

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**SILOVÉ A ČASOVÉ PARAMETRY CHŮZE U OSOB
S KOŘENOVÝM SYNDROMEM L5 ZPŮSOBENÝM
VÝHŘEZEM MEZIOBRATLOVÝCH PLOTÉNEK L4/L5
NEBO L5/S1 NA SILOVÝCH PLOŠINÁCH KISTLER**

Magisterská práce

Autor: Bc. Martina Kubečková, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Marika Bajerová

Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Bc. Martina Kubečková

Název magisterské práce: Silové a časové parametry chůze u osob s kořenovým syndromem L5 způsobeným výhřezem meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1 na silových plošinách Kistler

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Marika Bajerová

Rok obhajoby: 2011

Abstrakt: Teoretická část práce se zabývá problematikou chůze, silových plošin, kořenového syndromu a chůze u osob s kořenovým syndromem L5. Ve výzkumné části jsme sledovali změnu vybraných silových a časových parametrů chůze a jejich stranovou symetrií u osob s kořenovým syndromem L5 způsobeným výhřezem meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1 vzhledem k těmto parametrům u osob zdravých. Studie se zúčastnilo 10 pacientů a 12 osob zdravých. Vlastní měření probíhalo na tenzometrických plošinách Kistler. Prokázali jsme změnu některých silových a časových parametrů, stranové asymetrie nalezeny nebyly.

Klíčová slova: chůze, silové plošiny, silové a časové parametry chůze, kořenový syndrom, kořenový syndrom L5

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Martina Kubečková

Title of the magister's thesis: Force and time parameters of walking in patients with the L5 nerve-root syndrome caused by prolapse of the L4/L5 or L5/S1 intervertebral discs, measured on Kistler force platforms.

Institute: Chair of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Marika Bajerová

Year of defence: 2011

Abstract: The theoretical part describes the issues of walking, force platforms, nerve-root syndrome and walking of patients with the L5 nerve-root syndrome. The practical section describes our research aimed at selected force and time parameters of walking and their lateral symmetry in patients with the L5 nerve-root syndrome caused by prolapse of the L4/L5 or L5/S1 intervertebral discs, in comparison to those parameters in healthy people. The study included 10 patients and 12 healthy individuals. The measurements were made on Kistler tensometric platforms. The study demonstrated that differences exist in some force and time parameters. No lateral asymmetries were detected.

Key words: walking, force platforms, force and time parameters of walking, nerve-root syndrome, L5 nerve-root syndrome.

I agree to the lending of this magister's thesis within the scope of library services.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Mariky Bajerové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Podpis

Děkuji Mgr. Marice Bajerové za vedení diplomové práce a RNDr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za technickou pomoc při měření probandů a statistické zpracování naměřených dat.

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1 Chůze	9
2.1.1 Krokový cyklus	9
2.1.1.1 Dělení krokového cyklu	9
2.1.2 Pohyby v kloubech dolních končetin při chůzi:	15
2.1.3 Zapojení jednotlivých svalů během chůze	19
2.1.4 Prostorové a časové parametry chůze	23
2.2 Silové plošiny	24
2.2.1 Vektor reakční síly podložky	24
2.2.1 Jednotlivé složky vektoru reakční síly podložky při chůzi	25
2.2.1.1 Vertikální složka	25
2.2.1.2 Anteroposteriorní složka	26
2.2.1.3 Mediolaterální složka	27
2.3 Poznatky ke kořenovému syndromu	28
2.3.1 Prevalence kořenových syndromů	28
2.3.2 Anatomie ve vztahu ke kořenovému syndromu	29
2.3.2.1 Anatomie páteře	29
2.3.2.2 Anatomie nervového kořene	29
2.3.2.3 Anatomie meziobratlové ploténky	30
2.3.3 Funkce meziobratlových plotének	31
2.3.4 Etiopatogeneze výhřezu meziobratlové ploténky	32
2.3.5 Faktory ovlivňující vznik degenerativních změn	33
2.3.6 Etiologie kořenových bolestí	33
2.3.7 Klasifikace diskogenního poškození	35
2.3.8 Lokalizace výhřezu	36
2.3.9 Klinické příznaky kořenového syndromu	37
2.4 Bederní kořenové syndromy	39
2.5 Chůze u osob s kořenovým syndromem L5	43
2.6 Poznatky vztahující se k problematice chůze u kořenového syndromu L5	43
3 CÍLE A HYPOTÉZY	45
3.1 Cíle	45

3.2 Vědecká otázka.....	45
3.3 Hypotézy.....	45
4 METODIKA VÝZKUMU	46
4.1 Charakteristika a velikost souboru	46
4.2 Charakteristika použitých vyšetřovacích zařízení (a výzkumných metod)	47
4.3 Průběh měření.....	47
4.4 Zpracování výsledků.....	48
4.5 Vybrané měřené silové a časové parametry chůze.....	48
4.5.1 Silové parametry	49
4.5.1.1 Mediolaterální složka reakční síly podložky.....	49
4.5.1.2 Anteroposteriorní složka reakční síly podložky.....	50
4.5.1.3 Vertikální složka reakční síly podložky	51
4.5.2 Časové parametry.....	52
4.5.3 Indexy symetrie.....	52
5 VÝSLEDKY	53
5.1 Silové a časové parametry chůze.....	53
5.1.1 Anteroposteriorní složka reakční síly	53
5.1.2 Mediolaterální složka reakční síly	55
5.1.3 Vertikální složka reakční síly.....	59
5.2 Vyhodnocení dotazníků.....	63
6 DISKUSE.....	65
7 ZÁVĚR.....	71
8 SOUHRN	72
9 SUMMARY	73
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	74
PŘÍLOHY.....	77

1 ÚVOD

„Bolesti zad patří k nejrozšířenějším v období technické civilizace“ (Rokyta, 2009, 70). Během svého života se s nějakým projevem bolesti v zádech, zejména jejich křížové oblasti (low back pain (LBP)), setká většina dospělých. Statistiky z vyspělých průmyslových zemí uvádějí, že roční prevalence bolestí v zádech u populace v produktivním věku je cca 30-40%, 5-10% osob z tohoto počtu je v pracovní neschopnosti, u stejného procenta jsou známky přechodu do chronicity a asi 1% je v trvalé pracovní neschopnosti (Rokyta, 2009). 7-8% z nich trpí kořenovým syndromem (Bednařík, 2007). V oblasti bederní páteře 40-50% výhřezů připadá na segment L5/S1, 45% na segment L4/L5 a jen 5% na segment L3/L4 (Kasík, 2002)

Vyšetření osob s kořenovým syndromem (jako vstupní nebo k posouzení efektu terapie) je založeno na zjištění subjektivních potíží pacienta a na jeho vyšetření lékařem nebo fyzioterapeutem, které je opět subjektivní. Tato vyšetření mohou být kvalitní, ale je obtížné je exaktně podložit (například pro výzkum). Objektivnějšími metodami jsou NMR nebo CT vyšetření. Ta jsou ovšem drahá, tudíž ne pro každého dostupná, navíc zdravotně zatěžují pacienta a nelze je provádět často.

Je známo, že různá onemocnění pohybového systému (například osteoartróza) se promítají do stereotypu chůze. Zajímalo nás, zda i osoby s mírnými formami kořenového syndromem mají stereotyp chůze odlišný.

Pro výzkum jsme zvolili osoby s kořenovým syndromem L5, neboť se u pacientů spolu s kořenovým syndromem S1 vyskytuje nejčastěji. Měření probíhalo na silových plošinách a zjišťovali jsme vybrané silové a časové parametry chůze a jejich stranovou symetrii.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 CHŮZE

Chůze je jedním z druhů lokomoce charakteristický pro člověka. Jde o komplexní pohybový děj vyžadující současné zapojení všech kloubů dolních i horních končetin a zároveň celé páteře. (Smidt, 1990). Při normální chůzi slouží svaly končetin k zajištění pohybu, zatímco svaly trupu k zajištění neutrálního postavení páteře za vynaložení minimálních posturálních změn (Perry, 2004). U patologické chůze nalézáme odlišné zapojení svalů, silové a časové parametry a stranovou asymetrii (Vaughan, 1992; Whittle, 1997).

2.1.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus neboli dvojkrok je základní jednotkou chůze, začíná počátečním kontaktem jedné dolní končetiny s podložkou, v okamžiku, kdy kontralaterální švihová končetina kontaktuje opěrnou plochu je dokončen jeden krok. Dvojkrok končí úderem paty stejné dolní končetiny (Kirtley, 2006). Krokový cyklus je definován jako časový interval kompletního provedení tohoto děje. Skládá se ze dvou základních fází – stoj a švih. U patologické chůze bývá mnohdy odlišná délka levého a pravého kroku v rámci dvojkroku (Whittle, 1997).

2.1.1.1 Dělení krokového cyklu

Krokový cyklus každé dolní končetiny se dělí na dvě základní fáze:

- **Fáze stoje (oporová):** Statická fáze krokového cyklu, kdy je končetina v kontaktu s podložkou.
 - Jednooporová fáze: v kontaktu s podložkou je pouze jedna dolní končetina
 - Dvouoporová fáze: v kontaktu s podložkou jsou obě dolní končetiny

V každém krokovém cyklu se objevuje dvakrát jednooporová a dvakrát dvouoporová fáze (Whittle, 1997).

- **Fáze švihu (bezoporová):** Dynamická fáze, kdy je chodidlo ve vzduchu (Whittle, 1997).

Je-li jedna končetina ve stejné fázi, druhá se nachází ve fázi švihové (Kirtley, 2006).

Stejná fáze představuje u zdravé populace asi 60 % krokového cyklu, švihová 40% krokového cyklu. Perioda dvojí opory zaujímá 10% krokového cyklu. (Perry, 2004; Whittle, 1997) Perry (2004) a Rose a Gamble (2006) uvádějí, že přesněji trvá stejná fáze 62 %, švihová 38% a každá fáze dvojí opory 12% krokového cyklu. Vše závisí i na rychlosti chůze – u rychlejší chůze je švihová fáze delší než stejná fáze (Perry, 2004; Whittle, 1997).

Pro podrobnější dělení krokového cyklu je v praxi používáno několik druhů názvosloví, která jsou však časově ekvivalentní (Whittle, 1997).

Názvosloví dle Perryho (2004) – je obecnější, lze ho použít i při hodnocení různých patologických forem chůze (Obrázek 1).

- **Stejná fáze:**
 - Počáteční kontakt - initial contact
 - Stádium zatěžování, reakce na zatížení - loading response (LR 0 – 10% krokového cyklu (GC))
 - Střed stejné fáze - mid-stance (MS 10 – 30% GC)
 - Koncový stoj - terminal stance (TS 30 – 50% GC)
 - Předšvihová fáze - pre-swing (PSW 50 – 60% GC)
- **Švihová fáze:**
 - Počáteční švih - initial swing (ISW 60 – 70% GC)
 - Střed švihové fáze – mid - swing (MSW 70 – 85% GC)
 - Konečný švih - terminal swing (TSW 85 – 100% GC)

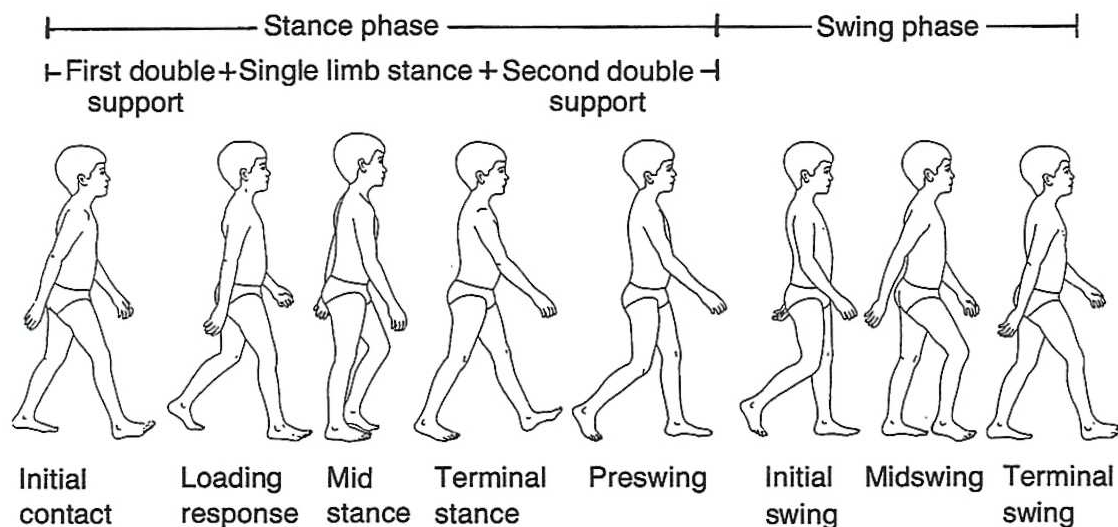
Popis jednotlivých fází krokového cyklu:

Počáteční kontakt: Okamžik, kdy se chodidlo sledované končetiny dotkne podložky. U normální chůze se jedná o úder paty, proto je tato fáze někdy označována jako úder paty (heel strike). Pojem „počáteční kontakt“ je obecnější, postihuje i patologickou chůzi, kdy první kontakt s podložkou nemusí být proveden patou, ale i jinou částí chodidla, například předonožím. (Perry, 2004; Rose & Gamble, 2006; Smidt, 1990;).

Stádium zatěžování: Jde o dvouoporová fázi. Začíná počátečním kontaktem a končí odrazem palce na kontralaterální končetině (Perry, 2004; Whittle, 1997). Během této fáze je pomocí

k plantární flexi v hlezenním kloubu chodidlo pokládáno na podložku a hmotnost těla je přenášena na stojnou dolní končetinu (Perry, 2004; Whitte, 1997). Dochází ke zpomalení, kdy je absorbován ráz při dopadu (Gage, 1991).

Mezistoj: Jde o první část jednooporové fáze, kdy je celé chodidlo v kontaktu s podložkou. Začíná okamžikem odlepení kontralaterální končetiny od podložky a končí odrazem paty homolaterální dolní končetiny (Perry, 2004). Pod tímto pojmem je však někdy chápán okamžik, kdy švihová dolní končetina mívá končetinu stojnou (Whittle, 1997).



Obrázek 1. Dělení krokového cyklu dle Perry (in Vaughan, 1992)

Koncový stoj: Je druhou jednooporovou fází. Začíná odrazem paty od podložky a končí, když se kontralaterální končetina dotkne podložky. Po odrazu paty postupuje tělo dopředu přes předonoží (Perry, 2004).

Předšvih: Jde o druhou fázi dvojí opory. Začíná počátečním kontaktem kontralaterální končetiny a končí odrazem palce homolaterální dolní končetiny (Perry, 2004) Dochází k náhlému odlehčení homolaterální dolní končetiny a přenosu hmotnosti na končetinu kontralaterální, čímž je homolaterální dolní končetina připravena na švihovou fázi (samotná končetina na události nemá aktivní podíl, jen se zde aktivizují svaly pro budoucí švihovou fázi - zvýšení plantární flexi, flexi kolene, a zmenšení extenze v kyčli – kyčelní kloub začíná flektovat). (Perry, 2004; Whittle, 1997).

Počáteční švih: Končetina, která byla doposud stojnou, se stává švihovou. Fáze začíná

odrazem palce švihové dolní končetiny. Whittle (1997) upozorňuje, že u patologické chůze nemusí být palec poslední částí nohy, která opustí podložku. Fáze počátečního švihu končí, když švihová dolní končetina míjí stojnou dolní končetinu. Na konci fáze počátečního švihu je flexe v kolenním kloubu maximální.

Mezišvih: Jde o přechod mezi počátečním švihem a koncovým švihem. Začíná okamžikem, kdy švihová dolní končetina míjí stojnou končetinu a končí okamžikem, kdy je osa tibie rovnoběžná s vertikálou. V kolenním kloubu dochází postupně k extenzi jako odpověď na gravitaci, kotník přechází do neutrálního postavení až dorziflexe.

Koncový švih: V této fázi se končetina připravuje na zahájení stojné fáze v dalším krokovém cyklu. Začíná z vertikálního postavení tibie a končí kontaktem švihové dolní končetiny s podložkou (maximální extenze kolene, v kyčli zůstává původní flexe, v hlezenním kloubu dorziflexe až neutrální postavení). (Perry, 2004; Whittle, 1997)

Příklady dalších názvosloví:

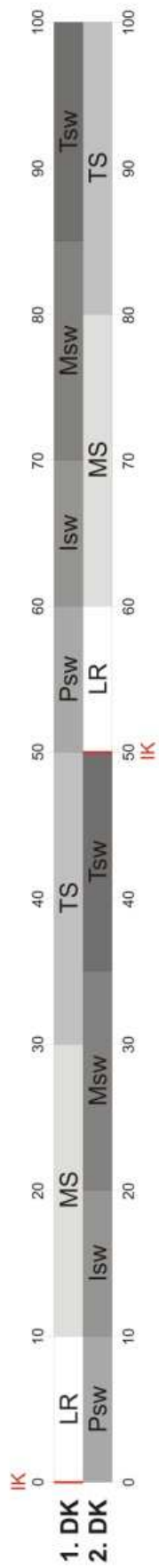
Whittle (1997) popisuje jednotlivé klíčové události krokového cyklu:

- **Stojná fáze:**
 - Initial contact (počáteční kontakt)
 - Loading response (reakce na zatížení)
 - Opposite toe off - označuje přechod mezi loading response (dvouoporová fáze) a midstance (jednooporová fáze), kdy dochází k odrazu palce na kontralaterální dolní končetině
 - Mid stance (mezistoj)
 - Heel rise (odraz paty) - hranice mezi mezistojem a koncovým stojem, kdy pata homolaterální dolní končetiny opouští podložku
 - Opposite initial contact (počáteční kontakt kontralaterální dolní končetiny) - konec jednooporové a začátek dvouoporové fáze, kdy dochází k počátečnímu kontaktu kontralaterální dolní končetiny, odpovídá konci koncového švihu a začátku fáze předšvihu)

- **Švihová fáze:**
 - Toe off (odraz palce) - odpovídá přechodu mezi fází předšvihu a počátečního švihu, kdy dochází k odlepení palce homolaterální dolní končetiny od podložky
 - Feet adjacent (dolní končetiny vedle sebe) - odděluje fázi počátečního švihu a mezišvihu, švihová dolní končetina má stejnou dolní končetinu
 - Tibia vertical - odděluje střed švihové fáze a koncového švihu, kdy se nachází tibia vertikálně.

Rose a Gage (2006) uvádějí následující dělení:

- **Stojná fáze:**
 - Initial double support (první fáze dvojí opory)
 - Single limb support (jednooporová fáze)
 - Second double limb support (druhá fáze dvojí opory)
- **Švihová fáze:**
 - Initial swing (počáteční švih)
 - Midswing (střed švihové fáze)
 - Terminal swing (koncový švih)

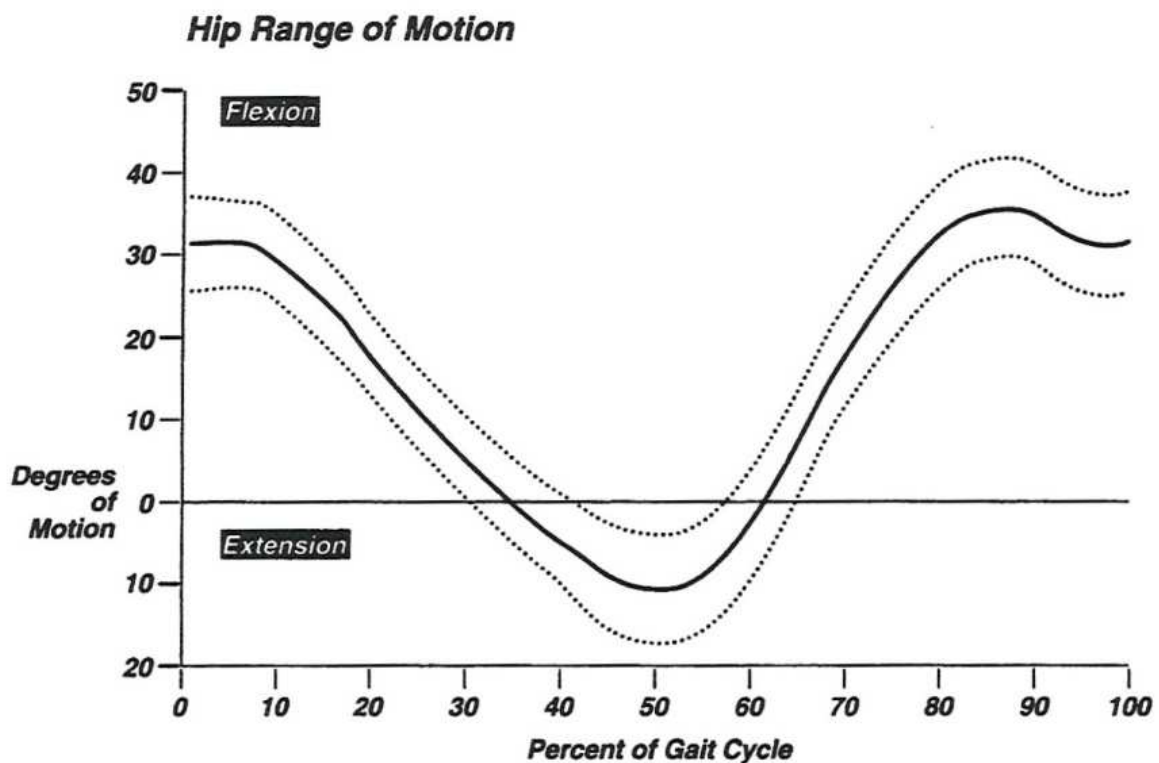


Obrázek 2. Krokový cyklus homolaterální a kontralaterální dolní končetiny

Úsvět/ivky: H DK – homolaterální dolní končetina, K DK – kontralaterální dolní končetina, LR – loading response (reakce na zatížení), MS – midstance (mezistoj), TS – terminal stance (koncový stoj), Psw – preswing (předšvih), Isw – initial swing (počáteční švih), Msw – mid swing (mezišvih), Tsw – terminal swing (koncový švih)

2.1.2 Pohyby v kloubech dolních končetin při chůzi:

Kyčelní kloub: při počátečním kontaktu je ve flexi, tuto pozici si udržuje i během stádia zatěžování, na konci stádia zatěžování postupně přechází z pozice flexe do extenze (což pokračuje i v mezistoji), neutrálního postavení dosahuje uprostřed fáze koncového stoje, největší extenze nastává na konci fáze koncového stoje při počátečním kontaktu kontralaterální dolní končetiny (počátek předšvihu), poté se zvyšuje flexe až do fáze počátečního kontaktu kontralaterální dolní končetiny (Obrázek 3).

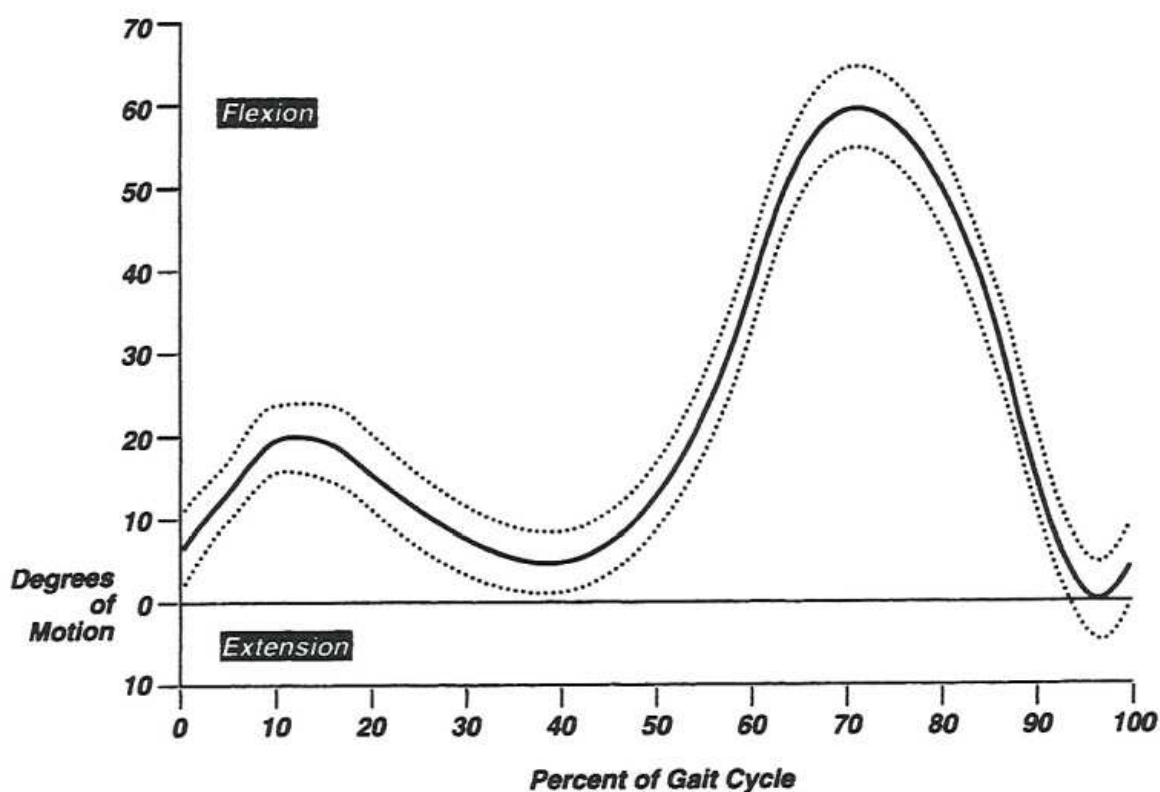


Obrázek 3. Pohyb v kyčelním kloubu během krokového cyklu (Perry, 2004)

Kolenní kloub: extenze během počátečního kontaktu, flektuje se během stádia zatěžování a počáteční fáze mezistoje, poté postupná extenze ve druhé fázi mezistoje, od té doby se zvyšuje flexe, největší flexe je dosaženo při počátečním švihu, poté dochází postupně k extenzi až do iniciálního kontaktu (Obrázek 4).

Hlezenní kloub: neutrální pozice při počátečním kontaktu, poté plantární flexe při pokládání nohy na podložku během stádia zatěžování. V době, kdy předonoží kontaktuje podložku (celá noha na podložce - mezistoj), se přestává pohybovat noha a místo ní se pohybuje tibia dopředu, čímž dochází ke snižování úhlu plantární flexe. Neutrální pozice v hlezenním kloubu

je dosaženo v polovině fáze mezistoje (20% GC). Poté dorziflexe pokračuje dále až do první poloviny fáze koncového stoje. Ve druhé polovině koncového stoje přechází do neutrálního postavení. Při předšvihy se postupně zvyšuje plantární flexe, která dosahuje vrcholu ve fázi počátečního švihy (toe off), poté během švihové fáze postupně přechází směrem do dorziflexe až do neutrálního postavení v okamžiku počátečního kontaktu kontralaterální dolní končetiny (Obrázek 5).

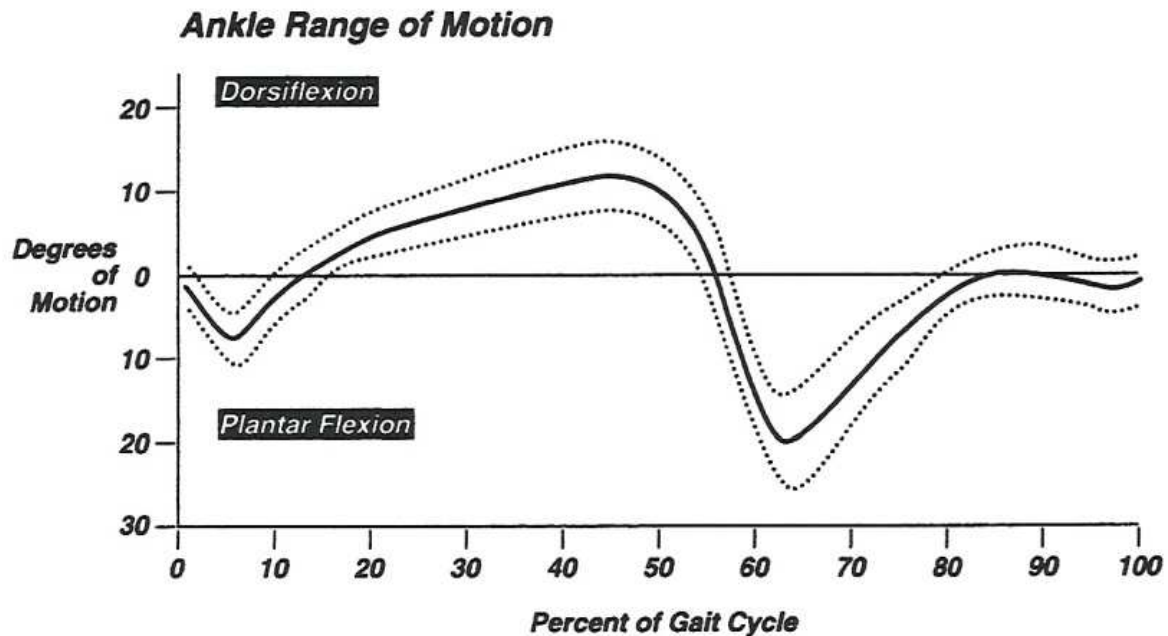


Obrázek 4. Pohyb v kolenním kloubu během krokového cyklu (Perry, 2004)

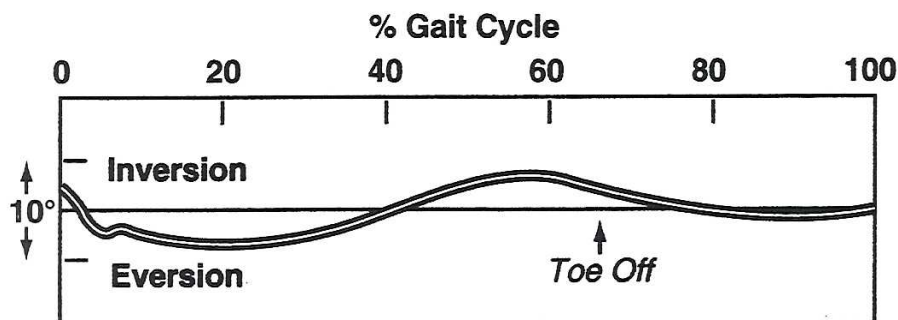
Pohyb pánve: ve fázi počátečního kontaktu je v transverzální rovině homolaterální strana pánve rotována vpřed (5°), pak se postupně navrácí zpět až do neutrálního postavení, kterého je dosaženo uprostřed fáze mezistoje. Poté postupně rotuje vzad, maxima rotace vzad (5°) je dosaženo v okamžiku počátečního kontaktu kontralaterální dolní končetiny (přechod fází koncového stoje a předšvihy).

Ve frontální rovině je pánev ve fázi počátečního kontaktu téměř v neutrálním postavení. Ve fázi loading response dochází k mírnému úklonu pánve na stranu kontralaterální dolní končetiny, míra a rychlost poklesu pánve je brzděna abduktory kyčle

homolaterální dolní končetiny. Poté se pánev dostává postupně do neutrálního postavení a po odrazu palce homolaterální dolní končetiny (konec stojné fáze) přechází do opačného postavení, kdy je kontralaterální strana pánve výše. Poté se opět navrácí do neutrálního postavení.



Obrázek 5. Pohyb v hlezenním kloubu během krokového cyklu (Perry, 2004)



Obrázek 6. Pohyb v subtalárním kloubu během krokového cyklu (Perry, 2004)

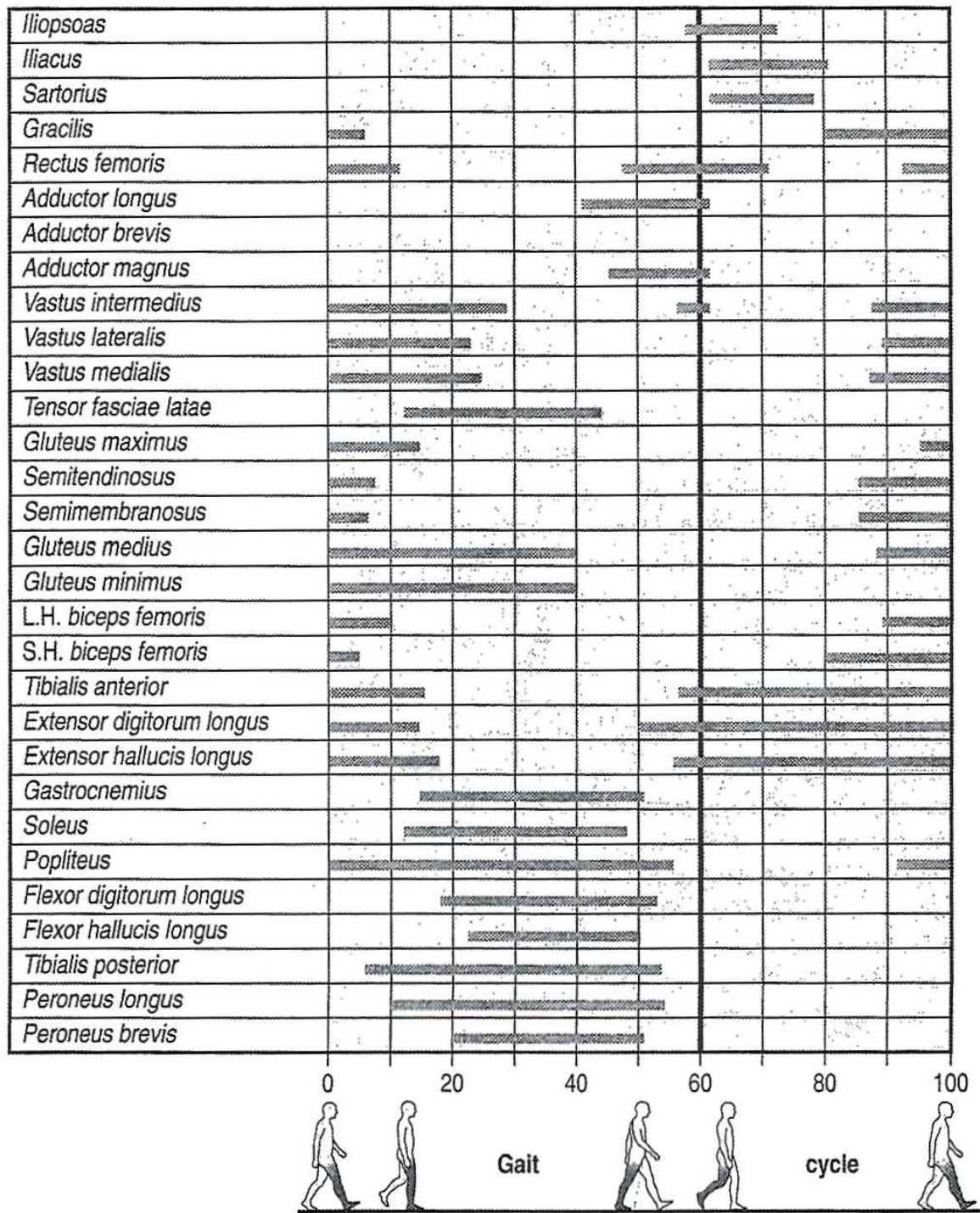
Ve fázi počátečního kontaktu je pánev v sagitální rovině v neutrálním postavení, poté se naklání lehce dopředu ve fázi zatěžování, pak postupně přechází do neutrálního postavení, kterého dosáhne uprostřed fáze mezistoje, dále se postupně lehce naklání dopředu, kde zůstává ve fázi koncového stoje a předšvih, kdy se opět postupně dostává do neutrálního

postavení v počátečním švihů a mezišvihů, aby přešla do lehounce anteriorního postavení ve fázi koncového švihů (Perry, 2004; Whittle, 1997).

Rotace trupu: při rotaci pánve dochází k rotaci trupu v opačném směru.

2 1.3 Zapojení jednotlivých svalů během chůze

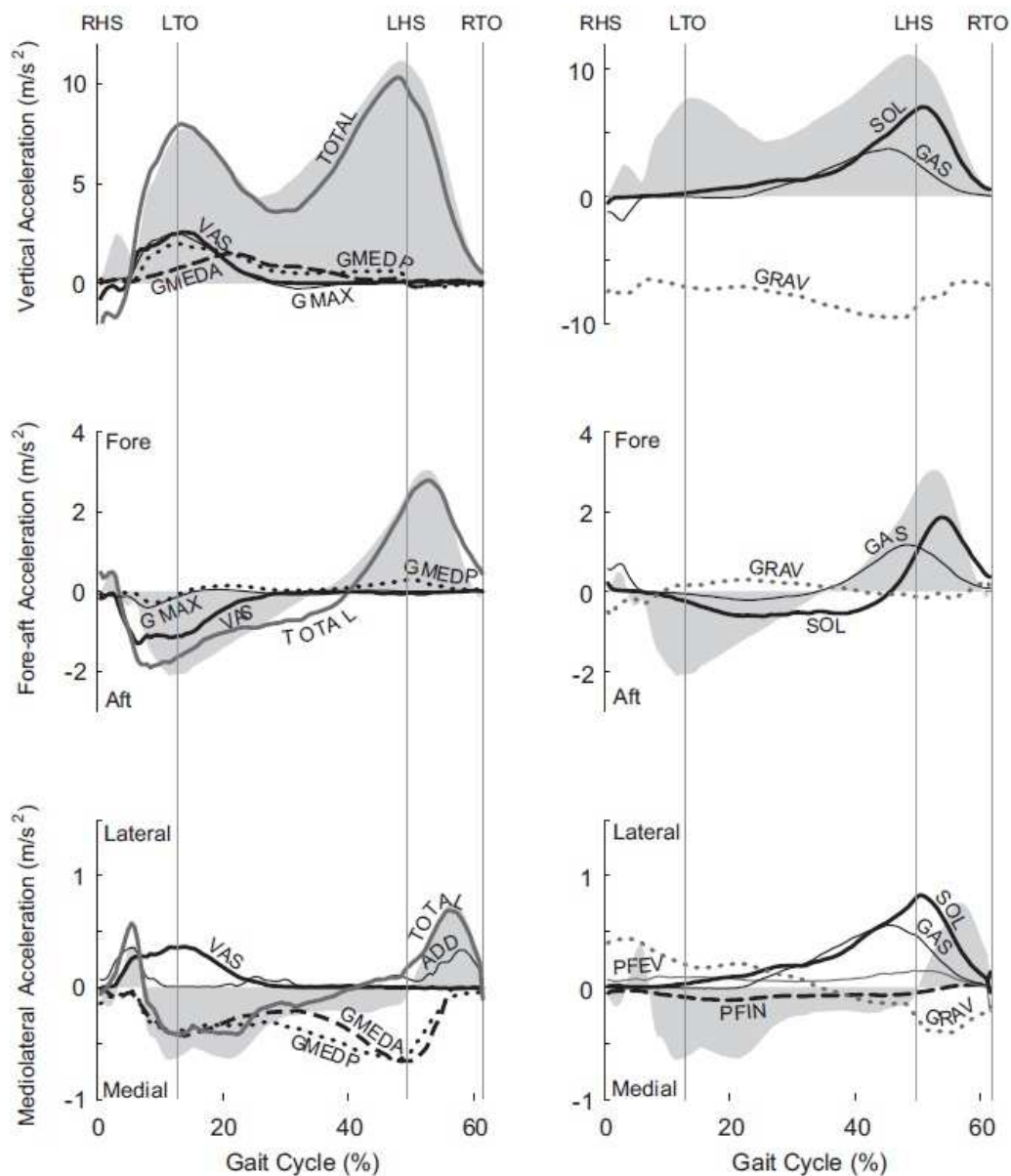
Obecné znázornění zapojení jednotlivých svalů během chůze lze najít na Obrázku 7.



Obrázek 7. Timing svalů během chůze dle Sutherlanda (in Kirtley, 2006)

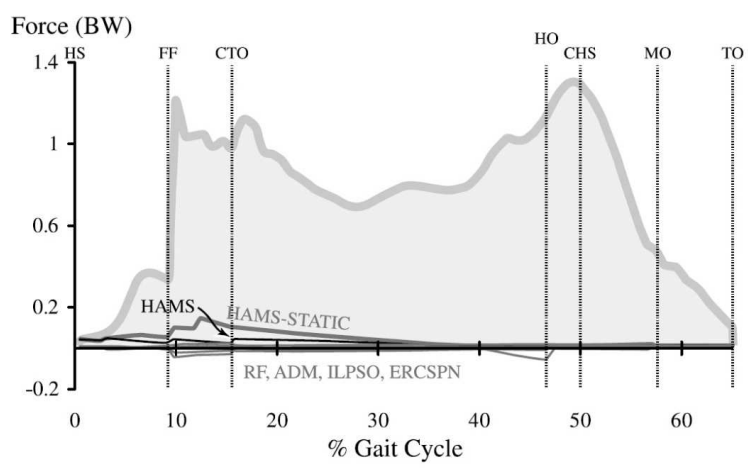
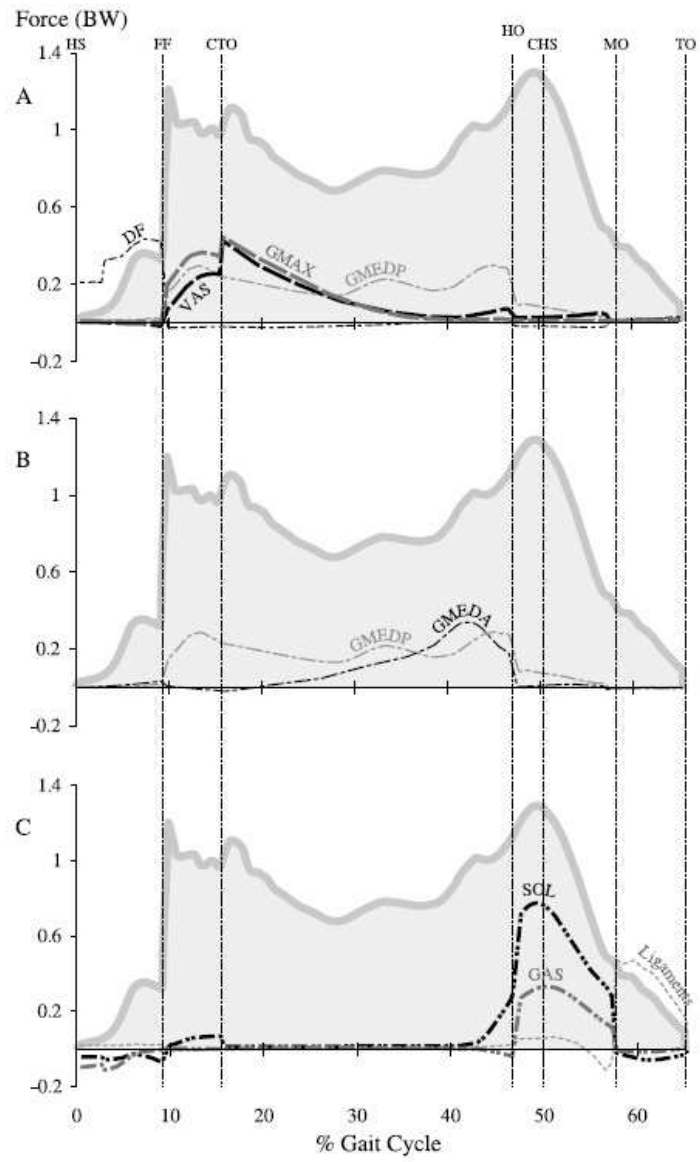
Zapojení svalů do jednotlivých složek reakčních sil

Pandy, Lin a Kim (2010) uvádějí timing svalů v rámci jednotlivých složek vektoru reakční síly podložky (Obrázek 8). Anderson a Pandy (2003) zjišťovali timing svalů ve vztahu k vertikální složce reakční síly podložky. Oproti předchozí studii jsou zde navíc znázorněny hamstringy, dorzální flexory hlezenního kloubu, flexory kyčelního kloubu a m. erector spinae a míra zapojení svalů homolaterální a kontralaterální dolní končetiny (Obrázky 9 a 10).



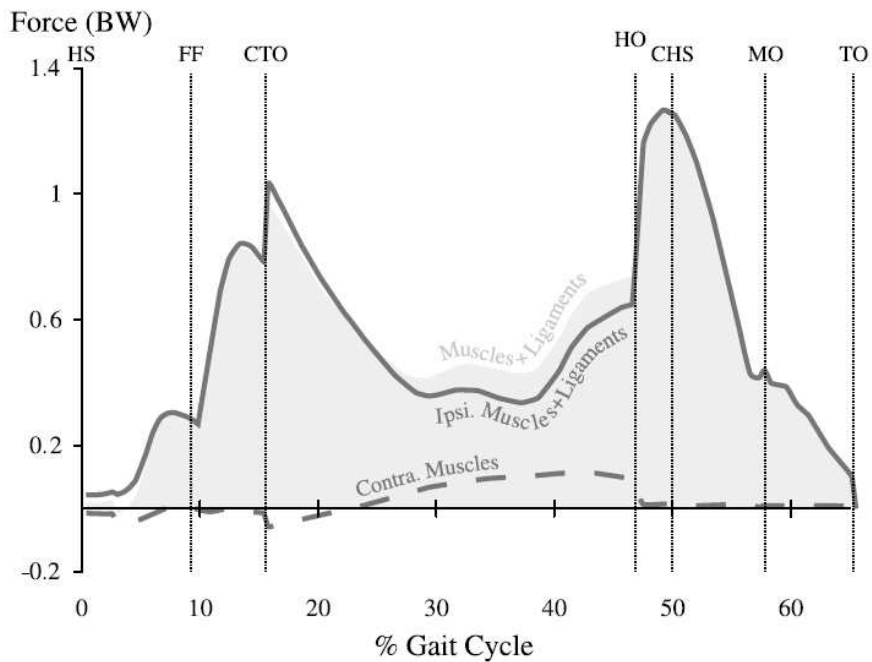
Obrázek 8. Timing svalů ve vztahu k jednotlivým složkám vektoru reakční síly podložky (Pandy et al., 2010)

Vysvětlivky: RHS/LHS – počáteční kontakt pravé/levé dolní končetiny, RTO, LTO – odraz palce pravé/levé dolní končetiny, GMAX – m. gluteus maximus, GMEDA/ P – m. gluteus medius – přední a zadní část, GAS – m. gastrocnemius, SOL – m. soleus, ADD – adduktory kyčelního kloubu, PFEV – mm. peronei, PFIN – m. tibialis posterior + m. flexor hallucis longus + m. flexor digitorum longus, TOTAL: výsledná křivka vzniklá při zapojení těchto svalů



Obrázek 9. Timing svalů v rámci vertikální složky reakční síly podložky (Anderson & Pandy, 2003)

Vysvětlivky: FF – celá noha na podložce, CTO – odraz palce kontralaterální dolní končetiny, HO – odlepení paty homolaterální dolní končetiny, CHS – počáteční kontakt kontralaterální dolní končetiny, MO – odraz metatarzů homolaterální dolní končetiny, TO – odraz palce homolaterální dolní končetiny, HAMS – hamstringy, RF – m. rectus femoris, VAS – mm. vasti, ADM – m. adductor magnus, ILPSO – m. iliopsoas, ERCSPIN – m. erector spinae, BW – procentuální vyjádření zatížení podložky ve vztahu k hmotnosti těla



Obrázek 10. Zapojení svalů a vazů homolaterální a svalů kontralaterální dolní končetiny ve vztahu k vertikální složce reakční síly podložky (Anderson, Pandy, 2003)

2.1.4 Prostorové a časové parametry chůze, stranová symetrie

Časoprostorové parametry chůze jsou důležité pro popis normální i patologické chůze (Smidt, 1990). Mezi tyto parametry patří:

Rychlost chůze – délka dvojkroku/doba jeho trvání.

Frekvence chůze – počet kroků/ dvojkroků za časovou jednotku (sekundu, minutu - častější).

Délka a trvání kroku levé a pravé dolní končetiny (krok – vzdálenost mezi dvěma chodidly, levá dolní končetina vpředu a pravá vzadu nebo naopak – mohou se lišit).

Délka a trvání krokového cyklu - dvojkroku (dvojkrok – vzdálenost mezi počátečním kontaktem jedné dolní končetiny na začátku a druhým počátečním kontaktem té stejné dolní končetiny na konci dvojkroku, nebo součet délky kroku pravé a levé dolní končetiny).

Délka a trvání jednotlivých fází krokového cyklu - stojné a švihové fáze (pro levou a pravou dolní končetinu a jejich vzájemné srovnání - poměr), jednooporové a dvouoporové fáze (první i druhé).

Časy, kdy nastávají jednotlivá maxima a minima jednotlivých složek reakčních sil podložky

Stranová symetrie – vzájemný poměr vybraných parametrů pravé a levé dolní končetiny (například – poměr délky trvání stojné/švihové fáze chůze mezi pravou a levou dolní končetinou).

(Rose & Gamble, 2006; Smidt, 1990; Vaverka & Elfmark, 2006).

2.2 SILOVÉ PLOŠINY

Silová plošina je přístroj ve tvaru desky umístěný v jedné rovině s podlahou. Má většinou čtyři podstavce, umístěné poblíž rohů plošiny. V každém z rohů je umístěn jeden tříosý snímač síly. Jako snímač síly je v současné době používán buď piezoelektrický krystal (např. silové plošiny Kistler, vhodnější u měření dynamických dějů) nebo tenzometrický snímač (vhodnější pro měření statické síly). Snímače mění naměřenou sílu na elektrický signál (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004).

2.2.1 Vektor reakční síly podložky

Silové plošiny jsou obvykle využívány k analýze chůze. Během chůze dolní končetiny v opěrné fázi působí silou na podložku, tím podle 3. Newtonova zákona vznikají v podložce síly stejné velikosti, ale opačného směru (Kirtley, 2006; Robertson et al., 2004). Výslednicí součtu všech těchto sil působících na plošinu je vektor reakční síly podložky (ground reaction force vector (GRF)). Umístění tohoto vektoru je často nazýváno centrum of pressure (COP).

(Robertson et al., 2004; Whittle, 1997). Velikost a směr tohoto vektoru ve vztahu ke středům kloubů určuje míru stability kloubů a nutnost zapojení svalů a vazů (Kirtley, 2006).

Vektor reakční síly podložky lze popsat devíti veličinami. Jsou to tři vzájemně kolmé složky silového vektoru – F_x , F_y , F_z , tři prostorové souřadnice x , y , z , popisující umístění vektoru reakční síly podložky vzhledem k počátku vztažné soustavy plošiny a tři vzájemně kolmé momenty síly – M_x , M_y , M_z , opět určeny dle počátku vztažné soustavy plošiny. Ten bývá obvykle ve středu plošiny těsně pod jejím povrchem.

V praxi se zajímáme zpravidla o šest z těchto devíti parametrů. Těmito parametry jsou:

- Tři složky vektoru reakční síly
- Souřadnice x a y působíště vektoru reakční síly
- Moment síly M_z (moment síly vzhledem k vertikální ose)

Každý typ silové plošiny má zavedeny své vlastní rovnice, do nichž se dosadí signály vystupující ze silové plošiny. Takto lze šest parametrů vektoru reakční síly podložky vypočítat (Robertson et al., 2004).

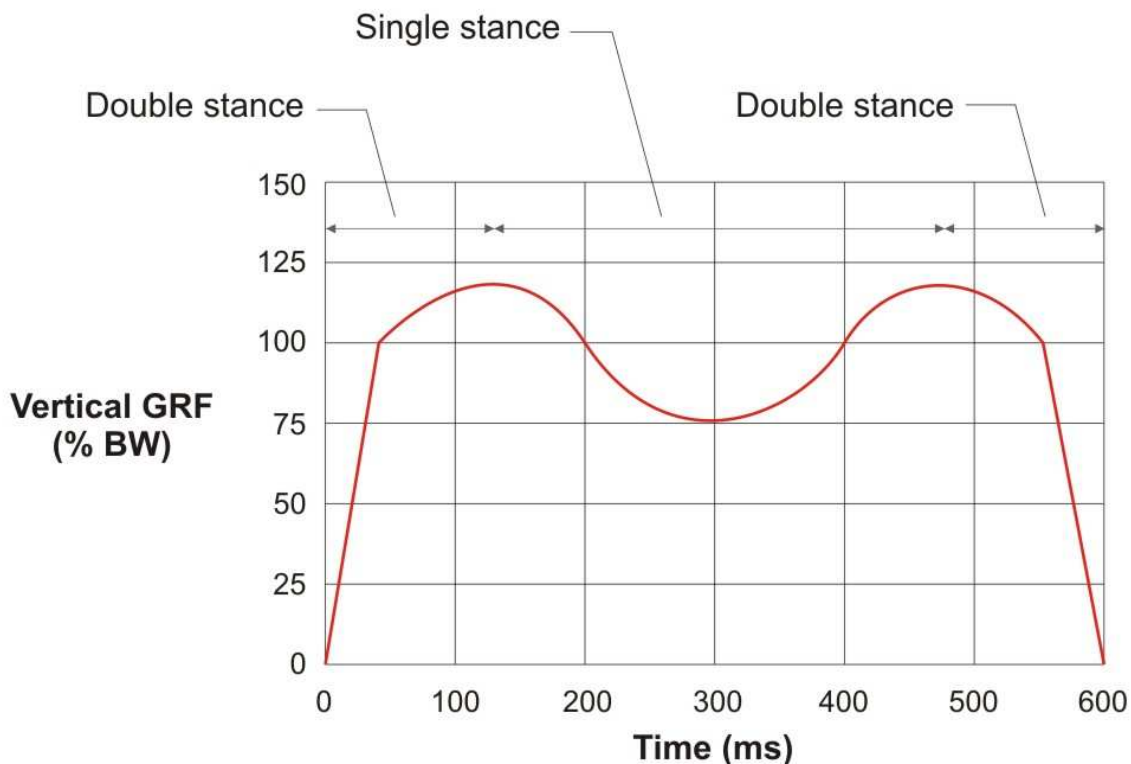
2.2.1 Jednotlivé složky vektoru reakční síly podložky při chůzi

Vektor reakční síly podložky je tvořen vertikálními (F_z), anteroposteriorními (F_y) a mediolaterálními (F_x) silami, které jsou výsledkem pohybu těla ve třech rovinách – vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální (Kirtley, 2006; Whittle, 1997).

2.2.1.1 Vertikální složka

Vertikální složka bývá největší složkou vektoru reakční síly podložky (Whittle, 1997). Je hlavní měřenou a zkoumanou složkou reakční síly, studií mapující složky anteroposteriorní a mediolaterální je podstatně méně (Pandy, Lin & Kim, 2010).

Její křivka má dva vrcholy (Obrázek 11). První vrchol se vyskytuje na počátku mezistoje (přelomu fází zatížení a mezistoje, přechod z první dvouoporové do jednooporové fáze chůze) jako odpověď na zatížení stojné dolní končetiny (přenesení váhy na stojnou dolní končetinu). První maximum odpovídá 120% hmotnosti těla. (DeLisa, 1998; Kirtley, 2006).



Obrázek 11. Vertikální složka vektoru reakční síly podložky (upraveno podle DeLisa, 1998)

Minimum křivky nastává v okamžiku odlepení paty stojné dolní končetiny, což odpovídá přechodu z fáze mezistoje do fáze koncového stoje, kdy se tělo přesouvá přes stojnou dolní končetinu, dochází ke švihu kontralaterální dolní končetiny, což snižuje velikost síly působící na plošinu (Kirtley, 2006). Minimum odpovídá 80% hmotnosti těla (DeLisa, 1998). Od okamžiku odlepení paty se křivka opět začíná zvyšovat (Whittle, 1997).

Druhý vrchol se nachází na přelomu fází koncového stoje a předšvihu (přechod z jednooporové fáze do druhé dvouoporové fáze), je známkou snížení těžiště těla, tělo se přesouvá dopředu přes předonoží (Kirtley, 2006; Perry, 2004)

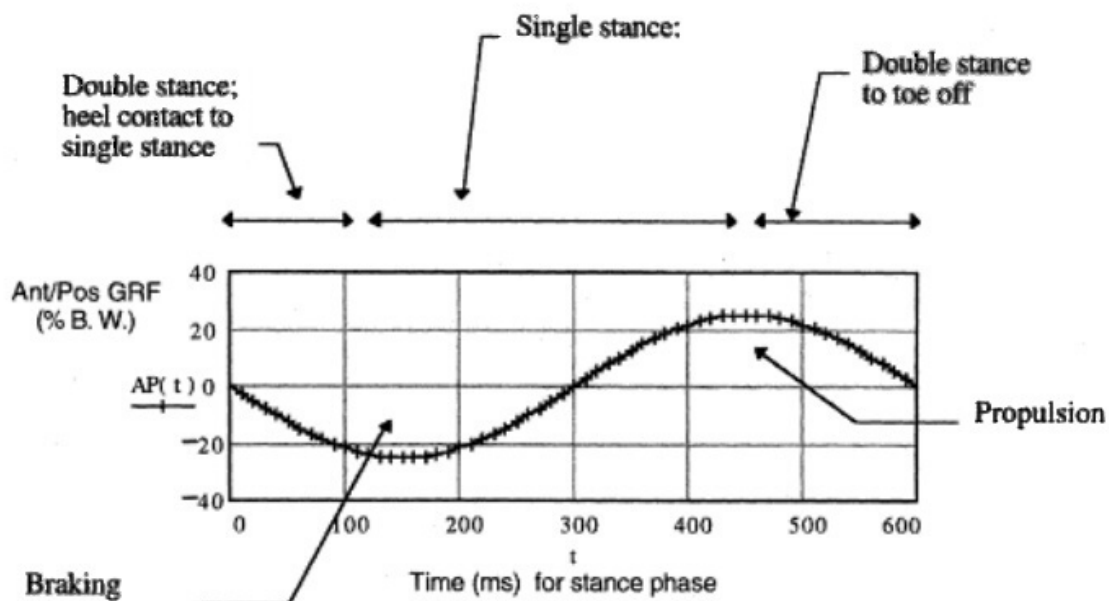
Každé stoupání nebo klesání velikosti síly nad nebo pod hodnotu odpovídající tělesné hmotnosti znamená, že v tom okamžiku dochází ke zrychlení (Kirtley, 2006)

2.2.1.2 Anteroposteriorní složka

Anteroposteriorní složka zobrazuje zrychlení těla směrem dopředu a dozadu. Na začátku krokového cyklu po počátečním kontaktu má krátce zápornou hodnotu, kdy dochází ke zpomalování těla. Maxima v záporném směru nabývá na přechodu fází reakce na zatížení a

mezistoje. V mezistoji se křivka pohybuje kolem nulových hodnot z důvodu relativně malého zrychlení, tělo se pohybuje vpřed konstantní rychlostí. (Kirtley, 2006; Rose & Gamble, 2006).

Poté se velikost síly zvyšuje až do kladných hodnot (činností svalů dochází k dopřednému zrychlení dolní končetiny, která se připravuje na švihovou fázi chůze). (Rose & Gamble, 2006; Smidt, 1990). Maxima v kladném směru je dosaženo na přechodu fází koncového stoje a předšvihu. Poté síla klesá k nulovým hodnotám, kdy noha opouští podložku.



Obrázek 12. Anteroposteriorní složka vektoru reakční síly podložky (DeLisa, 1998)

Maxima křivky dosahují 25% tělesné hmotnosti. Je-li mezi pravou a levou dolní končetinou rovnováha, měla by být plocha pod oběma maximy přibližně stejně velká, aby byla rovnováha mezi pravou a levou dolní končetinou (DeLisa, 1998).

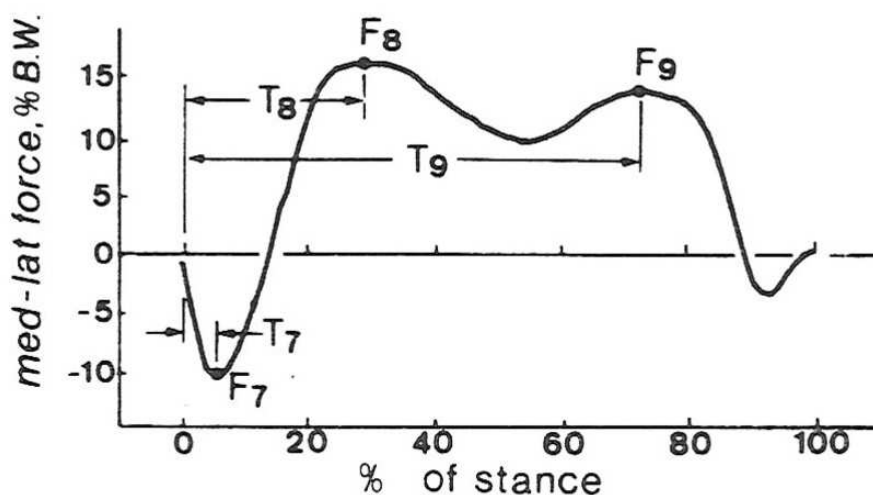
2.2.1.3 Mediolaterální složka

Je nejmenší složkou reakční síly podložky, dosahuje maximálně 10% tělesné hmotnosti (DeLisa, 1998; Kirtley, 2006).

Během první fáze dvojí opory dochází k malému zrychlení v mediálním směru, poté přechází do směru laterálního, kde setrvává po většinu stojné fáze chůze. První minimum v laterálním směru se vyskytuje na přechodu fází reakce na zatížení a mezistoje. Druhé

minimum v laterálním směru se nachází na přechodu koncového stoje a předšvihů. Na konci stejné fáze má opět směr mediální (Kirtley, 2006; Perry, 2004; Robertson et al., 2004).

Této složce je přikládáno nejméně pozornosti, neboť je více variabilní co do velikosti a charakteru křivky (DeLisa, 1998; Whittle, 1997). Nicméně nám dává informace o pohybu horních končetin a pánve při chůzi a o rovnováze těla (DeLisa, 1998).



Obrázek 13. Mediolaterální složka vektoru reakční síly podložky (Smidt, 1990)

2.3 POZNATKY KE KOŘENOVÉMU SYNDROMU

2.3.1 Prevalence kořenových syndromů

Prevalence kořenového syndromu je 2 -3 %. Nejčastěji jsou postiženi jedinci ve 4. -6. dekádě (Káš, 1993). Kořenový syndrom má až 10% mužů mezi 55-64 roky a přibližně 5% žen ve věku nad 65 let. V oblasti bederní páteře bývá v 90% postižen kořen L5 nebo S1 (Bednařík, 2007). Jedná se o místa s největším zatížením páteře (Pfeiffer, 2007). Vukmir (1991) uvádí, že v segmentech L4/L5 a L5/S1 (z nichž tyto výhřezy pocházejí) se děje 80-90 procent pohybu páteře do flexe.

3.3.2 Anatomie ve vztahu ke kořenovému syndromu

3.3.2.1 Anatomie páteře

Páteř je osovou kostrou trupu (Čihák, 2001). Je tvořena jednotlivými obratli, které jsou navršeny jeden na druhém. Tyto obratle jsou spojeny jednak meziobratlovými ploténkami, jednak meziobratlovými klouby a rozsáhlým svalovým a vazivovým aparátem.

Obratle se skládají z těla, oblouků (obratlový oblouk je k tělu obratle připojen mohutnými pedikly) a výběžků (kloubní výběžky, transverzální výběžky a trny). (Káš, 1993). Spojením těla obratle a obratlového oblouku vzniká obratlový otvor (foramen vertebrae). Foramina vertebralia všech obratlů + zadní obvody meziobratlových destiček + vazy mezi obratlovými těly a oblouky vytvářejí páteřní kanál (Čihák, 2001).

Mezi dvěma pedikly dvou sousedních obratlů vzniká otvor, zvaný foramen intervertebrale (meziobratlová štěrbina). Každá štěrbina je obkroužena dolní incisurou vyššího obratle, meziobratlovou destičkou (vpředu), spojenými kloubními výběžky sousedních obratlů (vzadu) a horní incisurou nižšího obratle. Nacházejí se vždy párově mezi dvěma obratli (Čihák, 2001). Meziobratlovou štěrbinou vychází z páteřního kanálu míšní kořeny. Zde jsou kořeny nejčastěji postiženy výhřezem ploténky, degenerativními změnami či jinými procesy (Káš, 1993).

3.3.2.2 Anatomie nervového kořene

Mícha je uložena v páteřním kanále (Čihák, 2004). Začíná ve foramen magnum, končí u muže v úrovni meziobratlové ploténky L1/L2, u ženy ve výši těla obratle L2. Z míchy vystupuje 31 párů míšních nervů (Čihák, 2004). Mícha se dělí na míšní segmenty. V každém segmentu vstupuje do míchy zadní kořen, který má hlavně funkci senzitivní – dostředivou. Z míchy vystupuje přední kořen, který má funkci motorickou – odstředivou. Ještě v páteřním kanále či při vstupu do meziobratlové štěrbiny se oba kořeny spojují a vytvářejí míšní nerv (Kasík, 2002).

Míšní kořeny mají v hrudní a hlavně v bederní části páteře šikmý průběh (Káš, 1993). V hrudní a bederní páteři vycházejí z páteřního kanálu pod dolním okrajem příslušného obratle, tedy kořen L4 opouští páteřní kanál mezi obratli L4 a L5 (Ambler, Bednařík, Růžička, 2008; Káš, 1993). Kořen L4 vystupuje z páteřního kanálu značně laterálně a obvykle (nejčastěji se vyskytuje výhřez dorzolaterálním směrem) u výhřezu ploténky L4/L5 nebývá

postižen (pokud výhřez nesahá nahoru). Bývá zde postižen kořen L5, který se nachází mediálněji od něj a vystupuje kaudálnějším meziobratlovým otvorem. Dokonce při paramediálním výhřezu ploténky L4/L5 jsou postiženy ploténky L5, S1 a S2 (Ambler et al., 2008; Káš, 1993). Méně častý laterální (foraminální) výhřez může postihnout kořen, který vystupuje ve výši disku, tedy hernie L4/5 kořen L4. Kořen L5 vystupuje v prostoru L5/S1 (Ambler et al., 2008). U výhřezu ploténky L5/S1 je tedy situace obdobná jako u kořene L4, ale o jeden kořen níže. Při výhřezu ploténky L5/S1 nemůže tedy nikdy být postižen kořen L4 a jen málokdy kořen L5. Z uvedeného vyplývá typická kořenová symptomatika při nejčastějších výhřezech plotének L4/L5 a L5/S1 (Ambler et al., 2008; Káš, 1993).

Nervový kořen jdoucí do míšního segmentu vede informace ze somatického segmentu, který tomuto míšnímu segmentu přísluší (u kůže mluvíme o dermatomu = area radicularis, u svalů o myotomu, apod.). Segmentární kožní zásobení je pravidelné a má tvar pásů, které jsou podélné na končetinách a příčné na trupu (Obrázek 14). V praxi existuje překrývání segmentů, a to více pro dotyk než bolest (protože silně myelinizovaná vlákna na rozdíl od tenkých nejsou schopna vydatnější kolaterální regenerace). Vzhledem k tomuto překrývání inervace sousedních kořenů nevede přerušení jednoho kořene k úplné anestezii v jeho inervační oblasti. Zato při postižení dvou či více kořenů již můžeme najít zónu úplné ztráty citlivosti, obklopenou zónou částečné ztráty citlivosti a někdy zónou hyperpatie. (Ambler et al., 2008).

3.3.2.3 Anatomie meziobratlové ploténky

Meziobratlové ploténky tvoří téměř čtvrtinu délky páteře (Kasík, 2002). Nachází se mezi těly obratlů (Čihák, 2001). Jde o pevné, ale flexibilní spojení (Rokyta, 2009). Hlavními částmi jsou fibrózní prstenec (anulus fibrosus) a jádro (nucleus pulposus), které je uloženo uvnitř ploténky, blíže jejímu dorzálnímu okraji (Čihák, 2001). Anatomicky tyto struktury plynule přecházejí z obou stran do chrupavčitých krycích destiček. Ty jsou považovány spíše za hranice mezi obratlovými těly a ploténkou než za součást ploténky (Kasík, 2002). Každá meziobratlová ploténka má v okrajích při obratlích vrstvičky hyalinní chrupavky, srostlé s kostí obou těl obratlů (Čihák, 2001).

Anulus fibrosus představuje periferní část ploténky tvořenou cirkulárně probíhajícími lamelami, které jsou tvořeny kolagenními vlákny. Ta se na obvodu ploténky ještě šikmo kraniokaudálně překřížují a vytvářejí strukturu zvyšující pevnost (Čihák, 2001; Kasík, 2002). Anulus fibrosus se svou přední částí spojuje s mohutným předním vazem ligamentum longitudoanale anterius, na zadní straně je spojení podstatně méně pevné (Čihák, 2001). Spolu

s krycí ploténkou anulus fibrosus zajišťuje pozici nucleus pulposus a brání mu toto pozici opustit (Rokyta, 2009). Anulus fibrosus také díky své elasticitě umožňuje jistou pohyblivost mezi obratli (Čihák, 2001).

Nucleus pulposus má kulovitý tvar a je vyplněn nestlačitelnou tekutinou. Obratle se při vzájemných pohybech kolem něho naklánějí. Přitom je na jedné straně stlačován, na opačné straně namáhán v tahu. Nucleus pulposus se při zatížení vychyluje k méně zatížené části, tedy prakticky při předklonu dozadu. Protože je zde relativně slabší vazivové zpevnění, dojde pak někdy k protruzi či výhřezu ploténky. (Čihák, 2001).

Krycí destička: je anatomicky pokračováním meziobratlové ploténky. Prostřednictvím krycích destiček dochází k pasivní difúzi živin do primárně avaskulární ploténky. Kromě této nutriční funkce krycí destičky vytvářejí bariéru, která minimalizuje ztráty proteoglykanů z ploténky. Krycí destičky obvykle jako první vykazují známky strukturálního poškození (Kasík, 2002).

Základními stavebními elementy anulus fibrosus, nucleus pulposus i krycích destiček jsou kolagen, proteoglykany a voda, rozdíl je v jejich procentuálním zastoupení. Nucleus pulposus obsahuje více proteoglykanů a vody než anulus fibrosus a krycí destičky (voda představuje 85-90% celkové hmotnosti nucleus pulposus, 70% z celkové hmotnosti anulus fibrosus, u krycích destiček ještě méně. Zatímco obsah kolagenu se v ploténce s věkem nemění, proteoglykanů a vody s věkem a degenerativními procesy ubývá (Kasík, 2002). Dále s věkem klesá množství živých buněk meziobratlové ploténky (Čihák, 2001). Klesá i jejich metabolická aktivita, odpovědná za tvorbu a udržování ploténky. Buněčnou aktivitu ovlivňuje i řada faktorů jako je pH a zejména stupeň fyzické aktivity se změnou mechanického zatížení ploténky a míra zásobování ploténky živinami. Tyto změny ovlivňují vlastnosti a tím i funkci ploténky - především ztrátu schopnosti absorbovat kompresivní zátěž a nárazy, což může negativně ovlivnit další oblasti páteře (Kasík, 2002).

2.3.3 Funkce meziobratlových plotének

Prvotní funkcí meziobratlových plotének je zajištění axiální stability páteře. Jejich flexibilita umožňuje pohyb v pohybových segmentech v rovině sagitální (flexe – extenze), frontální (lateroflexe) a pohyb rotační oběma směry v rovině horizontální. Meziobratlová ploténka také působí jako tlumič. Je pod neustálým vlivem zevní zátěže, na které se podílí jak

hmotnost těla, tak svalové a ligamentózní napětí. V podstatě dochází ke střídání zatížení a uvolnění. Zatížení ploténky způsobí vypuzení tekutiny (creep fenomén) a snížení výšky ploténky. Během odpočinku dojde k absorpci tekutin do ploténky a k obnovení její výšky. Selhání tohoto cyklu urychluje rozvoj degenerativních změn (Kasík, 2002). „Creep fenomén je ovlivněn mechanickými a fyzikálními faktory, věkem, stupněm degenerace, přetížením nebo vibracemi“ (Kasík, 2002, 42).

2.3.4 Etiopatogeneze výhřezu meziobratlové ploténky

Jak bylo řečeno výše, meziobratlová ploténka je avaskulární a od 18. – 20. roku věku je její výživa pouze difúzní a tím nedostatečná (Rokyta, 2009). Nejprve vznikají funkční změny, k nim se později přidávají změny degenerativní (Ambler, 2002). Degenerativní změny začínají změnami v proteoglykanu, z ploténky ubývá voda. Dále dochází ke zvýšení aktivity fibroblastů a snížení aktivity chondroblastů, k fibróze a kalcifikaci ploténky. V ploténce včetně krycích lišt vznikají fisury, kudy může vyhřeznout nucleus pulposus, dále sklerotizuje subchondální kost a vytváří se v ní cysty (pod krycími lištami ploténky). V důsledku degenerativních změn je narušena výživa ploténky (Rokyta 2009). Na snížení výživy mají vliv i změny cévní stěny vyživovacích cév vlivem cukrovky, kouření, vibrací nebo arteriolosklerózy. V ploténce se také hromadí kyselé odpadní produkty metabolismu, snižuje se tkáňová hodnota pH (Kasík, 2002). Zvyšuje se zastoupení nocisenzorů, kdy nervy a cévy prorůstají do trhlin (Rokyta, 2009). Ploténka v důsledku degenerativních procesů ztrácí svou výšku (Kasík, 2002). To je často spojeno se změnami v intervertebrálních kloubech. Vlivem přetěžování se zvětšuje volnost kloubního pouzdra a přilehlých vazů, vzniká instabilita pohybového segmentu (Kasík, 2002). Do vazů prorůstají nervová vlákna (Rokyta, 2009). Postupně vzniká spondylóza, kdy se tvoří apozicí kostní hmoty osteofyty, které stabilizují degenerující segmenty. Nejprve rostou z přední, později ze zadní strany obratlového těla. Osteofyty zadní stěny obratlových těl, změny v anulus fibrosus a na ligamentech redukuje velikost páteřního kanálu (centrální spinální stenóza). (Kasík, 2002).

Přetěžování má vliv i na nervový kořen. Ten může být utlačen výhřezem degenerované meziobratlové ploténky nebo osteofyty. O rozsahu poškození nervových struktur rozhoduje rychlost nástupu komprese kořene. Rychle nastupující komprese (0,05-0,1s) je doprovázena tvorbou edému (vyhřezlý disk je imunitním systémem považován za imunologicky nový materiál), poškozením nutričního transportu a poruchou vedení impulzů,

v rozsáhlejší míře, než je tomu u pomalu nastupující komprese. Při chronické kompresi se z edému vyvíjí fibróza, která vede k dalšímu poškození nervových vláken. V místě poškození kořene dochází k demyelinizaci, degeneraci a regeneraci nervových vláken a k poškození cév (Bednařík, 2007; Kasík, 2002). Je třeba si uvědomit, že pouhá komprese nervu vyvolá parézy a anestezii, nikoli bolest. Výhřez destičky musí nejprve zasáhnout durální vak a kořenové pochvy. Tyto struktury však jsou bohatě zásobeny receptory pro bolest. Při každém pohybu trupu a dolních končetin musí vznikat tření durálních pochev přes výhřez jako přes „kobytku“. Bolest je tedy především způsobena podrážděním receptorů pro bolest, i tehdy, když jsou jasné příznaky neurologického postižení kořene (Lewit, 2003). Vyhřezlý nucleus pulposus také uvolňuje zánětlivé substance, které vyvolávají chemickou radikulitidu. I deformaci kořene vede k zánětlivé reakci. Výsledkem útlaku kořene je soubor příznaků známý jako kořenový syndrom (Kasík, 2002).

2.3.5 Faktory ovlivňující vznik degenerativních změn

- Věk, nadměrná tělesná hmotnost, sedavý způsob života, genetické faktory
- Kouření (zhoršuje krevní zásobení plotének)
- Mechanické přetěžování - náhlé pohyby, některé opakované pohyby (v předklonu a rotaci v rámci profese, sportu, apod.), spoluúčast psychogenních faktorů, redistribuce tělesné hmotnosti a rozvolnění pánevních ligament během těhotenství
- Úrazy páteře, faktory zevního prostředí (zejména vlivy fyzikální – teplota, vibrace)
(Kasík, 2002; Káš, 1993; Rokyta, 2009; Vukmir, 1991)

2.3.6 Etiologie kořenových bolestí

Nervové struktury mohou být poškozeny kompresivně, chemicky, nebo snížením jejich perfuze, když předtím vznikne komprese cévních struktur (viz kapitola 2.3.4). Nejčastější je kompresivní mechanismus vzniku kořenových bolestí. Bolesti u kořenového syndromu mohou být jak nociceptivní, tak neuropatické (Rokyta, 2009).

- **Kompresivní**
 - Degenerativní: k jejich vzniku přispívají vrozené odchylky – např. ve velikosti páteřního kanálu, přechodové obratle a spina bifida

- Diskogenní - v důsledku *osteocondrózy* (degenerativní změny meziobratlové ploténky) - nejvíce ve 4. a 5. dekádě života
- Nediskogenní
 - *Spondylóza* obratlových těl a *spondylartróza* (artróza meziobratlových kloubů) - nejčastěji v 6. a 7. dekádě života – u těchto jednotek se vyskytují osteofyty, hypertrofická ligamenta – např. ligamentum flavum
 - *Pozánětlivé srůsty* – jen vzácně samostatně způsobují kořenové obtíže, ale v kombinaci ostatním mohou zhoršovat situaci

Diferenciální diagnostika mezi diskogenními a ostatními degenerativními poruchami je někdy obtížná, navíc se tyto příčiny často kombinují.

- Nedegenerativní (převažují do 30 let života)
 - *Tumor*
 - *Trauma* – u monoradikulárního syndromu málo časté
 - *Osteoporóza*
 - *Záněty* (spondylitida, spondylodiscitida, epidurální absces), při diabetické radikulopatii vzniká ischemie kořene v důsledku mikroinfarktu drobných cév
- **Nekompresivní**
 - Metabolická (např. diabetes mellitus)
 - Infekční (např. herpes zooster, lymská borelióza, atd.). (Bednařík, 2007; Kasík, 2002; Káš, 1993; Rokyta, 2009)

Spondylóza: projevuje se na okrajích obratlových těl, kde se tvoří zobáčkovité výrůstky - osteofyty. Ty se v konečném stádiu tak zvětší, že dojde k pevnému spojení dvou sousedních obratlů, nejčastěji na přední straně, kde však nemají velký klinický význam (Káš, 1993). Význam mají hlavně osteofyty dorzální (na zadní straně obratlových těl), které mohou prominovat do páteřního kanálu nebo zužovat foramen intervertebrale a dostávat se do kontaktu s nervovými strukturami.

Spondylartróza: degenerativní změny na skloubeních intervertebrálních. Může mít již značný klinický význam, protože vede k zúžení foramen intervertebrale a kořenové kompresi nebo i zúžení páteřního kanálu.

Spina bifida: neuzavření obratlového oblouku – představuje známku pouze menší odolnosti páteře proti degenerativním změnám a větší zátěži.

Přechodné obratle: jiný počet bederních obratlů, kdy buď první sakrální obratel zůstává volný, nesrůstá s křížovou kostí – lumbalizace S1 – a dochází zde k větší pohyblivosti, nebo naopak poslední bederní obratel je pevně spojen s křížovou kostí – sakralizace L5 – tím se zmenšuje počet pohyblivých bederních segmentů, které pak mohou být přetíženy. Klinické obtíže se objevují obvykle tehdy, je-li porucha jednostranná. Asymetrická zátěž vede k většímu přetížení páteře a někdy k výhřezu disku.

Nádory

- **Benigní:** mohou to být osteomy, vycházející přímo z pediklu, meningeomy z plen či neurinomy vycházející přímo z kořenů. Klinicky působí obvykle nejprve kořenové syndromy, většinou monoradikulární, teprve později se přidávají i míšní příznaky.
- **Maligní:** rychle progredující kořenová bolest, spojená s výpadkovými kořenovými projevy, častěji více kořenů nebo bilaterální (Ambler, 2002; Káš, 1993).

Lumbální spinální stenóza – buď vrozená nebo získaná – osteofyty na zadní straně obratlových těl, hypertrofické vazy, může vést k neurogenním klaudikacím, radikulopatii nebo chronickému syndromu kaudy equiny (Kasík, 2002).

2.3.7 Klasifikace diskogenního postižení

Dle míry poškození vazivových struktur (anulus fibrosus a ligamentum longitudinale posterior):

Vyklenutí (bulging): symetrické konvexní vysunutí hmoty disku mimo hranice obratlového těla (Kasík, 2002). Dle Bednaříka (2007) anulus fibrosus zůstává intaktní, dle Kasíka (2002) už centrální hmoty nucleus pulposus pronikají do tvořících se fisur a trhlin ve vnitřních vrstvách anulus fibrosus, přitom její zevní vrstvy zůstávají intaktní. Dochází ke ztrátě výšky ploténky a také k dalším degenerativním změnám zahrnujícím postižení ligament a facetových kloubů. Asymetrické vyklenování doprovází skoliózy a subluxace (Bednařík, 2007; Kasík, 2002).

Protruze (dle Kasíka (2002) herniace nebo prolaps): částečné porušení anulus fibrosus, centrální hmoty nucleus pulposus pronikají do defektu v anulus fibrosus, dochází k fokálnímu vyklenutí ploténky přes obvod obratle. Ligamentum longitudinale posterior je intaktní, mezi

ligamentem a centrální hmotou zbývá tenká zevní vrstva anulus fibrosus. (Bednařík, 2007; Kasík, 2002).

Extruze (subligamentózní hernie): komplexní přerušeni anulus fibrosus, ligamentum longitudinale posterior je intaktní (Bednařík, 2007).

Sekvestrace (transligamentózní hernie): je přerušeno ligamentum longitudinale posterior a jeden nebo i více volných fragmentů nucleus pulposus migruje v epidurálním prostoru kraniokaudálním směrem nebo do kořenového kanálu. (Bednařík, 2007; Kasík, 2002)

3.3.8 Lokalizace výhřezu

- Mediální (centrální, dorzální) - v oblasti střední čáry nebo 1-2 milimetry kolem ní
- Mediolaterální (paramediální, dorzolaterální) - laterálně od střední čáry a mediálně od pediklů
- Laterální (laterálně od mediolaterálního, mediálně od pediklu)
- Foraminální (v místě pediklu)
- Extraforaminální - laterálně od foraminálního (Bednařík, 2007; Dungal, 2005)

Čím více je propagace hmoty laterálně, případně až foraminálně v páteřním kanálu, tím bývá projekční bolest prudší, lépe vykreslená a častěji se šíří do dolní končetiny (Mečír, 2006; Vukmir, 1991). Pfeiffer (2007) uvádí, že nejčastěji se vyskytují právě laterální výhřezy, které tlačí jen na jeden kořen v místě odstupu z durálního vaku nebo v intervertebrálním kanálku. Méně často se objevuje iritace i sousedního kořene. Čím je naopak výhřez mediálněji v páteřním kanálu, tím je větší pravděpodobnost, že bude postižení oboustranné (Ambler, 2002; Mečír, 2006). Paramediální výhřez tlačí často dva kořeny, kdy více je drážděn kořen, který v místě výhřezu vystupuje z vaku tvrdé pleny (Pfeiffer, 2007). „Při mediálním výhřezu může být komprimován celý vak tvrdé pleny a může být postižen větší počet kořenů“. (Pfeiffer, 2007, 234). Velké výhřezy mohou postihnout i další sousední kořeny a vést až k syndromu komprese kaudy (silné bolesti, hyp-anestezie perianální a sfinkterové obtíže (Ambler, 2002; Vukmir, 1991).

2.3.9 Klinické příznaky kořenového syndromu

- **Segmentální senzitivní příznaky** v příslušném dermatomu (při postižení zadního míšního kořene). Ischémie blokuje funkci nervových vláken v pořadí podle jejich velikosti: dotyk, vibrace, chlad, rychlá bolest, teplo, pomalá bolest.
 - Zánikové
 - Hypestezie (částečná ztráta vnímání/čítí určité kvality – např. pro vnímání tepla, dotyku) až anestezie (úplná ztráta vnímání) v area radicularis, někdy současně s iritačním projevem (Ambler et al., 2008; Kaňovský & Herzig, 2007)
 - Iritací: Vzniká iritací vláken zadního míšního kořene (Kaňovský & Herzig, 2007). Pozitivní senzitivní symptomy jsou časným indikátorem aferentní dysfunkce (Lewit, 2003).
 - Hyperestézie: jde o abnormální senzitivní vjemy různého, avšak nebolestivého charakteru charakterizované zesíleným vnímáním dotyku, případně i dalších kvalit čítí v kořenové zóně i mimo období bolesti, vzniká iritací propioceptivních vláken zadního míšního kořene, a to buď spontánně, nebo je vyvolána stimulem (Ambler et al., 2008; Kaňovský & Herzig, 2007). Obvykle je charakterizovaná jako pálení, píchání, brnění (parestezie), mrtvění, kdy celá končetina se pacientu jeví jako nemohoucí (Ambler et al., 2008).
- **Segmentární motorické příznaky** (v příslušném myotomu) – méně časté než příznaky senzitivní
 - Zánikové
 - Parézy
 - Atrofie/hypotrofie
 - Atonie/hypotonie (snížení svalového tonu – sval si nezachovává svůj původní tvar)
 - Úbytek svalové síly
 - Vyhasnutí reflexů

(Ehler, 2009; Kaňovský & Herzig, 2007).

- Iritační
 - Fascikulace – záškuby skupiny svalových vláken viditelné přes kůži tam, kde není silnější tuková podkožní vrstva
 - Svalové záškuby, které jsou krátkodobé a zpravidla bolestivé
 - Svalový spasmus (trvalý stah svalu postihující jen část svalu, celý sval nebo skupinu svalů a je vnímán jako trvalá tupá bolest

(Kaňovský & Herzig, 2007; Kasík, 2002).

- **Další příznaky**

- Bolest
 - Nociceptivní bolest – z meziobratlových plotének a vazů postižených degenerativním procesem, svalů, atd.
 - Neuropatická bolest - nachází se v zóně postiženého kořene, je ostrá, vystřelující, pálivá, někdy bývá líčena i jako křeč (Mečř, 2006; Rokyta, 2009). Většinou začíná v bederní krajině, pak postupně sestupuje po stehně do bérce a nakonec končí v chodidle (Pfeiffer, 2002). Existují případy, u nichž samotná kořenová bolest je prvním příznakem, bolest v kříži jí nepředcházela. K bolestem v kříži dochází později, někdy vůbec ne (Lewit, 2003). Bolest také nemusí být vnímána v celém dermatomu, ale jen kdekoliv v inervační oblasti daného kořene – dle toho, jaké porce kořene jsou postiženy.

(Bednařík, 2007; Mečř, 2006)

„Klasická, akutní kořenová bolest často narušuje spánek, je provokována nevědomými pohyby těla během spánku, rotacemi trupu, úlevová poloha se někdy těžko hledá. Někdy raději nemocní bolest „rozcházejí“.“ (Mečř, 2006, 237) Nemocný také těžko vstává z lůžka nebo ze sedu (Lewit, 2003). Rovněž během dne se bolest provokuje pohybem, zvláště pohybem trupu s výrazným podílem rotace, dále při zvýšení nitrobřišního tlaku (například při zvedání nebo přenášení břemen, kašli, stolici, někdy i při pouhém předklonu hlavy nebo smíchu). (Lewit, 2003; Mečř, 2006). Nejhůře nemocní snášejí lehký předklon, neboť v této poloze se maximálně napínají vzpřimovače trupu, a proto je také tlak na destičku největší (Lewit, 2003). Rozvoj bolesti je někdy náhlý, často však kořenové bolesti narůstají pozvolna (Káš, 1993).

- Omezení pohyblivosti čili blok bederní páteře s nuceným držením - nejčastěji v kyfóze, neboť při tomto držení se rozšiřuje páteřní kanál v dolní bederní oblasti. Jiná, méně typická antalgická držení vysvětluje poloha výhřezu ve vztahu ke kořenu a durálnímu vaku. Dále se vyskytuje reflexní skolióza (nejčastěji ke straně léze), či jiná porucha statiky bederní páteře (Káš, 1993; Lewit, 2003)

Bývá výrazně omezen předklon a také veškeré pohyby, které neodpovídají antalgickému držení (tj. nejčastěji omezení záklonu a úklonu ke straně bolesti), protože by mohlo při nich nastat zúžení meziobratlového otvoru. Existují i výjimky, kdy i u akutního kořenového syndromu se nemocný drží vzpřímeně, lordoticky, ale nemůže se vůbec ohnout. V chronickém stádiu bývá předklon vstoje omezen, zatímco vsedě (s ohnutými koleny) může být normální. Někdy můžeme pozorovat při předklonu bolestivou zarážku (painful arc). Dále se vyskytují svalové spasmy, pak trigger pointy, zejména na pánevním dnu, na m. iliopsoas, m. quadratus lumborum, na adduktorech a dalších svalech dolní končetiny, někdy kloubní blokády v okolí postiženého segmentu. Při palpaci zjišťujeme zvýšený odpor při protažení meziprstní řasy a při pohybu dvou sousedních metatarzů vůči sobě. Bývá bolestivé pružení bederní páteře vleže na břicho, zejména ve výši poruchy (Lewit, 2003).

Nejběžnějším projevem je současné postižení senzitivní i motorické větve kořene, kdy se k bolesti přidává i oslabení příslušných svalů – nejčastěji však jen jako snížení nebo vyhasnutí příslušného šlachosvalového reflexu. (Bednařík, 2007; Mečír, 2006).

2.4 BEDERNÍ KOŘENOVÉ SYNDROMY

L1, L2, L3: jejich výskyt je vzácný, bolesti vyzařují na přední stranu stehna distálně od ligamentum inguinale. Senzitivní deficit odpovídá distribuci bolesti (Obrázek 14). Porucha motorické inervace: m. iliopsoas (L1-3) – testuje se flexe v kyčelním kloubu, m. quadriceps (L2-4) – testuje se extenze v koleni (L3, L4). (Kasík, 2002).

L4: je způsoben laterální hernií L3/4, ale někdy i L4/5 (Ambler, 2002). Kořenové bolesti propagují na přední stranu stehna do kolene, a může vyzařovat dále na anteromediální stranu

bérce až po vnitřní kotník a výjimečně na mediální hranu palce (Obrázek 14). (Lewit, 2003). V tomto dermatomu zjistíme i poruchy cití.

Motorický deficit a atrofie: m. quadriceps femoris, flexory kyčlí a někdy i adduktory, částečně tibialis anterior (Ambler et al., 2008; Lewit, 2003; Rokyta, 2009). Při větším oslabení flexorů kyčle a extenzorů kolene může být chůze, zejména po schodech, obtížná a pacientovi dělá problém se na postižené dolní končetině zvednout ze dřepu (Lewit, 2003). Bývá pozitivní obrácený Lasegue, nevýbavný patelární reflex (Ambler et al., 2008). Dále se zde mohou objevit coxalgie, bolest v hýždí související s přetrvávajícím spasmem m. piriformis, také může být bolestivý tuber ossis ischii. Také bývá bolestivé pánevní dno a s ním spojené krátké adduktory (Lewit, 2003)

L5: bývá obvykle způsoben laterální hernií L4/5, ale někdy i L5/S1. Bolesti se šíří v linii lampasu - po zevní straně stehna, lýtka až na dorzum nohy a palce, eventuelně i k druhému až čtvrtému prstu (Ambler, 2002). Lewit (2003) uvádí šíření k prvnímu až třetímu prstu, Rokyta (2009) k prvnímu až čtvrtému prstu. Porucha senzitivní inervace odpovídá dermatomu L5 (Obrázek 14). (Ambler, 2002).

Porucha motorické inervace: nejčastěji m. extenzor hallucis longus, kdy je pozitivní fenomén palce - izolované oslabení dlouhého extenzoru palce, který má téměř monoradikulární zásobení L5 (Pfeiffer, 2007). Dále bývá postižen m. extensor digitorum brevis a extensor digitorum longus. To znamená, že je oslabena extenze chodidla i prstů. Projevuje se to při chůzi nemocného po patách: na postižené straně nemocný nedostatečně zvedá chodidlo a u velmi akutních lézí kořene L5 někdy nemocný nemůže vůbec zvedat chodidlo a „stepuje“. Bývá také oslabena zevní rotace v kyčelním kloubu. U těžkých případů bývá oslaben i m. tibialis anterior a mm. peronei (Ambler, 2002; Lewit, 2003) Dále bývají postiženy abduktory kyčelního kloubu (m. gluteus medius, minimus, m. tensor fasciae latae (Bednařík, 2007). Lze je ozřejmit Trendelenburgovým testem (při stožení na jedné dolní končetině klesá pánev na opačné straně v důsledku slabosti abduktorů kyčle stejné dolní končetiny).

Dále lze zjistit zvýšené odpory (patologickou bariéru) při protažení meziprstní řasy mezi palcem a druhým prstem a mezi druhým a třetím prstem a také zvýšený odpor při vyšetření vzájemné pohyblivosti mezi prstem a druhým a druhým a třetím metatarzem, zejména tehdy, když bolest vyzařuje k prstům. Nebývá změněn žádný z běžně vyšetřovaných

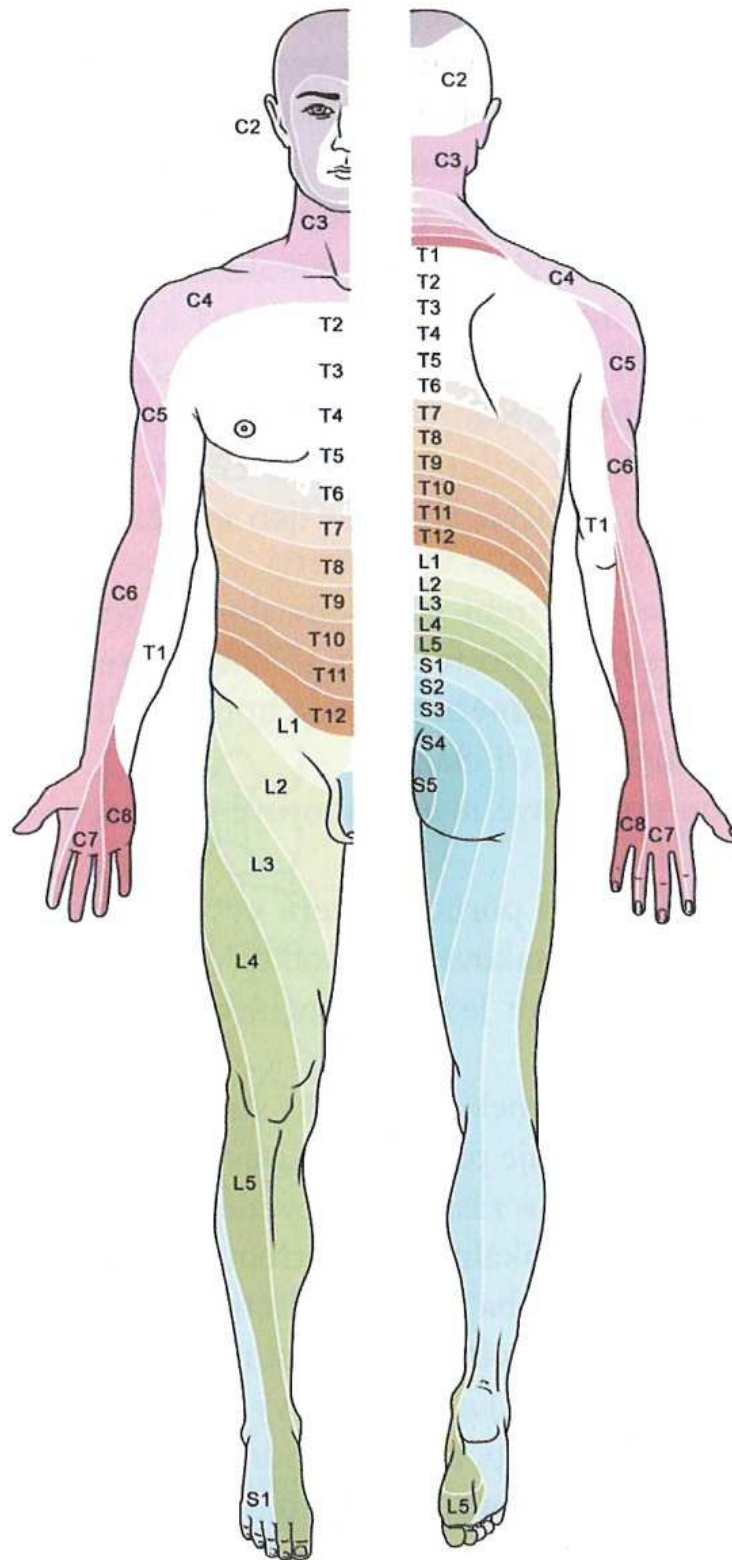
reflexů (Lewit, 2003). Bývá pozitivní Lasegue (Bednařík, 2007). Dále zde bývají paravertebrální kontraktury až kyfoslóza bederní (Lewit, 2003).

S1: je způsoben laterální herníí ploténky L5/S1 (Ambler, 2002). Bolest a senzitivní projevy se nacházejí v dermatomu S1 (Obrázek 14) – zadní plocha hýždě, posterolaterální plocha stehna a bérce k zevnímu kotníku, zevní okraj nohy až do malíku a čtvrtému prstu (Ambler, 2002; Lewit, 2003; Rokyta, 2009).

Porucha motorické inervace: mm. fibulares, m. triceps surae – zejména jeho laterální část a m. soleus, další flexory bérce, gluteální svalstvo (zejména gluteus maximus) bývá hypotonické, bývá snížená gluteální rýha (Lewit, 2003; Rokyta, 2009). Vyskytuje se alterace reflexu Achillovy šlachy a reflexu mediopantárního (Ambler, 2002). Bývá pozitivní Lasegue (Bednařík, 2007; Lewit, 2003). V těžších případech dochází k atrofii lýtka a oslabení především plantární flexe nohy. Při chůzi se pata nedostatečně zvedá od podložky (Pfeiffer, 2007). Nemocný nemůže chodit po špičce, později se na ni ani nepostaví (Ambler, 2002). Oslabení flexorů prstů zjišťujeme citlivou zkouškou podle Véleho - nemocný přenáší váhu na špičku chodidla, aniž zvedne paty, takže více zatěžuje prsty, přitom dochází normálně k flexi prstů, zejména předposledního článku. „U kořenového syndromu tato flexní synkineze chybí“.

Dále zjišťujeme zvýšené odpory v meziprstní řase, a to mezi třetím a čtvrtým a čtvrtým a pátým prstem a při vzájemném pohybu metatarzů těchto prstů (Lewit, 2003).

Poměrně časté je kombinované postižení L5 a S1 a vyskytuje se hlavně u herníí disku L4/5 (Ambler, 2002).



Obrázek 14. Segmentární inervace (Kolář et al., 2009)

2.5 CHŮZE U OSOB S KOŘENOVÝM SYNDROMEM L5

Mezi časté obtíže u kořenových syndromů bederní páteře patří poruchy chůze (Horáček, 2000). Horáček (2000) uvádí, že u většiny pacientů s kořenovým syndromem L5 je hlavní příčinou oslabení abduktorů kyčelního kloubu (m. gluteus medius a minimus, m. tensor fasciae latae). Příznaky bývají často nenápadné, nejen pro pacienta, ale i pro lékaře.

Hlavní funkcí abduktorů kyčelního kloubu při chůzi je stabilizace pánve ve frontální rovině během prvních dvou třetin stojné fáze prostřednictvím jejich izometrické kontrakce. Při mírném oslabení dochází k náklonu pánve na stranu opačnou (na stranu švihové dolní končetiny). Je-li oslabení výraznější, dochází ke kompenzaci úklonem trupu na stranu stojné dolní končetiny ve snaze snížit práci abduktorů kyčelního kloubu (Anderson, Pandy, 2003, Guintre, 2010, McCormack, n. d.).

Další oslabenou skupinou svalů jsou dorziflexory hlezenního kloubu (m. extenzor digitorum longus a brevis, m. extenzor hallucis longus a m. tibialis anterior). Zapojují se koncentricky během švihové fáze chůze s cílem odlepit nohu od podložky, dále excentricky během počátečního kontaktu a reakce na zatěžování. Oslabení vede k doplácnutí ve fázi počátečního kontaktu a nedostatečné odlepení nohy od podložky během švihové fáze chůze, což je kompenzováno větší flexí v kolenním kloubu nebo elevací pánve postižené strany a cirkumdukci (Bogey, 2009; Guintre, 2010, McCormack, n. d.).

2.6 POZNATKY VZTAHUJÍCÍ SE K PROBLEMATICE CHŮZE U KOŘENOVÉHO SYNDROMU L5

Řada osob s kořenovým syndromem L5 trpí i bolestmi dolní části páteře (LBP). Simmons (in Liebenson, 2007) poukazuje na nižší rychlost chůze v důsledku kratšího kroku u LBP. Elbaz et al. (2009) dospěli ke stejnému závěru. Stejný výsledek potvrzují i Lee J, An, Lee S. a Seo (2010) kteří prováděli kinematickou analýzu chůze u osob s kořenovým syndromem L5. Jako odůvodněním tohoto výsledku uvádějí právě bolest v oblasti bederní páteře probandů.

Lamoth, Meijer, Daffertshofer, Wuisman a Beek (2006) ve své studii poukazují na to, že chůze u osob s LBP je topornější. Zatímco u zdravých osob při chůzi homolaterální strana hrudníku rotuje ve stejném směru jako kontralaterální strana pánve, u osob s LBP se tato

rotace nevyskytuje, místo kontrarotace mezi hrudníkem a pánví používají homorotaci. Navíc osoby s LBP vykazovaly menší rychlost chůze. Vysvětlují to tím, že osoby s bolestí bederní části páteře se snaží vyhnout rotacím páteře, které obvykle vyvolávají bolest.

Ke stejnému závěru došli i Huang et al. (2011), kteří zkoumali osoby s kořenovým syndromem vyzařujícím do jedné z dolních končetin (Do studie byly zahrnuty osoby se všemi jednostrannými kořenovými syndromy v oblasti bederní páteře).

Dalším příznaků kořenového syndromu je bolest v dolní končetině, proto se zde může vyskytovat chůze antalgická. Bolest je vyvolána zatížením postižené dolní končetiny, což vede k omezení odrazu touto končetinou, takže při chůzi nemocný dopadá (zatěžuje více) nepostiženou dolní končetinu. U osob s bolestí jedné dolní končetiny rovněž bývá zkrácena stejná fáze chůze na postižené straně (Ambler et al., 2008).

Hussein (in Liebenson, 2007) zkoumal chůzi u osob s LBP a osob s LBP jdoucí do jedné z dolních končetin (LGP). Zjistil, že u obou skupin je přítomna nižší rychlost chůze a kratší délka kroku oproti osobám zdravým, u skupiny LGP je navíc přítomna i stranová asymetrie v délce kroku mezi postiženou a nepostiženou dolní končetinou (kratší krok u postižené dolní končetiny).

Liebenson (2007) zkoumal změny anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly podložky při normální a rychlé chůzi u osob s bolestí dolní části zad vyzařující do jedné z dolních končetin (LGP) ve vztahu k osobám zdravým. Dále budu uvádět pouze výsledky pro normální rychlost chůze mezi osobami s LGP a osobami zdravými. Ve studii dochází k závěru, že maxima (v brzdící i akcelerační fázi) anteroposteriorní složky a první a druhé maximum vertikální složky reakční síly jsou u zdravých osob vyšší než u osob s LGP (a ta vyšší než u postižené i nepostižené dolní končetiny pacientů). U minima vertikální složky reakční síly je tomu naopak - u osob s bolestí vyzařující do jedné z dolních končetin je reakční síla vyšší než u osob zdravých. Výsledky jsou zdůvodňovány tím, že je známo, že osoby s LBP mají menší rychlost chůze a v důsledku toho i menší GRF, která na rychlosti chůze závisí. Odlišnost minima vertikální složky reakční síly zde odůvodněna není.

U většiny osob s kořenovým syndromem se vyskytuje kyfotické držení bederní páteře, které umožňuje rozšířit páteřní kanál (Lewit, 2003). Sarwahi, Boachie-Adjei, Backus a Taira (2002) ve své studii pomocí tenzometrických plošin měřil vertikální složku GRF u chůze osob se zmenšenou bederní lordózou. Došli k závěru, že tyto osoby mají oproti osobám zdravým menší rychlost chůze, menší délku kroku, oploštění křivky vertikální složky reakční síly, větší flexi v kolenním a kyčelním kloubu, čímž kompenzují zmenšenou bederní lordózu.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 CÍLE

Cílem tohoto výzkumu bylo zhodnocení časových a silových parametrů chůze a jejich symetrie u jedinců s kořenovým syndromem L5 způsobeným výhřezem meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1 vzhledem k jedincům zdravým.

3.2 VĚDECKÁ OTÁZKA

Lze najít u pacientů s kořenovým syndromem L5 u vybraných (základních) silových a časových parametrů chůze a změnách v jejich stranové symetrii nějaké typické znaky v porovnání s chůzí osob zdravých?

3.3 HYPOTÉZY

H01: Vybrané silové parametry chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 se od zdravých jedinců neliší.

H02: Vybrané časové parametry chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 se od zdravých jedinců neliší.

H03: Stranová symetrie u vybraných silových a časových parametrů chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 se od zdravých jedinců neliší.

4 METODIKA VÝZKUMU

Výzkum dynamické analýzy chůze byl proveden v těchto fázích:

1. Výběr skupiny probandů s kořenovým syndromem L5 a skupiny osob zdravých
2. Vyšetření probandů a vyplnění anamnestického dotazníku
3. Vlastní měření na tenzometrických plošinách
4. Zpracování získaných dat

Výzkumné měření probíhalo v laboratoři biomechaniky a technické kybernetiky Fakulty tělesné kultury v Olomouci, kde jsme mohli zajistit standardní podmínky, a díky tomu i objektivnost získaných dat.

4.1 CHARAKTERISTIKA A VELIKOST SOUBORU

Kritéria pro vyřazení z výzkumu:

Vyšetřovaná i kontrolní skupina:

- Úraz (fraktury, distorze), operace nebo onemocnění na dolní končetině/končetinách (artróza, revmatoidní artritida)
- Jiná onemocnění projevující se poruchou cití (neuropatie)
- Zjevná paréza na dolní končetině/končetinách jiné než kořenové etiologie
- Paréza kořenové etiologie, kdy pacient nezvládne stoj na patách (po dobu alespoň 5 vteřin)
- Útlak více nervových kořenů
- Gravidita
- Předchozí operace na páteři
- Onemocnění projevující se poruchami rovnováhy
- Závažná psychická onemocnění bránící pochopení studie a účasti v ní
- Věk nižší než 20 a vyšší než 60 let

Kontrolní skupina navíc bez přítomnosti kořenového syndromu a bez bolestí jakékoli části zad.

Kritéria pro zařazení do výzkumné skupiny:

- Lékařsky potvrzená diagnóza (CT, NMR) výhřezu meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1 s útlakem kořene L5 s bolestmi dolní části zad v důsledku této diagnózy, nejlépe i s bolestí nebo senzitivními projevy jdoucími do dolní končetiny postižené strany
- U probanda nebyla zjištěna omezení bránící zařazení do výzkumu (viz výše)

Výzkumný soubor (osoby s kořenovým syndromem L5 způsobeném výhřezem meziobratlových plotének L4/L5 nebo L5/S1) tvořilo 10 probandů ve věku 31-55 let (muži/ženy) s průměrnou 176 centimetrů a průměrnou hmotností 68,6 kilogramů. V kontrolní skupině bylo 12 probandů (muži/ženy) ve věku 24-53 let bez bolestí dolní části zad s průměrnou 169 centimetrů a průměrnou hmotností 66,7 kilogramů. Ve výzkumné ani kontrolní skupině nebyl přítomen jedinec se známkami postižení pohybového aparátu ani s jiným onemocněním projevujícím se poruchami rovnováhy nebo čítí (viz výše). Probandi byli označeni číslem 1-22, pod nímž probíhalo i statistické zpracování dat pro zajištění anonymity. Testované osoby byly seznámeny s průběhem měření a podepsaly informovaný souhlas s anonymním využitím údajů pro vědeckou práci.

4.2 CHARAKTERISTIKA POUŽITÝCH VYŠETŘOVACÍCH ZAŘÍZENÍ (A VÝZKUMNÝCH METOD)

K měření byly využity dvě silové plošiny (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko). Každá plošina má tvar čtverce o rozměru 40 x 60 centimetrů. Plošiny byly položeny na délku jedna za druhou, na šířku se z 20 centimetrů překrývaly. Byly usazeny tak, že jejich horní plocha byla ve stejné výšce jako okolní podlaha.

4.3 PRŮBĚH MĚŘENÍ

Na začátku byli probandi seznámeni s průběhem měření a vyšetřování. Dále odpověděli na anamnestický dotazník, jehož cílem bylo zjistit základní údaje (věk, pohlaví) a vyloučit případná onemocnění, která by mohla mít vliv na silové a časové parametry chůze a u pacientů zjistit míru postižení (Příloha 1). Poté se proband svlékl do spodního prádla, byla zjištěna jeho tělesná hmotnost a výška, byla ověřena stejná délka dolních končetin a změřeny

základní antropometrické parametry pro potřeby přístroje. U probandů z výzkumného souboru bylo provedeno neurologické a kineziologické vyšetření vztahující se k problematice kořenového syndromu (Příloha 2). U probandů zdravých bylo provedeno základní kineziologické vyšetření (Příloha 2).

Poté probíhalo vlastní měření chůze na tenzometrických plošinách. Aby se proband při měření mohl dívat před sebe a nemusel svou chůzi „cílit“ na plošiny, tak si chůzi před samotným měřením několikrát vyzkoušel a označil si místo, od kterého se bude rozcházet. Probandi byli instruováni, aby šli přirozenou chůzí a dívali se před sebe (ne na plošiny ve snaze se na ně trefit). Každý z probandů absolvoval měření chůze, které obsahovalo alespoň deset zdařených krokových cyklů. Měření probíhalo v místnosti za umělého osvětlení a bez přítomnosti rušivých vlivů.

4.4 ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ

Data byla naměřena pomocí softwaru Vicon Nexus (verze 1.0, Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie). U vybraných parametrů bylo následně provedeno statistické zpracování v programu Statistica (verze 8, Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA).

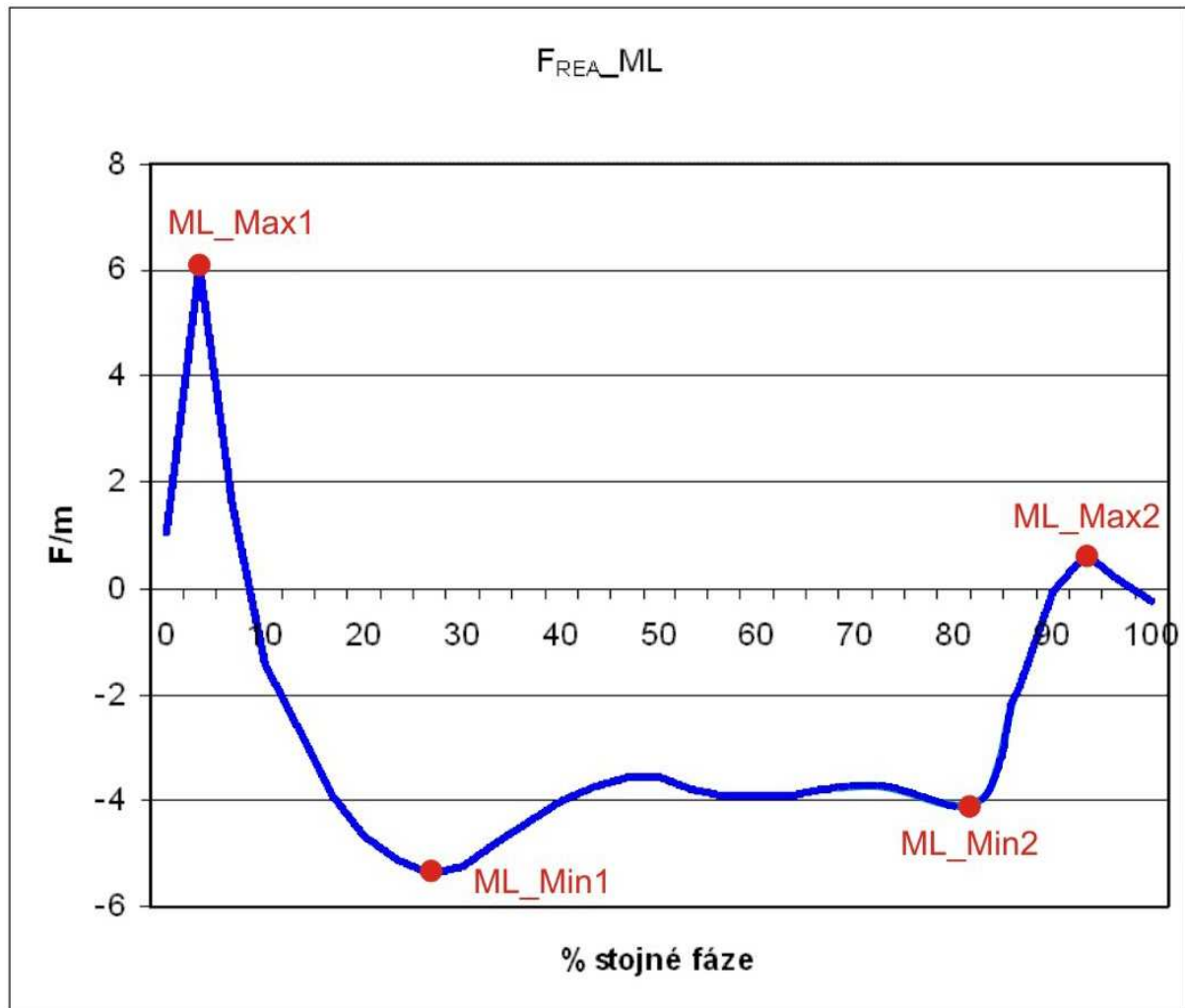
K vyhodnocení byly použity základní statistické charakteristiky – aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Pro porovnání rozdílů osob s LBP a kontrolní skupinou a mezi postiženou a nepostiženou stranou byla použita jednofaktorová analýza rozptylu a Fischerův LSD post hoc test. Testy byly prováděny na 95% hladině statistické významnosti.

4.5 VYBRANÉ MĚŘENÉ SILOVÉ A ČASOVÉ PARAMETRY CHŮZE

Následující grafy byly sestrojeny jako průměrná křivka z naměřených parametrů tří zdravých osob v našem experimentu.

4.5.1 Silové parametry

4.5.1.1 Mediolaterální složka reakční síly podložky



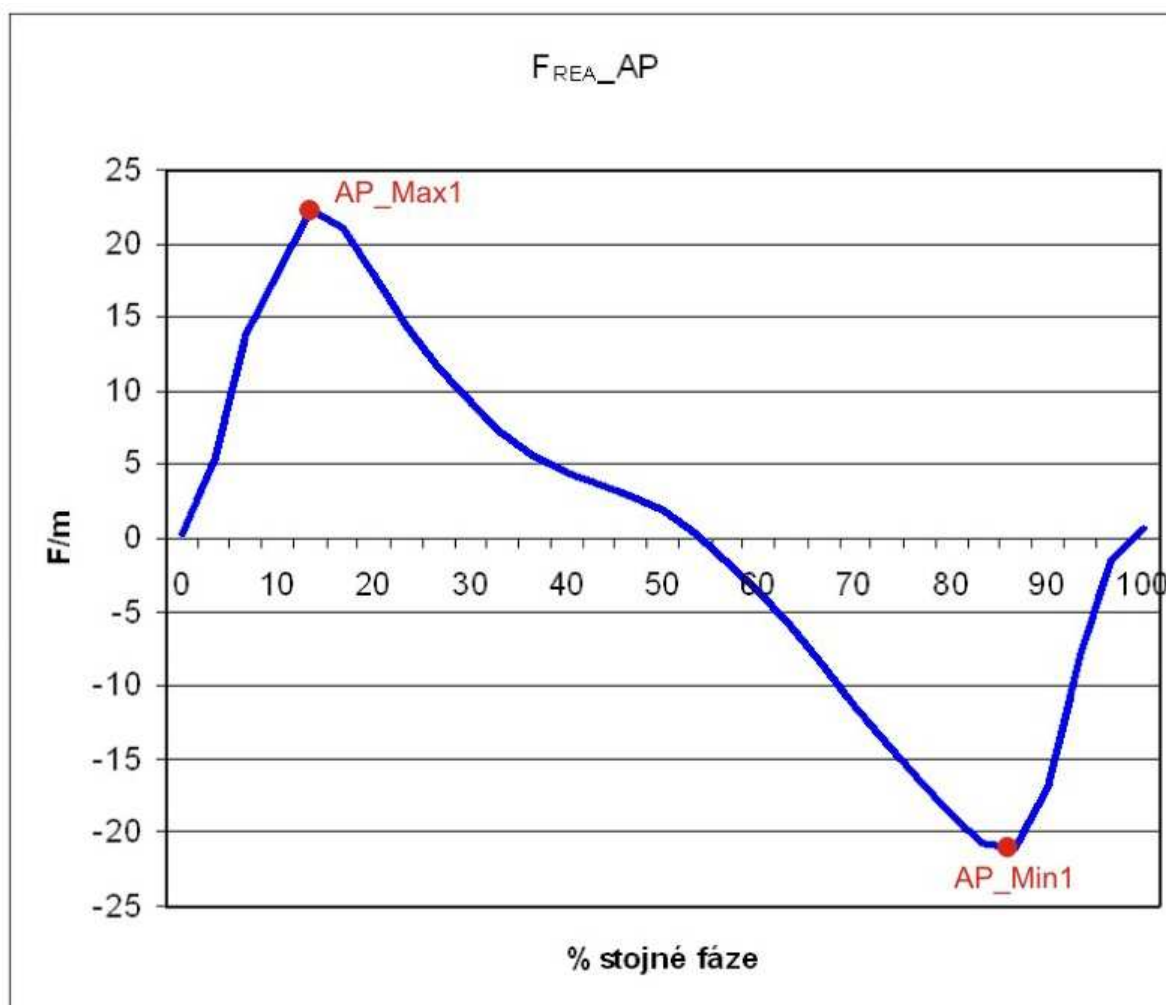
Obrázek 15. Mediolaterální složka reakční síly podložky

Vysvětlivky: F_{REA_ML} – mediolaterální složka reakční síly podložky, F/m – složka síly vydělená tělesnou hmotností

Měřené silové parametry:

- ML_Max1 – první maximum mediolaterální složky reakční síly podložky
- ML_Min1 – první minimum mediolaterální složky reakční síly podložky
- ML_Min2 – druhé minimum mediolaterální složky reakční síly podložky
- ML_Max2 – druhé maximum mediolaterální složky reakční síly podložky

4.5.1.2 Anteroposteriorní složka reakční síly podložky



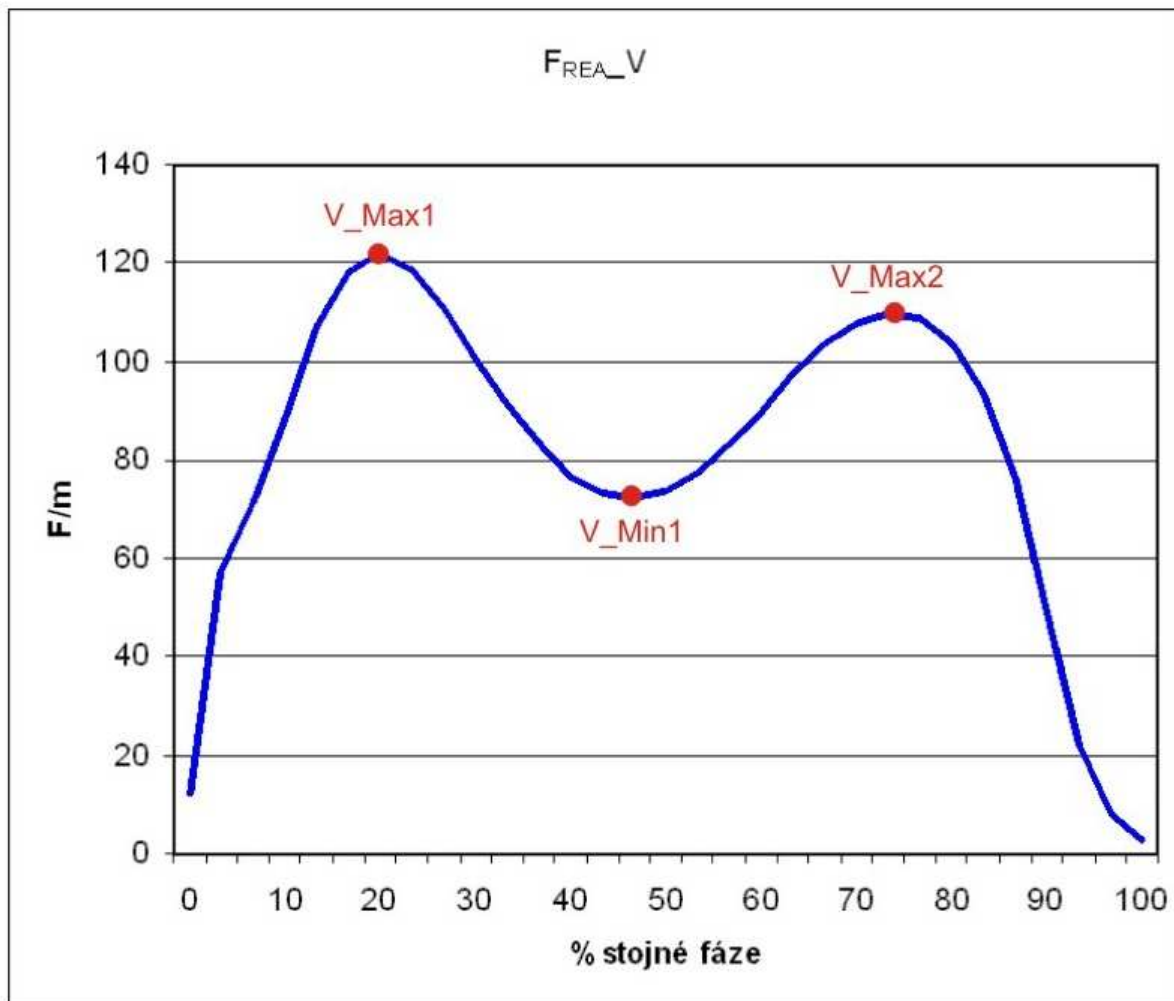
Obrázek 16. Anteroposteriorní složka reakční síly podložky

Vysvětlivky: F_{REA_AP} – anteroposteriorní složka reakční síly podložky, F/m – složka síly vydělená tělesnou hmotností

Měřené parametry:

- AP_Max1 – maximum anteroposteriorní složky reakční síly podložky v brzdící fázi
- AP_Min1 – maximum anteroposteriorní složky reakční síly podložky v akcelerační fázi (minimum)

4.5.1.3 Vertikální složka reakční síly podložky



Obrázek 17. Vertikální složka reakční síly podložky

Vysvětlivky: F_{REA_V} – vertikální složka reakční síly podložky, F/m – složka síly vydělená tělesnou hmotností

Měřené parametry:

- V_Max1 – první maximum vertikální složky reakční síly podložky ve stádiu zatěžování
- V_Min1 – minimum vertikální složky reakční síly podložky ve fázi mezistoje a koncového stoje
- V_Max2 – druhé maximum vertikální složky reakční síly podložky ve fázi koncového stoje a předšvihů

4.5.2 Časové parametry

Kromě maximálních a minimálních hodnot byly posuzovány také časy, kdy tato maxima či minima nastávají. Časové parametry byly vztaženy k trvání krokového cyklu, jednotkou jsou tedy procenta krokového cyklu. Hodnotili jsme tyto parametry:

ML_ t_Max1 – čas prvního maxima ML složky reakční síly podložky, ML_ t_Min1 – čas prvního minima ML složky reakční síly podložky, ML_ t_Min2 – čas druhého minima ML složky reakční síly podložky, ML_ t_Max2 – čas druhého maxima ML složky reakční síly podložky, AP_ t_Max1 – čas maxima AP složky reakční síly podložky v brzdící fázi, AP_ t_Min1 – čas maxima AP složky reakční síly podložky v akcelerační fázi, V_ t_Max1 – čas prvního maxima V složky reakční síly podložky ve stádiu zatěžování, V_ t_Min1 – čas minima V složky reakční síly podložky ve fázi mezistoje a koncového stoje, V_ t_Max2 – čas druhého maxima V složky reakční síly podložky ve fázi koncového stoje a předšvihů.

4.5.3 Indexy symetrie

Pro všechny výše zmíněné parametry jsme vypočítali indexy symetrie podle níže uvedených vztahů:

$$SI = ((L - R) / (0,5 * (L+R))) * 100$$

$$SI = ((N - P) / 0,5 * (N+P)) * 100$$

Vysvětlivky: L – hodnota příslušného parametru na levé dolní končetině, P – hodnota příslušného parametru na pravé dolní končetině, N – hodnota příslušného parametru na nepostižené dolní končetině, P – hodnota příslušného parametru na postižené dolní končetině (například Max1_V na levé a Max1_V na pravé končetině nebo postižené/nepostižené dolní končetině).

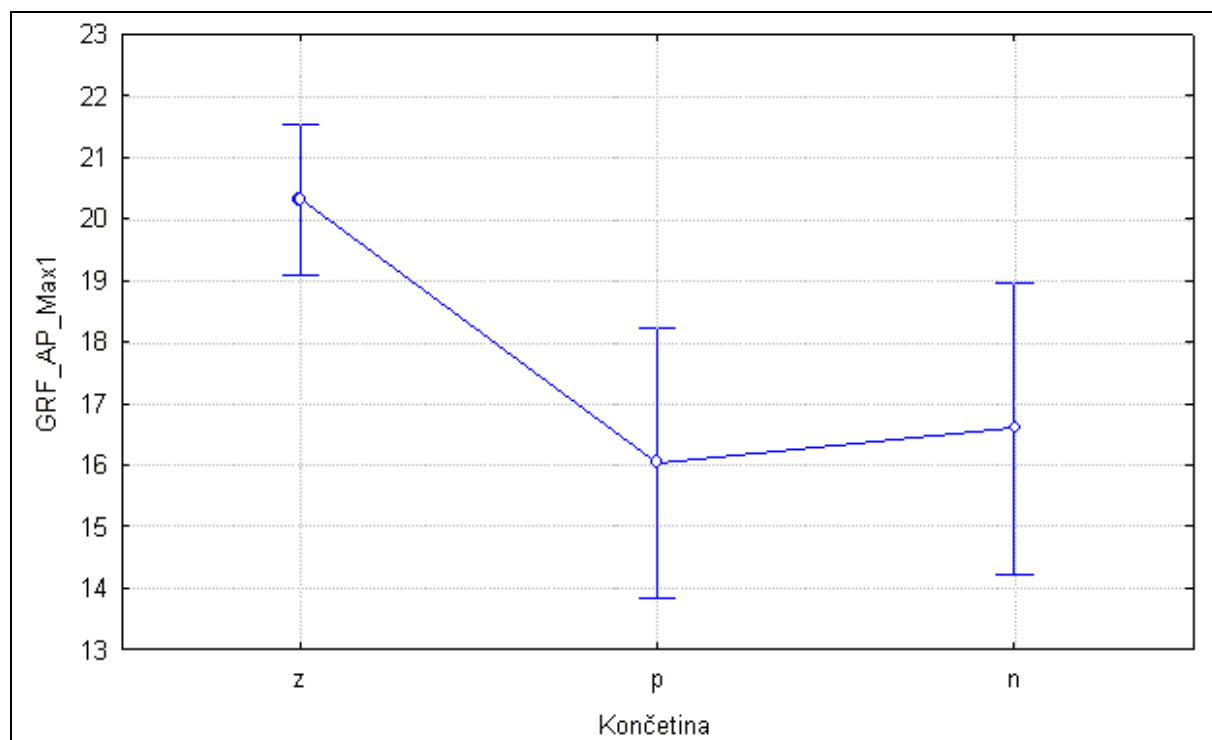
5 VÝSLEDKY

5.1 SILOVÉ A ČASOVÉ PARAMETRY CHŮZE

V této části jsme zpracovávali vybrané parametry (minima, maxima) jednotlivých složek reakčních sil podložky a časy, kdy tato minima a maxima nastala. A to u postižené a nepostižené dolní končetiny pacientů a u dolní končetiny kontrolní skupiny. Data charakterizující zdravou dolní končetinu kontrolní skupiny byla získána aritmetickým průměrem všech dolních končetin kontrolní skupiny. Tyto údaje byly použity pro následné statistické vyhodnocení. Statisticky významné rozdíly jsou označeny červeně.

5.1.1 Anteroposteriorní složka reakční síly podložky

Maximum anteroposteriorní složky reakční síly podložky v brzdící fázi



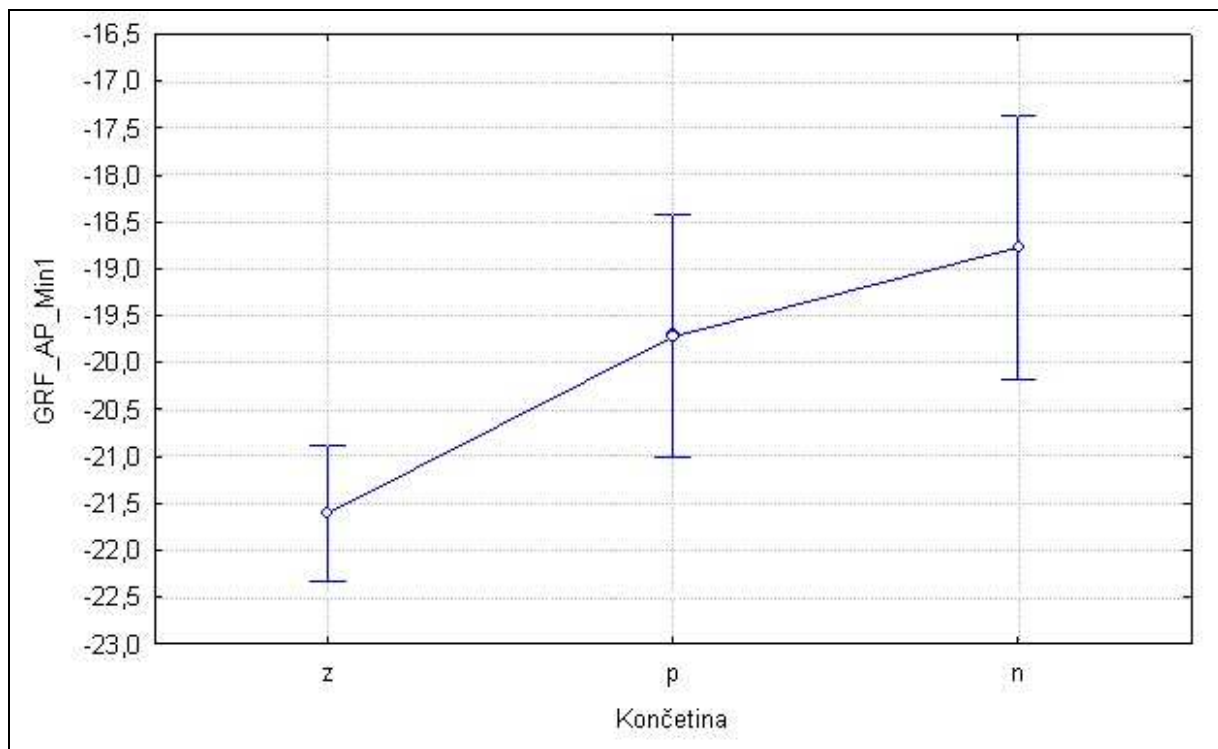
Obrázek 18. Výsledky maxima AP složky FREA v brzdící fázi

Vysvětlivky: GRF_AP_Max1 – maximum anteroposteriorní složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená strana, n – nepostižená strana

Tabulka 1. Výsledky maxima AP složky FREA v brzdící fázi

	z	p	n
z	x	0,001033	0,006664
p	0,001033	x	0,734831
n	0,006664	0,734831	x

Maximum (záporná hodnota) anteroposteriorní složky reakční síly podložky v akcelerační fázi



Obrázek 19. Výsledky maxima síly v akcelerační fázi u AP složky FREA

Vysvětlivky: GRF_AP_Min1 – minimum anteroposteriorní složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

Tabulka 2. Výsledky maxima síly v brzdící fázi u AP složky FREA

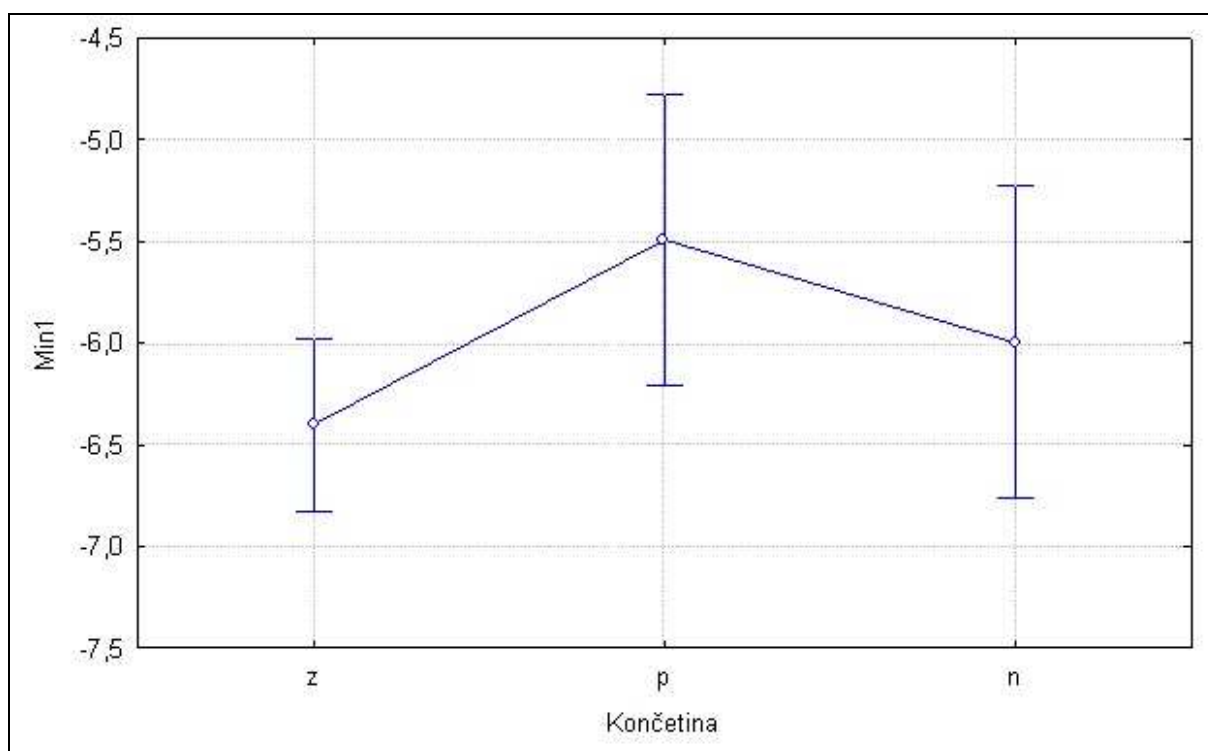
	z	p	n
z	x	0,013081	0,000544
p	0,013081	x	0,328145
n	0,000544	0,328145	x

Byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a postiženou dolní končetinou pacientů a mezi kontrolní skupinou a nepostiženou dolní končetinou pacientů, kdy maximum/minimum reakční síly podložky v brzdící (i akcelerační) fázi bylo u kontrolní skupiny v obou případech vyšší.

5.1.2 Mediolaterální složka reakční síly podložky

Co se týče velikosti síly, tak statisticky významné rozdíly byly nalezeny pouze u minim této složky, která charakterizují zatížení chodidla ve směru laterálním (reakční síla má směr opačný, tedy mediální).

První minimum mediolaterální složky reakční síly podložky



Obrázek 20. Výsledky prvního minima ML složky FREA

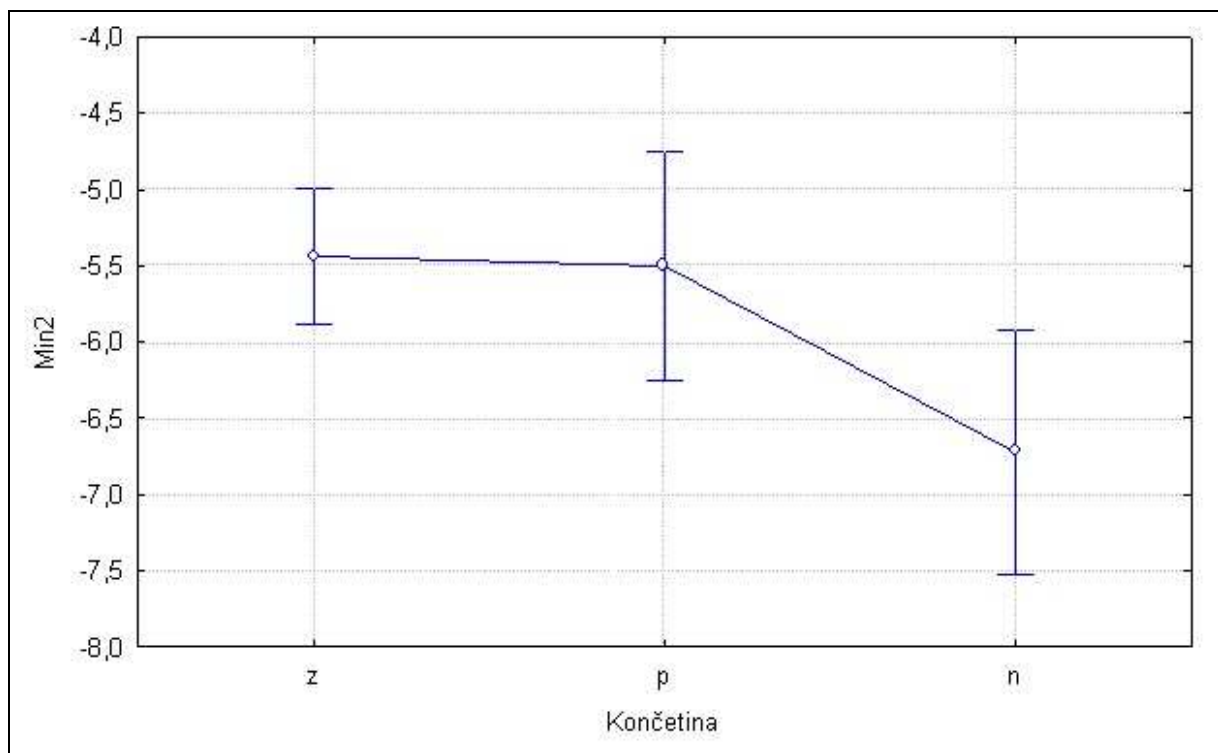
Vysvětlivky: Min1 – první minimum mediolaterální složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

Tabulka 3. Výsledky prvního minima ML složky FREA

	z	p	n
z	x	0,033134	0,357482
p	0,033134	x	0,348062
n	0,357482	0,348062	x

U prvního minima mediolaterální složky reakční síly podložky byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a postiženou dolní končetinou pacientů, které bylo u kontrolní skupiny vyšší.

Druhé minimum mediolaterální složky reakční síly podložky



Obrázek 21. Výsledky druhého minima ML složky FREA

Vysvětlivky: Min2 – druhé minimum mediolaterální složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

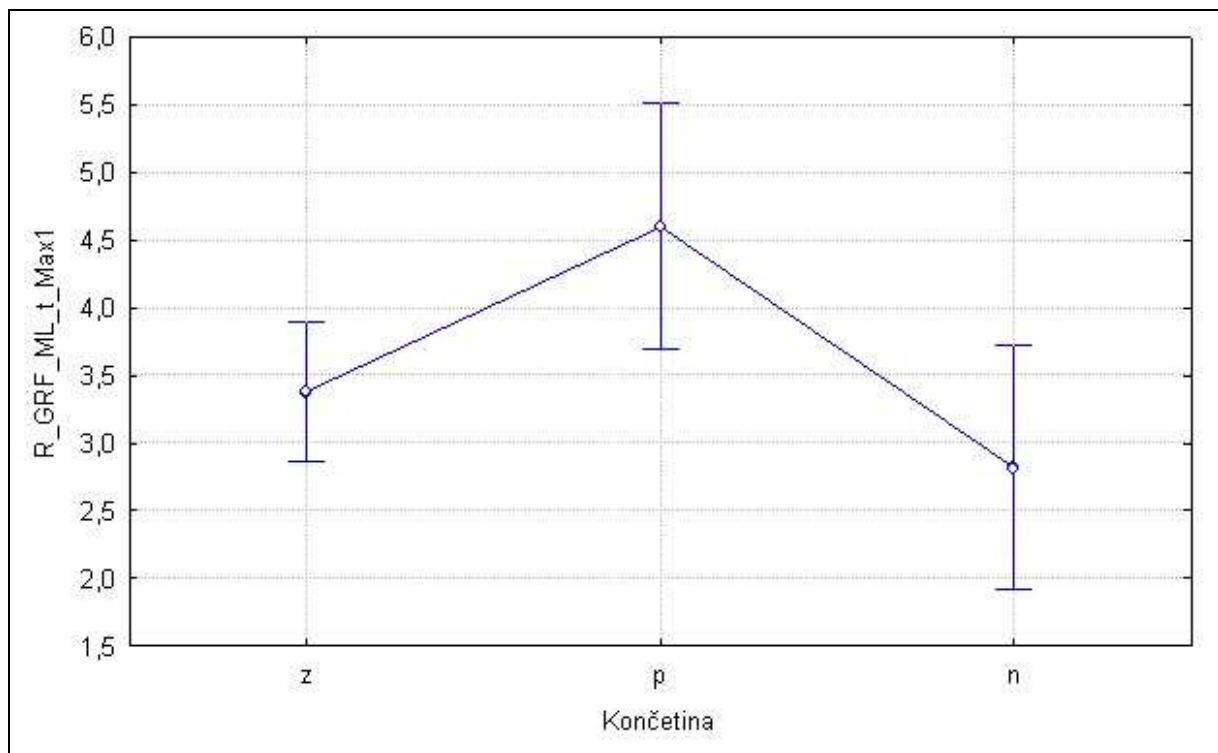
Tabulka 4. Výsledky druhého minima ML složky FREA

	z	p	n
z	x	0,888249	0,00641
p	0,888249	x	0,02917
n	0,006410	0,02917	x

U druhého minima mediolaterální složky reakční síly podložky jsme zjistili dva statisticky významné rozdíly. Jednak mezi kontrolní skupinou a nepostiženou stranou pacientů, kdy u kontrolní skupiny byla reakční síla podložky větší. A dále mezi postiženou a nepostiženou stranou pacientů, kdy větší reakční síla podložky byla na straně postižené.

Další statisticky významné rozdíly jsme našli pro časy, kdy nastává první maximum a minimum mediolaterální složky reakční síly podložky.

Čas prvního maxima mediolaterální složky reakční síly podložky



Obrázek 22. Výsledky času prvního maxima ML složky FREA

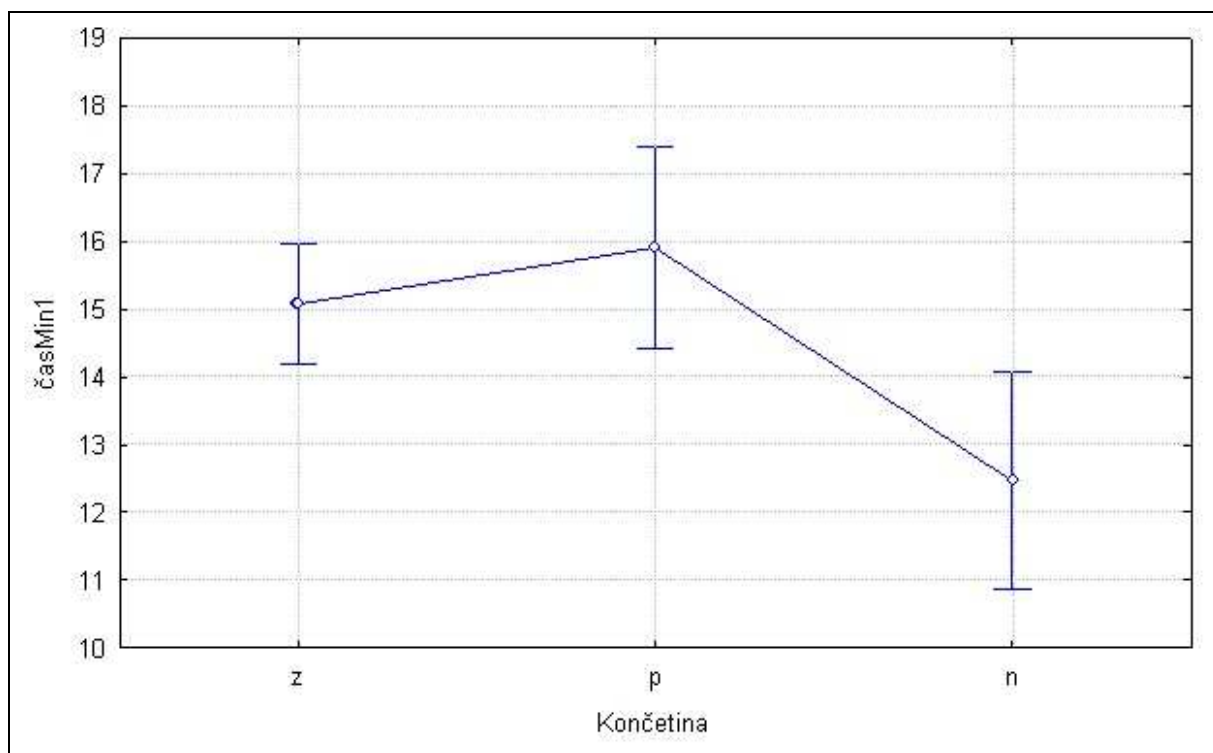
Vysvětlivky: R_GRF_ML_t_Max1 – čas prvního maxima mediolaterální složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

Tabulka 5. Výsledky času prvního maxima ML složky FREA

	z	p	n
z	x	0,021918	0,290928
p	0,021918	x	0,006858
n	0,290928	0,006858	x

U času, kdy nastává první maximum mediolaterální složky reakční síly podložky byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a postiženou stranou pacientů a mezi postiženou a nepostiženou stranou pacientů. U postižené strany pacientů toto maximum nastává dříve.

Čas prvního minima mediolaterální složky reakční síly podložky



Obrázek 23. Výsledky času prvního minima ML složky FREA

Vysvětlivky: čas Min1 – čas prvního minima mediolaterální složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

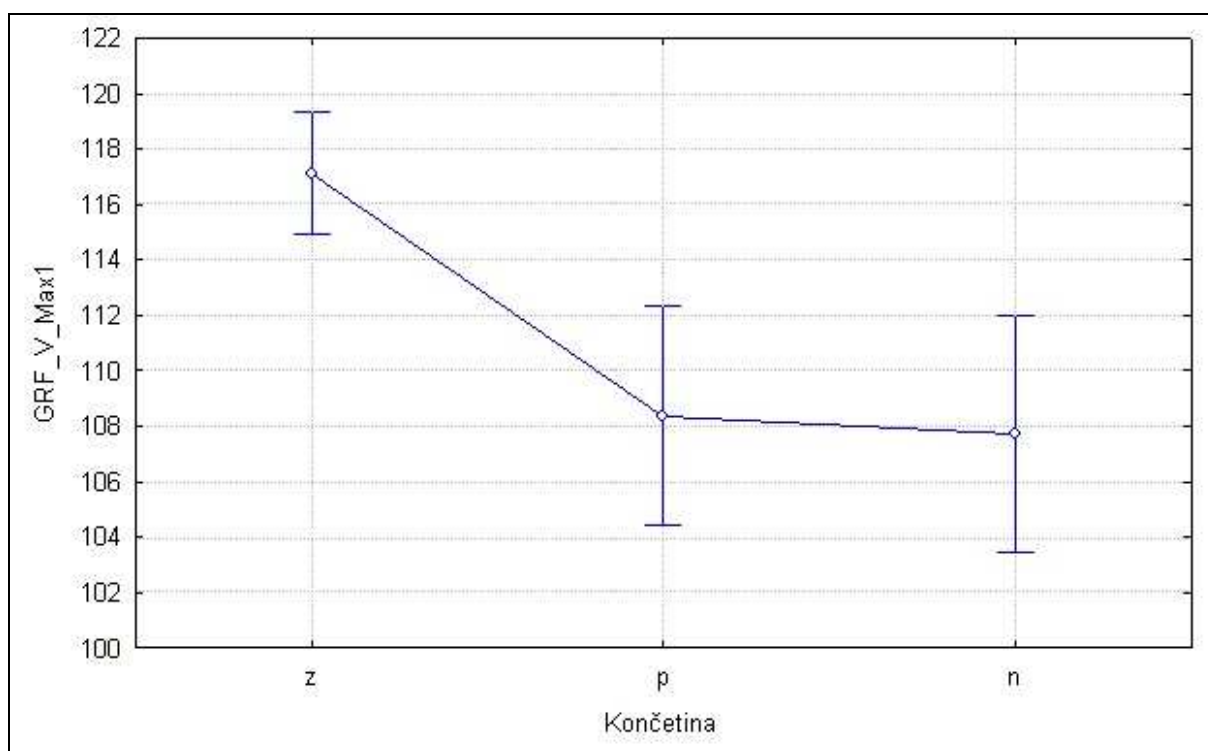
Tabulka 6. Výsledky času prvního minima ML složky FREA

	z	p	n
z	x	0,345919	0,005399
p	0,345919	x	0,002283
n	0,005399	0,002283	x

První minimum mediolaterální složky reakční síly podložky nastává u kontrolní skupiny i u postižené strany pacientů později než u nepostižené strany pacientů.

5.1.3 Vertikální složka reakční síly podložky

První maximum vertikální složky reakční síly podložky ve stádiu zatěžování



Obrázek 24. Výsledky prvního maxima V složky FREA

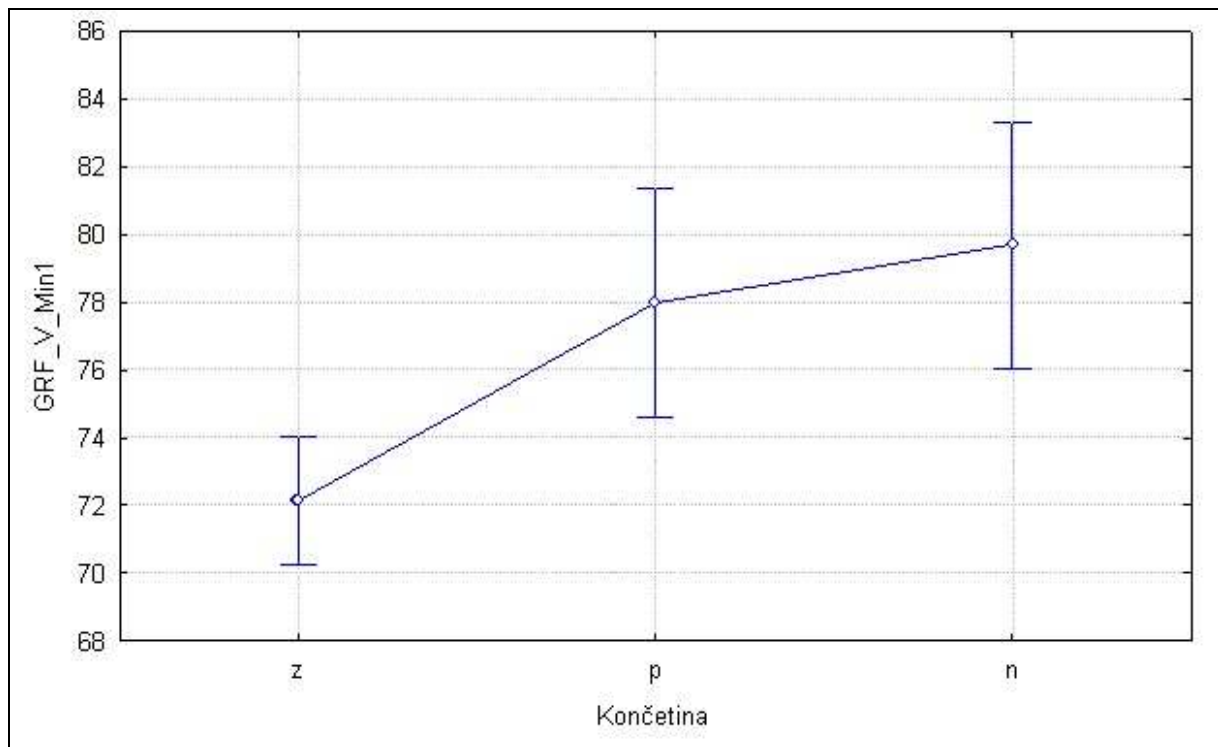
Vysvětlivky: GRF_V_Max1 – první maximum vertikální složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

Tabulka 7. Výsledky prvního maxima V složky FREA

	z	p	n
z	x	0,00023	0,000193
p	0,000230	x	0,823342
n	0,000193	0,823342	x

U prvního maxima ve stádiu zatěžování byly zjištěny dva statisticky významné rozdíly: mezi kontrolní skupinou a postiženou stranou pacientů a mezi kontrolní skupinou a nepostiženou stranou pacientů, kdy u kontrolní skupiny byla reakční síla podložky vyšší. Rozdíly v čase, kdy toto maximum nastalo, nejsou statisticky významné.

Minimum vertikální složky reakční síly podložky ve fázi mezistoje a koncového stoje



Obrázek 25. Výsledky minima V složky FREA

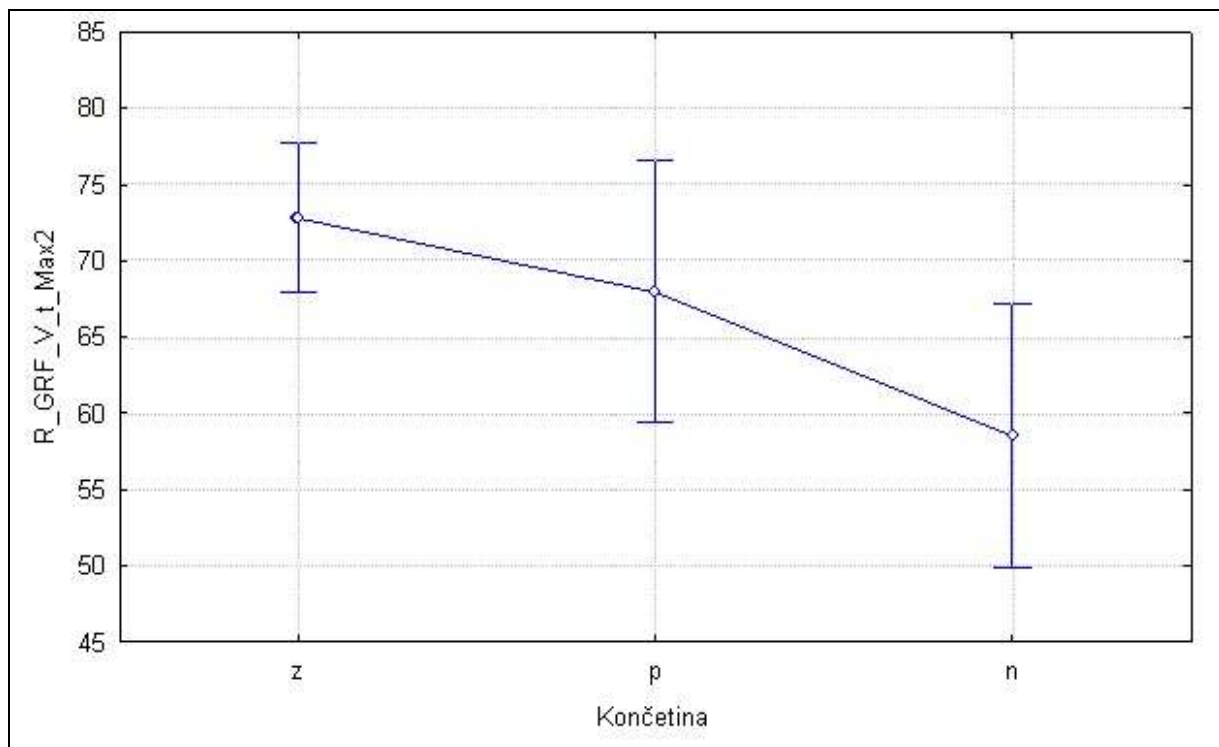
Vysvětlivky: GRF_V_Min1 – minimum vertikální složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

Tabulka 8. Výsledky minima V složky FREA

	z	p	n
z	x	0,003249	0,000415
p	0,003249	x	0,505369
n	0,000415	0,505369	x

U minima vertikální složky byla naopak reakční síla podložky u kontrolní skupiny menší než reakční síla podložky u postižené strany pacientů, a také nepostižené strany pacientů.

Čas druhého maxima vertikální složky reakční síly podložky ve fázi koncového švihů a předšvihů



Obrázek 26. Výsledky času druhého maxima V složky FREA

Vysvětlivky: GRF_V_t_Max2 – čas druhého maxima vertikální složky reakční síly podložky, z – kontrolní skupina, p – postižená dolní končetina pacientů, n – nepostižená dolní končetina pacientů

Tabulka 9. Výsledky času druhého maxima V složky FREA

	z	p	n
z	x	0,335382	0,004985
p	0,335382	x	0,125642
n	0,004985	0,125642	x

Poslední statisticky významný rozdíl byl nalezen pro čas druhého maxima vertikální složky reakční síly podložky ve fázi koncového stoje a předšvihů mezi kontrolní skupinou a nepostiženou stranou pacientů, kdy kontrolní skupiny nastalo toto maximum později.

5.2 VYJÁFŘENÍ K HYPOTÉZÁM H01, H02 A H03

H01: Vybrané silové parametry chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 se od zdravých jedinců neliší.

Statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) mezi osobami s kořenovým syndromem L5 a osobami zdravými jsme našli u všech vybraných silových parametrů chůze (s výjimkou prvního a druhého maxima mediolaterální a druhého maxima vertikální složky reakční síly podložky). Hypotézu H01 zamítáme, silové parametry chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 a osobami zdravými liší.

H02: Vybrané časové parametry chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 se od zdravých jedinců neliší.

Statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) jsme našli pro čas prvního maxima a prvního minima mediolaterální a druhého maxima vertikální složky reakční síly podložky. Hypotézu H02 zamítáme, časové parametry chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 oproti osobám zdravým liší.

H03: Stranová symetrie u vybraných silových a časových parametrů chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 se od zdravých jedinců neliší.

V naší studii jsme nenašli statisticky významný rozdíl ve stranové symetrii u vybraných silových a časových parametrů chůze osob s kořenovým syndromem L5 oproti osobám zdravým. Hypotézu H03 zamítnout nelze.

5.3 VYHODNOCENÍ DOTAZNÍKŮ

Do výzkumné skupiny bylo zařazeno 10 probandů s jednostranným kořenovým syndromem L5 způsobeným výhřezem meziobratlové ploténky. Ve skupině bylo 6 mužů a 4 ženy. Věkové rozhraní skupiny bylo 31-55 let, průměrný věk 41,3 roky, průměrná hmotnost 68,6 kilogramů a průměrná výška 176 centimetrů. V souboru bylo 8 probandů s dominantní pravou dolní končetinou, kteří měli výhřez na levé straně, 1 s dominantní pravou dolní končetinou s výhřezem na pravé straně a 1 osoba měla dominantní levou dolní končetinu a na této straně i výhřez. 9 pacientů subjektivně nepocíťovalo slabost postižené dolní končetiny, jeden ano, ale velmi lehkou. Snížené cití pocíťovali 2 pacienti (velmi lehké), parestezie byly přítomny u 3 pacientů, u 2 z nich i dysestezie. 3 pacienti mívají fascikulace na postižené dolní končetině. Bolest se vyskytovala u 3 pacientů pouze v oblasti bederní páteře, u 7 vyzařovala do stehna, u 3 z nich i do lýtky, u 1 z nich do stehna, lýtky i do nohy. Většina z nich (8) označila svou bolest na vizuální analogové škále do 25%. V sagitální rovině se u dvou probandů vyskytovala anteverze pánve, u ostatních rovinách byla pánev u většiny probandů také v normě. U 2 probandů byla zjištěna blokáda sakroiliakálního kloubu na L straně (jeden z nich měl výhřez vlevo, druhý vpravo). Trendelenburgova zkouška byla lehce pozitivní u jednoho probanda (na straně výhřezu), u ostatních negativní. U poloviny probandů byla zjištěna aplanace bederní lordózy, 3 měli bederní lordózu v normě, 2 hyperlordózu. 5 mělo pozitivní alespoň jednu zkoušku na průkaz kořenového syndromu. Většina z nich měla omezený rozsah pohybu páteře. U 3 pacientů bylo lehce zhoršeno cití v oblasti stehna (u jednoho z nich stehna a lýtky) do 6/10. U pacientů se nevyskytovaly výrazné parézy, všichni zvládli stoj na patách 5 vteřin, svalová síla do dorzální flexe postižené nohy byla u 4 probandů lehce snížena (4 nebo 4+ dle svalového testu (ST)), dorzální flexe palce u 5 probandů (4 ST).

V kontrolní skupině bylo 9 žen a 3 muži. Věkové rozhraní skupiny bylo 24-53 let, průměrný věk byl 38,3 roky, průměrná hmotnost 66,7 kilogramů a průměrná výška 169 centimetrů. V kontrolní skupině bylo 11 probandů s dominantní pravou dolní končetinou a 1 ambidexter. Pánev v sagitální, frontální a transverzální rovině byla u většiny (8) osob v normě. U 1 osoby byla pánev v anteverzi, u 3 osob v transverzální rovině rotována vpravo dozadu. Jedna osoba měla blokádu sakroiliakálního kloubu na dominantní dolní končetině. U 4 probandů byla zjištěna hyperlordóza bederní, jeden z nich měl kompenzační kyfózu v hrudní páteři. 2 osoby měly aplanaci v hrudní páteři, jedna z nich i aplanaci v oblasti bederní páteře. Ostatní měli křivky páteře v normě. Testy pro zjištění rozsah pohybu páteře byly většinou v normě, pokud ne, měly k ní blíže než osoby z výzkumné skupiny.

Výsledek testu zkoušky dvou vah ani u jedné osoby z řad pacientů a kontrolní skupiny nepřevyšoval normu 10-15 procent uváděnou v literatuře (Véle, 2006).

6 DISKUSE

Cílem diplomové práce bylo zjistit souvislost mezi kořenovým syndromem L5 a změnou silových a časových parametrů chůze. Dále nás zajímal vztah mezi těmito daty a výsledky klinických vyšetření.

Výzkumu se účastnilo 10 probandů s kořenovým syndromem L5 a 12 probandů zdravých. K měření byly využity tenzometrické plošiny (o rozměrech 40 x 60 centimetrů, které byly umístěny na délku jedna za druhou a na šířku se z 20 centimetrů překrývaly). Byly zabudovány do dřevěného chodníku tak, aby nevystupovaly nad jeho úroveň. Probandi na tenzometrické plošiny viděli. Abychom předešli snaze probandů „cílit“ chůzi na plošiny, tak si před vlastním měřením chůzi několikrát vyzkoušeli a označili si místo, od kterého se budou rozcházet. Při vlastním měření byli instruováni dívat se před sebe. Je otázkou, zda je toto opatření dostačující. Grabiner, Feuerbach, Lundin a Davis (1995) a Wearing, Urry a Smeathers (2000) uvádějí, že ano. Grabier et al. (1995) ve svém výzkumu porovnává výsledky chůze po plošinách skrytých pod podlahou a plošinách viditelných. Wearing et al. (1995) porovnává chůzi osob silové plošiny sledujících a týchž osob dívajících se před sebe a plošiny nesledujících.

Dalším problémem mohla být fixní vzdálenost plošin, která na jednu stranu zjednodušuje měření, na straně druhé probandi s dlouhým krokem mohli mít opět tendenci se na plošinu „trefovat“. Je otázkou, jakým způsobem lze problém technicky vyřešit. Buď vzdálenost mezi plošinami nastavit pro každého „individuálně“. Zde je všem problém s jejich zabudováním do dřevěného chodníku, který počítá s jejich fixní vzdáleností. Nebo by musely být plošiny větších rozměrů.

Ve výzkumu jsme měřili vybrané časové a silové parametry u postižené a nepostižené dolní končetiny pacientů, ty jsme porovnávali s „dolní končetinou“ kontrolní skupiny. Parametry pro tuto zdravou dolní končetinu jsme získali aritmetickým průměrem všech dolních končetin všech zdravých probandů. Ve skupině pacientů bylo 8 probandů s dominantní pravou dolní končetinou, kteří měli výhřez na levé straně, 1 s dominantní pravou dolní končetinou s výhřezem na pravé straně a 1 osoba měla dominantní levou dolní končetinu a na této straně i výhřez. V kontrolní skupině bylo 11 osob s dominantní pravou dolní končetinou a 1 ambidexter. Do výzkumu jsme nezahrnuli dominanci končetin. Vycházeli jsme z nám dostupných studií. Řada z nich (například Hamill, 1984; Seeley, Umberger, Shaphiro, 2007) uvádí, že silové a časové parametry jsou u obou skupin stejné,

jdou-li probandi svou přirozenou rychlostí chůze. Jiné studie i při přirozené rychlosti chůze odlišné parametry mezi dominantní a nedominantní končetinou objevily, uvádějí však, že tento rozdíl je kolem 5% (Svoboda, ústní sdělení, 2010).

V naší studii jsme zjistili, že maximální hodnoty anteroposteriorní složky a prvního maxima vertikální složky reakční síly podložky (první maximum anteroposteriorní složky a první maximum vertikální složky – přechod z fáze reakce na zatížení do mezistoje, druhé maximum anteroposteriorní složky – přechod mezi koncovým stojem a předšvihem) byly u kontrolní skupiny vyšší než u postižené a nepostižené dolní končetiny pacientů. Minimum u vertikální složky reakční síly podložky (přechod mezi fázemi mezistoje a koncového stoje) bylo u kontrolní skupiny naopak menší než u postižené a nepostižené dolní končetiny pacientů. Křivky reakčních sil podložky u pacientů byly oploštělé oproti křivkám kontrolní skupiny. Stejný výsledek dokládá Liebenson (2007), který zkoumal vertikální a anteroposteriorní složku reakční síly podložky kontrolní skupiny a skupiny osob s LBP vyzařující do jedné z dolních končetin. K obdobnému závěru dospěla studie Sarwahi et al. (2002) zkoumající vertikální složku reakční síly podložky u osob s aplanací bederní lordózy (tyto osoby trpěly rovněž bolestmi v oblasti bederní páteře).

Osoby s bolestmi v oblasti bederní páteře (i bolestmi, jdoucími z bederní páteře do jedné z dolních končetin) snižují rozsah pohybu v bederní páteři a kyčelním kloubu s cílem zmírnit bolest. V důsledku toho mají kratší délku kroku než osoby zdravé. To většinou ovlivní i jejich přirozenou rychlost chůze, která bývá nižší než u osob zdravých. Při nižší rychlosti chůze také působí na podložku menší silou, tudíž i reakční síla podložky je nižší. Oploštění anteroposteriorní a vertikální křivky reakčních sil je protektivním mechanismem, který má za cíl minimalizovat síly a její prudké změny, kterými působí pacient na podložku a zpětně i podložka na něj (Liebenson, 2007, Elbaz et al., 2009). Výše uvedené studie navíc oproti naší studii uvádějí větší druhé maximum vertikální složky reakční síly podložky u kontrolní skupiny oproti výsledkům skupiny pacientů. Naše skupina pacientů vykazovala obdobný rozdíl, nebyl ovšem statisticky významný. Důvodem může být malý počet pacientů v naší studii. Oploštění křivek anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly podložky je tedy důsledkem protektivního mechanismu, jehož pozitivem je zmenšení reakčních sil a jejich prudkých změn, které by zatěžovaly páteř. Nevýhodou je potom snížení rychlosti chůze a zkrácení kroku. Liebenson (2007) měřil i stranovou symetrii délky kroku. Zjistil, že krok postiženou dolní končetinou je kratší než krok končetinou nepostiženou. Zdůvodnění ve své knize neuvádí. Neuvádí ani míru postižení probandů (motorického, senzitivního, stupeň

vnímané bolesti). Na kratší délku kroku postižené dolní končetiny mohl mít vliv například vyšší stupeň vnímané bolesti, nebo větší iradiace bolesti než měli pacienti v naší studii.

Dalším zjištěným statisticky významným rozdílem byl čas druhého maxima (přechod fází koncového stoje a předšvih) vertikální složky reakční síly podložky, který byl u kontrolní skupiny delší než u nepostižené dolní končetiny pacientů. Dle Smidta (1990) na zdravé dolní končetině nastávají maxima u anteroposteriorní a vertikální složky reakční síly podložky později než na postižené dolní končetině. U maxim anteroposteriorní složky reakční síly podložky i u prvního maxima vertikální složky reakční síly podložky je náznak toho, že u kontrolní skupiny nastává později, rozdíl však nenabývá statisticky významných hodnot. Dle mého názoru to vysvětluje fakt, že se pacienti snaží postiženou dolní končetinu šetřit, je zde patrná lehká tendence zkracovat stojnou fázi chůze, ale mírná forma kořenového syndromu našich pacientů se ve všech maximech neprojevila.

U mediolaterální složky reakční síly podložky bylo první minimum u kontrolní skupiny větší než u postižené dolní končetiny pacientů (tedy u zdravých větší zatížení laterální hrany chodidla na přelomu fází reakce na zatížení a mezistoje – v té době dochází k odlepení palce na kontralaterální dolní končetině, kontralaterální dolní končetina se nachází na přechodu fází předšvih a počátečního švih). Velká část naší skupiny pacientů měla vyzařování bolesti a parestezie jdoucí v zóně L5 z dolní části zad přes oblasti stehna. Předpokládám, že to mohlo ovlivnit, byť jen lehce, funkci abduktorů kyčelního kloubu. Guthrie (2010) uvádí, že u mírných postižení abduktorů kyčelního kloubu dochází během stojné fáze chůze k poklesu pánve na stranu švihové nepostižené dolní končetiny, což může způsobit větší zatížení postižené dolní končetiny ve směru mediálním, tudíž zmenšení jejího zatížení ve směru laterálním a k menším hodnotám prvního minima mediolaterální složky reakční síly podložky.

První minimum mediolaterální složky reakční síly podložky na postižené dolní končetině nastalo později než na nepostižené dolní končetině pacientů a u kontrolní skupiny. Je-li postižená dolní končetina ve stojné fázi, v důsledku postižení abduktorů kyčelního kloubu poklesne pánev na stranu nepostižené dolní končetiny, čímž se více hmotnosti přesune na nepostiženou dolní končetinu, proto je obtížnější tuto končetinu odlepit od podložky a proto nastává první minimum na postižené dolní končetině později.

Druhé minimum mediolaterální složky reakční síly podložky bylo u nepostižené dolní končetiny pacientů větší než u postižené dolní končetiny pacientů a kontrolní skupiny. (Druhé

minium mediolaterální složky reakční síly podložky představuje přechod fází koncového stoje a předšvihu, kdy dochází k počátečnímu kontaktu kontralaterální dolní končetiny.) Výsledek poukazuje na fakt, že v této fázi je laterální strana nohy nepostižené dolní končetiny zatížena více než končetina postižená v této fázi. Odůvodnění je dle mého názoru následující: Zatímco je nepostižená dolní končetina na přechodu fází koncového stoje a předšvihu, postižená dolní končetina ve fázi počátečního kontaktu, vzhledem k dysfunkci abduktorů kyčelního kloubu postižené dolní končetiny dochází opět k poklesu pánve na stranu nepostižené dolní končetiny, což může vézt k většímu zatížení laterální hrany nohy nepostižené dolní končetiny.

Čas prvního maxima mediolaterální složky reakční síly podložky nastal na postižené dolní končetině později než na dolní končetině nepostižené a u kontrolní skupiny. U kontrolní skupiny nastalo první maximum mediolaterální složky reakční síly podložky později než u nepostižené dolní končetiny pacientů, rozdíl však nebyl statisticky významný. První maximum nastává těsně po fázi počátečního kontaktu, kdy dochází k přenosu váhy z mediální hrany paty na hranu laterální, kontralaterální dolní končetina se nachází na přechodu fází koncového stoje a předšvihu. Vzhledem k postižení abduktorů kyčelního kloubu postižené dolní končetiny poklesne pánev na stranu nepostižené dolní končetiny, čímž se přenesou více hmotnosti na tuto končetinu. Tím pádem trvá delší dobu přejít z mediální hrany paty na zatížení na laterální hrany paty postižené dolní končetiny. Je-li v počátečním kontaktu končetina nepostižená, na jejíž straně je pokleslá pánev (v důsledku postižení abduktorů kyčelního kloubu postižené dolní končetiny), je na ní přenesena větší hmotnost, tudíž dochází k dřívějšímu přechodu od zatížení mediální k zatížení laterální strany paty.

V naší studii jsme zamítli hypotézy H01 a H02, že vybrané silové a časové parametry chůze se u osob s kořenovým syndromem L5 oproti osobám zdravým neliší. Hypotéza H03 vyjadřující se k změnám v symetrii vybraných silových a časových parametrů chůze mezi osobami s kořenovým syndromem L5 a osobami zdravými zamítnuta nebyla. Očekávali jsme, že nalezneme více změn v časových parametrech a hlavně symetrii vybraných parametrů chůze. Změny v časových parametrech byly patrné pouze u dvou parametrů mediolaterální složky reakční síly podložky a u jednoho ze složky vertikální, v symetrii vybraných parametrů nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. Pravděpodobně z důvodu mírné formy kořenového syndromu pacientů a malého počtu pacientů ve skupině, tudíž vyšší heterogenitě skupiny.

Co se týče literatury, tak jsem v českých a zahraničních zdrojích nenašla studie, které by mapovaly silové (všechny tři složky vektoru reakční síly podložky) a časové parametry

chůze u osob s kořenovým syndromem L5. Lee J et al. (2010) uvádějí, že chůze obecně je u osob s kořenovými syndromy chabě dokumentována. To může být dáno tím, že osoby s kořenovým syndromem L5 (nebo jen jejich část – například bez výskytu paréz) tvoří poměrně úzkou skupinu, což je pro výběr a získávání probandů náročnější. Nalezla jsem studie mapující silové a časové parametry chůze u dlíčích potíží, které kořenový syndrom provázejí (LBP, LBP vyzařující do jedné z dolních končetin, apod.). Potvrzují naše výsledky silových parametrů chůze. Liebenson (2007) tyto shody zdůvodňuje tím, že tyto základní parametry se řídí lokalizací bolesti, nikoliv diagnózou (v důsledku odlišného pohybového chování člověka u bolesti).

Námi zvolená skupina pacientů měla pouze mírné formy kořenového syndromu (v rámci homogenity skupiny), nevyskytovaly se u nich parézy svalů, maximálně jejich lehké oslabení, což mělo pravděpodobně také vliv na podobnost výsledků s výše zmíněnými studiemi. Ze stejného důvodu nebyly zjištěny rozdíly ve stranové symetrii.

U 7 z 10 pacientů se bolest a senzitivní projevy šířily od bederní páteře po oblast kolene, což dle mého názoru ovlivnilo hlavně funkci abduktorů kyčelního kloubu, jejich postižení však bylo mírné, proto se projevilo pouze na složce mediolaterální. Bylo-li by postižení abduktorů kyčelního kloubu výraznější, byly by pravděpodobně zjištěny odlišné silové a časové parametry jednotlivých složek a stranová asymetrie. Svalový test abduktorů kyčelního kloubu bohužel nebyl proveden, pouze test Trendelenburgův, kde okem zjevné změny nalezeny nebyly.

Studie byla zaměřena na pacienty s mírnou formou diskogenního útlaku kořene L5. V budoucnu by bylo zajímavé zmapovat silové a časové parametry chůze u osob s kořenovým syndromem L5 v rozsáhlejší podobě (se senzitivními projevy šířícími se až do plosky nohy, s výskytem paréz - abduktorů kyčelního kloubu, dorzálních flexorů hlezenního kloubu apod.). Námětem na další studii by mohlo být i zmapování mírných i těžších forem kořenového syndromu S1, který vedle kořene L5 bývá nejčastěji komprimován.

Pro další výzkum této problematiky by bylo vhodné naměřit větší skupinu probandů. My jsme se o rozšíření skupiny pokoušeli, kdy jsme oslovili prakticky všechny olomoucké neurology. Ti bohužel odmítli oslovovat své pacienty. Vzhledem k tomu, že jsme v době realizace výzkumu ještě studovaly, neměly jsme možnost probandy pro studii získat jinde než na univerzitním pracovišti, kde jsme vykonávaly praxi.

Jsem si vědoma toho, že ne u všech „diskogenních pacientů“ se vyskytuje útlak pouze jednoho nervového kořene. Mezi pacienty je řada těch, kteří mají utlačeno několik kořenů současně, nebo útlak na obou stranách. Jiní mají společně s výhřezem spondylolistézu, skoliózu, měli úraz nebo onemocnění na dolní končetině/končetinách nebo trpí poruchami rovnováhy, apod. I přesto se domnívám, že zmapování silových a časových parametrů chůze u útlaku jednotlivých nervových kořenů, spondylolistézy a dalších klinických jednotek má svůj význam. Tímto způsobem by bylo do budoucna možné exaktně podložit efekt fyzioterapie na léčbu pacientů s výše uvedenými, ale i dalšími klinickými jednotkami. Efekt terapie výhřezu meziobratlové ploténky je možno doložit například CT nebo NMR snímky, jejich pořízení je však drahé, ne běžně dostupné a navíc zdravotně zatěžuje pacienta. Určitým omezením je, že měření lze provádět jen u těch pacientů, kteří nemají další diagnózu, která by mohla ovlivnit výsledky měření (například druhý a vyšší stupeň artrózy kloubů dolních končetin).

7 ZÁVĚR

V této práci nás zajímala změna silových a časových parametrů chůze u osob s mírnou formou diskogenního kořenového syndromu L5 v porovnání s osobami zdravými. Výzkumný soubor tvořilo 10 osob s průměrným věkem 41,3 roky, kontrolní skupinu 12 osob s průměrným věkem 38,3 roky. Výzkum se skládal z vyplnění anamnestického dotazníku, klinického a neurologického vyšetření a vlastního měření deseti zdařilých krokových cyklů na tensometrických plošinách Kistler. Vyhodnocovali jsme základní silové a časové parametry jednotlivých složek reakční síly podložky a zjišťovali vzájemný vztah mezi výhřezem L5 a určitými typickými změnami v těchto parametrech.

Prokázali jsme, že i mírná forma diskogenního kořenového syndromu L5 má vliv na silové a časové parametry chůze. Konkrétně došlo k oploštění křivek znázorňujících vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly podložky, prodloužení času druhého maxima vertikální složky reakční síly podložky, změny ve velikosti minim mediolaterální složky reakční síly podložky a v časech, kdy nastalo první minimum a první maximum mediolaterální složky reakční síly podložky, stranová asymetrie u vybraných parametrů prokázána nebyla. Poukázali jsme tak na možnost využití tensometrických plošin k diagnostice a k posouzení efektu terapie kořenového syndromu.

8 SOUHRN

V první části diplomové práce je popsán krokový cyklus a jeho jednotlivé fáze, krokový cyklus zdravé osoby – jak obecně, tak z hlediska pohybu v kloubech dolních končetin a timingu svalů při chůzi. Práce obsahuje základní informace o silových plošinách (a jejich využití k diagnostice patologické chůze), jednotlivých složkách vektoru reakční síly podložky a základních časových parametrech krokového cyklu.

Druhá část práce dává informace o kořenových syndromech – prevalenci, základní anatomii vztahující se ke kořenovému syndromu, funkci meziobratlových plotének, etiologii a etiopatogenezi výhřezu meziobratlových plotének, klasifikaci diskogenního postižení, klinických známek kořenového syndromu, popisu jednotlivých kořenových syndromů bederní páteře a znacích chůze osob s kořenovým syndromem L5.

Poslední částí je vlastní výzkum. Účastnilo se ho 10 osob s mírnou formou diskogenního kořenového syndromu L5 a 12 probandů zdravých. Na silových plošinách jsme měřili vybrané silové a časové parametry chůze a jejich stranovou symetrii. Prokázali jsme, že i mírná forma kořenového syndromu L5 má vliv na změny silových a časových parametrů, změny v symetrii vybraných parametrů nalezeny nebyly.

9 SUMMARY

The first part of the thesis describes the step cycle and its phases and analyzes the step cycle of a healthy person – both generally and with regard to the motions in the joints of the lower limbs and the timing of the muscles during walking. The thesis presents basic information regarding force platforms (and their use in the diagnosis of pathological walking), the components of the substrate reaction force vector and the basic parameters of the step cycle.

The second part of the thesis gives information regarding nerve-root syndromes, their prevalence, basic anatomy related to the nerve-root syndrome, function of intervertebral discs, etiology and etiopathogenesis of intervertebral disc prolapse, classification of discogenic diseases, clinical signs of the nerve-root syndrome, description of the various nerve-root syndromes of the lumbar spine and walking signs in patients with the L5 nerve-root syndrome.

The last part describes the study performed. The study encompassed 10 patients with a mild form of the L5 discogenic nerve-root syndrome and 12 healthy individuals. By using force platforms, we measured selected force and time parameters of walking and their lateral symmetry. Evidence has been obtained that even a mild form of the L5 nerve-root syndrome affects the force and time parameters. No changes were found in the symmetry of the selected parameters.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2002). *Neurologie pro studenty lékařské fakulty*. Praha: Nakladatelství Karolinum.
- Ambler, Z., Bednařík, J., & Růžička, E. (2008). *Klinická neurologie* (2nd ed.). Praha: Triton
- Anderson, F., & Pandy, M. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and posture*, 17, 159-169.
- Bednařík, J. (2007). *Kořenové syndromy: Klinika, diagnostika*. Retrieved 23. 6. 2010 from the World Wide Web: [http://www.fnbrno.cz/data/files/NK/Postgraduální kurs Vertebrologie Kořenové syndromy.pdf](http://www.fnbrno.cz/data/files/NK/Postgraduální_kurs_Vertebrologie_Kořenové_syndromy.pdf) .
- Bogey, R. (2009). *Gait analysis*. Retrieved from the World Wide Web: <http://emedicine.medscape.com/article/320160-overview>
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- DeLisa, J., A. (1998). *Gait analysis in the science of rehabilitation*. Baltimore: Department of Veterans Affairs.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing
- Ehler, E. (2009). *Neurologie*. Pardubice: Univerzita Pardubice.
- Elbaz, A. et al. (2009). A novel biomechanical device improves gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain, *Spine*, 34(15), 507-512.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. New York: Mac Keith Press.
- Giakas, G., & Batzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait and posture*, 5, 189-197.
- Grabiler, M. D., Feuerbach, J. W., Lundin, T. M., & Davis, B. L. (1995). Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1115-1117.
- Guintre, M. (2010). *Pathologic gait – musculoskeletal*. Retrieved 20. 1. 2011 from the World Wide Web: [http://courses.washington.edu/anatomy/KinesiologySyllabus/PathGait1 Ortho.pdf](http://courses.washington.edu/anatomy/KinesiologySyllabus/PathGait1Ortho.pdf)
- Horáček, O. (2000). Příspěvek k rehabilitaci radikulárních syndromů, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 21-23.

- Huang, Y. P. (2011). Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *European Spine Journal*, 20, 491-499.
- Kaňovský, P., Herzig, R. (2007). *Obecná neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Kasík, J. (2002). *Vertebrogenní kořenové syndromy: Diagnostika a léčba*. Praha: Grada Publishing.
- Káš, S. (1993). *Neurologie pro praktické lékaře*. Praha: Scientia Medica.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Kolář et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Lamoth, C., Meijer, O., Daffertshofer, A., Wuisman, P., & Beek, P. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control, *European Spine Journal*, 15, 23-40.
- Lee, J., An, S., Lee, S., & Seo, I. (2010). Three-dimensional gait analysis of patients with weakness of ankle dorsiflexor as a result of unilateral L5 radiculopathy. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 23(2), 49-54.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletární medicíně* (5th ed.). Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně.
- Liebenson, C. (2007). *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins
- McCormack, D. (n. d.). Observational gait analysis. Retrieved 17. 10. 2010 from the World Wide Web: <http://www.iol.ie/~rcsiorth/journal/volume2/june/gait.htm>
- Mečříř, P. (2006). Radikulární a pseudoradikulární bolesti dolních končetin – praktické zkušenosti, *Medicína pro praxi*, 5, 236-240. Retrieved 23. 6. 2010 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/med/2006/05/07.pdf>
- Pandy, M., Lin, Y., & Kim, H. (2010). Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. *Journal of Biomechanics*, 43, 2055-2064.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare: SLACK Incorporated.
- Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci pro studium a praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Rokyta, R. (2009). *Bolesti zad*. Plzeň: Adela.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (1994). *Human Walking*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sarwahi, V., Boachie-Adjei, O., Backus, S. & Taira, G. (2002). Characterization of Gait Function in Patients With Postsurgical Sagittal (Flatback) Deformity. *Spine*, 21, 2328-2337.

- Seeley, M, Umberger, B., & Shapiro, R. (2008). A test of functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait and posture*, 28, 24-28.
- Schmidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Vaverka, F., & Elfmark, M. (2006). The gait analysis based on the measurement of ground reaction forces. In Z. Borysiuk (Ed.), *5th International Conference Movement and Health – Proceedings* (pp. 535-545). Opole: Opole University of Technology.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd. ed.). Praha: Triton.
- Vukmir, R. B. (1991). Low back pain: Review of Diagnosis and Therapy. *American Journal of Emergency Medicine*, 9, 328-335.
- Wearing, S. C., Urry, S. R., & Smeathers, J. E. (2000). The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait. *Clinical Biomechanics*, 15, 583-591.
- Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis, an introduction*. Oxford: Butterworth – Heinemann.

PŘÍLOHY

Příloha 1

ANAMNESTICKÝ DOTAZNÍK

Vyšetřovaná i kontrolní skupina:

Jméno a příjmení: (pouze pro autora – zpracování dat bude anonymní)

Věk:

Číslo probanda:

Datum měření:

- 1) Trpěl(a) jste někdy bolestmi v oblasti bederní páteře?
a) V průběhu posledního roku: a1) jednou a2) několikrát b) dříve
c) nikdy
- 2) Utrpěl(a) jste v minulosti:

	bolest	úraz	operace
kotník			
koleno			
kyčel			
rameno			
hlava			
krční páteř			
hrudní páteř			
bederní páteř			

- 3) Trpíte nějakým onemocněním dolní končetiny (artróza, revmatoidní artritida)?
ANO x NE
- 4) Máte skoliózu a léčil jste se kvůli ní v mládí?
ANO x NE
- 5) Trpíte onemocněním projevujícím se poruchou cití (citlivosti) na dolní končetině?
ANO x NE
Pokud ano, jaké:
- 6) Gravidita
ANO x NE

7) Máte onemocnění projevující se poruchou rovnováhy, závratěmi?

ANO x NE

Pokud ano, jaké:

Vyšetřovaná skupina:

8) Pociťujete, že Vaše jedna dolní končetina je slabší než druhá?

ANO x NE

9) Pociťujete změny cití na jedné dolní končetině oproti druhé dolní končetině?

ANO x NE

Pokud ano:

- a) Parestezie (brnění)
- b) Dysestezie (nepříjemný, bolestivý vjem)
- c) Snížení cití (vnímání dotyku, tepla, chladu)

+ zakreslete lokalizaci změn do obrázku (viz níže)

10) Máte fascikulace (záškuby svalů)?

ANO x NE

Pokud ano:

- a) Na jedné dolní končetině
- b) Na obou dolních končetinách

11) Lokalizace bolesti:

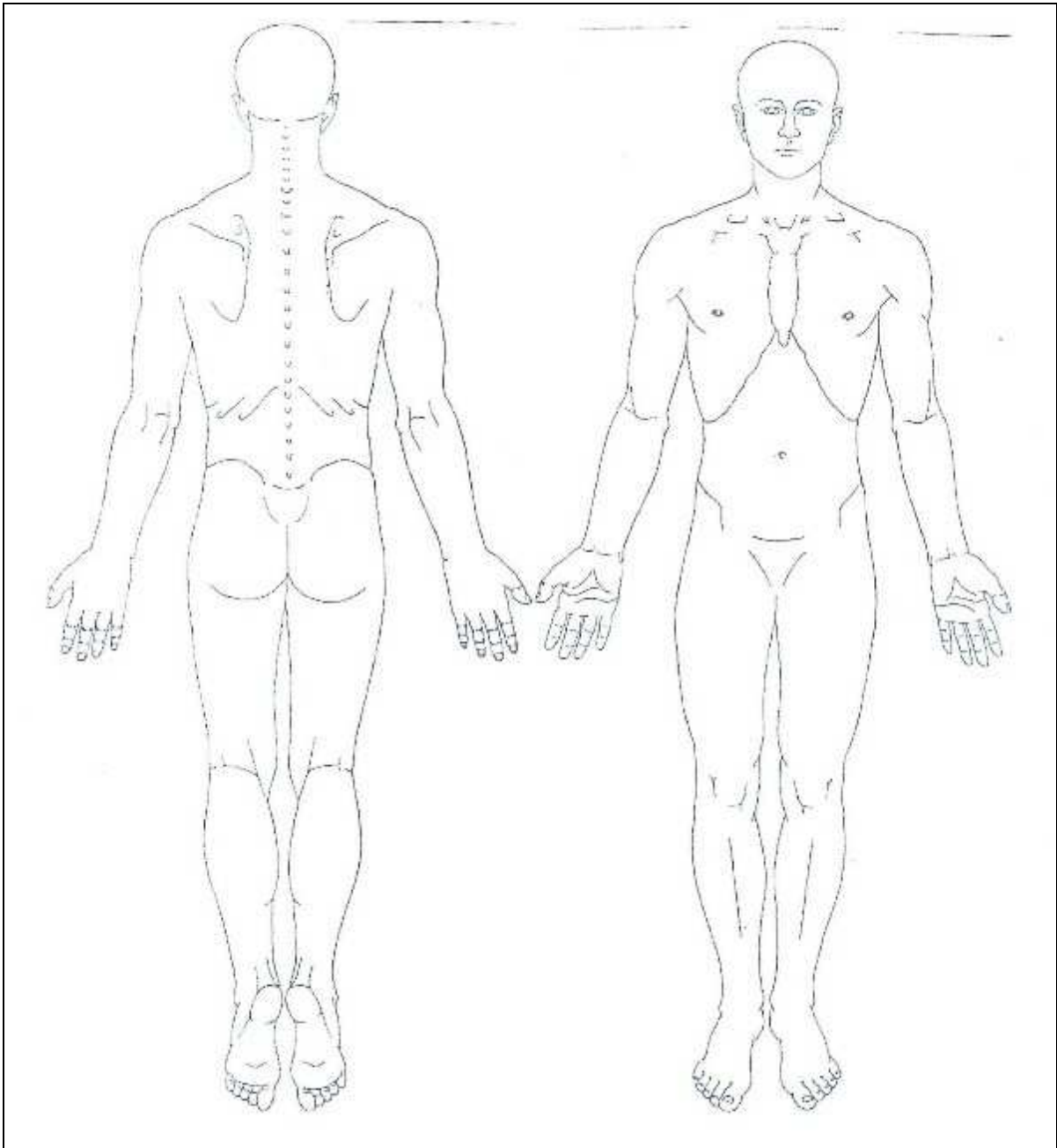
- a) Bez vyzařování do dolní končetiny
- b) S vyzařováním do dolní končetiny
 - do stehna
 - do stehna a lýtka
 - do stehna, lýtka a nohy

+ zakreslete zónu vyzařování do následujícího obrázku

Vizuální analogová škála

Vyznačte na přímce, jak silně pociťujete bolest v současnosti

Žádná bolest ----- **Nejsilnější
možná bolest**



Obrázek k otázkám č. 9 a 11

Příloha 2

VSTUPNÍ VYŠETŘENÍ

Kontrolní skupina – pouze červeně označené body

Vstupní vyšetření (vyšetřovaná i kontrolní skupina)		
Průkaz kořenové symptomatiky		
Laséguova zkouška	Pozitivní	negativní
Bragardova zkouška	pozitivní	negativní
Dejerine - Frazierův příznak	pozitivní	negativní
Vyšetření svalové síly		
dorzální flexe nohy	P DK	L DK
dorzální flexe palce	P DK	L DK
plantární flexe nohy	P DK	L DK
stoj na špičkách	P ano/ne	L ano/ne
stoj na patách (déle než 5 vteřin)	P ano/ne	L ano/ne
Vyšetření cití		
ostré/ tupé	P DK	L DK
grafestezie	P DK	L DK
teplé/studené	P DK	L DK
vibrační cití	P DK	L DK
Další vyšetření		
pánev v S rovině	norma	anteverze retroverze
pánev ve F rovině	norma	pánev níž v P v L
pánev v T rovině	norma	rotace v P v L
shift pánve	v P	v L
šikmá pánev	P ano/ne	L ano/ne
SI posun	P ano/ne	L ano/ne
SI blokáda	P ano/ne	L ano/ne
Trendelenburg. pozit	P ano/ne	L ano/ne
zkouška dvou vah	P (kg)	L (kg)
Vyšetření HSSP		
Test flexe v kyčli	P správný / patologický	L správný / patologický
Brániční test	P správný / patologický	L správný / patologický
pro VICON		
šířka kotníku	P (cm)	L (cm)
délka DK (SIAS-mal.med)	P (cm)	L (cm)
šířka kolene	P (cm)	L (cm)
šířka lokte	P (cm)	L (cm)
hand thickness (šířka dlaně palm-dors)	P (cm)	L (cm)
shoulder ofset (acrom-střed RK)	P (cm)	L (cm)
šířka zápěstí	P (cm)	L (cm)

Antropometrie pro VICON		
obvod lýtky	P (cm)	L (cm)
obvod stehna	P (cm)	L (cm)
BMI	Hmotnost (kg)	Výška (cm)
Lateralita		
Kterou nohou kopnete do míče?	P DK	L DK
Když uklouznete, kterou nohou nakročíte?	P DK	L DK
Kterou nohou nakreslíte tvar na zem?	P DK	L DK