu znemožnění optimálního odrazu. (Bajerová, 2016; Poděbradská, 2019; Bajerová, 2020; Larsen, 2009)

3.6 Morfologie nohy a její funkce

Lidská noha je tvořena kostěným podkladem složeným z 26 kostí, dělí se na tři základní části tj. *tarsus*, *metatarsus* a *falangy*. Prsty nohou mají velký význam v rámci prolongace nohy s rozprostřením zatížení na větší plochu a přispívají tím k větší stabilitě těla v prostoru. Jednotlivé kosti jsou uspořádány ve dvou liniích tvořící dva oblouky. Vzájemné propojení kostí zajišťují kloubní spojení zpevněná vazivovým aparátem a svaly. Chodidlo absorbuje při kontaktu s podložkou nárazy a vytváří tak velmi pružnou a zároveň pevnou oporu pro celé lidské tělo. Přes aferentní dráhy mnoha receptorů informuje vyšší centra řízení o kvalitě okolního povrchu. (Poděbradská, 2018; Cikánková, 2010)

Důležité je anatomicky správné zatížení patních kostí v průmětu kolmice vůči podložce. Anatomicky a funkčně výhodné postavení dolní končetiny vychází z vnější rotace stehenní kosti a vnitřní rotace bérce. Achillova šlacha by měla směřovat přímočaře v průmětu vertikální osy. Vrchol klenby tvoří šest kostí ve tvaru klínu přispívající ke stabilitě chodidla. Mezi jednotlivými čtenými artikulujícími segmenty se pro zpevnění zde využívá tahových sil mohutného vazivového aparátu a kloubních pouzder. Spirálovité sešroubování chodidla s rotační odchylkou patní kosti laterálně a přednožím mediálně, vzniká těsný kontakt klínovitých kostí k udržení klenby a maximální stabilizaci. (Larsen, 2009; Véle, 1997)

Funkční noha by měla plnit funkci statickou a kinetickou se schopností pružit, obratnostní a dostatečnou svalovou silou. Noha by v dospělém věku měla být pružná, při zatížení si udržet svůj tvar a především reagovat na nerovnosti povrchu, na který došlapujeme. Mediální část nohy nese hmotnost těla, laterální zajišťuje stabilitu. Anatomické rozdělení nohy na tři segmenty je důležité i pro správnou funkci nohy. (Pytlová, 2020; Gallo, 2011; Cikánková, 2010)

Přední část nohy svou funkci plní při volném pohybu prstů do všech směrů, v rámci trojrozměrného prostoru. Jedná se o velmi důležitou nepohyblivější část chodidla. Navazující **střední část nohy** tlumí především nárazy při úderu nohy o podložku, má větší tuhost a přenáší se na ni část tělesné hmotnosti. Největší zatížení však nese nejpevnější **zadní část nohy**. Na základě výsledků stabilometrických měření Dylevský uvádí, že zadní část nohy nese zatížení 60 % tělesné hmotnosti a přední část nohy zbývajících 40 %. Pružnost nohy ovlivňují především skloubení Chopartova a Lisfrankova kloubu. (Larsen, 2009; Pytlová, 2020; Dylevský, 2009)

Funkčnost chodidla zhoršují kloubní blokády ovlivňující bolestivou aferentaci z dolních končetin. Dalším limitem funkčního zapojení nohy je kvalita pojivové tkáně z hlediska její zvýšené laxicity. (Rychlíková, 2019; Poděbradská, 2018)

3.6.1 Svaly nohy a jejich funkce

Aktivace vnitřních drobných svalů nohy zvyšuje proprioceptivní vnímání podložky a jejich aktivita iniciuje vzpřímené držení těla. Vnější svalová skupina nohy udržuje stabilní polohu vzpřímeného stoje. Vysoká variabilita a adaptabilita nohy při kontaktu s okolním terénem má význam pro působení reaktivních sil ve statickém i dynamickém pohybu. Noha funguje jako tlumič a distributor mechanických nárazů při lokomoci s kloubním řetězením až do vyšších segmentů k páteři. (Véle, 1997)

Odvíjení chodidla od podložky je umožněno kontrakcí vlastních krátkých svalů nohy fungujících jako absorbér nárazů. Při odrazu jsou krátké svaly chodidla iniciátorem a zdrojem impulzů pro propulsní pohyb vpřed. Nejdůležitější úlohou těchto svalů je náležitý kontakt nohy s okolním terénem a zpevnění nohy během konečné fáze krokového cyklu. V momentě odrazu nohy od podložky nabývá funkce rigidní páky. Každý došlap se absorbuje a tlumí nožní klenbou, tato energie podpoří odraz chodidla od podložky a tím se opět uvolní. Další svaly, funkčně vztahující se k terminální části nohy, se účastní pohybu s menší silou, aktivně se podílí na vyrovnávání a stabilizaci nohy na terénních nerovnostech za zvýšeného nároku na vazivovou tkáň nohy. (Pytlová, 2020; Dylevský, 2009)

3.7 Klenba nohy

Klenba nohy zastává funkci nosnou ve statických polohách, tak lokomoční v dynamice. Klenby nožní a architektonika celé terminální části dolní končetiny spojuje flexibilitu spolu s rigiditou. K zachování příčného a podélného směru klenutí přispívají nejen svaly, ale i konfigurace kostěných struktur propojenými mohutným vazivovým aparátem. Primární tvar klenby tvoří kosti s jejich kloubními plochami a spolu s intaktními ligamenty udržují optimální kontakt jednotlivých kostí. Elektromyografické studie dle Dylevského prokázaly, že při přirozeném stoji či lokomoci nejsou svaly primárním zpevňujícím a stabilizačním prvkem, ale svou aktivitu vykonávají svaly teprve při větším zatížení, kterého se chůzí nedosáhne. Kontrakce svalů klenby nožní funguje jako dynamická rezerva, ke které dochází teprve s větší zátěží zaznamenanou na elektromyografu (dále jen EMG). U dynamickém pohybu fungují svaly podobně jako tětíva luku. Při statické i dynamické zátěži klenba chrání měkké tkáně a cévy před jejich stlačením. (Dylevský, 2009; Poděbradská, 2018; Rychlíková, 2019)

3.7.1 Podélná klenba

Podélná klenba se zakládá již při narození. Tvar terminální části nohy předurčuje postavení jednotlivých kostí podílející se na podélné klenbě. **Podélná klenba** se skládá z vnitřního a zevního podélného paprsku, směřující od hrbolu patní kosti po hlavičky metatarzálních kostí. V proximální části nohy mají tyto dvě linie jen úzký rozestup, distálněji se paprsky vějířovitě od sebe vzdalují. Vnitřní paprsek s větším vyklenutím vytváří: *talus, os naviculare* tvořící vrchol podélné klenby, dále paprsek pokračuje směrem k předonoží *ossa cuneiformia*, metatarsus I. – III. a články prvního až třetího prstu. Zevní linie paprsku s nižším klenutím a menší rigiditou zahrnuje *calcaneus, os cuboideum, IV. – V. metatarsus* a články čtvrtého a pátého prstu. (Gallo, 2011; Dylevský, 2009)

Pro udržení podélné klenby má největší podíl *ligamentum plantare longum*. Tento dlouhý vaz chodidla se napíná od hrbolu patní kosti k hlavičkám nártních kostí jako tětíva luku. Mezi svaly ovlivňujícími morfologii podélné klenby patří *m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. peroneus longus* a *musculus tibialis posterior* patřící do „šlašitého třmenu“ nožní klenby. *M. peroneus longus* se účastní svou aktivitou na udržení podélné i příčné klenby. (Dylevský, 2009; Tichý, 2017)

Svaly tvořící dynamickou podporu podélné klenby modifikují svou aktivitou mobilitu klenby při odvíjení plosky od podložky a proprioceptivně informují o kvalitě terénu. Poděbradská zmiňuje, že výška mediální podélné klenby vykazuje značně individuální parametry a primárně hodnotí funkčnost klenby v zatížení s adaptabilitou na kontaktní povrch. (Poděbradská, 2018)

3.7.2 Příčná klenba

Příčná klenba se nachází v oblasti zánártních kostí mezi *I. a V. metatarses*, aspekci dle Dylevského nejlépe zřetelná v rovině *ossa cuneiformia*

a os cuboideum. Tvar této klenby je udržován primárně šlašitým třmenem *m. peroneus longus* a *m. tibialis anterior*. Příčná klenba ve tvaru konvexity mění **při poklesu** svůj tvar směrem do konkavity. (Dylevský, 2009; Tichý, 2017; Poděbradská, 2018)

Vrchol obou kleneb, podélné a příčné, se nachází v jednom bodě za úponem *m. tibialis anterior* k *os naviculare*. (Tichý, 2017)

3.8 Deformity nohy

Fyziologická funkce nohy může být ovlivněna v důsledku vrozených vad (např. *pes equinovarus congenitus*) či vad získaných na podkladě působících sil ze statického dlouhodobého přetěžování či nevhodného typu obuvi. Mezi statické deformity řadíme *hallux valgus*, *hallux rigidus*, *pes transversoplanus*, *pes planus*. Na strukturu a morfologii nohy mohou působit další činitelé, např. neurologická onemocnění, různé typy infekcí či traumata a způsobovat tak sekundární deformity. (Gallo, 2011)

Pes valgus neboli vbočenou nohu charakterizuje nesprávné zatížení patní kosti směrem mediálně a Achillova šlacha při vyšetření ve stoje zezadu tvoří oblouk namísto přímé linie. (Larsen, 2009)

Další typ deformity *pes planus* (plochonoží) vzniká na podkladě despiralizace klenby a souvisí s intenzitou napětí vazivové tkáně. První *metatarzofalangeální* kloub palce ztrácí u *pes planus* kontakt s podložkou a dochází k nestabilitě vrcholu klenby mezi klínovitými kostmi. Při podélně ploché noze pata vykazuje odchylku do pronačního postavení neboli valgozity. (Larsen, 2009; Rychlíková, 2019).

U *pes transversoplanus* (příčně plochá noha) dochází k poklesu příčné klenby nožní. Síla vznikající napínáním krátkých svalů nohy s celkovou pružností příčné klenby se stává dysfunkční a přednoží se rozšiřuje. Snížení až vymizení příčné

klenby je charakterizováno přesunem hmotnosti přední části nohy na hlavičky *metatarzů*. Při statické zátěži se falangy (prsty) nedotýkají podložky a mají dráповitý charakter. (Rychlíková, 2019; Larsen, 2009)

Funkčně plochá noha s decentrovaným postavením v hlezenním kloubu a prominencí os naviculare směrem mediálním při pohledu zezadu vykazuje tvarovou odchylku oblouku Achillovy šlachy a pronační postavení předonoží vůči zánoží. (Bajerová, 2016)

Pes excavatus se vyznačuje abnormálním vyklenutím klenby ve tvaru luku s nepohyblivou střední částí nohy a výraznou až nadměrnou spiralizací. Pes excavatus charakterizuje zmenšená opěrná plocha nohy o podložku. Pomocí vyšetření aspekci lze pozorovat vysoký nárt. (Larsen, 2009)

3.9 Cyklický pohyb

Cyklický pohyb je definován jako kombinace přímočarého pohybu s rotační komponentou vykonávanou pouze v určité kruhové výseči v kloubních spojeních jednotlivých pohybových segmentů lidského těla. Pohyb se v pravidelných cyklech opakuje v určitém rytmu ve formě fázického pohybu. Lidské tělo tento pohyb koná nejčastěji především při lokomoci jako je chůze či běh. Cykličnost pohybu v rámci lokomoce charakterizuje perioda opakování ve formě kadence nebo frekvence kroků. Stereotypně opakující se cyklický pohyb těla v dlouhodobém měřítku negativně působí na vznik svalových dysbalancí. Svalová dysbalance značí nerovnováhu v rámci funkčního zapojení jednotlivých svalů a celých svalových skupin). Dalším faktorem ovlivňujícím krokový cyklus je schopnost udržovat rovnováhu a přizpůsobení se povrchu došlapu. (Haladová, 2010; Véle, 2012).

3.9.1 Chůze

Chůze jako neustálý cyklus nabývání rovnováhy a ochrana před pádem. Chůze se skládá z krokových cyklů, čímž se realizuje pohyb lidského těla vpřed. V krokovém cyklu představuje noha důležitou pružnou komponentu. Prostřednictvím nohy se propulzní síla působící skrz bérce přenáší na podložku. U každého jedince je chůze velmi individuálním a charakteristickým znakem. Krokový cyklus je složen ze dvou fází, a to z delší fáze stojné a kratší švihové. (Blythe, 2016; Dylevský, 2009; Gallo, 2011)

V průběhu cyklu chůze se pravidelně střídá fáze stojná a švihová za účelem přemístění. Těžiště těla osciluje ventrálně před prvním sakrálním obratlem v podobě sinusoidy v rovině vertikální i horizontální, avšak s minimální amplitudou. Lokomoce jako pohybový program, daný fylogenetickým a ontogenetickým vývojem, souvisí s udržováním rovnováhy v prostoru a závisí na kvalitní aferentaci z dolních končetin (jak propioceptorů, tak exteroceptorů). Chůze je pro každého jedinečná a charakteristická zkříženým modelem dopředného pohybu kontralaterálních končetin. Lokomoční pohyb je schopností zahájení a udržení rytmického krokového mechanismu. V průběhu **krokového cyklu** se střídají dvě fáze tj. jednostranná opora z 60 % celkového času krokového cyklu a zbývajících 40% zaujímá dvojí opora o dolní končetiny. (Kolář, c2009)

Krokový cyklus je iniciován prostřednictvím flexibilních vlastností nohy, po kontaktu s povrchem však dochází k adaptaci tvaru nohy. V této fázi již noha plní funkci rigidní struktury, přes kterou je přenášena hmotnost vlastního těla a je udržována rovnováha. (Gallo, 2011)

3.10 Biomechanika dolních končetin při chůzi

Lidská noha představuje velmi složitou strukturu pohybového aparátu podílející se na lokomoci člověka. Noha při každém kroku zajišťuje opornou funkci a přenáší veškerou hmotnost těla na zem. (Gallo, 2011)

Při **iniciálním kontaktu** paty s podložkou u chůzového cyklu se subtalární kloub nachází v everzi, následně se uvolní kloub Chopartův a dochází k oploštění podélné klenby. Talokrurální kloub koná pohyb z dorzální flexe do plantární flexe. **Ve fázi plného zatížení** chodidla se centrum maximálního zatížení posune vpřed k hlavičce I. metatarsu. V další fázi kroku stoupá zatížení chodidla v longitudinální (podélné) ose až na 120% hmotnosti těla a talokrurální kloub vykonává pohyb do dorzální flexe. Při následném odvinutí paty od podložky se snižuje vertikální tlak na 80% a těžiště těla nabývá maximální elevace, stojná dolní končetina se tím stává švihovou. Krátké svaly nohy svou kontrakcí umožní pohyb v subtalárním kloubu, pata se tak dostává do inverzního postavení při zevní rotaci. Dále dochází ke zvýšení podélné klenby ve vertikální ose a pod vlivem tlakových sil jsou *phalangy* tlačeny do dorzální flexe. **V poslední fázi krokového cyklu** dochází postupně ke zvýšení a přesunu zátěže na přednoží za pohybu tibie do zevní rotace se stabilizací nohy. Dotyk švihové dolní končetiny s podložkou tvoří desetinu krokového cyklu, kdy je tělesná hmotnost rozložena na obou chodidlech. V průběhu švihové fáze se dolní končetina současně s pánví rotuje vnitřně, hlezenní kloub koná pohyb do dorzální flexe, pata do everzního postavení. Chodidlo se připravuje k došlapu za poklesu podélné klenby, tím se i sníží vnitřní stability nohy. (Cikánková, 2010)

3.11 Aktivita svalů během lokomoce

Z hlediska zapojení a stabilizace při dopředném lokomočním pohybu byly vybrány jen dominantní svalové skupiny zajišťující stabilitu pánve a odvíjení

chodidla od podložky. *M. gluteus medius* funkčně stabilizuje pánev ve frontální rovině v průběhu oporné fáze DK krokového cyklu. Při asymetrickém poškození *m. gluteus medius* vzniká dysbalance s poklesem pánve na kontralaterální straně s kompenzačním úklonem trupu pro zachování posturální rovnováhy. Zadní skupina lýtkových svalů se podílí na odvíjení planty od podložky v rámci krokového cyklu při lokomoci, především v poslední fázi u odvinutí palce. (Véle, 1997)

3.12 Páteř a svalové dysbalance

Páteř plní svou funkci udržuje tělo ve vzpřímené poloze, zajišťuje jeho mobilitu a neustále zaujímá v prostoru rovnováhu. Páteř je složena z kostěných komponentů a také z měkkých tkání. Nadměrné zatížení jedné z těchto složek vytváří nerovnováhu a poruchu funkce. Při zkrácení či oslabení svalových skupin funkčně spojeného s páteří, dochází ke svalovým dysbalancím. Tato svalová nerovnováha se pak dále může řetězit a přenést se do dalších úseků pohybového aparátu. Páteř udržující tělo v rovnováze následně vytváří kompenzační postavení jednotlivých svých úseků. **V bederní páteři se prohlubuje bederní lordóza a mění se parametry sklonu kosti křížové a celé pánve.** (Matějovská Kubešová, 2019)

3.12.1 Postavení pánve ve vztahu k bederní páteři

Pro správné držení těla (postura) je podstatné postavení pánve. Pánevní sklon reflektuje kraniálně do vyšších segmentů páteře délku dolních končetin a funkčně tak ovlivňuje zakřivení páteře v rovině sagitální ve formě bederní lordózy a hrudní kyfózy. Poloha pánve má důležitý význam pro statiku osového orgánu a stabilizaci polohy těla. Pánev představuje poměrně rigidní strukturu, a proto pohyb pánve se primárně uskutečňuje v kyčelních kloubech s přenosem na lumbální páteř. Minimální pohyblivost křížokyčelních skloubení, stydké

spony a pánevních ligament výrazně ovlivňuje pánevní sklon a tím optimální funkci bederní a dolní hrudní páteře. Šikmá pánev úzce souvisí se stranovou rovnováhou a závisí na délce dolních končetin i případném plochonoží. Véle uvádí, že jedna z příčin asymetrického postavení v této oblasti značí blokádu v sakroiliakálních (dále SI) skloubeních. (Levitová, 2015; Dylevský, 2009; Tichý, 2017; Véle, 2012)

3.12.2 Funkční souvislost nohy a bederní páteře

Noha a její funkce jsou integrovány v rámci celého tělesného schématu. Rotabilita páteře a vzpřímení pánve souvisí paralelně se správnou opornou i odrazovou funkcí nohy při lokomočním pohybu ve vertikále. Funkční souvislost mezi bederní páteří a kyčelními klouby lze charakterizovat v principu mobility a stability. Při snížené mobilitě kyčelních kloubů dochází ke kompenzačnímu zvýšení mobility bederní páteře ovlivňující pozdější degenerativní změny. Další souvislost mezi osovým orgánem a dolní končetinou se objevuje u nožní deformity *pes valgus* a bederní hyperlordózy (nadměrného prohloubení lordózy v sagitální rovině), které spojuje postavení pánve. Při nesprávné trupové stabilizaci dochází k *anteverzi* pánve, čímž se změní poloha kloubních jamek pro hlavici *femuru*. Femur v kloubním spojení s pánví reaguje vnitřně rotačním postavením s flexí v rovině sagitální. Kolenní a hlezenní klouby přecházejí společně do valgózního postavení za snížení podélné i příčné klenby nožní. Chodidla ztrácející schopnost pružně reagovat na terénní nerovnosti naopak přenášejí nesprávné zatížení do vyšších etáží pohybového aparátu. (Bajerová, 2016; Bajerová, 2020; Poděbradská, 2018)

Janda popsal provázanost mezi chronickou instabilitou hlezenního kloubu a chronickými bolestmi zad na podkladě poruchy propiocepce (hlubokého čítí). (Janda a Vávrová, 1992)

3.13 Nociceptivní podněty a bolest

Nociceptivní podněty fungují jako výstražná znamení varující před nebezpečím poškození tkání. Vnímání nocicepce jako tlaku nebo bolesti spouští zároveň alternativní pohybové programy měnící posturu i pohybové chování člověka. Lokálně se v místě poškození na základě nocicepce utlumí pohybová aktivita svalovým spasmem a podpoří se tak proces regenerace tkání. Porušená funkce a snížení svalové aktivity je nahrazeno kompenzačními pohybovými vzory. Při dlouhodobém působení nociceptivních podnětů se náhradní pohybové vzory přesunou do trvalého pohybového stereotypu a změní se komplexní pohybové chování člověka. Bolest omezuje rozsah pohybu v jednotlivých segmentech, provází ji nepříjemné vnímání a má významný vliv v dlouhodobém horizontu na psychiku člověka. (Véle, 2012)

Bolest a její vnímání je přísně individuální pro každého jedince. Bolest lze rozdělit na základě několika hledisek:

- Intenzity;
- místo působení – lokální, difuzní (špatně lokalizovatelná);
- doba trvání + kontinuálnost a intermitence;
- charakteru;
- provokací určitým podnětem nebo změnou polohy. (Véle, 2012)

3.14 Vertebrogenní algický syndrom bederní páteře

Vertebrogenní algický syndrom (dále VAS) patří mezi onemocnění, které se nejčastěji vyskytuje u osob starších 60 let a u pracující populace mezi 45. a 60. rokem věku. VAS progreduje svou délkou trvání a bolestmi často do chronicity. Nejčastěji jsou bolesti soustředěny v bederním segmentu páteře, následuje krční a nejméně hrudní páteř. Bederní páteř (dále Lp) je z hlediska zatížení nejvíce exponovanou částí páteře. Bolesti v této oblasti se vyskytují až u 80 % dospělé

populace se svým maximem ve věkovém rozmezí 35 - 55 let. (Matějovská Kubešová, 2019; Levitová, 2015)

VAS Lp je charakterizován bolestí lokalizovanou v bederní oblasti páteře vycházející z postupně se projevujících funkčních poruch pohybového ústrojí, které vyvolá řadu reflexních změn.

K rozvoji a progresi bolestí Lp přispívá řada rizikových faktorů (**individuální, psychosociální a pracovní**):

- Hypokineze;
- hypermobilita;
- nesprávný stereotyp pohybu;
- zvedání těžkých břemen;
- dlouhodobý duševní stres;
- degenerativní změny páteře narůstající s věkem;
- funkční porucha na podkladě dolního zkříženého syndromu (DZS).

DZS lze charakterizovat jako svalovou dysbalanci v oblasti dolní části trupu, Lp, pánve a dolních končetin, kdy se kombinují svaly s tendencí ke zkrácení a ochabnutí. (Levitová, 2015)

3.14.1 Dělení vertebrogenního algického syndromu

VAS lze dělit na podkladě různých aspektů:

- Dle rozsahu:
 - víceetážový;
 - lokalizovaný do jedné oblasti zad.
- Dle doby trvání – 3 skupiny:
 - **Akutní** – kratší než 6 týdnů;
 - **subakutní** – nad 6 týdnů s maximem do 12 týdnů;

- **chronický** – kontinuálně po dobu 3 měsíců, nebo epizodicky během 6 měsíců

V klinické praxi se nejčastěji využívá dělení na podkladě **klinické manifestace**:

- **Segmentové syndromy** – porucha funkce a statiky v jednom úseku páteře s lokální bolestí a reflexními změnami;
- **pseudoradikulární syndromy** s typickým vyzařováním bolesti bez zřejmé distribuce v rámci dermatomu, bez přítomnosti kořenové léze;
- **kompresivní neurologické syndromy** – tj. *myelopatie* – postižení míchy, *radikulopatie* (postižení míšních kořenů), syndrom *cauda equina* a syndrom neurogenních klaudikací.

Na základě etiopatogeneze se rozlišují bolesti původu z:

- Přímo z *columna vertebrae*;
- paravertebrálních tkání;
- přenesené bolesti vycházející z viscerálních (vnitřních) orgánů nebo kůže.

VAS lze dělit na specifický a nespecifický. **Specifický VAS** je způsoben bolestí vycházející ze strukturálních příčin, které lze nalézt pomocí radiologického, neurologického vyšetření či EMG. Nález koreluje s degenerativními změnami, nádorovým, úrazovým, zánětlivým či systémovým onemocněním.

Dominantnější a procentuálně více zastoupenou skupinou je **nespecifický VAS**, definovaný také jako funkční postižení bez anatomických a organických změn. Mezi příčiny nespecifického VAS se řadí chybné statické a dynamické stereotypy, které vedou k rozvoji svalové dysbalance, k následné-

mu nadměrnému přetížení a změně funkce jednotlivých pohybových segmentů i celé páteře. Bolest vychází z intervertebrálních kloubů či z meziobratlového disku (diskogenní syndrom). Místo nejčastějších degenerativních změn je soustředěno do lumbosakrálního přechodu. Největší zastoupení specifických příčin VAS mají degenerativní změny páteře. Degenerativní proces na páteři lze radiologickým vyšetřením nalézt již po 30. roce věku. U šedesátiletého člověka se vyskytuje různý stupeň degenerace páteře stoprocentně. Degenerativní změny se však nemusí nijak klinicky manifestovat. (Matějovská Kubešová, 2019)

3.15 Baropodometrická plošina FreeMed

Plošina FreeMed Maxi byla vyvinuta italskou společností SensorMedica, která se specializuje na odvětví biomechanické analýzy pohybu a hodnocení držení těla (postury). Jejím heslem je technologie v pohybu. SensorMedica se zaměřuje na výrobu inovativních systémů, podporuje univerzity a vědecká pracoviště ve výzkumu a vývoji v rámci biomechaniky lidského těla. FreeMed Maxi je platforma o velikosti 60 x 50 cm, která prostřednictvím tisíce tlakových senzorů snímá zatížení plosek nohou. Plošina nachází využití v profesionální baropodometrii a stabilometrické posturografii. Aktivní snímající plošina je doplněna dvěma pasivními chodníky pro vyrovnání výšky platformy s okolní podlahou při dynamickém vyšetření chůze. Přístroj se připojuje k počítači a pomocí softwaru FreeStep na něm můžeme provádět biomechanickou analýzu těla.

3.15.1 Software FreeStep a analýza pohybu

Software nabízí možnost statické, dynamické analýzy a rovněž sadu stabilometrických testů v různých modifikacích. Pomocí plošiny lze změřit stabilitu a posturální rovnováhu lidského těla dle mezinárodně uznávaných metodik jako Rombergův test či test Sway. Plošina zaznamenává plochu výchylek těžiště během časového limitu a vyhodnocuje indexy odchylek u

stabilometrických testů. Při statické analýze plošina měří plochu zatíženého chodidla, procentuální rozložení tlaků a zaznamenává lokální přetížení. Určí také místa maximálního zatížení, stranové odchylky v zatížení chodidel a jejich případnou asymetrii. V rámci dynamické analýzy lze vyšetřit funkci odvalu chodidla, úhel rotace nohy při krokovém cyklu, či dynamický přesun těžiště.

Plošina se dále využívá k zhodnocení poruch rovnováhy, k detekci rizika pádu u osob s poruchou vnímání osy těla, nebo schopnosti aktivního přenosu zatížení na dolní končetiny u pacientů s totální endoprotézou (TEP) nebo poruchou stability na podkladě vestibulární etiologie.

4 METODIKA

4.1 Výběr probandů

Pro tento výzkum byla vybrána skupina 26 probandů ve věku od 28 do 78 let s chronickým VAS bederní páteře. Jediný parametr, podle kterého byli probandi zařazeni do této skupiny, byla bolest dolní části zad přetrvávající déle než 3 měsíce.

Vybraná skupina probandů není ve stejném věkovém rozmezí. Tento parametr v mé práci nesplňuje homogenitu z důvodu vládních opatření kvůli pandemii Covid-19. Při trvání nouzového stavu byl provoz na pracovištích omezen a bylo tedy obtížné získat probandy s bolestí v oblasti lumbosakrálního přechodu (Lsp) pro vypracování této práce.

4.2 Sběr dat

Všichni probandi, po předchozí individuální domluvě, byli vyšetřeni v prostorách kliniky Budějovická OK rehabilitace ve velké tělocvičně. K měření zatížení chodidel byla využita baropodometrická plošina FreeMed. Vyšetření u probandů bylo provedeno aspekci ve spodním prádle, včetně bosých chodidel. Při přítomnosti hodinek na zápěstí byl proband vyzván k jejich sundání, aby nebyla více zkreslena výsledná hodnota zatížení obou dolních končetin.

V rámci skupiny byly porovnávány vybrané parametry zatížení chodidel během statického, dynamického a stabilometrického vyšetření na této plošině. Pro možnost hodnocení vzájemného vztahu bolestí dolní části zad a postavením klenby nožní jsem si stanovila a naměřila hodnoty následujících testů: Jack's test, Navicular drop test, Longitudinal arch angle. Současně byla u všech probandů vyšetřena kvalita cití pro zjištění funkčního řízení a iniciace pohybu.

4.3 Vyšetření aspektů

Aspektů se vyšetřuje držení těla a komplexní pohybové chování probanda. **Statické vyšetření** z hlediska aspekce hodnotí tvarové symetrie těla a jeho polohy v prostoru i uspořádání dílčích pohybových segmentů. **Dynamické vyšetření** se zaměřuje na časový sled pohybů v prostoru, jeho cíl a účel. Vyšetření pohledem, i přes jeho subjektivitu, integruje a hodnotí vztahy mezi pohybovými segmenty a funkčnost celého posturálního řízení. (Véle, 2012)

4.3.1 Vyšetření stoje

Hodnocení prostého stoje se provádí bez předchozích instrukcí a korekcí jako individuálního stereotypu vzpřímeného držení těla. Schopnost funkčně stabilizovat vzpřímený stoj je tím kvalitnější, čím menší opěrnou plochu proband zaujme. Opěrná plocha se měří mezi spojnici pat, okrajů chodidel a spojnici metatarzů pěti prstů. Za fyziologickou hodnotu je považována velikost opěrné plochy s úhlem 30°s patami těsně vedle sebe. (Véle, 2012)

Vzpřímený stoj nevykazuje zcela plnou symetrii. Rozložení tělesné hmotnosti mezi obě dolní končetiny by nemělo přesahovat 10 – 15 %. (Véle, 2012)

Aspektů jsem se zaměřila na hru šlach v oblasti hlezenních kloubů a zatížení pat či prstů podle aktivity flexorových nebo extenzorových skupin svalů. Dále jsem hodnotila konfiguraci pat s tendenčním postavením do supinace nebo pronace, tvar příčné a podélné klenby nožní a postavení jednotlivých prstů nohy.

V rámci dynamického hodnocení stoje jsem se zaměřila na hru šlach na prstcích, kde terminální falangy fungují jako rezerva pro eventuální možnost rozšíření oporné báze vpřed při korekci vzpřímeného postavení těla ve stoji. Při

snížené stabilitě dochází k drápovitému postavení terminálních falangů se silnou aktivací dlouhých ohybačů prstců. (Véle, 2012)

4.4 Vyšetření intenzity bolesti

Vyšetření bolesti se provádí palpačně nebo opatrným pohybem v konkrétním segmentu s projevem nociceptivního dráždění. (Véle, 2012)

K hodnocení bolesti dolní části zad trvajících déle než 3 měsíce byla využita numerická škála intenzity bolesti od hodnoty 0 jako žádné pociťované bolesti až po nejvyšší hodnotu 10 jako nejhorší možnou představitelnou bolest. (Kolář, c2009)

4.5 Vyšetření posturálních funkcí

Posturální pohybová funkce se vyšetřuje komplexně v uceleném schématu pohybového chování člověka, jak se integruje v gravitačním poli. Hodnocení korekčních, avšak téměř neznatelných pohybů neboli titubací při vzpřímeném držení těla, vypovídá o eventuální posturální nejistotě. (Véle, 2012) V této práci byly hodnoty titubací objektivizovány na baropodometrické plošině FreeMed. Výraznější titubace mohou poukázat v raných fázích na poruchy celkového držení těla. Pohybová či posturální nejistota se snížením obratnosti a koordinace vychází z porušeného propioceptivního vnímání. (Véle, 2012)

4.5.1 Vyšetření schopnosti udržet rovnováhu ve stoje

Vzpřímený stoj by se neměl fyziologicky výrazně ovlivnit vyřazením optické kontroly. Rombergova zkouška se provádí s postupným zvyšováním náročnosti udržet rovnováhu s třemi úrovněmi náročnosti. Romberg I. se hodnotí v základním stoji se vzdáleností chodidel v šířce ramen probanda se zrakovou kontrolou. Romberg II. se vyšetřuje o zúžené bázi mezi dolními končetinami opět

s kontrolou zraku. U Romberga III. se k zúžené bázi vyřadí i zraková kontrola. Za pozitivní Rombergův příznak se považují titubace při zavřených očích. Při pocitu nejistoty ve stoji se orientačně vyšetří jemná porucha aferentace. (Opavský, 2003; Kolář, c2009)

Rombergova zkouška byla vyšetřována pomocí modifikovaného testu Sway na baropodometrické plošině FreeMed. Nejnáročnější prováděnou zkouškou byl stoj na jedné noze bez kontroly zraku. Nejprve byl proband vyzván k flexi v kolenního kloubu s nadzdvihnutím jedné dolní končetiny od podložky. Následně dostal čas na ustálení se v tomto stoji a poté zavřel oči.

4.6 Vyšetření čítí

Iniciace pohybu je umožněna na podkladě senzitivních informací, proto v této práci byla prováděna analýza kvalit hlubokého čítí. Čítí bylo vyšetřeno pro zjištění kvality aferentních drah z proprioceptorů dolních končetin.

4.6.1 Vyšetření prostorového diskriminačního čítí, grafestezie a pohybocitu

Prostorovým diskriminačním čítím se hodnotí rozlišovací schopnost dotyku na dvou odlišně vzdálených místech na pokožce těla. Současně se speciálním standardizovaným Weberovým kružítkem dotýká dvou bodů na pokožce, zda vyšetřovaný vnímá tento dotyk jako jeden nebo dva oddělené body. Pro koordinované pohyby má význam především diskriminační čítí chodidel. Jednotlivé přesné normy dvoubodové diskriminace nejsou pro konkrétní oblasti těla určovány, protože s vyšším věkem se rozpoznatelná vzdálenost dvou bodů zvyšuje. (Véle, 2012; Opavský, 2003)

Z důvodu absence Weberova kružítká jsem v rámci úvodního vyšetření probandů orientačně určila vzdálenost dvou bodů na ploše nohy vnímaných jako jeden bod pomocí kancelářské sponky a goniometru.

Dalším typem vyšetření v rámci diskriminačního čítí je **grafestezie** s hodnocením nakreslených číslic nebo písmen na pokožku a jejich rozpoznáním bez kontroly zraku. Kvantitativně se vyhodnocuje počtem správně určených číslic z 10 pokusů. Opavský vymezuje normální hodnoty grafestezie na 8 z 10 rozpoznaných. Za abnormalitu považuje méně jak 6 z 10 úspěšných pokusů. Vyšetření porušeného vnímání grafestezie vypovídá o vlivu a snížení kvality pohybové koordinace. Snížení kvality taktilního a diskriminačního čítí ovlivňuje významně svalovou koordinaci a vykonávání komplexních pohybů. (Véle, 2012; Opavský, 2003)

Kvalitu grafestezie jsem u probandů orientačně vyšetřovala vleže na zádech, kdy jsem pomocí hrany neurologického kladívka na obou dolních končetinách kreslila do střední části chodidel 5 číslic o přibližné velikosti 5 cm. Následně jsem stranově porovnávala asymetrii vnímání číslic na obou chodidlech.

Vyšetření **pohybocitu** se provádí bez aktivní účasti pacienta na pohybu, kdy vyšetřující pasivně pohybuje určitým pohybovým segmentem vůči opornému. Pohybocit je testován nejčastěji na akrech končetin střední rychlostí 15°/s. Při konání pohybu daného segmentu se klade důraz na to, aby směr pohybu nebyl odhadnut z vyvíjeného tlaku na segment. Zhodnocení kvality pohybocitu je učiněno bez zrakové kontroly probanda. (Véle, 2012)

Pohybocit jsem testovala opět v poloze vleže na zádech. Následně jsem instruovala probanda, aby zavřel oči a informovala ho o průběhu vyšetření. Po vyřazení zrakové kontroly probandem jsem pohybovala s jednotlivými prsty na dolní končetině v různém pořadí a různým směrem. Proband vždy po jednom

pohybu sděloval, jakým prstem a do jakého směru jsem s ním pohybovala. Na závěr jsem vyšetření kvality pohybovosti porovnávala bilaterálně na obou dolních končetinách.

4.7 Vyšetření klenby nohy

Funkce klenby se hodnotí v závislosti na její výšce, tvaru a symetrii vždy testované bilaterálně. Zvýšení klenby značí rigiditu chodidla. (Pytlová, 2020; Poděbradská, 2018) Při orientačním vyšetření klenby nohy vyšetřující osoba vsune ukazovák pod zmíněný vrchol obou klenb při stožení na pevné podložce. O plochonoží se jedná tehdy, pokud ukazovák nelze snadno či nikoliv vsunout pod klenbu nohy. Vyšetření se provádí na obou chodidlech. (Tichý, 2017)

Plochonoží lze identifikovat z vyšetření stožení aspekty zezadu, kdy vnitřní paprsek chodidla poklesává směrem k podložce a celý *malleolus medialis* a Achillova šlacha se vyklenují mediálním směrem k sagitální ose těla. (Tichý, 2017)

4.7.1 Funkční testy na klenbu nožní

Pro relevantní hodnocení funkce nohy Macháčová a Kutín uvádějí, že je nutné zatížení pohybového systému řízeného z CNS, aby generovalo mimovolnou variabilitu pohybových vzorců za rozličných posturálních podmínek. Vyšetření by tedy nemělo spočívat jen ve statickém zhodnocení postavení jednotlivých segmentů, ale vyzkoušet posturálně náročnější pozice jako stoj na špičkách, patách či na jedné dolní končetině. (Bajerová, 2020)

Test dle Véleho jsem provedla ve vzpřímeném stožení, za instrukce přenesení váhy na přednoží směrem distálně k prstům bez odlepení pat od podložky. Fyziologicky by mělo dojít k reflexní flexi prstů pro odvrácení případného pádu (Lewit, 2003).

Při vyšetření stoje na špičkách se fyziologicky aktivně zvýší mediální klenba a pata z mírného valgózního postavení nabývá varozity. Pokud se při stoji na špičkách aktivně nevytvoří tato klenba, ozřejmí se patologie ploché nohy. (Gallo, 2011).

Jack's test se ve dvou modifikacích možností testování využívá k hodnocení pružnosti podélné nožní klenby. Na základě odpovědi tohoto testu, kterým je prohloubení klenby, se určí flexibilita či rigidita podélné klenby nohy. (Kolář, c2009) První forma testu spočívá ve stoji na špičkách, druhá se testuje ve vzpřímeném stoji, kdy u probanda byla provedena pasivní elevace palce na vyšetřované dolní končetině.

Navicular drop test poskytuje informace o poklesu os naviculare při změně zatížení z nižší polohy do vyšší, tedy ze sedu do vzpřímeného stoje. Tímto testem se ozřejmí míra unavitelnosti svalů podporující mediální klenbu nohy. (**Charles & Johansen, 2010**)

Testovaného probanda jsem si posadila na židli s nastavením pravého úhlu v kloubu kyčelním, kolenním i hlezenním. Poté jsem si poznačila mediální prominenci os naviculare a pomocí tvrdé papírové kartičky jsem si zaznamenala výšku označeného bodu od podložky. Následně jsem vyzvala probanda do napřímení do stoje a zaznačila si opět výšku os naviculare v její nové pozici. Při hodnocení navicular drop testu jsem změřila vzdálenost těchto dvou značek. Pokud by hodnota byla větší než 10 mm, výsledek se hodnotí jako abnormální. (**Charles & Johansen, 2010**)

Longitudinal arch angle (dále LAA) označuje úhel tvořící hlavičku prvního metatarsu, mediální prominenci os naviculare a střed malleolus medialis. Při hodnocení tohoto úhlu se fyziologické hodnoty u mnoha autorů odlišují. Úhel mezi 120° – 150° se považuje shodně za fyziologický. (Nilsson, Friis, Michaelson, Jakobsen & Nielson, 2012)

4.8 Vyšetření chůze

Při vyšetření chůze aspekční metodou se hodnotí kompenzované nebo dekompenzované snížení podélné klenby nožní. Os naviculare jako hlavní strukturální prvek udržující podélnou klenbu u dekompenzovaného snížení podélné klenby prominuje mediálně při přenosu zátěže z paty na přednoží. V klidovém stavu vyklenutí není pomocí aspekce zřetelné. Kompenzovaný pokles os naviculare je charakteristický s trvalou změnou jejího postavení. (Poděbradská, 2018)

Při vyšetření chůze se sleduje rytmicita, také délka kroku, osové postavení nosných kloubů a jejich zatěžování. Dále se hodnotí cyklus odvíjení chodidla od podložky od iniciálního kontaktu paty a přenosu zatížení přes laterální okraj chodidla na přednoží v rámci jednostranné opory. Následuje švihová fáze s oscilací dolní končetiny vpřed za současného přesunu těžiště identickým směrem. Hodnotí se také souhyb s horními končetinami vycházejícího z ramenních kloubů. (Haladová, 2010)

Při dynamickém vyšetření chůzového cyklu se u **plochonoží** objevuje typický pokles klenby nohy směrem k podložce. Unilaterální (jednostranná) pes planus se projeví zkrácením celé délky dolní končetiny (Tichý, 2017).

V rámci dynamického vyšetření chůze jsem se primárně zaměřila na její modifikace, které při přirozeném stereotypu chůze nejsou tolik aspekci zřetelné. Vybrala jsem si modifikaci **chůze dle Jandy** pro vyšetření laterální nestability pánve z důvodu oslabení abduktorů kyčelního kloubu. Tato modifikovaná chůze se provádí při zvednutých horních končetinách nad hlavu s vodorovnou deskou. Druhé dynamické vyšetření probíhalo na měkké podložce, na které se proband prošel několikrát pro zjištění kvality **propriocepce**.

4.9 Vyšetření funkční stabilizace pánve

U pánve jsem se zaměřila na vyšetření SI skloubení a vyhodnocení, zda se jedná o jeho posun či blokádu. Provedla jsem 2 testy: fenomén předbíhání a spine sign.

Fenomén předbíhání se vyšetřuje při asymetrickém postavení zadních spin (spina iliaca posterior superior) po předchozím nálezů stejné výše hřebenu kyčelních kostí (cristae iliaca). Spina s původně nižším postavením po zvýšení flexe trupu předběhne kontralaterální spinu. Postavení spin při trvalé flexi trupu se vyrovná přibližně po dvaceti vteřinách u SI posunu. U SI blokády postavení spin nenabývá jedné linie. (Kolář, c2009)

Spine sign patří k vyšetřením s průkazem blokády SI kloubu. Nejprve si palpačně určíme umístění zadní horní spiny a bederního obratle L5. Probanda jsem dále instruovala k pokrčení jedné nohy s povelom „pohov“. Za fyziologické se považuje pokles spiny na vyšetřované straně vzdalující se od pátého bederního obratle. SI blokáda se potvrdí, pokud nedochází ke zvětšení vzdálenosti obou zmíněných bodů do dvaceti sekund. (Kolář, c2009)

4.9.1 Vyšetření stability kyčelních kloubů v rovině frontální

Vyšetření poskytuje informaci o síle a funkční stabilizaci pánve pelvitrochanterickými svaly (primárně m. *gluteus medius a minimus*). Podle Poděbradské se funkční oslabení abduktorů kyčelního kloubu se stranovou odchylkou trupu směrem na stojnou dolní končetinu ozřejmí při přesunu těžiště z bipedálního vzpřímeného stoje při Trendelenburgově zkoušce. Zkouška spočívá ve stoji na jedné dolní končetině, která je flektována v kyčelním a kolenním kloubu. Pozitivní zkouška se dle Haladové projeví poklesem pánve na homolaterální straně elevované dolní končetiny nebo úklonem na stranu stojné končetiny jako kompenzační mechanismus. (Poděbradská, 2018; Haladová 2010)

4.10 Lassequeův manévr

Lassequeova zkouška se provádí vleže na zádech a za současné fixace pánve se elevuje extendovaná dolní končetina do flexe v kloubu kyčelním. Výchozí postavení v kyčelním kloubu je mírná addukce a vnitřní rotace. U výskytu bolestí v lumbální či sakrální oblasti, šířící se do dolní končetiny při napnutí nervových kořenů, se hodnotí Lassequeova zkouška jako pozitivní pro radikulární symptomatiku. (Kolář, c2009)

4.11 Vyšetření na baropodometrické plošině

Barometrická plošina byla v této práci využita ve třech různých modifikacích testování. Každý proband byl před vstupem na plošinu instruován, jak bude každé ze tří následujících testování probíhat.

Statický test byl prováděn jako první pro určení míry zatížení dolních končetin naboso ve vzpřímeném držení těla s horními končetinami v supinačním postavení (dlaněmi vpřed).

Dynamický test spočíval v chůzi přes aktivní snímací plošinu s přídatnými deskami. Chůze se snímala po takovou dobu, aby byl dostatečný počet snímků rozložení tlaků pro obě dolní končetiny. Z většího počtu snímků se vybral průměrný snímek analyzující zatížení chodidel v průběhu cyklu schůze.

Pro hodnocení **stabilometrie** byl vybrán test Sway s mnoha fázemi. V první fázi proband stojí v přirozeném postoji po dobu 52 vteřin se zrakovou kontrolou a následně bez kontroly zraku. Druhá fáze spočívá ve stoji na jedné DK po dobu 10 vteřin nejprve na levé a pak na pravé DK. Jedno měření bylo opět provedeno se zrakovou kontrolou a druhé bez ní.

Poslední analýza Sway testu se podobá orientačnímu vyšetření propriocepce z dolních končetin. Ten lze provést pomocí stoje na jedné DK, kdy nestojná DK je v postavení s 90° flexí v kloubu kyčelním i kolenním. Měří se čas,

jak dlouho vyšetřovaný vydrží stát na jedné DK bez kontroly zraku. U funkční poruchy propiocepce se hodnotí stranová symetrie dle Poděbradské s častým výsledným asymetrickým nálezem. (Poděbradská, 2018)

Korekční pohyby (titubace) lze změřit a objektivizovat zobrazením na baropodometrické plošině. Plošina svými tlakovými senzory znázorní dráhu pohybujícího se průmětu těžiště těla (dále COP) do opěrné báze chodidel. Výchyly průmětu COP hodnotí průběh stabilizace vertikální polohy těla. (Véle, 2012)

U hodnocení zatížení plosek nohou se počítá každý cm^2 doteku s podložkou v této práci s baropodometrickou plošinou. Za normu se pokládá zevní rotace nohou mezi $9 - 15^\circ$. Statická poloha ve stoje a rozložení tělesné hmotnosti činí 60% zatížení na patách a 40% váhy na přední části chodidla. Prstce tvoří tvar vějíře a neplní funkci opornou, avšak balanční. (Bajerová, 2020; Kolář, c2009)

Procentuální vyjádření rozložení hmotnosti těla na jednu plosku nohy dle Véleho odpovídá 25% zatížení paty, 8,3% zatížení palcového metatarsu a přibližně 4,2% zatížení každého ze čtyř zbývajících metatarsů. (Véle, 2012)

5 SPECIÁLNÍ ČÁST

Tato část práce obsahuje data získaná při vyšetření a praktickém využití baropodometrické plošiny FreeMed. Pomocí získaných parametrů, které jsou statisticky vyhodnoceny v kapitole Výsledky, vyhodnocuji potenciální vzájemný vztah naměřených hodnot s bolestí dolní části zad. V první části je popsán průběh vyšetření a aplikace testů, na jejichž data pro přehlednost odkazují v následujícím textu na konkrétní přílohy. Jsou zde shrnuta data z dílčích vyšetření pomocí baropodometrické plošiny u všech mnou sledovaných probandů. Tyto data jsem zpracovala do tabulek s rozdělením na skupinu žen a mužů.

5.1 Popis vyšetření a sběru dat

Vyšetření každého z probandů začalo stanovením intenzity bolesti dolní části zad dle škály od 0 do 10. Zaznamenanou hodnotu intenzity bolesti jsem využila k následnému statistickému zhodnocení výsledku a stal se tak jedním z klíčových parametrů. (viz Příloha 1) Následovalo vyšetření aspektů celého těla zepředu, zezadu a z boku. Po té jsem se v rámci aspekčního vyšetření zaměřila na odchylky od fyziologické normy na dolních končetinách primárně na nohách. Dále jsem se zaměřila na vyšetření pánve, kde jsem u probandů aplikovala testy na SI skloubení. (viz Příloha 2) Do výsledných dat jsem použila hodnoty získané při testu spine sign, který se zdál být významným parametrem vůči probandy udávaných bolestí a hodnot získaných ze baropodometrické plošiny. Následovala **Trendelenburgova** zkouška na stabilitu pánve, kde probandi subjektivně udávaly lepší stabilitu na straně, kde zkouška vyšla negativně. (viz Příloha 3) V rámci vyšetření nohy jsem aplikovala Véleho test na flexory prstců, která byla u nadpoloviční většiny probandů pozitivní. Docházelo ke zvýšené aktivaci flexorů, kde bylo možné aspektů pozorovat tzv. hru šlach. U některých probandů docházelo k tak výrazné aktivitě flexorů, že se změnilo postavení

prstců na kladívkové. V rámci vyšetření klenby nožní byl testován pokles *os naviculare* pomocí **navicular drop testu**. Tuto změnu jsem změřila pomocí pravítka a zaznamenala do souboru dat pro jeho další zpracování. (viz Příloha 4) Z celkového počtu 26 probandů došlo u 2 z nich ke zvýšení postavení *os naviculare* oproti 24 zbylým, kde došlo ke snížení naměřeného parametru.

LAA jsem u probandů měřila pomocí přiložení goniometru k výše zmíněným bodům jako identifikačním markerům. Střed goniometru byl totožný s lokalizací prominence *os naviculare* a dvě ramena kopírovala mediální stranu prvního palcového metatarsu a malleolu medialis. Měření bylo vyhodnocováno pouze u jedné dolní končetiny z důvodu zanedbatelného rozdílu mezi oběma dolními končetinami. (viz Příloha 4) Pro zjištění pružnosti klenby nožní jsem využila **Jack's test**, u kterého jsem nejprve pasivně elevovala probandův palec ve vzpřímeném stoji. Zde byla pozitivita testu zkoumajícího pružnost klenby naměřena u 20 probandů, u zbylých 6 probandů se jednalo o rigidní typ klenby, z nichž u 2 převažovala jen na levé dolní končetině. (viz Příloha 3) K vyšetření kvality propriocepce jsem využila diskriminační čítí, které se pohybovalo v rámci všech probandů v rozmezí od 0,5 cm až po 2,8 cm bez výrazných stranových rozdílů. Dále jsem testovala **pohybocit** a porovnávala levou a pravou DK při pasivním pohybu článků prstů nohou v celkovém počtu 10 pokusů. Osm probandů (30, 77 %) mělo úspěšných pokusů pouze 5 z 10, ostatních 69 % poznalo nadpoloviční většinu pohybů. (viz Příloha 5) Orientačně jsem si také po té vyšetřila **grafestezii** na pokožce chodidla v celkovém počtu 6 pokusů pro každou nohu po 3 nakreslených číslicích. (viz Příloha 5) Zde došlo jen k vyšším výchytkám u 3 probandů (11, 5 %), které pro ovlivnění bolestí dolní části zad nevykazují vyšší podíl. U vyšetření chůze jsem se zaměřila primárně na nestabilitu v oblasti kyčelních kloubů s využitím **modifikované chůze dle Jandy**, u které se mi ozřejmila stranová nestabilita u 9 (34,62 %) probandů bilaterálně či unilaterálně. Vyšetření chůze aspekci na měkké podložce vykazovalo u všech

probandů obdobný obraz mírné nestability a zvýšené hry šlach v oblasti nohy. **Lassequeovou zkouškou** jsem si otestovala a žádný z probandů neměl kořenovou symptomatologii.

5.2 Plošina FreeMed – statické vyšetření

Při statickém vyšetření jsem si každého z probandů postavila na plošinu. Všichni jedinci byli instruováni, aby zaujali svůj přirozený postoj bez jakékoliv korekce a snahy o napřímení. Pro vyloučení vědomé korekce jsem využila stoj se souběžným kognitivním úkolem, kdy jsem pacientům zadala napočítat do 10. Abych eliminovala zatížení jedné z končetin, byla plošina postavena před zrcadlo, do kterého se probandi po celou dobu testování dívali přímo před sebe. Při vyšetření tak nedocházelo k rotacím a úklonům hlavy, abychom neovlivnili zatížení jedné z dolních končetin a nedošlo k vychýlení těžiště nad opěrnou bázi. Po nastavení pacienta do výchozí pozice, ze kterého probíhalo měření, jsem spustila testování, které trvalo méně než 10 s. Naměřené hodnoty jsou zaznamenány v (Tabulce 1 - 4).

Tabulka 1 - Statická analýza u skupiny žen

Proband	Zatížení přední části chodidla L/P [%]	Zatížení zadní části chodidla L/P [%]	Zatížení L celkem [%]	Zatížení P celkem [%]
1	22/22	29/27	51	49
2	23/27	16/34	39	61
3	21/28	22/29	43	57
4	21/27	26/26	47	53
5	23/28	23/26	46	54
6	23/25	26/26	49	51
7	25/18	30/27	55	45
8	26/22	25/27	51	49
9	23/20	29/28	52	48
10	27/23	29/21	56	44
11	24/26	25/25	49	51
12	22/26	26/26	48	52
13	28/31	18/23	46	54
14	22/24	26/28	48	52

Tabulka 2 - Statická analýza u skupiny mužů

Proband	Zatížení přední části chodidla L/P [%]	Zatížení zadní části chodidla L/P [%]	Zatížení L celkem [%]	Zatížení P celkem [%]
15	23 / 27	23 / 27	46	54
16	17 / 21	33 / 29	50	50
17	19 / 24	29 / 28	48	52
18	22 / 27	25 / 26	47	53
19	27 / 24	26 / 23	53	47
20	24 / 24	26 / 26	50	50
21	26 / 28	27 / 19	53	47
22	23 / 26	24 / 27	47	53
23	26 / 26	22 / 26	48	52
24	27 / 25	24 / 24	51	49
25	20 / 21	33 / 26	53	47
26	16 / 12	37 / 35	53	47

Tabulka 3 - Statická analýza - zatížení střední části chodidla u žen

ŽENY Proband č.	Zátěž L chodidla v %			Zátěž P chodidla v %		
	Střední část			Střední část		
	C	D	CD	C	D	CD
1	7	4	11	7	2	9
2	9	2	11	9	4	13
3	11	3	14	11	3	14
4	5	3	8	8	2	10
5	11	2	13	7	2	9
6	5	2	7	5	1	6
7	3	1	4	4	1	5
8	1	2	3	2	1	3
9	4	1	5	4	1	5
10	5	2	7	5	1	6
11	1	0	1	4	0	4
12	7	3	10	8	3	11
13	8	2	10	10	1	11
14	6	3	9	8	3	11

Tabulka 4 - Statická analýza zatížení střední části chodidla u mužů

MUŽI	Zátěž L chodidla v %			Zátěž P chodidla v %		
Proband č.	Střední část			Střední část		
	C	D	CD	C	D	CD
15	4	1	5	5	0	5
16	8	3	11	8	5	13
17	7	3	10	9	3	12
18	1	0	1	3	0	3
19	8	3	11	10	1	11
20	7	1	8	8	1	9
21	13	2	15	11	1	12
22	1	0	1	6	0	6
23	4	0	4	2	0	2
24	5	1	6	5	1	6
25	3	0	3	7	0	7
26	2	0	2	0	0	0

5.3 Plošina FreeMed – dynamické vyšetření

Při tomto vyšetření se probandi procházeli po platformách stabilometrické plošiny. Před zahájením testu byl každý z nich instruován o maximální možnou eliminaci korekce chůze včetně pohledu vpřed během celého záznamu chůze. Testování spočívalo v přirozené chůzi jedinců po plošině tam a zpět v minimálním počtu opakování 3 x. I u této části vyšetření jsem zařadila současně při chůzi kognitivní úkol, kdy opět probandi počítali do 10. Kognitivní úkol jsem zařadila s cílem eliminovat vědomou kontrolu chůze a tím následné zkreslení výchozích dat. Naměřené hodnoty jsou v Tabulce 5 a 6.

Tabulka 5 – Dynamická analýza zatížení přední a zadní části chodidla u žen, červená barva = patologické hodnoty, zelená barva = hodnoty odpovídající fyziologické normě

Proband	Přední část chodidla (%)		Zadní část chodidla (%)	
	L	P	L	P
1	57	63	43	37
2	85	53	15	47
3	56	64	44	36
4	67	60	33	40
5	59	52	41	48
6	70	66	30	34
7	57	61	43	39
8	82	77	18	23
9	69	59	31	41
10	66	67	34	33
11	64	56	36	44
12	69	69	31	31
13	64	61	36	39
14	57	64	43	36

Tabulka 6 - Dynamická analýza zatížení přední a zadní části chodidla u mužů, červená barva = patologické hodnoty, zelená barva = hodnoty odpovídající fyziologické normě

Proband	Přední část chodidla (%)		Zadní část chodidla (%)	
	L	P	L	P
15	63	74	37	26
16	57	58	43	42
17	66	66	34	34
18	90	69	10	31
19	67	73	33	27
20	69	61	31	39
21	63	69	37	31
22	73	71	27	29
23	70	67	30	33
24	66	73	34	27
25	61	69	39	31
26	66	71	34	29

5.4 Plošina FreeMed – stabilometrické vyšetření (Sway test)

Před posledním vyšetřením jsem každého z probandů edukovala o jeho průběhu. Stabilometrické vyšetření bylo provedeno testem Sway, který se skládal z více dílčích částí. Pacienti byli opět postaveni na plošinu před zrcadlo a instruováni k zaujetí anatomického postavení těla s dlaněmi vpřed. Nejprve

probíhalo vyšetření stoje na obou dolních končetinách po dobu 51,2 s se zrakovou kontrolou a následně 51,2 s s vyloučením kontroly zraku pro změření výchylky COP. Následovalo vyšetření stoje na jedné dolní končetině s otevřenými a po té zavřenými očima. Testování na jedné dolní končetině s vyloučením zrakové kontroly bylo pro probandy nejnáročnější stabilometrickou zkouškou. U třech probandů tato zkouška nemohla být provedena pro vysokou nestabilitu, z nichž u jednoho probanda byla úspěšně dokončena pouze zkouška s oporou o obě dolní končetiny. U všech probandů u poslední zkoušky byl během testu zaznamenán pád na druhou dolní končetinu. Dobu trvání testu jsem nakonec snížila na 5 s, jelikož nad tuto časovou hodnotu již docházelo téměř k pádům. Pro porovnání jsem zaznamenala plochu elipsy v cm², která sdružuje výchylky COP během každého testu, viz Tabulka 5.

Tabulka 7 - Test Sway - plochá elipsa cm² u žen, červená barva = vyšší hodnoty než horní mez normativní hodnoty 250 cm², zelená barva = nižší hodnoty než dolní mez normativní hodnoty 39 cm²

Proband	Bipodálně O.O.	Bipodálně C.O.	Mono SX O.A.	Mono DX O.A.	Mono SX O.C.	Mono DX O.C.
1	76,63	35,85	402,19	554,18	42570,15	733,88
2	74,8	222,64	455,78	2229,73	x	x
3	27,77	143,6	x	x	x	x
4	44,67	68,84	269,83	299,21	2669,41	726,24
5	91,29	119,13	239,48	161,2	956,15	2996,83
6	13,73	11,03	273,54	171,47	7206,5	1931,46
7	46,18	46,56	288,89	339,8	1090,51	262036,5
8	17,25	36,25	647,55	2133,02	4511,11	36251,12
9	33,52	31,2	153,91	218,78	2021,81	569,82
10	26,36	7,54	45,87	324,4	112326,6	875,19
11	44,92	29,41	4695,11	11712,9	10953,48	17475,08
12	25,26	17,12	2555,03	253,5	x	x
13	16,71	35,53	296,75	152,78	164995,3	1468,07
14	29,19	72,45	215,33	222,05	1161,04	1294,84

Tabulka 8 - Test Sway - plocha elipsa cm² u mužů, červená barva = vyšší hodnoty než horní mez normativní hodnoty 250 cm², zelená barva = nižší hodnoty než dolní mez normativní hodnoty 39 cm²

Proband	Bipodálně O.O.	Bipodálně C.O.	Mono SX O.A.	Mono DX O.A.	Mono SX O.C.	Mono DX O.C.
15	127,9	66,73	140,08	147,78	902,02	1549,31
16	19,33	58,18	2391,82	151,96	1313,66	2771,14
17	49,45	103,2	902,67	998,52	18312,97	77239,95
18	7,57	40,02	277,28	959,1	1979,33	2205,78
19	111,5	51,37	213,63	607,96	6567,82	1230,85
20	62,99	33,24	735,92	2701,27	1472,62	1609,75
21	53,09	40,75	278,47	111,21	364938,5	416472,7
22	57,87	42,54	427,92	275,58	5311,08	12202,36
23	40,65	18,28	256,48	164,59	5577,55	1690,18
24	45,46	50,43	131,07	222,99	1154,6	4059,88
25	30,35	12,69	218,19	178,29	1561,44	2402,44
26	180,96	271,28	2483,28	471,11	97965,73	71634,29

U testu Sway se v programu FreeStep uvádí normativní hodnoty velikosti plochy elipsy v cm² v rozmezí (39 – 250).

6 VÝSLEDKY

Pro vyhodnocení výsledků byla statisticky zpracována všechna nasbíraná data pomocí výpočtu korelačního koeficientu. V této části budou uvedena jen ta z nich, u kterých byla zjištěna větší míra korelace mezi vzájemně porovnávanými parametry nohy a intenzitou bolesti dolní části zad (vertebrogenním algickým syndromem bederní páteře). Získaná data jsem porovnávala mezi skupinou žen a mužů v celkovém počtu 26 probandů (14 žen a 12 mužů).

6.1 Výsledky statické analýzy na baropodometrické plošině u skupiny žen a mužů

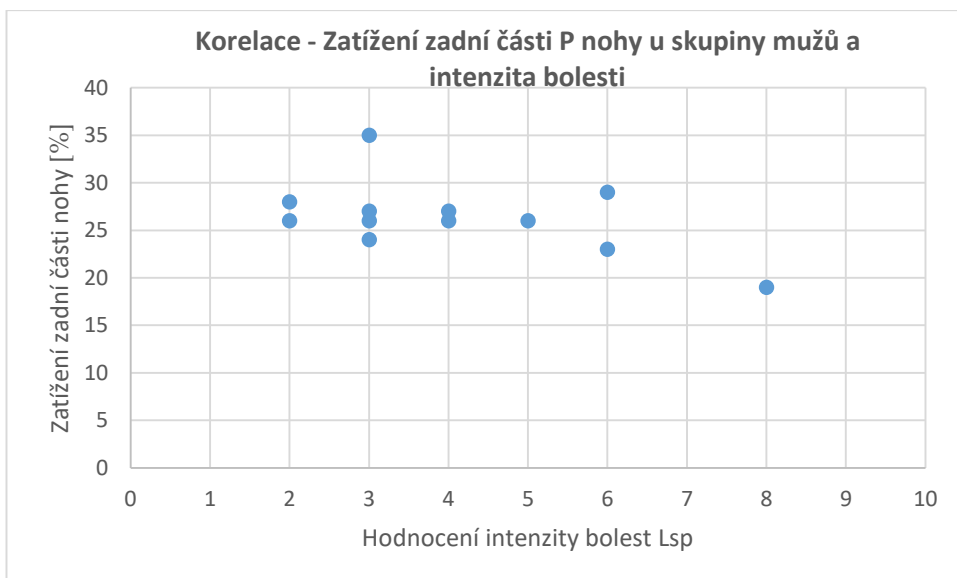
Ze statické analýzy vyplývá, že rozložení celkového zatížení mezi dolními končetinami při přirozeném stoji nevykazuje u skupiny mužů stranově vyšší odchylku než 10 %. U opačného pohlaví se vyskytly 3 odchylky ve stranovém zatížení mezi levou a pravou dolní končetinou vyšší než 10 %. V rámci statické analýzy bylo dále naměřeno rozložení tělesné hmotnosti ve třech dílčích oblastech nohy, tj. přednoží, středonoží a zánoží. Obě pohlaví vykazují mezi sebou značné rozdíly. U skupiny žen je maximální hodnota zátěže na přednoží u 8 probandek a u mužů se vyskytuje přetížení přední části chodidla pouze u 3 probandů. Z toho vyplývá, že vyšší přetížení přední části chodidla z těchto dvou porovnávaných skupin mají ženy (Tabulka 7 a 8).

Tabulka 7 - Výsledek statické analýzy zatížení jednotlivých částí chodidla v jeho maximu – zeleně zvýrazněné hodnoty – maximální zatížení na zadní části nohy, žlutě zvýrazněné hodnoty – maximální hodnota na přední části nohy, L – levá, P - pravá

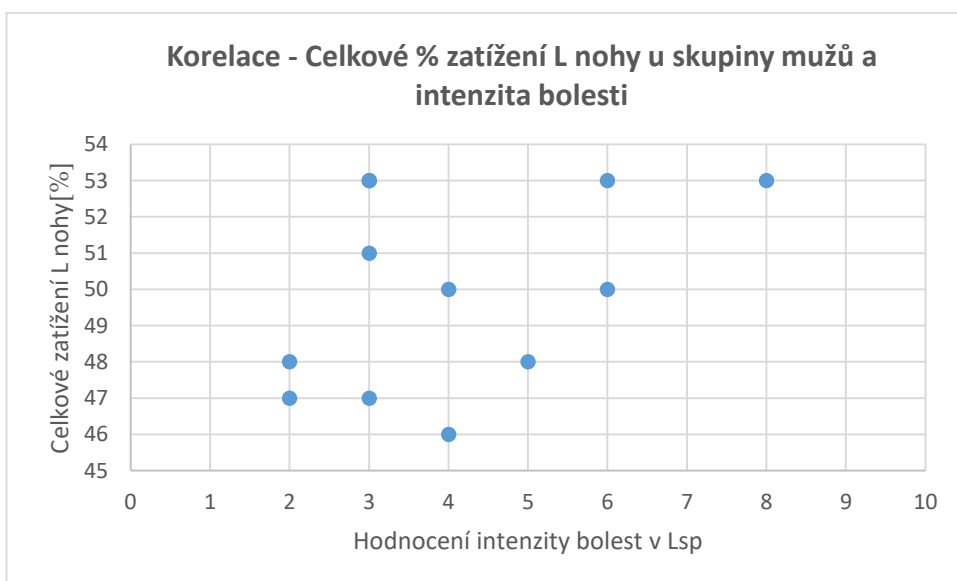
Ženy proband č.	Zátěž L chodidla v %			Zátěž P chodidla v %		
	Celkem L	Max L	Max L	Celkem P	Max P	Max P
1	51	23	Z	47	20	Z
2	39	16	P	60	27	Z
3	44	16	Z	56	22	Z
4	47	21	Z	52	22	P
5	45	18	Z	54	23	P
6	52	25	P	47	26	P
7	55	28	Z	44	23	Z
8	49	25	P	49	24	Z
9	51	25	Z	49	25	Z
10	56	26	Z	43	19	P
11	49	25	Z	51	24	P
12	48	23	Z	51	20	Z
13	46	22	P	53	23	P
14	48	21	Z	53	21	Z

Tabulka 8 - Výsledek statické analýzy zatížení jednotlivých částí chodidla v jeho maximu – zeleně zvýrazněné hodnoty – maximální zatížení na zadní části nohy, žlutě zvýrazněné hodnoty – maximální hodnota na přední části nohy, L – levá, P - pravá

Muži proband č.	Zátěž L chodidla v %			Zátěž P chodidla v %		
	Celkem L	Max L	Max L	Celkem P	Max P	Max P
15	46	21	Z	55	26	Z
16	50	27	Z	49	22	Z
17	48	24	Z	51	22	Z
18	45	24	Z	54	27	Z
19	53	22	Z	47	19	Z
20	51	23	Z	50	21	Z
21	53	21	Z	45	19	P
22	47	24	Z	53	26	Z
23	49	23	P	52	25	Z
24	51	23	P	49	23	P
25	52	31	Z	47	22	Z
26	53	35	Z	47	34	Z



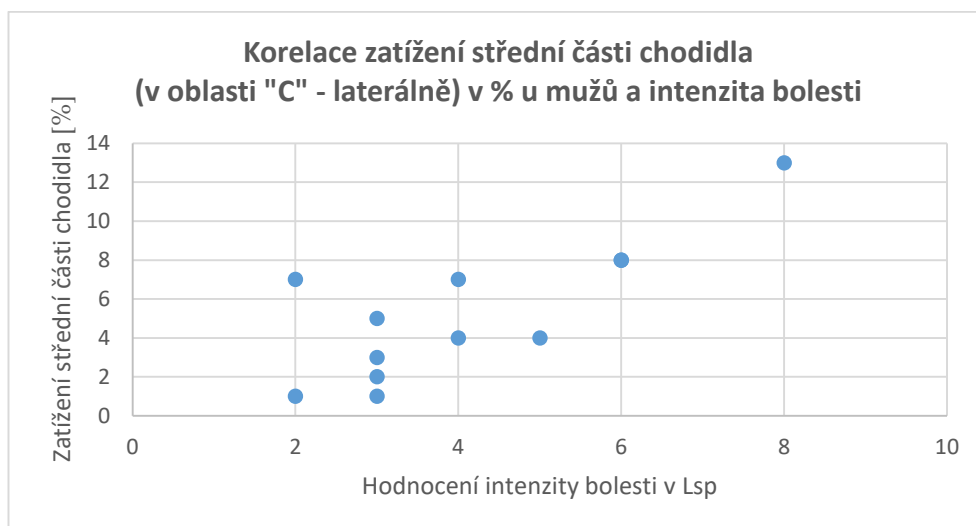
Obrázek 1 – Korelace – Zatížení zadní části P nohy u skupiny mužů a intenzita bolesti



Obrázek 2 – Korelace – Celkové % zatížení L nohy u skupiny mužů a intenzita bolesti

V Tabulkách 1 a 2 jsou nasbíraná data ze statické analýzy rozdělena na zatížení přední a zadní části levé a pravé dolní končetiny a celkové rozložení tělesné hmotnosti mezi obě dolní končetiny. Nejvyšší korelační koeficient (- 0,53) byl

vypočítán u zatížení zadní části pravé nohy u skupiny mužů. V grafu můžeme vidět pozvolnou tendenci nižšího zatížení zadní části nohy se vzrůstající intenzitou bolestí udávaných probandy. Nelze však z těchto hodnot prokázat, že tím vzrůstá větší procentuální zatížení či až přetížení střední nebo přední části nohy. V druhém grafu lze pozorovat korelaci mezi celkovým procentuálním zatížením levé nohy a intenzitou bolesti opět u skupiny mužů. Korelace u žen v těchto parametrech vykazovala menší hodnotu korelačního koeficientu a tím i pravděpodobnou míru závislosti. U skupiny mužů graf znázorňuje tendenční závislost mezi zvyšujícím se procentuálním zatížením levé nohy a narůstající intenzitou bolesti dolní části zad s korelačním koeficientem (0,41) oproti pravé noze.



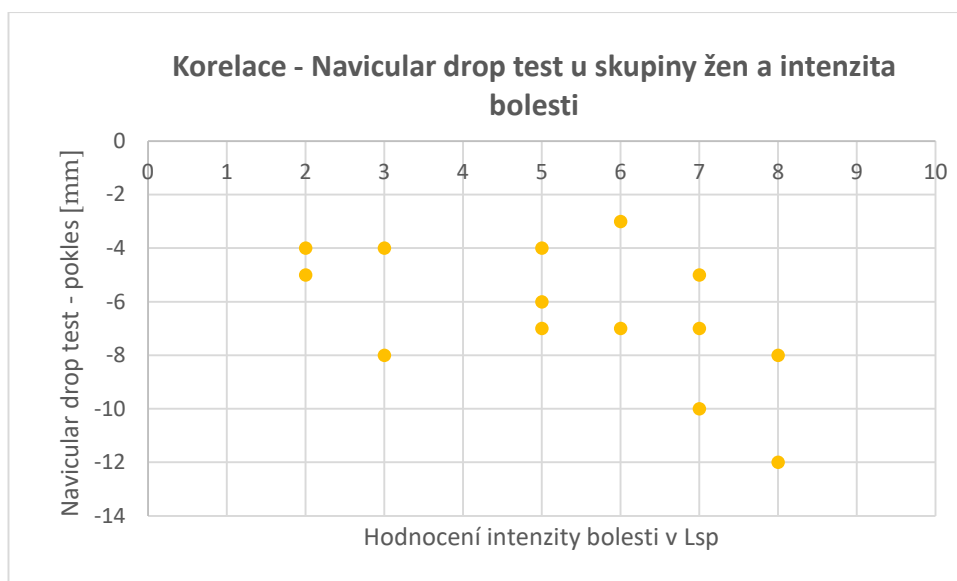
Obrázek 3 – Korelace zatížení střední části chodidla (v oblasti "C" – laterálně) v % u mužů a intenzita bolesti

V Tabulkách 3 a 4 je zaznamenáno zatížení střední části nohy, kde ve sloupci „C“ se nachází procentuální zatížení laterální část chodidla. U skupiny mužů vykazoval tento parametr nejvyšší korelaci s intenzitou bolesti dolní části zad, s hodnotou korelačního koeficientu 0,79. Ve výše uvedeném grafu můžeme

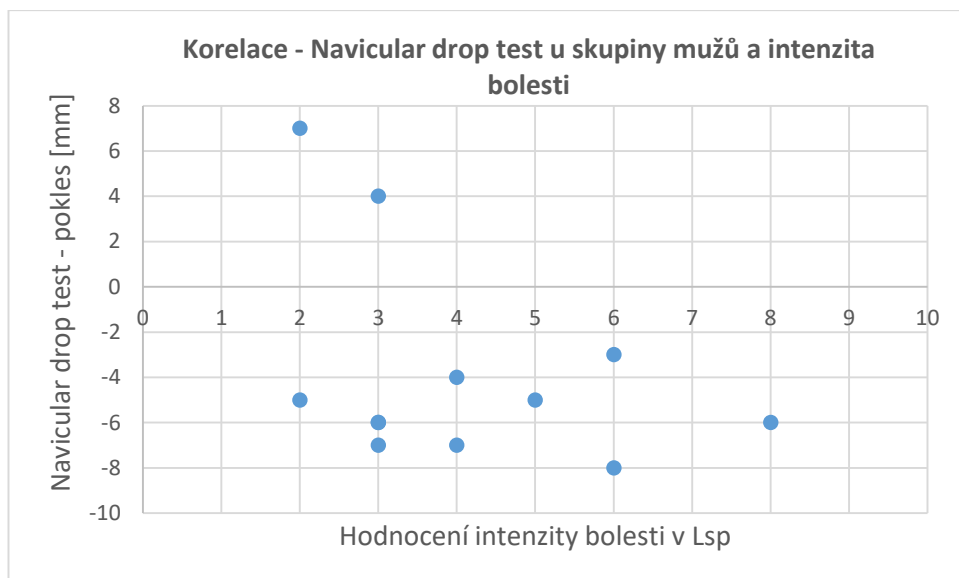
vidět tendenční závislost vyššího zatížení střední laterální části nohy spolu se zvyšující se udávanou intenzitou bolesti.

6.2 Výsledky statického vyšetření

V rámci vyšetření klenby nožní byla nalezena korelace mezi speciálním testem Navicular drop test a intenzitou bolesti dolní části zad. U skupiny žen se s vyšší udávanou intenzitou bolestí vyskytovala vyšší odchylka prominence os naviculare ve smyslu jejího snížení a tím i snížení klenby nožní korelační koeficient s hodnotou (-0,54). (Graf) U skupiny mužů byly u dvou probandů zaznamenány opačné odchylky v podobě zvýšení prominence os naviculare při zatížení dolní končetiny. U skupiny mužů byl i korelační koeficient s nižší hodnotou (-0,39) než u skupiny žen, a proto (graf) neznázorňuje zřejmou tendenci snížení klenby nožní s přibývajícím intenzitou bolestí zad.



Obrázek 4 – Korelace – Navicular drop test u skupiny žen a intenzita bolesti



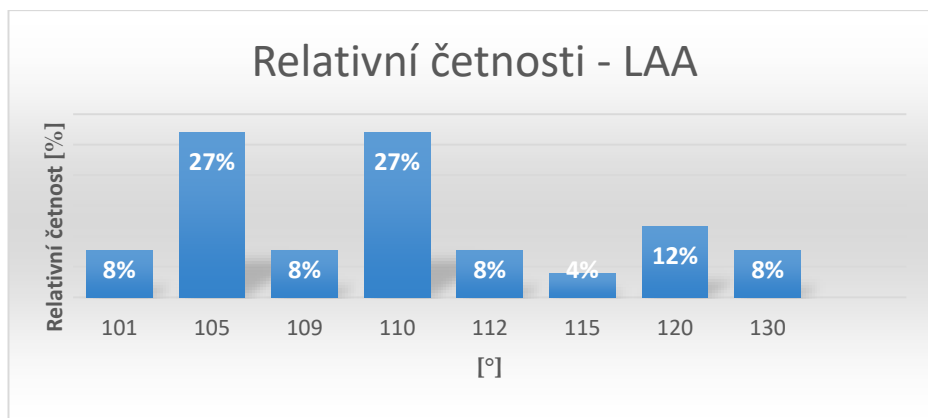
Obrázek 5 Korelace – Navicular drop test u skupiny mužů a intenzita bolesti

6.2.1 Hodnocení relativní četnosti Longitudinal arch angle (LAA) u obou pohlaví

Při celkovém zhodnocení naměřených úhlů u všech probandů se nejčastěji vyskytovala hodnota LAA 105° s četností 27 % a úhel 110° taktéž z 27 %. Fyziologická hodnota LAA úhlu by však měla být v rozmezí 120°- 150° (tabulka + graf)

LAA (°)	Absolutní četnost	Absolutní četnost - kumulativní	Relativní četnosti	Relativní četnosti - kumulativní
101	2	2	8%	8%
105	7	9	27%	35%
109	2	11	8%	42%
110	7	18	27%	69%
112	2	20	8%	77%
115	1	21	4%	81%
120	3	24	12%	92%
130	2	26	8%	100%

Obrázek 6 – Absolutní a relativní četnosti



Obrázek 7 – Relativní četnosti LAA

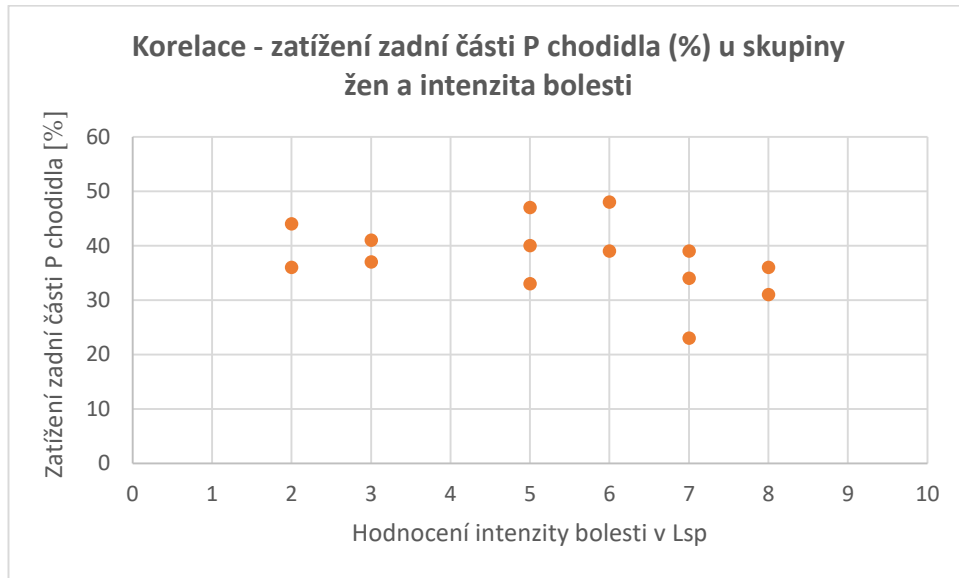
6.2.2 Výsledky vyšetření pohybocitu a grafestezie

Při porovnání hlubokého čítí a grafestezie s udávanou intenzitou bolesti v jednotlivých skupinách probandů nebyla nalezena signifikantní závislost mezi těmito parametry a subjektivními obtížemi probandů. Zároveň vyšetřené hodnoty nevykazovaly výrazné odchylky od fyziologické normy (Příloha 5).

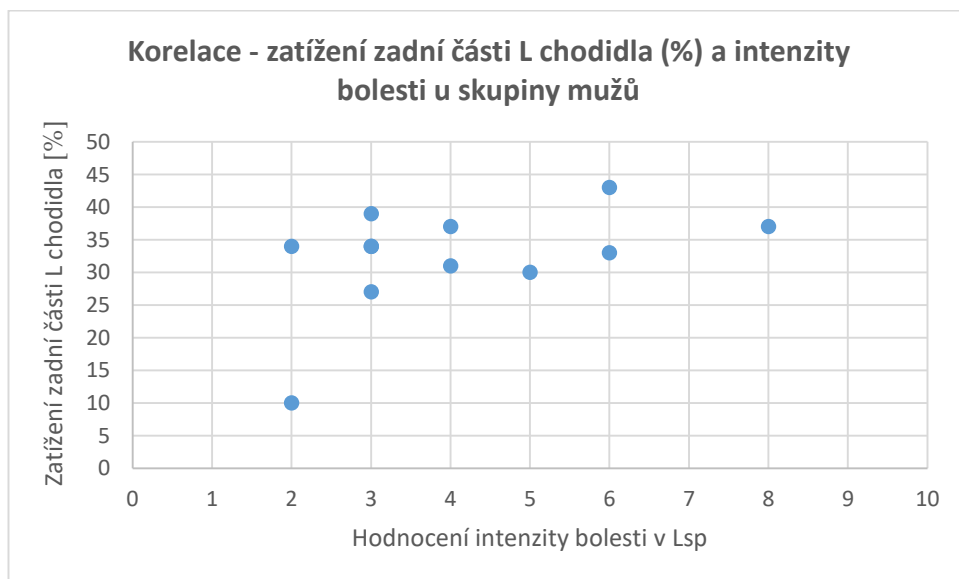
6.3 Výsledky dynamické analýzy na baropodometrické plošině u skupiny žen a mužů

Výše naměřené hodnoty zatížení chodidel při cyklu chůze (viz Tabulka 5 a 6) jsou barevně označeny podle normativních hodnot, kdy světle zelené určují fyziologické zatížení dané části chodidla a červeně označené neodpovídají normě. U skupiny žen vykazovalo fyziologické hodnoty na pravé dolní končetině 9 ze 14 jedinců (64, 29 %) a u skupiny mužů pouze 3 ze 12 (25 %). Zatížení na levé DK se u skupiny žen vyskytovalo procentuálně shodně fyziologická hodnota zatížení nohou a mimo normu shodně z (50 %). Naopak u skupiny mužů u levé DK se objevovala odchylka zatížení mimo normu z (66,67 %). Z tabulky dále vyplývá, že u obou skupiny při dynamickém vyšetření chůze je nadměrně přenášena váha na **přednoží**.

6.3.1 Korelace mezi vybranými parametry z dynamické analýzy a intenzitou bolesti u obou skupin



Obrázek 8 – Korelace – zatížení zadní části P chodidla (%) u skupiny žen a intenzita bolesti



Obrázek 9 – Korelace – zatížení zadní části L chodidla (%) a intenzity bolesti u skupiny mužů

6.4 Výsledky stabilometrického vyšetření na baropodometrické plošině u skupiny žen a mužů

U testu Sway se v programu FreeStep uvádí normativní hodnoty velikosti plochy elipsy v cm² v rozmezí (39 – 250). V porovnání skupin mužů a žen ve výše uvedených Tabulkách 9 a 10 je vidět značný rozdíl četnosti zeleně vyznačených hodnot mezi pohlavím pod dolní hranicí 39 cm². U skupiny žen se při stožení na obou dolních končetinách se zrakovou kontrolou i s jejím vyloučením vyskytuje nižší hodnota z 57, 14 %. U skupiny mužů se pod touto hranicí nachází jen 25 % probandů. Nad horní hranicí 250 cm² plochy elipsy (červeně označené hodnoty) se vyskytovala všechna naměřená data při stožení na jedné či druhé dolní končetině bez zrakové kontroly, kdy u tří žen nebyl tento test ani dokončen. Tato data značí u pacientů s bolestí dolní části zad výraznou nestabilitu v náročnějších posturálních pozicích.

7 DISKUZE

V této práci jsem analyzovala souvislost mezi funkčními a strukturálními změnami v oblasti plosky nohy a vertebrogenním algickým syndromem bederní páteře v závislosti na pohlaví jedince. Cíl práce považuji za splněný. Na základě uvedených výsledků jsem však nenašla statisticky významnou korelaci mezi měřenými parametry nohy a intenzitou bolesti dolní části zad. Statisticky významná odchylka s odpovídajícími prokazatelnými závislostmi by byla možná stanovit pomocí korelace u většího vzorku probandů. Tím by se určitě u některého z parametrů objevila statisticky významná odchylka či korelační závislost, která by poukázala na variabilitu určitého parametru na dolní končetině ve vztahu k intenzitě udávané bolesti dolní části zad. Z výsledků vyplývá, že nejvyšší míra korelace byla zaznamenána u skupiny mužů při přetížení střední části chodidla s korelačním koeficientem 0,79. Ve výsledcích jsou uvedeny pouze korelační závislosti, které se pohybovaly v rozmezí (-0,39 až 0,79). Čím blíže je korelační koeficient jedné, tím dva porovnávané parametry jsou prokazatelněji na sobě statisticky závislé.

Sledovaný vzorek dvou náhodných veličin v této práci tj. skupina dvanácti mužů a čtrnácti žen ve věku 28 - 78 let je velmi malý a nelze proto tedy z výsledků usuzovat zásadní závěry mezi vztahem dvou náhodných veličin. Podle principu výběrového Pearsonova korelačního koeficientu jsem pomocí tabulkového softwaru Microsoft Excel podle funkce „=CORREL“ porovnávala vždy dva soubory dat a zjišťovala jejich korelaci.

V rámci analýzy dat jsem zapracovávala nejen statickou analýzu, ale rovněž dynamickou a stabilometrickou pro větší relevantnost dosažených výsledků. Zemánek uvádí důležitost rozlišit funkční souvislost mezi terminální částí nohy a zřetězením poruchy až ve vyšších etážích pohybového systému. Podle jeho názoru existuje více kritérií a indexů zobrazujících otisk, konfiguraci a rozložení

zatížení na plosce nohy, ale pouze ve statických pozicích. Tuto možnost hodnocení plosky nohy a jejich parametrů Zemánek sice k objektivizaci schvaluje, ale poukazuje na pouhé dokazování statistické významnosti, které tvoří minimum z celé problematiky. (Bajerová, 2020)

Framinghamská studie se zabývala zkoumáním funkčních a strukturálních parametrů nohy v souvislosti s bolestí dolní části zad. Studie zahrnovala velký vzorek 1930 probandů. Data o probandech byla sbírána v průběhu let (2002 – 2005). Nohu autoři rozdělili dle typologie jejího postavení na normální, pes planus a pes cavus dle pronace či supinace míře její výchylky do supinace či pronace. Postavení nohou, však nevykazovalo žádnou souvislost s bolestí dolní části zad.

Značné úskalí jsem spatřovala v hodnocení bolesti probandy, která většinou nebyla stálá. Probandi udávali v různých pozicích těla jinou hodnotu intenzity bolesti. Pro zpracování této práce jsem využila číselné hodnoty, kterou by svou bolest probandi klasifikovali jako nejčastější v průběhu celého dne. Probandi uváděli změnu intenzity bolestí především při změnách polohy těla.

Dalším nedostatkem v rámci měření na baropodometrické plošině je absence normativních hodnot u většiny získaných parametrů.

Původním záměrem statistického vyhodnocení bylo na hladině významnosti 5 % využít nepárový dvouvýběrový T - test a určit tak pomocí tohoto testu statisticky významnou odchylku mezi jednotlivými probandy. Avšak pro toto zpracování jsem nevyšetřila dostatek probandů a hodnocené parametry nevykazovali dostatečnou tendenci odlišnosti a vzájemné závislosti. Ačkoliv u některých parametrů se pomocí korelačního koeficientu objevila alespoň mírná tendence poukazující na potenciální závislost parametrů zatížení nohy a bolestí dolní části zad.

Data získaná na baropodometrické plošině byla rovněž ovlivněna vyšším zatížením stojné dolní končetiny než oporné. Taktéž délka trvání zatížení jedné dolní končetiny převažuje nad druhou i při střídání jejich aktivity. Jednotlivé kroky při cyklicky se opakujícím pohybu během chůze nejsou naprosto identické. Elektromyografické vyšetření chůze dle Véleho potvrzuje, že i při subjektivním vnímání kroku jako totožného se jeho parametry liší. Každým krokem dochází k adaptaci (nastavení jednotlivých segmentů těla) dle momentálního stavu zevního prostředí především kontaktního terénu. (Véle, 2012)

Významným přínosem by pro tuto bakalářskou práci byla kontrolní skupina probandů bez udávané bolesti dolní části zad nebo s ploskou nohy blížící se k fyziologickým téměř ideálním parametrům.

8 ZÁVĚR

V této práci jsem analyzovala souvislost mezi funkčními a strukturálními změnami v oblasti plosky nohy a vertebrogenním algickým syndromem bederní páteře v závislosti na pohlaví jedince. V mém zkoumání však nebyla odhalena významná statistická závislost mezi parametry plosky nohy a intenzitou bolestí dolní části zad.

Pacienti sami shledávali dle jejich slov vyšetření na baropodometrické plošině jako přínosný prvek pro jakousi zpětnou vazbu o tom, jak zatěžují své dolní končetiny.

Závěrem každého vyšetření jsem také prováděla edukaci pacientů pro napřímení celého držení těla, či správného rozložení zatížení na plosce chodidla bez většího přetěžování předonoží. Dále jak se starat o jejich nohy, aby byly vnímavější, uvědomovali si více povrch, po kterém se každý den pohybujeme. Následně tím takto podpořili napřímení již od plosek chodidel a udržovali si tak první kontaktní klenbu lidského těla s okolním terénem. Pro větší ekonomizaci chůze jsem u probandů provedla krátký nácvik správného odvinutí chodidla od podložky a odrazu až od palce.

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

m.	musculus
DK	dolní končetina
EMG	elektromyograf
SI	sakroiliakální
VAS	vertebrogenní algický syndrom
Lp	bederní páteř
DZS	dolní zkřížený syndrom
TEP	totální endoprotéza
Lsp	lumbosakrální přechod
CNS	centrální nervový systém
COP	průmětu těžiště těla
LAA	longitudinal arch angle

10 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BLYTHE, Sally Goddard. *Dítě v rovnováze: pohyb a učení v raném dětství*. 2. vydání. Bratislava: Inštitút psychoterapie a socioterapie, 2016. ISBN 978-80-971033-0-9.
2. CIKÁNKOVÁ, Věra. *Rehabilitace po revmatochirurgických výkonech*. Praha: Maxdorf, 2010. Jessenius. ISBN 978-80-7345-206-3.
3. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
4. GALLO, Jiří. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.
5. HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ. *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 978-80-7013-516-7.
6. JANDA, V., VÁVROVÁ, M. *Senzomotorická stimulace: Základy metodiky proprioceptivního cvičení*. Rehabilitácia, 1992.
7. KLADIVO, Roman. *Fasciální účinnost: James Earls – Born to walk*. *Movelabmagazine* [online]. 10. 07. 2019 [cit. 2021-5-8]. Dostupné z: <http://movelabmagazine.cz/magazin-Fascialni-ucinnost>
8. KOLAŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 97 8-8G7 262-657 -1.
9. LARSEN, Christian, Bea MIESCHER a Gabi WICKIHALTER. *Zdravé nohy pro vaše dítě*. Olomouc: Poznání, 2009. ISBN 978-80-86606-82-8.
10. LEVITOVÁ, Andrea a Blanka HOŠKOVÁ. *Zdravotně-kompenzační cvičení*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4836-8.
11. LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003, 411 s. ISBN 80-866-4504-5.
12. MATĚJOVSKÁ KUBEŠOVÁ, Hana. *Myoskeletální medicína pro praxi*. Praha: Mladá fronta, 2019. Edice postgraduální medicíny. ISBN 978-80-204-5325-9.
13. MYERS, Tom. *Fasciální trénink*. *Movelabmagazine* [online]. 23. 2. 2015 [cit. 2021-5-8]. Dostupné z: <http://movelabmagazine.cz/magazin-FASCIALNI-TRENINK-TOM-MYERS>

14. OPAVSKÝ, Jaroslav. Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. ISBN 80-244-0625-X.
15. PODĚBRADSKÁ, Radana. *Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0874-9.
16. PYTLOVÁ, Lucie. *Barefoot: žij naboso!: vše o chůzi naboso a v barefoot obuvi*. Praha: Alferia, 2020. ISBN 978-80-271-0749-0.
17. RYCHLÍKOVÁ, Eva. Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba. 2., doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2096-3.
18. RYCHLÍKOVÁ, Eva. Tajemství zdravé páteře. Praha: Stanislav Juhaňák – Triton, 2016. ISBN 978-80-7387-592-3.
19. TICHÝ, Miroslav. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. 2. vydání. Ilustroval Daniel VYSLOUŽIL. V Praze: Stanislav Juhaňák – Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-307-4.
20. Umění fyzioterapie: Dětská noha – Celistvý pohled na rehabilitaci poruch funkce a tvaru nohy a problematiku obouvání. Příbor: Marika Bajerová, 2016-. ISSN 2464-6784.
21. VÉLE, František. Kineziologie pro klinickou praxi. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
22. VÉLE, František. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro -terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-608-1.
23. Umění fyzioterapie: Dětská noha. 2. přepracované a doplněné vydání. Příbor: Mgr. Marika Bajerová, 2020. ISSN 2464-6784.

11 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Korelace – Zatížení zadní části P nohy u skupiny mužů a intenzita bolesti.....	56
Obrázek 2 – Korelace – Celkové % zatížení L nohy u skupiny mužů a intenzita bolesti.....	56
Obrázek 3 – Korelace zatížení střední části chodidla (v oblasti “C” – laterálně) v % u mužů a intenzita bolesti	57
Obrázek 4 – Korelace – Navicular drop test u skupiny žen a intenzita bolesti	58
Obrázek 5 Korelace – Navicular drop test u skupiny mužů a intenzita bolesti	59
Obrázek 6 – Absolutní a relativní četnosti	59
Obrázek 7 – Relativní četnosti LAA	60
Obrázek 8 – Korelace – zatížení zadní části P chodidla (%) u skupiny žen a intenzita bolesti.....	61
Obrázek 9 – Korelace – zatížení zadní části L chodidla (%) a intenzity bolesti u skupiny mužů.....	61

12 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 - Statická analýza u skupiny žen	48
Tabulka 2 - Statická analýza u skupiny mužů	49
Tabulka 3 - Statická analýza - zatížení střední části chodidla u žen	49
Tabulka 4 - Statická analýza zatížení střední části chodidla u mužů	50
Tabulka 5 – Dynamická analýza zatížení přední a zadní části chodidla u žen, červená barva = patologické hodnoty, zelená barva = hodnoty odpovídající fyziologické normě	51
Tabulka 6 - Dynamická analýza zatížení přední a zadní části chodidla u mužů, červená barva = patologické hodnoty, zelená barva = hodnoty odpovídající fyziologické normě	51
Tabulka 7 - Výsledek statické analýzy zatížení jednotlivých částí chodidla v jeho maximu – zeleně zvýrazněné hodnoty – maximální zatížení na zadní části nohy, žlutě zvýrazněné hodnoty – maximální hodnota na přední částí nohy, L – levá, P - pravá	55
Tabulka 8 - Výsledek statické analýzy zatížení jednotlivých částí chodidla v jeho maximu – zeleně zvýrazněné hodnoty – maximální zatížení na zadní části nohy, žlutě zvýrazněné hodnoty – maximální hodnota na přední částí nohy, L – levá, P - pravá	55
Tabulka 9 – Hodnota intenzity bolesti v Lsp	73
Tabulka 10 – Test spine sign na SI – skupina ženy	74
Tabulka 11 – Test spine sign na SI – skupina muži	74
Tabulka 12 – Funkční testy na dolní končetinu – skupina ženy	75
Tabulka 13 – Funkční testy na dolní končetinu – skupiny muži	76
Tabulka 14 – Funkční testy na plosku nohy - skupina ženy	77
Tabulka 15 – Funkční testy na plosku nohy - skupina muži	77
Tabulka 16 – Vyšetření pohybecitu a ,grafestezie – skupina žen	78
Tabulka 17 – Vyšetření pohybecitu a ,grafestezie – skupina muži	79

13 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1

Tabulka 9 – Hodnota intenzity bolesti v Lsp

Proband č.	Hodnota intenzity bolesti v Lsp
1	3
2	5
3	8
4	5
5	6
6	7
7	7
8	7
9	3
10	5
11	2
12	8
13	6
14	2
15	4
16	6
17	2
18	2
19	6
20	4
21	8
22	3
23	5
24	3
25	3
26	3

Příloha 2

Tabulka 10 – Test spine sign na SI – skupina ženy

Proband č.	SI
1	P - pozitivní
2	L - pozitivní
3	x
4	x
5	P - pozitivní
6	x
7	P - pozitivní
8	L - pozitivní
9	BPN
10	negativní
11	P - pozitivní
12	x
13	P - pozitivní
14	P - pozitivní

Tabulka 11 – Test spine sign na SI – skupina muži

Proband č.	SI
15	L - pozitivní
16	L - pozitivní
17	P - pozitivní
18	L - pozitivní
19	P - pozitivní
20	BPN
21	P - pozitivní
22	L - pozitivní
23	x
24	x
25	L - pozitivní
26	P - pozitivní

Příloha 3

Tabulka 12 – Funkční testy na dolní končetinu – skupina ženy

		test dle Véleho	Jack's test	Janda - modifikace chůze	Trendelenburgova zk.
Proband č.	Hodnota intenzity bolesti v Lsp	pohyb těžiště - odpověď FL prstů (ANO), bez FL (NE)	pasivní elevace palce - (prohloubení klenby - ANO) / (NE - rigidní typ)	oslabení laterálního svalového korzetu pánve - dynamika	oslabení laterálního svalového korzetu pánve - statika
1	3	ANO	ANO	P nestabilní pánev	L pozitivní
2	5	ANO	ANO	x	x
3	8	ANO	ANO	x	x
4	5	ANO	ANO	x	negativní
5	7	ANO	ANO	P nestabilní pánev	pozitivní bilaterálně
6	7	ANO	ANO	pozitivní bilaterálně	pozitivní bilaterálně
7	7	ANO	L - NE; P - ANO	L nestabilní pánev	x
8	3	ANO	ANO	x	L pozitivní
9	5	ANO	ANO	pozitivní bilaterálně	P pozitivní
10	2	ANO	ANO	x	pozitivní bilaterálně
11	2	ANO	NE	x	P pozitivní
12	6	ANO	ANO	x	L pozitivní
13	8	ANO	NE	x	pozitivní bilaterálně
14	6	NE	ANO	x	P pozitivní

Tabulka 13 – Funkční testy na dolní končetinu – skupiny muži

		test dle Véleho	Jack´s test	Janda - modifikace chůze	Trendelenburgova zk.
Proband č.	Hodnota intenzity bolesti v Lsp	pohyb těžiště - odpověď FL prstů (ANO), bez FL (NE)	pasivní elevace palce - (prohloubení klenby - ANO) / (NE - rigidní typ)	oslabení laterálního svalového korzetu pánve - dynamika	oslabení laterálního svalového korzetu pánve - statika
15	6	ANO	NE	x	pozitivní vlevo
16	2	ANO	NE	pánev stabilní	pánev stabilní
17	2	ANO	ANO	pozitivní	pozitivní bil.
18	6	NE	L - NE; P - ANO	pozitivní	pozitivní vpravo
19	4	ANO	ANO	x	x
20	3	ANO	NE	negativní	oslabení L korzet pánve
21	8	ANO	ANO	pozitivní	pozitivní bilaterálně
22	4	ANO	ANO	pozitivní L	pozitivní
23	5	ANO	ANO	x	x
24	3	NE	NE	x	x
25	3	NE	NE	x	pozitivní
26	3	ANO	ANO	x	pozitivní vlevo

Příloha 4

Tabulka 14 – Funkční testy na plosku nohy - skupina ženy

Proband č.	VAS	LAA (°)	NDT (mm)
1	3	109	-8
2	5	101	-4
3	8	110	-12
4	5	115	-7
5	6	120	-7
6	7	112	-7
7	7	110	-10
8	7	105	-5
9	3	105	-4
10	5	130	-6
11	2	110	-5
12	8	105	-8
13	6	105	-3
14	2	130	-4

Tabulka 15 – Funkční testy na plosku nohy - skupina muži

Proband č.	VAS	LAA (°)	NDT (mm)
15	4	109	-4
16	6	101	-3
17	2	120	7
18	2	110	-5
19	6	105	-8
20	4	105	-7
21	8	120	-6
22	3	112	4
23	5	110	-5
24	3	110	-6
25	3	110	-6
26	3	105	-7

Příloha 5

Tabulka 16 – Vyšetření pohybcitu a ,grafestezie – skupina žen

ŽENY Proband č.	Pohybcit			Grafestezie		Součet (max. 6)
	L (max. 5)	P (max. 5)	Součet (max. 10)	L (max. 5)	P (max. 5)	
1	4	4	8	3	3	6
2	5	5	10	3	3	6
3	2	2	4	3	2	5
4	2	5	7	1	0	1
5	5	5	10	3	3	6
6	5	5	10	3	3	6
7	2	2	4	3	3	6
8	4	4	8	3	3	6
9	4	5	9	3	3	6
10	0	3	3	3	3	6
11	4	5	9	2	1	3
12	5	5	10	3	3	6
13	4	2	6	3	3	6
14	4	4	8	3	3	6

Tabulka 17 – Vyšetření pohybcitu a ,grafestezie – skupina muži

MUŽI	Pohybcit			Grafestezie		
Proband č.	L (max. 5)	P (max.5)	Součet (max. 10)	L (max. 5)	P (max.5)	Součet (max. 6)
15	5	5	10	3	3	6
16	5	4	9	2	3	5
17	2	2	4	1	1	2
18	1	2	3	3	3	6
19	5	5	10	3	2	5
20	5	5	10	3	3	6
21	3	2	5	3	3	6
22	5	5	10	3	3	6
23	2	2	4	3	3	6
24	4	4	8	3	3	6
25	4	0	4	3	3	6
26	5	4	9	3	3	6