

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2011

Aneta KALUŽNÁ

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE U OSOB
S KOŘENOVÝM SYNDROMEM L5 S POUŽITÍM SYSTÉMU
VICON

Autor: Aneta Kalužná

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2011

Jméno a příjmení autora: Aneta Kalužná

Název diplomové práce: Kinematická analýza chůze u osob s kořenovým syndromem L5 s použitím systému VICON

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt: Chůze je pro každého člověka zcela charakteristická, avšak u každého jsou zachovány obecně platné znaky. Cílem této práce bylo posoudit rozdíly v kinematických parametrech chůze mezi vzorkem zdravé populace a vzorkem osob s kořenovým syndromem L5 způsobeným výhřezem meziobratlové ploténky v segmentu L4/L5 nebo L5/S1. K hodnocení parametrů chůze byl použit systém Vicon MX. U osob s kořenovým syndromem L5 se chůze vyznačuje určitými rozdíly ve srovnání se zdravou populací. Hlavním rozdílem byla redukce rozsahu pohybu v hlezenním a kyčelním kloubu a redukce rozsahu pohybu pánve ve frontální a transverzální rovině. Zároveň dochází u řady měřených parametrů k opoždění nástupu maxima, menší frekvenci kroků a delšímu trvání stojné fáze krokového cyklu.

Klíčová slova: kinematika, systém Vicon, výhřez meziobratlové ploténky, analýza chůze, charakteristiky chůze, kořenové syndromy, degenerativní změny páteře

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Aneta Kalužná

The title of the thesis: Kinematic analysis of gait in people with L5 radicular syndrome using the Vicon systém.

Department: Department of Natural Science in Kinatropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2011

Abstract: Gait is fully specific for everybody, however there are saved some generally valid signs that are the same for all people. The aim of this study was to assess differences in kinematic gait parameters between the specimen of healthy population and the specimen of people, who suffer from L5 radicular syndrome caused by lumbar disc herniation. There are some differences in patients with lumbar disc herniation in comparison with healthy population. We used Vicon MX system. We uncovered these main differences: reduction of range of motion of ankle and hip in sagittal plane and reduction of range of motion of pelvis in frontal and transversal plane in people with L5 radicular syndrome. We uncovered delay in timing of reaching of maximum or minimum of range of motion. There were lesser cadence and stance phase took a longer time in people with L5 radicular syndrome.

Key words: kinematics, Vicon system, intervertebral disc herniation, gait analysis, gait characteristics, radicular syndromes, degenerative changes of spinal column

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr.
Zdeňka Svobody, Ph.D. a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce.

Obsah

1.	ÚVOD	10
2.	SYNTÉZA POZNATKŮ	11
2.1.	Chůze	11
2.1.1.	Obecné charakteristiky	11
2.1.2.	Znaky chůze	12
2.1.3.	Ontogenetický vývoj chůze	14
2.1.4.	Energetické nároky chůze	16
2.1.5.	Charakteristiky chůze	16
2.1.6.	Krokový cyklus	18
2.1.7.	Funkce nohy	25
2.1.8.	Základní pohyby vykonávané při chůzi	28
2.1.9.	Postura a její vztah s lokomočním systémem	30
2.1.10.	Patologické vzorce chůze	31
2.2.	Páteř jako celek	36
2.2.1.	Obecná charakteristika	37
2.2.2.	Fylogenetický vývoj páteře	37
2.2.3.	Funkce páteře	37
2.2.4.	Meziobratlové ploténky	38
2.2.5.	Vztah míchy a míšních kořenů k obratlům	42
2.2.6.	Biomechanika páteře	43
2.2.7.	Klasifikace bolestí zad	46
2.2.8.	„Vertebrogenní“ onemocnění	48
2.2.9.	Výhřez meziobratlové ploténky	49
2.2.10.	Kořenové syndromy	52
2.3.	Analýza chůze	56
2.3.1.	Vyšetření chůze fyzioterapeutem	57
2.3.2.	Využití silových plošin	57
2.3.3.	Elektromyografie (EMG)	57
2.3.4.	Měření časoprostorových veličin	58
2.3.5.	Kinematická analýza	58
3.	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	61
3.1.	Hlavní cíl	61
3.2.	Dílčí cíle	61
3.3.	Výzkumné otázky	61

4. METODIKA.....	62
4.1. Charakteristika souboru	62
4.2. Klinické vyšetření	63
4.3. Antropometrická měření	65
4.4. Kalibrace prostoru	65
4.5. Příprava probanda	65
4.6. Záznam chůze.....	67
4.7. Měřené parametry	67
4.8. Statistické zpracování	68
5. VÝSLEDKY.....	69
5.1. Výsledky anamnestického dotazníku u experimentální skupiny A.....	69
5.1.1. Průběh obtíží	69
5.1.2. Prodělané úrazy, další případná bolest.....	69
5.1.3. Přidružené onemocnění dolních končetin, skolióza, poruchy čítí, poruchy rovnováhy, gravidita	69
5.1.4. Slabost dolní končetiny	69
5.1.5. Změny čítí.....	70
5.1.6. Fascikulace	70
5.1.7. Vyzařování bolesti	70
5.1.8. Hodnocení dotazníku interference bolesti s denními aktivitami	70
5.1.9. Hodnocení vizuální analogové škály	70
5.2. Výsledky vstupního vyšetření u experimentální skupiny A.....	70
5.2.1. Průkaz kořenové symptomatiky	70
5.2.2. Vyšetření svalové síly.....	71
5.2.3. Vyšetření čítí.....	71
5.2.4. Hodnocení postavení pánve.....	72
5.2.5. Hodnocení zakřivení páteře	72
5.2.6. Hodnocení testování hlubokého stabilizačního systému.....	72
5.2.7. Antropometrická měření – obvody končetiny	72
5.2.8. Hodnocení funkčních testů páteře.....	73
5.2.9. Vyšetření stranové preference dolních končetin	74
5.3. Výsledky kinematické analýzy.....	74
5.3.1. Posouzení celkového rozsahu pohybu v kloubech	76
5.3.2. Posouzení základních úhlových a časových parametrů chůze	81
5.3.3. Posouzení základních časoprostorových charakteristik krokového cyklu.....	92
6. DISKUZE.....	95

6.1. Diskuze k vědecké otázce 1.....	95
6.2. Diskuze k vědecké otázce 2.....	96
6.3. Diskuze k vědecké otázce 3.....	97
6.4. Diskuze k vědecké otázce 4.....	102
7. ZÁVĚR.....	104
8. SOUHRN.....	105
9. SUMMARY.....	107
10. REFERENČNÍ SEZNAM.....	109
11. PŘÍLOHY.....	115

1. ÚVOD

Pohyb je pro člověka přirozeným jevem, který jej doprovází od narození po smrt. Evoluce nám dává jen několik možných způsobů, jak se přemísťovat po souši po dvou. K nejefektivnějším způsobům patří chůze a běh, které využívají opory končetin. Chůze je pro člověka zcela individuální a charakteristický projev. Zachovává si své charakteristiky jak u člověka zdravého, tak u člověka s funkčním i strukturálním poškozením pohybového aparátu.

Bolesti zad se vyskytují u velkého procenta lidí a během života se s nimi setká téměř každý. Důsledkem životního stylu, vynucené práce ve statických polohách, degenerativních změn atd. může dojít k výhřezu meziobratlové ploténky se všemi jejími důsledky. Degenerativní změny páteře, ke kterým výhřez meziobratlové ploténky patří, mohou vyvolat jen lokální změnu hybnosti, ale pokud jsou v kontaktu s nervovými strukturami, dochází k neurologickým příznakům, nejčastěji kořenovým syndromům s jejich typickými projevy, popř. až k projevům míšní komprese. Při kořenových syndromech může dojít k poruše hybnosti a reflexů a dále k senzitivním poruchám.

Pomocí kinematické analýzy založené na vysokofrekvenčním snímání pohybu jsme sledovali fyzikální parametry chůze, které lidské oko není schopno zaznamenat. K měření byl použit systém Vicon.

V této práci je porovnávána skupina zdravých osob se skupinou pacientů, jimž byl diagnostikován kořenový syndrom L5 způsobený výhřezem meziobratlové ploténky v segmentu L4/L5 popř. L5/S1.

2. SYNTÉZA POZNATKŮ

Existence a fungování lidského těla je spojeno s neustálým pohybem (Sovová, Zapletalová & Cipryanová, 2008). Jedná se o aktivní proces, který vychází z bytosti samé, který probíhá podle fyzikálních zákonů a je řízen záměrem sledujícím určitý cíl, který si určuje sama bytost nebo podle kterého instinktivně jedná (Véle, 1997). Z hlediska člověka je pohyb nezbytnou součástí jeho života od narození až po stáří a má významný vliv na jeho zdravotní stav (Vokurka, 2008). Pohybový záměr vychází z vlastních potřeb živého organismu a slouží k udržení jeho integrity. Z pohybu živého organismu, který je řízen teleologicky vnitřními procesy, lze usuzovat i na průběh těchto procesů, kterými je pohybový záměr vytvářen a který nelze analyzovat čistě mechanicky (Véle, 1997).

2.1. Chůze

2.1.1. Obecné charakteristiky

Lokomoce je přesun těla z místa na místo, který může probíhat různým způsobem: plížením, plazením, lezením, bipedální chůzí v terénu, během nebo různými jinými komplexními pohyby. Nejběžnějším typem lokomoce je chůze (Véle, 2006). Lidská chůze je velice komplikovaná, koordinovaná série pohybů, které zahrnují působení jak dolních, tak horních končetin. Lidská chůze je v dospělosti vzpřímeným bipedálním cyklem. Jedná se o naučený proces, který není pouze výsledkem vrozených reflexů (Valmassy, 1996). Chůze je vysoce koordinovaný rytmický pohyb, při kterém se tělo pohybuje krok za krokem v požadovaném rytmu. Síly, které toto způsobují, jsou kombinací svalové aktivity potřebné ke zrychlení nebo zpomalení tělesných segmentů a výsledku gravitace a zrychlení (Trew & Everett, 1997).

Lokomoce pomocí chůze je složitý úkon, který je sice zautomatizovaný, ale přesto natolik individuální, že jej lze použít pro identifikaci individua (Véle, 1997).

Chůze se jeví jako jednoduchý alternující pohyb. Při analytickém zkoumání jde však o složitý sekvenční fázový pohyb, který probíhá cyklicky podle určitého časového pořádku (timing). Tento složitý pohybový úkon se týká celého těla, které se tím přizpůsobuje jeho složitému tvaru i nerovnostem terénu (Véle, 2006). Trew a Everett (1997) definují chůzi jako rytmický reciproční pohyb dolních končetin, při kterém je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou. Chůze podává informace jak o funkcích periferních pohybových segmentů, tak i o řídicích centrálních mechanismech (Véle, 1997). Chůze může být definována také jako metoda lokomoce zahrnující střídavé zapojení obou končetin k poskytnutí opory a propulze. Na rozdíl od běhu zůstává jedna noha neustále v kontaktu s podložkou (Whittle, 1997).

Podle Rose a Gamble (1994) je chůze charakteristickým znakem živočichů. Je to proces, při kterém živočich přemísťuje svou pozici z jedné geografické polohy do druhé a zahrnuje zahájení pohybu, zastavení, změnu rychlosti a směru a mechanismy ke snížení úklonu.

Winter (1987) in Good a Couch (1994) uvádí, že chůze je cyklický pohyb charakterizovaný dvěma rozměry – časem a délkou kroku.

Chůze je také popisována jako rytmický transitorní pohyb těla kyvadlového charakteru. Začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy. Nikoli jako kyvadlo zpět, ale dále dopředu (Véle, 2006).

Zemánková (2007) uvádí, že chůze je děj stereotypní, současně velmi plastický, přizpůsobivý. Jde o sled pohybů posuvných i rotačních, kde základem jsou dolní končetiny a pánev, nutně se také podílí páteř, horní končetiny i hlava. Při rovnoměrném zapojení všech částí je chůze hospodárná, neunavuje a naopak. Je to děj převážně mimovolní, podvědomý, pozornost si začne vyžadovat změnou prostředí nebo poruchou některé části těla, nejčastěji dolních končetin nebo páteře.

2.1.2. Znaky chůze

Hlavní znaky chůze, které odlišují chůzi lidskou od lokomoce jiných savců, jsou tyto (Orlovsky, Deliagina & Grillner, 1999):

- díky vertikální orientaci lidského těla je velikost úhlu mezi stehnem a osou těla během krokového cyklu mezi 90° a 180°. Oproti tomu

například u kočky jsou zadní končetiny mnohem více flektovány a úhel v kyčli se pohybuje v rozmezí 70° a 110°,

- vzájemná koaktivace extenzorů v okamžiku kontaktu chodidla s podložkou je typická pro čtyřnožce. Pro lidskou chůzi je typické to, že svalové souhry (extenzory kolene a kyčle a flexory kolene) se aktivují v okamžiku úderu paty, zatímco aktivita extenzorů kotníku vstupuje později, na konci stojné fáze,

- vertikální orientace těla člověka během chůze vyžaduje specifické mechanismy řízení rovnováhy na rozdíl od kvadrupedálně se pohybujících živočichů.

Normální chůze má pět hlavních znaků. U patologické chůze mohou být změněny nebo nemusí být přítomny (Gage, 1991):

- stabilní postoj,
- dostatečné zvednutí chodidla během švihové fáze,
- přiměřená délka švihové fáze,
- adekvátní délka kroku,
- zachování energie.

Dva základní požadavky pro uskutečnění bipedální lokomoce jsou (Rose & Gamble, 1994):

- existence trvalé reakční síly,
- opakující se pohyb končetin, který zahrnuje změnu funkce končetiny z opěrné na pohybovou v určitém směru.

Tři nejdůležitější funkce dolních končetin jsou: chůze, výstup do schodů a vstávání ze sedu (Trew & Everett, 1997).

Aby byl člověk schopen chůze, musejí být splněny následující požadavky (Dvořák, 1998):

- dostatečná opěrná funkce skeletu dolních končetin a to zejména:
 - pevnost kostí na ohyb a tlak,
 - dostatečná statika a dynamika nosných kloubů,

- neporušená funkce nervosvalového aparátu dolních končetin a pánve,
- dobrý stav psychických funkcí.

2.1.3. Ontogenetický vývoj chůze

Schopnost chůze je závislá na vyzrání systému zajišťujícího řízení pohybu. Důležitým krokem je proces myelinizace (Rose & Gamble, 1994). Dle Vojty (1993) je ontogenetický vývoj chůze geneticky determinován, probíhá zcela automaticky a je pokračováním intrauterinního vývoje. Hnacím motorem pro vývoj motoriky je motivace dítěte – ideomotorika. Za tohoto předpokladu se automaticky spouštějí určité svalové souhry. Vyzrání CNS je charakterizováno určitými vývojovými stupni, kdy každý nižší vývojový stupeň je obsažen ve stupni vyšším.

Vařeka (2006) se v rámci vývoje motoriky přiklání k základním biomechanickým principům a velký důraz klade na motorické učení v různých podobách a na různých úrovních.

V období posturální ontogeneze je motorika omezená kvalitativně zejména kvůli sníženému vlivu kortikálních struktur na spinální neurony. Nejprve se aktivují programy posturální, na které navazují lokomoční programy (Véle, 2006). Základ krokového mechanismu je organizován na spinální úrovni (Vařeka, 2006). Nazývá se novorozenecký chůzový automatismus – stepping reflex. Jedná se o střídavý pohyb dolních končetin novorozence, který je držen vzpřímeně. Tento reflex mizí u zdravých dětí okolo druhého měsíce života (Rose & Gamble, 1994).

Za první lokomoční projev je považováno tulenění a plazení. Dříve musí ve vývoji motoriky dojít ke vzpřímení osového orgánu v horizontální poloze, kde jsou zprvu kladeny nároky zejména na rotační mechanismy. Tyto rotační mechanismy ve spojení s extendovanou páteří jsou nutností pro bipedální koordinovaný pohyb vpřed. Toto vzpřímení se začíná vyvíjet od 6. týdne. Následuje schopnost zaujmout asymetrickou polohu, přesunout těžiště laterálně a otáčení.

Tulenění je pohyb, při kterém se dítě pohybuje vleže na břicho pomocí horních končetin směrem vpřed. Není typické pro všechny děti a po 2 – 3

týdnech je vystřídáno plazením. Dítě vstupuje do vertikály v období asi 7,5. měsíce pomocí šikmého sedu. V osmém a devátém měsíci přechází do volného sedu a pro toto období je charakteristické lezení po čtyřech. Při lezení po čtyřech je dítě nadzdvíženo nad podložku a pohybuje se vpřed ve zkříženém vzoru (Vojta, 1993; Vojta & Peters, 1995; Cíbochová, 2004).

Vojtova (1993) charakteristika koordinovaného lezení po čtyřech zahrnuje:

- střídavé zatěžování končetin,
- natažené prsty při opoře o dlaň,
- nejsou přítomny náklony do strany,
- při nakročení je patrná lehká plantární flexe v ose bérce,
- dorsální flexe nohy není přítomna.

V období devátého měsíce se dítě vertikalizuje, zpočátku s pomocí opory. Na konci prvního roku začíná chodit a to zprvu pouze ve frontální rovině. Samostatné chůze je dítě schopno v tom okamžiku, kdy je schopno chůzi samostatně zahájit, ukončit a otočit se (Vojta, 1993; Vojta & Peters, 1995).

Podle Vojty (1993) je dítě schopné jít po nerovném terénu asi v 15 měsících, což Vojta nazývá sociální bipedální lokomoce. Podle Véleho (2006) dochází k posturálně zajištěné bipedální lokomoci až ve věku 3 – 4 let a jako důvod uvádí schopnost udržet stabilitu na jedné noze po dobu 3 – 4 sekund. Podle Dvořáka (1998) je u dítěte od 3 let věku patrné normální odval planty, ve 4. roce je osvojen alternující reciproční vzorec. Kolem 6. roku věku dítěte nastává normální obraz lidské chůze.

U dětské chůze je patrná širší základna a kontakt pomocí celého chodidla. Doba trvání švihové chůze je prodlužována až do 4 let, kdy dosahuje délky trvání dospělé chůze (Whittle, 1997). Klenerman a Wood (2006) uvádějí, že v počátcích chůze nemusí být chůze symetrická a chybí souhyby horních končetin.

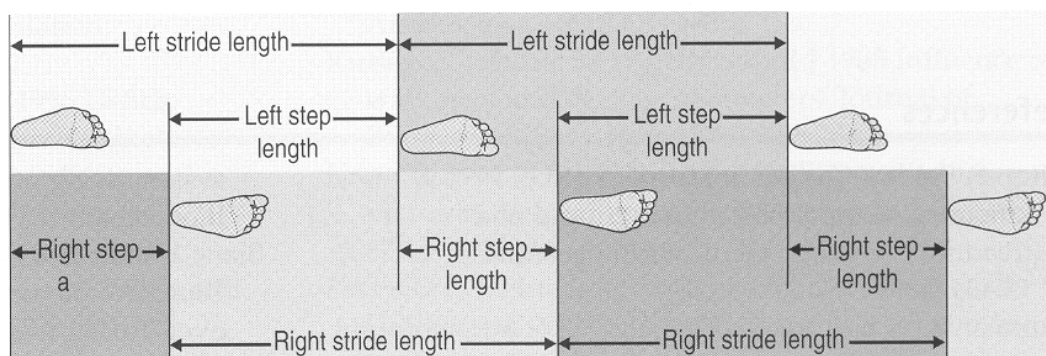
Podle Smidta (1990) roste rychlost chůze s věkem, kadence se naopak s věkem snižuje. Chůze batolat je digitigrádní a úder patou nastává okolo 1,5 roku. Rytmicita je stejná od 21 let až do 80 let. U lidí starších 65 let je pohyb redukován v sagitální, frontální i transversální rovině. U žen vzhledem k mužům je popisována tendence chodit pomaleji a dělat kratší kroky.

2.1.4. Energetické nároky chůze

Lidé přirozeně chodí způsobem zachovávajícím energii (Rose & Gamble, 1994). Množství energie spotřebované při chůzi ovlivňuje řada činitelů, např. pohlaví, hmotnost, věk chodce, vzdálenost, kterou ujde, rychlost a typ chůze. Významným faktorem jsou přírodní podmínky a to zejména typ povrchu terénu, stoupání, povětrnostní podmínky, teplota vzduchu (Sovová, Zapletalová, & Cipryanová, 2008).

2.1.5. Charakteristiky chůze (Obrázek 1)

- **Délka kroku (step length)** – je definována jako longitudinální vzdálenost mezi oběma chodidly. Měří se jako vzdálenost od zvoleného bodu na jedné noze ke stejnému bodu na druhé noze při počátečním kontaktu chodidla. Obvykle se udává v metrech (Gage, 1991; Whittle, 1997).
- **Délka dvojkroku (stride length)** – je součtem pravého a levého kroku. Je to vzdálenost celého krokového cyklu od počátečního kontaktu jedné nohy po následující počáteční kontakt té samé nohy. Měřicí jednotkou je metr (Whittle, 1997).
- **Šířka kroku (stride width),** kroková báze (walking base) – je to laterální vzdálenost mezi oběma chodidly. Měří se jako kolmá vzdálenost středů patních kostí popř. pod středem kotníku. Udává se v milimetrech (Whittle, 1997).



Obrázek 1. Charakteristiky krokového cyklu podle Kirtley (2006)

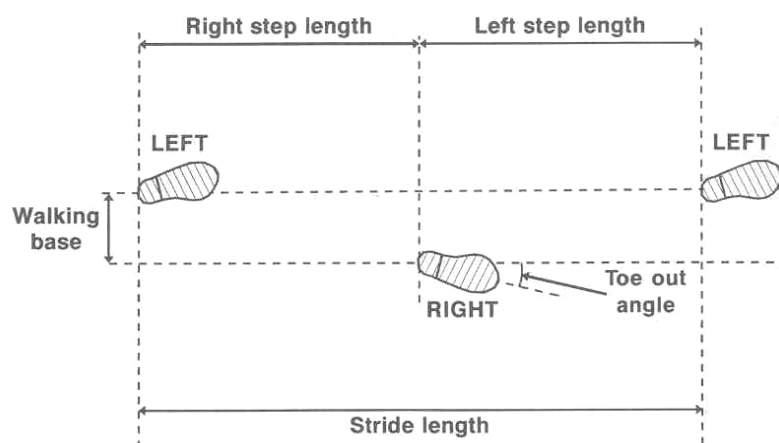
Legenda: *left stride length* – délka dvojkroku počínajícího levou končetinou, *right stride length* – délka dvojkroku počínajícího pravou končetinou, *left step length* – délka levého kroku, *right step length* – délka pravého kroku

- **Úhel nohy (toe out, toe in angle)** – je úhel měřený ve stupních. Je to úhel mezi směrem pohybu a osou chodidla (Obrázek 2) (Whittle, 1997).

- **Kadence (cadence)** – je počet kroků za časovou jednotku. Obvykle se udává počet kroků za jednu minutu (Whittle, 1997). Průměrný počet kroků za minutu je 110 (Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini, 1994). Kirtley (2006) uvádí, že průměrný člověk udělá za den 5000 – 15 000 kroků, což je mezi 2 - 5 miliony za rok.

Ženy mají vyšší kadenci než muži a to v průměru 117 kroků za minutu. Tento parametr je ovlivněn věkem, se stoupajícím věkem kadence klesá (Valmassy, 1996).

- **Rychlost (walking speed)** – je to poměr vzdálenosti, kterou překoná celé tělo, a času. Jednotkou bývá obvykle metr za sekundu. Rychlost chůze závisí na délce kroku (Whittle, 1997). Průměrná rychlost je 1,5 m/s (5,4 km/h) a je ovlivněna tělesnou výškou (Giannini, Catani, Benedetti & Leardini, 1994). Člověk je schopný se pohybovat různou rychlostí a to v extrémních případech až okolo 12,5 m/s (45 km/h) při závodu v běhu na 100 m (Orlovsky, Deliagina, & Grillner, 1999).



Obrázek 2. Charakteristiky krokového cyklu podle Whittle (1997)

Legenda: right step length – délka pravého kroku, left step length – délka levého kroku, stride length - délka dvojkroku, walking base – šířka opěrné báze, toe out angle – úhel nohy

2.1.6. Krokový cyklus

Obecné charakteristiky

Základní jednotkou chůze je krokový cyklus (gait cycle) neboli dvojkrok. Krokový cyklus je definován jako časový interval kompletního provedení děje, který se stále opakuje (Whittle, 1997). Podle Sutherlanda, Olshena, Bidena & Wyatta (1988) jsou těmito ději zjednodušeně dopad chodidla (foot strike) a odraz palce (toe off). Perry (1992) uvádí, že krokový cyklus je zahájen kontaktem jednoho chodidla jako úder paty. V okamžiku, kdy kontralaterální švihová končetina kontaktuje opěrnou plochu, je dokončen jeden krok. Dvojkrok končí opětovným úderem paty stejné končetiny.

Krokový cyklus se skládá ze dvou základních, neustále se opakujících fází – stojná fáze a švihová fáze. Stojná fáze je statická fáze krokového cyklu, kdy je končetina v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost. Švihová fáze je dynamická fáze, kdy chodidlo není v kontaktu s podložkou a celá hmotnost je přenášena kontralaterální končetinou (Perry, 1992).

Dělení krokového cyklu

Dělení fází krokového cyklu je popisováno různými způsoby, ale názvosloví fází si časové odpovídá. Názvosloví podle Vaughana (1992) je více specifické a používá se pro charakteristiku normální chůze bez patologie. Názvosloví podle Perry (1992) je obecnější a proto jej můžeme používat i při hodnocení různých patologických forem chůze.

Dělení krokového cyklu podle Perry (1992):

Fáze stojná

- počáteční kontakt (initial contact, IC),
- stádium zatěžování (loading response, LR, 0-10%),
- mezistoj (mid-stance, MS, 10-30%),
- koncový stoj (terminal stance, TS, 30-50%),
- předšvih (preswing, PSW, 50-60%).

Fáze švihová

- počáteční švih (initial swing, ISW, 60-70%),
- mezišvih (mid-swing, MSW, 70-85%),
- koncový švih (terminal swing, TSW, 85-100%).

Podle Véleho (2006) existují pro každou dolní končetinu tři zřetelně oddělené pohybové fáze:

- švihová fáze – končetina postupuje vpřed bez kontaktu s opornou bází,
- oporná fáze – končetina je po celou dobu ve styku s opornou bází,
- fáze dvojí opory – obě končetiny jsou zároveň ve styku s opornou bází.

Gage (1991) uvádí odlišné dělení stojné fáze. Stojnou fázi (stance phase) dělí do tří částí:

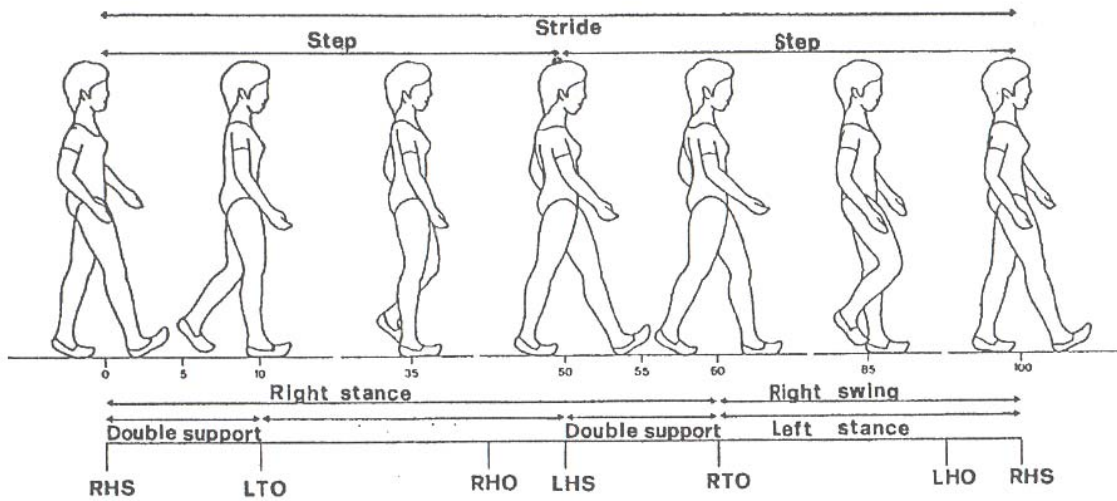
- první fáze dvojí opory (first double support),
- jednooporová fáze (single support),
- druhá fáze dvojí opory (second double support).

Švihovou fázi (swing phase) dělí rovněž do tří částí:

- počáteční švih (initial swing),
- střed švihové fáze (mid-swing),
- koncový švih (terminal swing).

Názvosloví podle Vaughana (1992) dělí krokový cyklus do těchto fází (Obrázek 3):

- úder paty (heel strike, HS),
- plný kontakt chodidla (foot flat, FF),
- střed stojné fáze (midstance),
- odval paty (heel off, HO),
- odraz palce (toe off, TO),
- zrychlení (acceleration),
- střed švihové fáze (midswing)
- zpomalení (deceleration).



Obrázek 3. Dělení krokového cyklu (Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini, 1994)

Legenda: step – krok, stride – dvojkrok, right stance – stojná fáze pravé končetiny, right swing – švihová fáze pravé končetiny, left stance – stojná fáze levé končetiny, double support – fáze dvojí opory, RHS – úder pravé paty, LTO – odraz levého palce, RHO – odval pravé paty, LHS – úder levé paty, RTO – odraz levého palce, LHO – odval levé paty

Valmassy (1996) dělí chůzi do třech fází:

- **počáteční fáze** (the development phase) je úsek, kdy zahajujeme pohyb a nabíráme rychlost. Pokud je zrychlování dostatečné a dosáhne se potřebné rychlosti, nedochází k dalšímu zrychlování a vstupuje se do další fáze,
- **rytmická fáze** (the rhythmic phase) je série cyklických, opakovaných pohybů, které dominují velké části naší chůze,
- **fáze doznívání** (the decay phase) je taková část, kdy se ubírá rychlost a tělo se připravuje na zastavení.

Krokový cyklus může být popsán pomocí procent. Počáteční kontakt chodidla (initial contact) je označován jako 0 % a druhý dopad jako 100 % (Sutherland, Olshen, Biden, & Wyatt, 1988).

Stojná fáze zahrnuje období mezi počátečním kontaktem chodidla (IC – 0 %) a odrazem palce stejnostranné končetiny (TO – 62 %). Švihová fáze zaujímá období mezi odrazem palce (TO – 62 %) a dopadem chodidla (FS – 100 %).

Fáze dvojí opory je opakována celkem dvakrát během krokového cyklu (v 10 % a v 50 % krokového cyklu) a její celkové trvání je okolo 20 % cyklu (Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini, 1994).

U zdravé populace nastává dopad kontraetrální končetiny asi v 50 % krokového cyklu (Sutherland, Olshen, Biden & Wyatt, 1988). Délka trvání stojné a švihové fáze by měla být totožná na levé a pravé končetině. Patrné rozdíly mohou svědčit o patologii (Giannini, Catani, Benedetti, & Leardini, 1994).

Perry (1992), Gage (1997) a Whittle (1997) udávají, že stojná fáze představuje 60 % krokového cyklu a zbývajících 40 % tvoří švihová fáze, přičemž každá fáze dvojí opory představuje 10% krokového cyklu. Poměrové zastoupení jednotlivých fází se mění s rychlostí chůze, kdy se prodlužuje švihová fáze a fáze stoje i dvojí opory se zkracují tak, jak roste rychlost (Murray, 1967 in Whittle, 1997). Při pomalé chůzi může stojná fáze představovat až 70 % a švihová i méně než 30 % krokového cyklu. Jak se zvýší rychlost chůze, doba trvání stojné fáze klesá a při velmi rychlé chůzi může být stojná fáze redukována i pod 57 % krokového cyklu. Pokud je chůze opravdu pomalá, může fáze dvojí opory zaobírat až 46 % krokového cyklu, při velmi rychlé chůzi to může být jen 14 % krokového cyklu (Smidt, 1990). Podle Giannini, Catani, Benedetti a Leardini (1994) představuje při chůzi normální rychlostí stojná fáze 61 % krokového cyklu a švihová fáze 39 %.

Podle Dvořáka (1998) představuje stoj na jedné noze (jednooporová fáze na pravé i levé končetině) celkem 85 % krokového cyklu.

Doba trvání kompletního krokového cyklu (cycle time) je rozdělena na dvě jednotky – dobu trvání stojné fáze (stance time) a dobu trvání švihové fáze (swing time) (Whittle, 1997).

Během každého dvojkroku musí být splněny tři hlavní požadavky (Sutherland, Olshen, Biden, & Wyatt, 1988):

- převzetí hmotnosti (weight acceptance),
- provedení jednooporové fáze (single limb support),
- posun dolní končetiny (limb advancement).

Jednotlivé fáze krokového cyklu

Fáze počátečního kontaktu (initial contact)

Tato fáze je většinou nazývána jako úder paty (heel strike, heel contact, footstrike, foot contact) (Whittle, 1997). Dorziflektory nohy jsou aktivní a udržují kotník v neutrálním postavení (Weaver & Ferg, 2010). Pata se stává středem otáčení pro pohyb tibie a jednotlivých částí chodidla. Důležitá je funkce absorbce nárazu při došlapu paty, kterou zajišťuje stojná dolní končetina a stabilita přesunu hmotnosti těla při současném zachování dopředné hybnosti (Perry, 1992). V okamžiku úderu paty je kyčel nastavena do ideálního postavení 30° flexe, koleno je téměř extendováno, kotník může být lehce dorziflektován, subtalární kloub je mírně supinován, Chopartův kloub je okolo šikmé osy pronován a okolo podélné osy supinován (Michaud, 1997).

Fáze postupného zatěžování (loading response)

Tuto fázi můžeme také nazývat fází první dvojí opory. Je to období mezi počátečním kontaktem a odrazem kontralaterálního palce (0 – 10 % cyklu) (Perry, 1992).

Těžiště těla je v této fázi stejně jako v předšvihů nejnižší. Jedná se o periodu zpomalení, kdy je absorbován ráz při dopadu (Gage, 1991). Hmotnost těla je již plně přenesena na stojnou dolní končetinu. V průběhu chůze se absorbuje tíhová síla těla díky flexi v kolenním kloubu a pohyb je doprovázen excentrickou aktivitou m. (musculus) quadriceps femoris, který je pak určujícím faktorem pro velikost flexe v kolenním kloubu (Perry, 1992). V hlezenním kloubu dochází k pohybu bérce nad fixovanou patní kostí, tzv. první zhoupnutí (pivot paty). Asi v 7 % cyklu je dosaženo plného kontaktu s podložkou, hlezenní kloub přechází z iniciální dorzální flexe do flexe plantární (Whittle, 1997). Rychlému nástupu plantární flexe a přepadnutí chodidla plantárně zabraňuje excentrická kontrakce

dorziflektorů nohy (Weaver & Ferg, 2010). Noha se do plantární flexe dostává spolu s pronací a vnitřní rotací bérce (Whittle, 1997).

Fáze středního stoje (mid-stance)

Tato fáze popisuje období mezi odrazem kontralaterálního palce a zdvihem stejnostranné paty (10 – 30 % cyklu) (Whittle, 1997). Jedná se o první část jednooporové fáze, kdy je celé chodidlo v kontaktu s podložkou. V průběhu se těžiště těla zpomaluje, protože se dostává na svou maximální výšku a přechází přes opěrnou bázi (Gage, 1991). M. quadriceps femoris střídá excentrickou aktivitu na koncentrickou. Po došlapu celého chodidla se v hlezenním kloubu mění plantární flexe na dorzální a hlezenní kloub se stává středem otáčení, tzv. druhé zhoupnutí (pivot hlezenní) (Whittle, 1997). Běrec je v maximální vnitřní rotaci a subtalární kloub je plně pronován (Michaud, 1997). Pro dokončení plynulého posunu vpřed je nutná dostatečná dorzální flexe hlezenního kloubu. Aktivita m. tibialis anterior je střídána nastupující aktivitou m. triceps surae (Whittle, 1997). Během této fáze člověk balancuje na jedné noze, která v tento okamžik nese celou hmotnost těla (Weaver & Ferg, 2010).

Fáze koncového stoje (terminal stance)

Jedná se o fázi mezi odlepením paty po úder paty opačné končetiny (30 – 50 % cyklu) (Whittle, 1997). V koncovém stoji se těžiště již dostalo před opěrnou bázi a zrychluje a klesá dolů směrem ke švihové končetině (Gage, 1991). Hmotnost těla se začíná přenášet na druhou končetinu a stojná končetina se připravuje k opuštění podložky (Weaver & Ferg, 2010).

Tělo se posunuje směrem dopředu před fixované chodidlo stojné končetiny, čímž je umožněna pasivní extenze v kyčelním a kolenním kloubu a současně je vytvářen velký dorziflekční moment v hlezenním kloubu (Michaud, 1997). Vektor reakční síly se přesouvá směrem k hlavičkám metatarsů, které tak vytvářejí vysoké nároky na plantární flexory před kontralaterálním počátečním kontaktem (Whittle, 1997).

Stojná končetina se otáčí kolem osy v přední části nohy a dochází tak ke zvedání paty. Pohyb tibie vpřed je omezován excentrickou aktivitou plantárních

flexorů udržujících hlezenní kloub v lehké dorzální flexi o velikosti asi 10° (Perry, 1992).

Další pohyb švihové fáze dolní končetiny je popisován v konečné fázi stoje jako předšvihová fáze a pokračuje po celou dobu trvání fáze švihové (Perry, 1992).

Předšvihová fáze (pre-swing)

Popisuje období od úderu paty opačné končetiny po odlepení palce stojné končetiny (50 – 60 % cyklu). Je to poslední část stojné fáze. Během této fáze při druhé fázi dvojí opory je hmotnost těla přenášena na kontralaterální dolní končetinu. Dochází k flexi v kolenním kloubu o velikosti 35 – 40°, která přispívá k dostatečnému odrazu palce a posunu dolní končetiny vpřed (Perry, 1992).

Počáteční švihová fáze (initial swing)

Začíná při odlepení palce dolní končetiny (60 – 70 % cyklu). Při této fázi se stehno pohybuje vpřed (20° flexe v kyčelním kloubu), kolenní kloub se ještě více flektuje na 60° a hlezenní kloub zahajuje dorsální flexi pro uskutečnění zvednutí chodidla (Perry, 1992).

Mezišvih (mid-swing)

Jedná se o období počínající maximální flexí v koleni po zdvih kontralaterální paty (70 – 85 % cyklu) (Perry, 1992). Mezišvih je pokračováním přesunu dolní končetiny vpřed, kdy je chodidlo nad zemí a dochází k míjení kontralaterální stojné dolní končetiny (Whittle, 1997). Za udržení chodidla ve vzduchu zodpovídá flexe v kolenním a dorzální flexe v hlezenním kloubu. Tibie se na konci této fáze dostává do vertikálního postavení (Perry, 1992).

Koncový švih (terminal swing)

Popisuje fázi od kontralaterálního zdvihu paty po úder paty (85 – 100 % cyklu). Postup dolní končetiny dopředu je ukončen v okamžiku plné extenze v kolenním kloubu (Perry, 1992). Nastává zpomalování rychlosti stehna prostřednictvím excentrické kontrakce hamstringů a m. gluteus maximus,

přičemž je umožněno optimální nastavení dolní končetiny pro další počáteční kontakt (Michaud, 1997). V této chvíli nastává aktivace dorzálních flexorů a m. quadriceps femoris, které jsou aktivní v přípravě fáze počátečního kontaktu a postupného zatěžování (Perry, 1992).

2.1.7. Funkce nohy

Obecné charakteristiky

Noha člověka zprostředkuje především styk těla s terénem, po kterém se pohybuje, a tím umožňuje lokomoci vestoje. Díky tomu, že její funkce slouží zejména ke stabilnímu stoji a lokomoci, se stala relativně rigidním a podpůrným orgánem. Noha má ale potenciální schopnost vývinu uchopovacích funkcí ruky (Véle, 1997).

Noha a kotník fungují jako funkční celek. Noha má tři hlavní funkce (Weaver & Ferg, 2010):

- tlumič nárazů,
- schopnost přizpůsobit se různému typu povrchů terénu,
- opora pro stoj a lokomoční funkci.

Mechanické nárazy, které nejsou utlumeny pomocí akrální části končetiny, se přenášejí pomocí řetězce dolní končetiny na vyšší segmenty, kde jsou dále utlumeny pružností páteře (Véle, 1997).

Svaly na vnitřní straně nohy jsou aktivní při adaptaci na terén. Jejich úkolem je proprioceptivní vnímání terénu. Jedná se o drobné svaly, které nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení. Adaptační funkci nohy brání nošení bot, protože bota funguje spíše jako dlaha (Véle, 1997). Podélně a příčně probíhající svaly vystužují přední část nohy (příčnou klenbu) a činní z ní účinný tlumič nárazů a dodávají silový impulz odrazu (Gross, Fetto, & Rosen, 2005). Krátké svaly chodidla dodávají klenbě pevnost a pružnost. Tyto svaly mohou být prodlouženy (oslabeny při ploché noze) nebo zkráceny (při vysoké klenbě nohy). Vnější svaly nohy udržují stabilní polohu ve vzpřímeném stoji, která je provázena neustálým kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí (Véle, 1997).

Noha je rozhodujícím článkem v systému posturální stabilizace a lokomoce a tak pohledy na nohy z hlediska evoluce, anatomie a fyziologie umožní

dešifrovat patologii pohybového aparátu, která se projeví jak bolest (Toppischová & Šnoplová, 2008).

Jako klíčové okamžiky týkající se funkce nohy při chůzi uvádí Kirtley (2006):

- everzi subtalárního kloubu v počátečním kontaktu nohy,
- dorziflexi Chopartova kloubu během fáze středního stoje,
- uzamčení talonavikulárního kloubu,
- dorziflexi metatarzofalangeálních kloubů, která napíná plantární fascii,
- inverzi subtalárního kloubu při stojné fázi k dalšímu uzamčení nohy,
- plantární flexi pro odraz chodidla.

Charakteristika funkcí nohy během stojné fáze

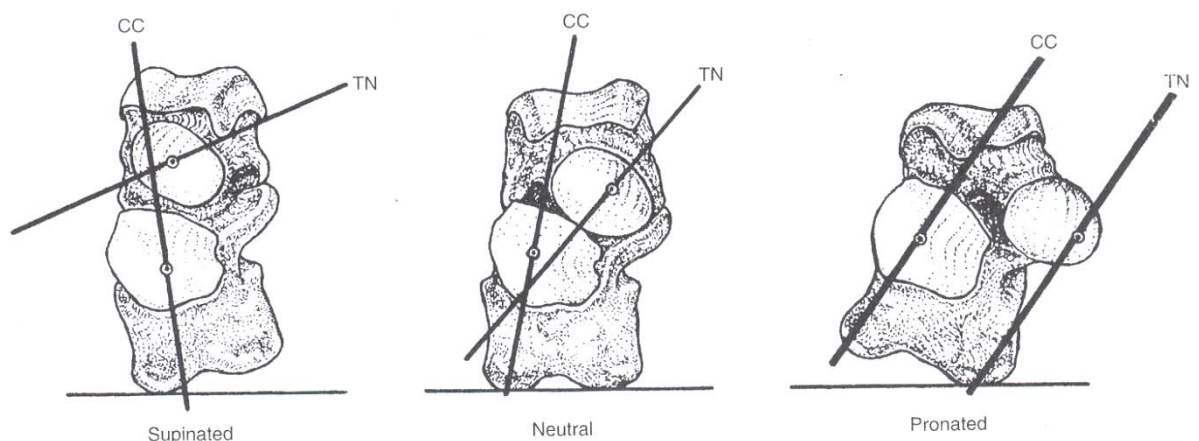
Stojná fáze začíná dopadem paty švihové končetiny na opornou plochu (HS), která brzdí pád (Véle, 2006). Ve fázi postupného zatěžování (LR) je hlezenní kloub v dorzální flexi nebo neutrální poloze a zahajuje se pasivní plantární flexe a ploska nohy je postupně pokládána na podložku (Vařeka & Vařeková, 2003). Předčasnému přepadnutí chodidla do plantární flexe brání excentrická kontrakce dorziflektorů nohy (Weaver & Ferg, 2010). V invertovaném/supinovaném subtalárním kloubu dochází k everzi/pronaci a uplatňuje se pantový mechanismus. Reakční síla podložky vyvolá everzní/pronační moment. V Chopartově kloubu probíhá kolem longitudinální osy relativní supinace/inverze. Everze/pronace v subtalárním kloubu a relativní supinace/inverze v Chopartově kloubu vede k odemknutí transverzotarzálního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2003). Osy pohybu kloubů jsou nastaveny paralelně, noha funguje jako tlumič nárazů a během fáze postupného zatěžování a středního stoje je schopná se maximálně přizpůsobit podložce (Klenerman & Wood, 2006; Vařeka & Vařeková, 2003).

V období mezistoje (MS) probíhá dorziflexe v kloubu hlezenním. V subtalárním kloubu probíhá inverze/supinace. Uplatňuje se pantový mechanismus, ale v opačném směru. Maximum zatížení se přesouvá na laterální stranu metatarzů a patní kost je invertována/supinována aktivitou

m. triceps surae. V Chopartově kloubu dochází k relativní pronaci/everzi. Inverze/supinace v subtalárním kloubu a relativní pronace/everze v Chopartově kloubu uzamykají a stabilizují transverzotarzální kloub (Vařeka & Vařeková, 2003). Osy kloubů nestojí paralelně (Obrázek 4), nastává zpevnění nohy a ta může sloužit jako efektivní páka, které je využíváno při odrazu (Klenerman & Wood, 2006). Fáze končí odrazem palce, stojná končetina se stává švihovou (Véle, 2006).

Charakteristika funkcí nohy během švihové fáze

Pro aktivní odraz je nutná plantární flexe a dobrá funkce lýtkových svalů (Weaver & Ferg, 2010). Bez funkce nohy jako rigidní páky se nemůže plně uplatnit lokomoční funkce lýtkových svalů, které svou aktivitou poskytují tělu kinetickou energii pro pohyb vpřed. V subtalárním kloubu pokračuje inverze/supinace a v Chopartově kloubu pokračuje relativní pronace/everze. V této fázi je důležité uzamčení Chopartova kloubu jeho pronací/everzí za současné inverze/supinace v subtalárním kloubu (Obrázek 4) (Vařeka & Vařeková, 2003).



Obrázek 4. Vzájemné postavení os kloubů (Michaud, 1997)

Legenda: supinated – supinace, neutral – neutrální postavení, pronated – pronace, TN – osa talonavikulárního kloubu, CC – osa calcaneocuboidního kloubu.

Švihová fáze je náročná na udržení pánve v horizontální rovině. Na straně švihové nohy má pánev tendenci podklesnout, protože ztratila jeden ze dvou opěrných bodů. Tento pokles je vyrovnán aktivitou abduktorů kyčle opěrné nohy a m.quadratus lumborum a m.iliopsoas na straně nohy švihové. Pádu brání následný kontakt paty švihové nohy na opěrnou plochu (Véle, 2006).

2.1.8. Základní pohyby vykonávané při chůzi

Mezi základní pohyby, které jsou vykonávány při chůzi, patří pohyby dolních končetin, pánve, páteře a pohyby horních končetin. Pohyb dolních končetin je představován flekčně extenčními pohyby v kyčelních, koleních a hlezenních kloubech, interakcí mezi nohou a podložkou, o kterou se chodidlo opírá (Véle, 2006).

Při chůzi se pánev pohybuje ve všech třech rovinách. V sagitální rovině provádí pánev anteriorní/posteriorní naklonění (tilt) o velikosti 4°, ve frontální rovině kontralaterální pokles/vzestup o velikosti 4° a v transversální rovině posteriorní/anteriorní rotaci o velikosti 10° (Perry, 1992). Véle (2006) popisuje pohyb pánve jako rotaci, flexi, extenzi, inklinaci a pohyb v SI kloubech a kloubu, který spojuje páteř s pávní.

Horní část trupu se pohybuje vpřed. Rychlost v průběhu krokového cyklu kolísá. Největší rychlosti je dosaženo během fáze dvojí opory, nejmenší naopak uprostřed stojné a při švihové fázi. Trup se otáčí kolem vertikální osy, ramenní pletenec rotuje v opačném směru než pánev (Whittle, 1997). Torzní pohyb páteře má alternující charakter a přenáší se až na ramenní pletence. Synkinetické pohyby horních končetin omezují při chůzi pohyby trupu (Véle, 2006).

Pokud nejsou horní končetiny omezovány, vykonávají stereotypní pohyb v recipročním rytmu (Trew & Everett, 1997). Pohyby horními končetinami jsou vykonávány zpravidla s četností rovnou kadenci, avšak Kirtley (2006) uvádí, že při pomalé rychlosti chůze může kontralaterální horní končetina provádět pohyb s dvojnásobnou frekvencí kadence.

Ruka a rameno se vždy při vykročení pohybují směrem k opačné noze. Vytáčení boků a pohyby paží při chůzi jsou důležité pro páteř, snižuje se tak její statické zatížení a posilují se zejména krátké svaly páteřní (Nešpor & Babková, 2008).

Noha je jako distální konec kinetického řetězce při stojné fázi fixována k podložce a proto jsou pohyby během stojné fáze popisovány jako pohyby v uzavřeném řetězci. Oproti tomu pohyby vykonávané při švihové fázi jsou popisovány jako pohyby v otevřeném řetězci (Michaud, 1997).

Saunders, Inman a Eberhart (1953) definovali šest hlavních determinantů efektivity chůze člověka:

- **rotace pánve** o velikosti přibližně 8° okolo vertikální osy ovlivňuje velikost vertikální oscilace těžiště, redukuje nároky na rotaci kyčelních kloubů a udává délku kroku,
- **klopení (tilt)** pánve o velikosti přibližně 5° redukuje největší vertikální oscilace,
- **flexe kolene** během stojné fáze redukuje velké vertikální oscilace. Tento a dva již zmíněné faktory výše slouží ke zvýšení efektivity délky končetiny,
- **rotace chodidla** od počátečního kontaktu paty po konečné odlepení palce tlumí minimální vertikální výchylky těžiště, čímž snižují energetický výdej,
- **součinnost flexe kolene s rotací** nohy během stojné fáze slouží k minimalizování vertikálních oscilací těžiště,
- **laterální posun pánve** je nutný k posunu těžiště nad stojnou končetinu. Tento posun je minimalizován tibiofemorálním kloubem.

Pohyby těžiště během chůze

Během chůze osciluje těžiště vertikálně s frekvencí, která se rovná kadenci a horizontálně s frekvencí, která je rovna polovině kadence (Good & Couch, 1994). Chůze bývá někdy popisována také jako pád doprovázený následným reflexním navrácením rovnováhy (Gage, 1991). Během krokového cyklu je těžiště přemístěno celkem dvakrát ve vertikálním směru. Nejvýše je v 25 % a 75 % krokového cyklu, což odpovídá střední stojné fázi každé končetiny. Nejnižší je těžiště umístěno ve fázi dvojí opory (Smidt, 1990).

2.1.9. Postura a její vztah s lokomočním systémem

Posturální systém jakožto systém určený k udržování zaujaté polohy, brání svojí brzdící činností změně polohy. Naopak lokomoční systém tuto brzdu potlačuje a prosazuje změnu polohy (Véle, 1997).

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má největší význam tíhová síla. Vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu. Je nutnou součástí chůze a dalších způsobů aktivní lokomoce. Postura je zajištěna vnitřními silami, z nichž největší roli hraje svalová aktivita řízená pomocí CNS (Vařeka, 2002). Enoka (1988) popisuje posturu jako mechanický stav podílející se na udržování rovnováhy. Posturální aktivita se dělí na statickou a dynamickou. Statická posturální aktivita souvisí s udržením vzpřímeného držení. Oproti tomu dynamická posturální aktivita zajišťuje řízení rovnováhy během pohybu.

Véle (1997) popisuje posturální funkci jako udržování a nastavování polohy jednotlivých segmentů i celého organismu v gravitačním poli. Pohyb posturou začíná a rovněž v konečné poloze končí. Posturální funkce je automatická, řízená multisenzorickou aferencí – propiocepcí, exterocepcí, interocepcí a nocicepcí, ale zároveň je přístupná vůlí. Posturální funkce brzdí změnu polohy, ale zároveň působí také stabilizačně na probíhající pohyb. Posturální funkce vytváří opornou bázi, ze které vychází každý pohyb. Tato funkce se vyvíjí během pohybové ontogeneze jedince.

Pro posturální funkci a následnou lokomoci je jedním z rozhodujících kritérií správná funkce nohy (Toppischová & Šnoplová, 2008). Noha je prvním zdrojem informace pro posturální stabilizaci a lokomoci. Díky tomu se změněné postavení nohy fixuje i ve vyšších etážích (koleno, kyčel, pánev, páteř) a fixují se i změněné pohybové stereotypy v CNS (Lewit, 2003).

Posturální a lokomoční funkce se společně označují jako hrubá motorika (Véle, 1997).

Těžiště, COM (Centre of Mass), je popisováno jako hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost těla v globálním vztažném systému (Vařeka, 2002). Těžiště je působiště tíhové síly působící na těleso (Janura, 2004). Můžeme stanovit těžiště pro každý segment těla zvlášť nebo těžiště společné. Z kineziologického hlediska můžeme mluvit o těžišti, pouze pokud je

zaujmuta postura (Vařeka, 2002). Těžiště se u člověka v anatomickém postavení nachází před druhým sakrálním obratlem (Gage, 1991). Se změnou polohy jednotlivých segmentů těla se mění také umístění celkového těžiště. Mohou nastat situace, kdy je těžiště umístěno zcela mimo lidské tělo. Kvůli anatomické stavbě těla muže a ženy je těžiště u muže posunuto asi o 1 – 2 % výše. Díky poměrovým vztahům v rámci segmentů těla u dětí, je těžiště umístěno relativně vysoko a v průběhu ontogenetického vývoje se jeho poloha posouvá směrem dolů (Janura, 2004).

Opěrná báze, BS (Base of Support), je plocha, která je ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy (AS). Opěrná plocha, AS (Area of Support), je část plochy kontaktu (AC, Area of Contact), která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze (Vařeka, 2002).

Člověk využívá bipedální lokomoci, která je ovšem méně výkonná a stabilní oproti kvadrupedální. Aby se zachoval vzpřímený postoj, musí být těžiště zachováno nad opěrnou bází (Gage, 1991). Chůze po dvou končetinách a vzpřímení postavy se výrazně odrazily na stavbě lidské kostry s mnoha i negativními důsledky. Postavením se na dvě nohy se posunulo těžiště nahoru a zmenšila se opěrná plocha asi na 100 cm² (Toppischová & Šnoplová, 2008).

Pokud chceme změnit polohu, která je udržována posturálním systémem, aktivuje se systém lokomoční. Ten nejprve ztlumí posturální funkci a následně provede pohyb, který je opět zakončen převahou posturálního systému. Ten poté udržuje výslednou polohu. Lokomoční systém aktivuje lokomoční svaly, ale zároveň inhibuje svaly zajišťující posturální funkci. Touto souhrou je zajištěna dobrá koordinace při změně polohy. Avšak během pohybu není posturální funkce zcela utlumena a její mírná brzdící aktivita má stabilizační funkci spuštěného pohybu (Véle, 1997).

2.1.10. Patologické vzorce chůze

Abnormální pohyb může být vykonáván ze dvou příčin (Whittle, 1997):

- pohyb je výslednou kompenzací, kterou člověk využívá k nápravě prvotního problému,

- jedinec musí tento abnormální vzorec přijmout pro vykonání pohybu a zajištění funkce. Pohyb je ovlivněn oslabením, spasticitou nebo deformitou.

Platí, že stejný muskuloskeletální problém se může na vzorci chůze různých jedinců projevit odlišně (Whittle, 1997). Významným determinantem je bolest (Véle, 2006). Podle Trew a Everett (1997) přináší každá odchylka od normálního vzorce chůze větší energetickou náročnost.

Odchylek chůze způsobených nejrůznějšími faktory je celá řada, proto uvádím jen některé pro přehled.

Laterální naklonění trupu (Trendelenburgova chůze, ipsilaterální úklon)

Nejčastěji je tento typ chůze využíván u osob, které mají jednostranné oslabení m. gluteus medius. Pánev poklesá kontralaterálně ke straně oslabených svalů v momentě, kdy končetina opouští podložku, aby zahájila švihovou fázi (Weaver & Ferg, 2010). Trup je nakláněn ke straně nosné dolní končetiny v průběhu stojné fáze. Cílem je redukovat síly v abduktorech a kyčelním kloubu a přesun těžiště nad stojný kyčelní kloub. Úklon trupu může být unilaterální, omezen na stojnou fázi jedné dolní končetiny, nebo bilaterální. Při bilaterálním provedení dochází ke kymácení trupu z jedné strany na druhou (Whittle, 1997).

Tento vzorec chůze nacházíme zejména u těchto stavů (Whittle, 1997):

- bolestivý nebo abnormální kyčelní kloub,
- oslabení abduktorů kyčle,
- široká báze chůze,
- nestejná délka končetin,
- skoliózy.

Anteriorní naklonění trupu

Kvůli nedostatečnosti funkce extenzorů kolenního kloubu, zejména m. quadriceps femoris, flektuje jedinec trup na počátku stojné fáze (Weaver & Ferg, 2010). Při oslabení m. quadriceps femoris je koleno nestabilní a dochází

k jeho podlamování (Whittle, 1997). Perry (1992) uvádí jako příčinu anteriorního naklonění trupu patologie v kotníku, koleni a kyčli a malou mobilitu páteře.

Mezi další příčiny anteriorního náklonu trupu lze uvést oslabení extenzorů kyčle, flekční kontrakturu kyčle a pes equinus (Whittle, 1997).

Posteriorní naklonění trupu

Na počátku stojné fáze je celý trup nakláněn vzad. Příčinou je kompenzace neúčinných extenzorů kyčelního kloubu, zejm. m. gluteus maximus (Whittle, 1997). Střídavé naklánění trupu vpřed a vzad připomíná jízdu na koni, proto Weaver a Ferg (2010), nazývají tento vzorec také jako chůzi houpajícího koně (rocking horse gait). Dalším důvodem může být ankylóza kyčelního kloubu či nemožnost flektovat kolenní kloub ve švihové fázi (Whittle, 1997) a podle Perry (1992) nadměrná bederní lordóza.

Zvětšená bederní lordóza

Bederní hyperlordóza se považuje za abnormální, pokud se její velikost výrazně mění v průběhu krokového cyklu. Dosahuje vrcholu na konci stojné fáze na postižené straně. Příčinou může být flekční kontraktura popř. ankylóza kyčelního kloubu a svalová dysbalance, která vyvolává změnu postavení pánve v sagitální rovině (anteverze), na kterou nasedá prohloubená bederní lordóza (Whittle, 1997). Weaver a Ferg (2010) uvádějí nápadné a přehnané pohyby končetin jako kompenzaci hyperlordózy.

Funkční diskrepance délky dolních končetin

Whittle (1997) uvádí, že se nejedná o fixované zkrácení dolní končetiny, ale o ztrátu schopnosti jedné nebo obou končetin adekvátně přizpůsobit svou délku potřebám krokového cyklu. Chůze se stává asymetrickou.

Jsou používány tyto náhradní vzorce:

- cirkumdukce,
- sešikmení pánve – směrem nahoru na straně švihové končetiny,
- stepáž – nadměrná flexe kolena a kyčle švihové končetiny pro kompenzaci plantární flexe nohy,
- „vaulting“ – vyhoupnutí se na prstce stojné končetiny.

Někteří jedinci se brání sešikmení pánve na straně kratší končetiny chůzí po bříšku prstců, jiní naopak delší končetinu flektují (Weaver & Ferg, 2010).

Abnormální rotace kyčelního kloubu

Tato patologie ovlivní celou dolní končetinu, jelikož kolenní a hlezenní kloub nejsou schopny kompenzovat velký rozsah rotace kyčelního kloubu.

Příčinou může být:

- problém s rotací kyčelního kloubu – zejména dysbalance mezi mediálními a laterálními hamstringy,
- chybný kontakt nohy s podložkou,
- kompenzace dalších problémů – oslabení m. quadriceps femoris, m. triceps surae (Whittle, 1997).

Nadměrná extenze kolenního kloubu

Při nadměrné extenzi dochází k extensor thrust (nadměrnému náboru extenzorů) a hyperextenzi. Extensor thrust je první reakcí na zatížení končetiny, hyperextenze nastává později jako reakce na další podněty (Perry, 1992). Whittle (1997) uvádí, že nadměrnou extenzi může způsobit oslabení zejména m. gastrocnemius. Dochází k funkčnímu prodloužení končetiny při předšvih. Může dojít k poškození zadní části kloubního pouzdra.

Neadekvátní řízení dorzální flexe hlezenního kloubu

Za nepatologických situací jsou dorsiflexory aktivovány během krokového cyklu celkem dvakrát (Whittle, 1997):

- umožňují pomalé a postupné pokládání nohy na podložku. Pokud jsou dorziflexory oslabené, dochází k dopadu celou ploskou najednou,
- zvedají nohu od podložky během švihové fáze krokového cyklu.

Při patologii např. při oslabení m. tibialis anterior při poruše n. (nervus) peroneus nebo kořene L5 dochází k nedostatečnému zvednutí nohy v počátku švihu, což může způsobit vláčení prstů po podložce (Weaver & Ferg, 2010). Nadměrná dorzální flexe je spíše popisována jako nedostatečná plantární flexe nohy např. při oslabení m. soleus (Perry, 1992).

Abnormální rotace nohy

Za normálních okolností směřuje noha při pokládání na podložku zhruba ve směru chůze s vytočením prstců směrem ven o velikosti asi 3 – 6° (Whittle, 1997). Nadměrná subtalární everze nebo inverze vede k odchýlkám ve frontální rovině – nadměrná inverze (varozita) a nadměrná everze (valgozita) (Perry, 1992). Další příčinou může být abnormální vnitřní nebo zevní rotace kyčelního kloubu, torze tibie nebo femuru (Whittle, 1997). Abnormální rotace nohy vede k odlišnému zapojování svalů a mohou se rozvinout sekundární deformity (Perry, 1992).

Nedostatečný odraz

K této problematice dochází především, pokud je oslabeno svalstvo na zadní straně lýtky (m. triceps surae) při poruše kořene S1 nebo n. tibialis nebo při poruše Achillovy šlachy (Weaver & Ferg, 2010). Dochází k nedostatečné plantární flexi nebo je redukována fáze odraz palce. To má za následek zkrácení trvání stojné fáze na postižené straně, prodloužení trvání švihové fáze a tedy i délky kroku, čímž dochází k asymetrickému časování chůze (Whittle, 1997).

Abnormální báze chůze

Rozeznáváme normální, úzkou a širokou bázi chůze. Normální šířka báze se pohybuje v rozmezí 5 – 10 cm.

- Úzká báze – bývá zpravidla přítomná u addukční deformity kyčelního kloubu, tzv. nůžkovitá (digitigrádní) chůze je přítomna u DMO nebo varózní deformity kolenního kloubu (Whittle, 1997). Může dojít až k překročení středové linie (Weaver & Ferg, 2010).
- Široká báze – obecně se vyskytuje u poruch, jejichž následkem musí být nohy kladeny ve větší vzdálenosti od sebe. Udržení rovnováhy je někdy podmíněno většími laterálními pohyby trupu. Další důležitou příčinou je porucha čítí a propiocepce dolních končetin a mozečková ataxie. Rovněž tento mechanismus nacházíme u osob, které mají strach z pádu (Whittle, 1997; Véle, 1996).

Poruchy rytmu

Rozeznáváme dva typy rytmických poruch – asymetrická a nepravidelná rytmická porucha.

- Asymetrická rytmická porucha je charakteristická rozdílným časováním chůze mezi dvěma končetinami. Termín antalgický vzorec popisuje rytmickou poruchu, při které je doba na postižené končetině co nejkratší a delší čas připadá na končetinu nepostiženou. Jedná se o vzorec, který je stranově asymetrický, ale pravidelný. Tuto poruchu můžeme najít také u velkého rozdílu v délce dolních končetin, jednostranných kontraktur, ankylóz.
- Nepravidelná rytmická porucha je charakterizována rozdíly mezi jedním dvojkrokem a dalšími dvojkroky. Pozorujeme je zejména neurologických onemocnění, např. u mozečkové ataxie, ztrátě citlivosti a propriocepce (Whittle, 1997).

Další abnormality chůze

Mezi další abnormality chůze můžeme uvést (Whittle, 1997):

- abnormální pohyby jako je chorea, atetóza nebo hypokinézy,
- abnormální atitudy či pohyby horních končetin včetně chybějících souhybů horními končetinami,
- abnormální atituda či pohyby hlavy a krku,
- stranové rotace hlavy, které následují po počátečním kontaktu,
- rychlá únava a další.

2.2. Páteř jako celek

Axiální systém člověka představuje složitý a členitý systém s rozmanitými materiálovými, tvarovými a vazebními charakteristikami. Jedná se o komplex složený z vlastního páteřního sloupce tvořeného obratli a meziobratlovými ploténkami, vazivového aparátu a aktivního svalového aparátu páteře s individuální strategií svalové aktivace (Pallová, Kubový, & Otáhal, 2006).

2.2.1. Obecná charakteristika

Páteř se skládá z 33 - 35 obratlů, které jsou navrženy na sebe. Rozeznáváme sedm obratlů krčních (C1-C7), dvanáct hrudních (Th1-Th12), pět bederních (L1-L5), pět křížových (S1-S5) a tři až pět kostrčních (Co1-Co5). Křížové obratle jsou spojeny v jeden celek – křížovou kost. Podobně jsou uspořádány i obratle kostrční. Křížová kost a kostrč je popisována jako jedna funkční jednotka (Káš, 1993). Velikost a tvar obratlů závisí na jejich poloze vzhledem k páteři. Bederní obratle jsou nejmohutnější (Čihák, 2001). Velikost obratle závisí na velikosti zatížení, kterému musí obratel čelit. Krční obratle nesou hlavu, jejíž hmotnost představuje asi 10 % tělesné hmotnosti, hrudní nesou hmotnost hlavy, horních končetin a hrudních orgánů. Bederní obratle nesou hmotnost hlavy, krku, hrudního koše a abdominální oblasti. Přenášejí celou tuto hmotnost přes SI klouby na pánev a dolní končetiny (Trew & Everett, 1997).

Celkem rozeznáváme na páteři 25 funkčních celků. Jednotlivé obratle jsou spojeny meziobratlovými ploténkami, meziobratlovými klouby a rozsáhlým svalovým a vazivovým aparátem (Káš, 1993).

2.2.2. Fylogenetický vývoj páteře

Páteř člověka prodělala ve fylogenezi velkou změnu. Člověk zaujal vzpřímený postoj a tím páteř velice zatížil. Důsledkem je esovitě zakřivení páteře, střídání lordóz a kyfóz, a také to, že se páteř nadměrně opotřebovává (Káš, 1993). Každá změna křivek páteře ať ve smyslu jejich zvětšení nebo zmenšení, vede ke změně původní mechaniky pohybů páteře (Valmassy, 1996). Všechny funkce jsou úzce spjaty prostřednictvím svalového a vazivového aparátu. Páteř a okolní struktury tvoří funkční celek. Porucha jedné části ovlivní i části ostatní (Jedlička & Nebudová, 1989).

2.2.3. Funkce páteře

Páteř má tři hlavní funkce (Jedlička & Nebudová, 1989):

- je pohybovou osou těla,
- působí jako podpora a ochrana nervových struktur
- účastní se na udržování rovnováhy těla.

Dalšími funkcemi jsou (Trew & Everett, 1997):

- spojení s lebkou, horními končetinami a hrudním košem,
- ochrana vitálních orgánů jako je srdce, plíce,
- je úponovým místem svalů břicha a hrudníku a některých svalů horní a dolní končetiny,
- dává tvar lidskému tělu ve statických i dynamických polohách,
- facilituje změny ze statických poloh do dynamických,
- má schopnost absorbovat nárazy (shock absorber).

Z kineziologického hlediska je páteř nejdůležitější část kostry. Má v ní odezvu téměř každý pohyb trupu, končetin i hlavy. Z biomechanického hlediska je páteř jako celek elastický, článkovaný a zakřivený válec (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Páteř musí být pohyblivá a zároveň pevná, což jsou dvě protichůdné funkce. Musí se adaptovat na nejrůznější změny prostředí. V dětství a mládí se páteř adaptuje dobře, s přibývajícím věkem tato vlastnost klesá (Káš, 1993).

Bederní páteř je po krční páteři druhou nejvíce pohyblivou částí páteře (Čihák, 2001). Přes bederní páteř se přenášejí síly a pohyby mezi horní a dolní polovinou trupu. Problémové úseky páteře se objevují nejvíce tam, kde se pohyblivá část stýká s méně pohyblivou částí (tj. zejména mezi L4 a L5 a os sacrum), kde dochází k největší zátěži (Káš, 1993). Už samotné vzpřímené držení trupu vyvolává axiální tlak na ploténky dolních bederních obratlů, který se značně zvyšuje při napřimování a při náhlém pohybu z flexe do extenze nebo rotace. Maximum zátěže lumbosakrálního přechodu je při prudkém zvednutí břemene z předklonu ve spojení s rotací (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Bartko (1981) udává, že je lumbosakrální oblast při postoji a chůzi zatížena téměř 2/3 tělesné váhy.

2.2.4. Meziobratlové ploténky

Obecná charakteristika

Meziobratlová ploténka je vazivová struktura tvořená ze dvou částí – anulus fibrosus a nucleus pulposus (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Ploténky se nacházejí mezi těly obratlů, které spojují a zároveň oddělují (Káš, 1993). Tvary

meziobratlových plotének a obratlů se shodují (Čihák, 2001). Výjimkou v pravidelném uspořádání je atlantoaxiální a atlantooccipitální spojení, kde se ploténky nenacházejí. Stejně tak se nenachází ani mezi srostlými obratli křížové kosti a kostrče. Tvoří asi jednu pětinu délky páteře (Trew & Everett, 1997). První disk se nachází mezi axisem a C3 a poslední mezi L5 a S1 (Čihák, 2001).

Stejně jako obratle tak se i meziobratlové ploténky liší tvarem a velikostí podle toho, v jakém úseku páteře se nacházejí. Nejnižší výšku mají ploténky v krční oblasti, nejvyšší v bederní části páteře, což koresponduje s většími silami působícími v bederní oblasti. Oproti tomu v krčním úseku umožňují větší pohyblivost (Trew & Everett, 1997).

Meziobratlové ploténky se velmi významně podílejí na délce presakrálního úseku páteře a to až z 25 % a tím i na výsledné výšce těla (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001).

Stavba meziobratlové ploténky

Hlavní část tvoří fibrózní prstenec - **anulus fibrosus**, který obklopuje koncentrickými lamelami pulpózní jádro (nucleus pulposus) (Káš, 1993). Vlákna na vnějším obvodu disku se ještě šikmo kraniokaudálně překrývají a vytvářejí strukturu zvyšující pevnost (Čihák, 2001). Koncentrické vrstvy kolagenních vláken, které leží v určitých úhlech, vytvářejí laminový pruh, který spojuje dva sousední obratle a zadržuje nukleární gel (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Přední část anulus fibrosus je spojena s mohutným předním vazem (ligamentum longitudinale anterius), na zadní straně je spojení méně pevné. Anulus fibrosus spojuje jednotlivá obratlová těla a díky elasticitě umožňuje určitou pohyblivost mezi obratli (Káš, 1993). Asi 70 % anulu je tvořeno vodou. Její množství se mění se zatížením a také s věkem (Trew & Everett, 1997).

Nucleus pulposus tvoří asi 40 – 60 % ploténky. Voda tvoří asi 70 – 90 % nucleu (Trew & Everett, 1997). Má kulovitý až diskovitý tvar a je uložené blíže jeho dorsálnímu okraji (Čihák, 2001). Jádro má gelovou konzistenci. Je tvořeno mřížkami kolagenních vláken, mezi kterými se nacházejí chondromukoidní buňky, které tvoří gel (Káš, 1993).

White & Panjabi (1990) uvádějí jako třetí součást koncovou ploténku, která je tvořena hyalinní chrupavkou a odděluje struktury ploténky od obratlového těla.

Stárnutím organismu přibývá kolagen a ubývá mukopolysacharidů a vody (Káš, 1993). Rozdíly nacházíme ale i v průběhu dne. Ztrátou vody z plotének během dne se může tělesná výška člověka snížit až o 1,9 cm (1 % tělesné výšky). Návrat tekutin zpět nastává v pozicích, kdy ploténky nenesou tělesnou hmotnost, částečně při odpočinku (Trew & Everett, 1997).

Výživa ploténky probíhá po první dekádě života avaskulárně (Trew & Everett, 1997). U kojence je ploténka dobře prokrvená. Jakmile ale dojde ke vzpřímenému postoji, přenáší se tlak a tíha těla na želatinózní hmotu a krev je z ploténky vytlačována. Toto se děje stále více, až cévy zanikají. Poté je výživa zprostředkována jen pomocí difuze, která ale nestačí zajistit potřebnou výživu disku (Káš, 1993). Přední část je lépe zásobena než zadní. Pokud je ploténka zásobena nedostatečně, může nastat degenerace disku. Výživa je ovlivněna pohyby páteře a redukována ve statických polohách (Trew & Everett, 1997).

Funkce meziobratlové ploténky

Za normálních okolností má ploténka tyto funkce:

- funkci nárazníku, který vyrovnává mechanickou zátěž působící na páteř (Káš, 1993),
- omezuje a zároveň umožňuje pohyb mezi těly obratlů,
- přenáší zatížení z jednoho obratlového těla na druhé (Trew & Everett, 1997).

Ploténky jsou označovány za hydrodynamické tlumiče, které absorbují statické a dynamické zatížení páteře. Ploténky, obratlová těla, okolní vazivo a cévy páteře tvoří osmotický systém, ve kterém se při zatížení a odlehčení velmi intenzivně vyměňuje voda a ve vodě rozpustné látky (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001).

Mechanické vlastnosti zdravé meziobratlové ploténky umožňují pohyb při působení sil na páteř bez významnějších změn tvaru disku (Náhlovský, 2006). Jádru při zátěži vestoje vytlačuje tekutinu (creep efekt) a ploténka se snižuje, při uvolnění axiálního tlaku vleže jádro tekutinu absorbuje zpět (White & Panjabi, 1990). Při déletrvajícím kompresi stoupá tlak uvnitř nucleus pulposus, což

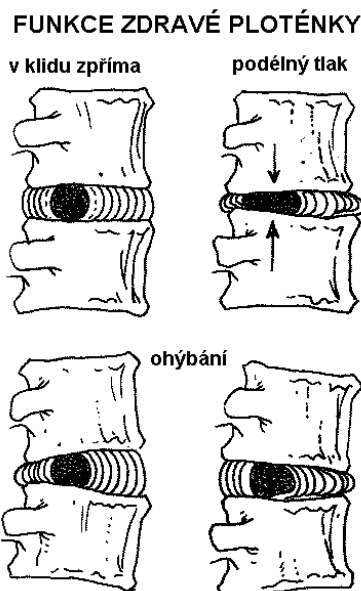
vyvolává identický protitlak anulus fibrosus, jeho roztažení a přesun vody. Výsledkem tohoto děje je málo výrazný pokles výšky disku (Náhlovský, 2006). Nucleus pulposus se chová jako vodní polštář. Při zatížení se vychýlí k méně zatížené části (Káš, 1993). Anulus fibrosus je na jedné straně stlačován, na opačné namáhán v tahu. Nucleus pulposus se posunuje od stlačované strany ke straně natahované (Obrázek 5). Struktura vláken na obvodu je adaptována na toto namáhání (Čihák, 2001). Aby došlo k výhřezu zdravé ploténky, musí být na páteř vyvinuto náhle velké násilí (Náhlovský, 2006).

White & Panjabi (1990) popisují závislost mezi stupněm degenerace ploténky a creep efektem. Poškozený disk se projevuje sníženým creep efektem a tím i sníženou schopností odolávat otřesům a vibracím.

Disk je pružný element, který i když v malém rozsahu, dovoluje flexi, extenzi, posun v sagitální a frontální rovině i rotační pohyb. Funkce nucleus pulposus je závislá na dokonalé integritě anulus fibrosus (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001).

White & Panjabi (1990) uvádějí, že pokud člověk stojí vzpřímeně, jsou síly působící na určitou ploténku mnohem větší, než je hmotnost části těla připadajícího nad danou ploténku. Dále uvádějí, že vsedě jsou síly působící na ploténku v bederní oblasti více než třikrát větší než je hmotnost těla.

Celý systém je maximálně namáhán při kombinaci svislého (axiálního) tlaku a rotace (smyku). Vznikají střížné síly. Pokud střížné síly překročí parametry pevnosti disku, lamely anulus fibrosus praskají a jádro může vyhřeznout. Vnitřní uspořádání struktur disku je odolné především na vertikálně působící tlak, ale jen velmi málo na torzní a smykové zatížení. Torzní rotace ve vertikále snášejí disky bez poškození pouze asi do 5°. Mezi 10 a 30° již dochází k porušení jejich integrity (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001).



Obrázek 5. Funkce zdravé ploténky

2.2.5. Vztah míchy a míšních kořenů k obratlům

Ze vztahu míšních kořenů a míšního nervu je odvozen koncept míšního segmentu. Jako míšní segment se popisuje část míchy, ze které vycházejí nervová vlákna jednoho míšního nervu a zásobují tak určitou oblast těla (Anonymous, 2010).

Každý míšní segment je chápán jako samostatná jednotka, která zprostředkovává reflexní odpověď v určité části těla odpovídající příslušnému segmentu. V každém segmentu vstupuje do míchy zadní kořen, jehož hlavní funkcí je funkce senzitivní (dostředivá). Z míchy vystupuje přední kořen, který má funkci motorickou (odstředivou). Ještě v páteřním kanálu nebo při vstupu do meziobratlové štěrbině se oba kořeny spojují a tvoří míšní nerv (Káš, 1993). Celkem máme 31 párů míšních nervů - 8 krčních, 12 hrudních, 5 lumbálních, 5 sakrálních a 1 kostrční (Seidl, 2008). Mícha roste během ontogeneze pomaleji než páteř, nevyplňuje v dospělosti celý páteřní kanál a je posunutá kraniálně. Mícha končí u dospělých v oblasti obratle L1, u starších dětí v oblasti obratle L2 (Káš, 1993). Úzký vztah páteře a nervových struktur může mít za následek, že se změny na páteři mohou projevit také příznaky nervového postižení. Nejčastěji jsou to kořenové syndromy, ale i příznaky postižení míchy (Jedlička & Nebudová, 1989). Míšní kořeny mají v hrudní a zejména v bederní oblasti páteře šikmý průběh, z čehož vyplývá typická kořenová symptomatika při nejčastějších výhřezech plotének L4/L5 a L5/S1 (Káš, 1993). Podle směru

výhřezu disku můžeme určit, který nervový kořen bude postižen, ale neplatí to vždy. Například kořenový syndrom L5 je nejčastěji způsoben laterální hernií L4/L5, ale stejně tak jej může způsobit výhřez v segmentu L5/S1.

2.2.6. Biomechanika páteře

Základní funkční jednotkou páteře je tzv. mobilní neboli pohybový segment (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Pohybový segment je tvořen dvěma sousedními obratli a diskoligamentózním aparátem, který je spojuje. Funkčně se páteř skládá ze dvou sloupců: tzv. tlakového sloupce (obratlové těla a disky) a tahového sloupce, který je tvořen tzv. dorzálními elementy: obratlovými oblouky, intervertebrálními klouby a vazy, které je spojují. O instabilitě mluvíme tehdy, jestliže dochází mezi páteřními elementy (obratli) k exkurzím větším, než je limitováno délkou a pružností vazů, resp. disků. K instabilitě dochází patologickými procesy, nejčastěji úrazy, ale i degenerativními chorobami nebo následkem nádorového postižení obratlů (Sosna, 2001).

Pohyblivost páteře

Páteř, i přesto, že představuje pevnou oporu pro celý trup, je značně pohyblivá. Tato pohyblivost je umožněna nasčítáním jednotlivých dílčích pohybů v sousedních meziobratlových kloubech. Na pohyblivosti páteře se podílí také meziobratlové ploténky a vazy páteře (Linc, 1988). Přes bederní páteř se přenášejí síly a pohyby mezi horní a dolní polovinou trupu (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001).

Podle Fleischmanna a Lince (1975) je směr pohybů v jednotlivých oddílech páteře určen orientací a úpravou kloubních plošek. Kloubní plochy určují maximální rozsah pohybů v kloubech, počet stupňů volnosti, tedy počet os, kolem kterých se může pohyb dít a osově poměry celého kloubu. Facetové neboli zygapofyzeální klouby (drobné párové klouby páteře), limitují stříhové a torzní pohyby mezi obratli, frontálně orientované hrudní faceti (kloubní plochy) rotaci podporují, zatímco sagitálně orientované bederní ji limitují. Čím větší úhel svírají faceti s transversální rovinou, tím jsou lepší předpoklady pro rotaci (Pallová, Kubový, & Otáhal, 2006). Při předklonech, záklonech, úklonech i rotacích kloubní plošky meziobratlových kloubů po sobě sklouzávají a to symetricky při předozadních pohybech, asymetricky při úklonech a otáčivě při

rotacích. Jejich pohyblivost lze nejlépe přirovnat k pohybu pístu ve válci (Čihák, 2001).

Pohyb mezi obratli je umožněn stlačením meziobratlové ploténky kolem nucleus pulposus. Rozsah pohyblivosti je přímo úměrný relativní výšce meziobratlové ploténky vztahované k ploše ploténky (Čihák, 2001). Pohyblivost páteře závisí nejen na souhře facetových kloubů a meziobratlové ploténky, ale také na okolních poddajných tkáních, zejména na ligamentózním aparátu páteře a pánve (Pallová, Kubový, & Otáhal, 2006).

Na páteři rozeznáváme čtyři druhy pohybů (Pallová, Kubový, & Otáhal, 2006):

- ohnutí vpřed a dozadu (v rovině sagitální) neboli předklony a záklony, anteflexe a retroflexe, flexe a extenze,
- ohnutí ke stranám neboli úklony, lateroflexe,
- otáčení, rotace neboli torze,
- malé pohyby pérovací závislé na zakřivení páteře.

Linc (1988) udává, že pohyb je ve vertikální ose možný ve smyslu zkrácení a prodloužení díky aktivní činnosti svalstva.

Celkový rozsah pohybu pro jednotlivé úseky páteře je relativně vysoký, dílčí rozsah pohybu mezi jednotlivými obratli (segmentální) dosahuje hodnot značně menších. Intersegmentální pohyb hrudních obratlů do flexe/extenze nepřekračuje 5° a do lateroflexe 4°. Flexe/extenze bederních obratlů 5-9°, lateroflexe 3°. Rozsah rotace je nejmenší v bederní oblasti páteře. V horní hrudní páteři jsou největší možnosti pro rotaci, díky omezení kostmi hrudníku je však důležitějším místem rotace trupu dolní hrudní páteř (volná žebra). Čistá rotace se udává jen v oblasti mezi C1/C2 tj. bez sdružených pohybů (Pallová, Kubový, & Otáhal, 2006). Jednotlivé rozsahy pohybů se liší dle autora.

Pohyby páteře v transverzální, sagitální a frontální rovině jsou sdruženy (coupling) dohromady. Způsob pohybu je utvářen vzájemným spojením obratlů. Coupling je sdružený pohyb, ve kterém se rotace nebo translace těla okolo nebo podél osy sdružuje se současnou rotací nebo translací okolo jiné osy. Pohyb produkovaný zevní silou nazýváme jako pohyb hlavní, doprovodné

pohyby jako pohyby přidružené. Tělo se může vždy pohybovat z jedné pozice do druhé určitým množstvím rotace okolo a translace podél osy v prostoru. Zásadní význam pro odlišný coupling v kinematice různých oddílů páteře má tvar a orientace kloubních ploch (White & Panjabi, 1990).

Sdružený pohyb pro bederní páteř popisuje Lovettovo pravidlo z roku 1907, které se zabývá vztahem skoliózy a rotace pod vlivem sagitálního zakřivení páteře. Je-li páteř v extenzi (lordóze), pak při úklonu dochází k rotaci obratlových těl na opačnou stranu, tedy do konvexity (processus spinosus do konkavity). Čím je lordóza výraznější, tím bývá i větší rotace. Při anteflexi (kyfóze) je úklon naopak spojen s rotací obratlových těl v opačném směru do konkavity, tedy na stranu lateroflexe (Lewit, 2003). Za předpokladu normálního tvaru bederní lordózy se trn obratle vychyluje na stranu úklonu, tj. do konkavity ukláněné páteře (Čihák, 2001).

Pohyby bederní páteře

Pohyb v sagitální rovině, flexe a extenze, jsou uskutečňovány zejména v bederní a krční oblasti (Lewit, 2003). Při flexi se horní obratel naklání vpřed. Ploténka se zužuje směrem dopředu, směrem dozadu se zvětšuje a nabývá tak klínovitého tvaru. Nucleus pulposus je tlačěn vzad a zadní vlákna anulus fibrosus jsou napínána (White & Panjabi, 1990) Ligamentum longitudinale anterius relaxuje, napínají se kloubní pouzdra, perikapsulární ligamentózní aparát, ligamenta flava, interspinalia, ligamentum supraspinale a longitudinale posterius. Rozsah flexe bederní páteře je asi 23° (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001).

Při extenzi bederní páteře se horní obratel naklání dozadu, ploténka má tendenci se posouvat dopředu (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Nucleus pulposus je tlačěn vpřed, přední vlákna anulus fibrosus se napínají (White & Panjabi, 1990). Ligamentum longitudinale anterius se napíná, ostatní ligamentózní struktury relaxují (Linc, 1988).

Úklony se dějí hlavně v oddílu bederním a krčním, v hrudní oblasti jsou nepatrné (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Při lateroflexi bederní páteře se horní obratel naklání ke straně úklonu (Lewit, 2003). Nucleus pulposus je tlačěn na opačnou stranu (White & Panjabi, 1990). Kontralaterální ligamentózní aparát se napíná a homolaterální ligamenta relaxují. Rozsah pohybu je 35° na každou stranu (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001).

Rotace se odehrává v oddílu krčním a hrudním (Lewit, 2003). White & Panjabi (1990) uvádějí, že celkový rozsah pohybu krční páteře je mezi 45° - 105° a hrudní páteře 30° - 45°.

Rotace bederní páteře je omezená jen na 10° na každou stranu (Nováková, Mališka, & Illiášová, 2001). Čihák (2001) uvádí, že bederní páteř pro tvar svých kloubních plošek nerotuje, ale při úklonech se laterální vybočení trnů projeví. Nejedná se o pohyb v kloubech, ale o důsledek různé úklonové výchylky v zadní a přední části obratle.

2.2.7. Klasifikace bolestí zad

Bolesti zad je možné dělit mnoha způsoby.

Podle Amblera (1998) rozeznáváme 3 druhy bolestí:

- lokální – bolest se propaguje v místě léze,
- přenesené – přenáší se z oblasti páteře např. do končetin nebo naopak z útrobních orgánů do páteře,
- radikulární – vznikají drážděním míšních kořenů, případně i postižením míchy.

Podle časového trvání dělíme bolesti zad na (Seidl, 2008):

- akutní – trvá zpravidla do 6 týdnů,
- subakutní – má délku trvání přibližně 7 – 12 týdnů,
- chronické – jsou takové bolesti, které kontinuálně přetrvávají déle než 3 měsíce.

Možnost klasifikace vertebrogenních onemocnění uvádí Bednařík & Kadaňka, (2000):

- vertebrogenní syndromy – definovaná organická onemocnění specifické nedegenerativní povahy (infekční a neinfekční záněty, nádory, osteoporóza, traumata, vývojové anomálie),
- vertebrogenní onemocnění – organické postižení páteře nespecifické, degenerativní povahy (např. spondylóza).

V současné době se jako nejdůležitější ukazuje rozdělení bolesti páteře na podkladě tzv. diagnostické triády (Barsa & Häckel, 2004):

- prosté bolesti zad,
- kořenové (neurogenní) bolesti,
- bolesti vyvolané závažným onemocněním páteře.

Prosté bolesti zad jsou charakteristické mechanickými bolestmi muskuloskeletálního původu, bolest je typicky nociceptivní. Lokalizace bolesti je zejména v lumbosakrální oblasti. Věkově jde o pacienty mezi 20–55 lety. Celkově mají prosté bolesti zad dobrou prognózu (90 % nemocných se uzdraví do 6 týdnů).

Kořenová bolest - zdrojem bolesti může být výhřez disku, stenóza nebo jizva s útlakem nervu. Typická je jednostranná bolest dolní končetiny s parestéziemi a necitlivostí odpovídající segmentu postižení. Bolest je neuropatického typu - ostrá, vystřelující, pálivá. Jsou přítomny známky nervového dráždění s motorickými, senzoryckými a reflexními změnami. Prognóza je horší, pouze asi 50 % osob se uzdraví do 6 týdnů.

Tzv. red flags (červené – varovné praporky) je označení pro nejzávažnější onemocnění páteře. K nim patří nádory, infekce, zánětlivá onemocnění, strukturální deformity – zlomeniny, rozsáhlá neurologická onemocnění. K dalším významným faktorům patří věk pod 20 a nad 55 let, násilné poranění páteře, bolest hrudní páteře a bolesti břicha jinak nevysvětlitelné, bolest v klidu, v noci a při lehu (položení). Bolest je převážně nezávislá na pohybu (tedy nemechanická), je stálá a progresivní. Pacient se cítí celkově špatně (např. horečka, ztráta váhy apod.). Je přítomno těžké omezení bederní flexe (pod 5 cm), laboratorní nálezy mohou být pozitivní (Štetkářová, 2009; Vrba, 2008; Barsa & Häckel, 2004).

2.2.8. „Vertebrogenní“ onemocnění

Uvádí se, že až 80 % populace má problémy s páteří (Štětkářová, 2009). Pro vertebrogenní onemocnění jsou charakteristické některé znaky: kolísavá intenzita potíží, jejich chronický a recidivující charakter, závislost na změně počasí, roční době, fyzické i psychické zátěži a interkurentních onemocněních. Zdravý úsek kompenzuje funkční defekt postiženého segmentu a tím je přetěžován. Vztah bolesti a morfologických změn páteře není úměrný. Vyskytují se jedinci, kteří nemají téměř žádné morfologické změny na páteři a přitom mají velké bolesti. Totéž platí také naopak – pacienti s výraznými změnami mohou mít obtíže minimální nebo žádné.

Degenerativní změny

Degenerativní změny jsou nejčastější chorobné změny na páteři (Káš, 1993). Degenerativními změnami může být postižena meziobratlová ploténka (osteocondóza), artikulační výběžky (spondylartróza) i obratlová těla s tvorbou osteofytů (spondylóza) (Jedlička & Nebudová, 1989). Spondylózu a spondylartrózu lze rentgenologicky prokázat až u 70% osob v pátém deceniu a až u 95% osob mezi 60 a 65 lety (Štětkářová, 2009). Spondylóza a spondylartróza se zpravidla vyskytují současně. Nejvíce bývá postižen dolní bederní úsek spolu se střední a dolní krční krajinou (Jedlička & Nebudová, 1989).

Poškození meziobratlové ploténky, diskopatie

K degeneraci meziobratlové ploténky dochází při nerovnoměrném a nadměrném statickém a dynamickém zatěžování páteře, při funkční nedostatečnosti svalového a vazivového aparátu a jeho špatné koordinaci (Bartko, 1981). Vznikají také v důsledku opakujících se blokády a traumat (Káš, 1993). Výsledkem je postupný vývoj chorobných změn v ploténce. Určitou roli hrají i kongenitální změny páteře. Klinické příznaky vyvolává jednak tlak z patologických útvarů na míšní kořeny a dále další sekundární reflexní změny. Ačkoli se chorobné změny manifestují na jednom místě, jde vždy o onemocnění celé páteře. Zpočátku je latentní, ale později nebo při působení více patogenních faktorů se onemocnění manifestuje (Bartko, 1981).

Manifestace klinických příznaků může být vyprovokována prudkými, nekoordinovanými pohyby, zdviháním těžkých břemen, otřesy při jízdě autem, ale také nevinným pohybem, který si pacient ani neuvědomí (Seidl, 2008). Porucha koordinace svalové činnosti je způsobena iritací jak senzitivních tak i motorických kořenů. Díky iritaci senzitivního kořene je porušena aference z příslušných kloubů, které jsou v důsledku spasmů a kontraktur v abnormálním postavení. Trvalé a zdánlivě chybné postavení v kloubu vede ke změně pohybového stereotypu (Bartko, 1981).

2.2.9. Výhřez meziobratlové ploténky

Výhřez meziobratlové ploténky – hernia disci intervertebrales (HD), je jednou z hlavních příčin vzniku ischialgie. Maximum výskytu výhřezů je v 3. až 5. dekádě života, avšak není výjimkou postižení v mladším i starším věku. Herníí disku jsou postiženi ve větší míře těžce manuálně pracující, pracující vystavení vibracím a lidé se sedavým zaměstnáním (Náhlovský, 2006).

K výhřezu může dojít, i pokud je ploténka zdravá, ale je vystavena náhlému, prudkému, nadměrnému zatížení (Jedlička & Nebudová, 1989).

Etiologie a patogeneze

K hernii disku dochází nejčastěji během degenerativního onemocnění páteře. Aby mohlo dojít k výhřezu ploténky, musí být anatomicky poškozen anulus fibrosus. V průběhu degenetivního onemocnění ploténky se anulus ztenčuje a tvoří se v něm trhliny. Ploténka může vyhřeznout všemi směry (Náhlovský, 2008).

Z klinického hlediska jsou nejzávažnější výhřezy ve směru dorzálním do páteřního kanálu, kde může dojít ke kompresi kořenů kaudy. V páteřním kanálu může být výhřez uložen mediálně, laterálně, foraminálně a v 7 % také extraforaminálně. Výhřez ploténky může souviset se zbytkem obsahu meziobratlového prostoru nebo může být úplně oddělen (Káš, 1993).

Zadní podélný vaz (ligamentum longitudinale posterior) je v dolních částech páteřního kanálu slabší. Toto je jedním z důvodů, proč dochází k výhřezům ploténky nejčastěji v distálních pohybových segmentech (Nováková, Malíška, & Illiášová, 2001). Dalším důvodem je to, že se zde koncentrují síly působící na bederní páteř a degenerace meziobratlových disků zde probíhá rychleji. 90 %

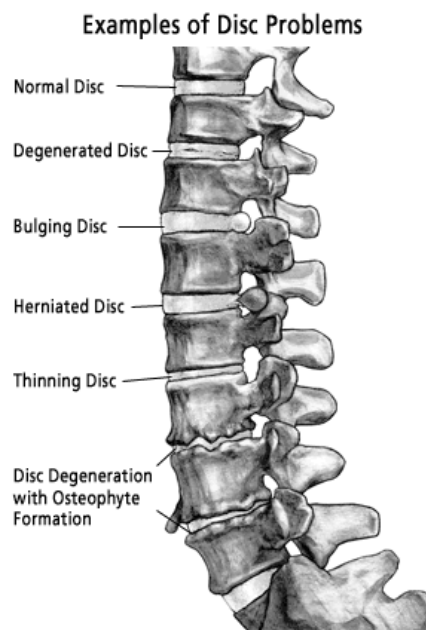
výhřezů v bederním úseku páteře se uskutečňuje v segmentech L4/5 a L5/S1, v 7 % v úrovni L3/4 a pouze 3 % připadají na zbylé dvě etáže (Náhlovský, 2006).

Typy výhřezu meziobratlové ploténky

Terminologie výhřezu ploténky (hernie disku, prolaps disku) vychází z anatomických nálezů, ale není dosud zcela jednotná. Základem pro dělení je stupeň anatomického poškození anulus fibrosus.

Rozeznáváme tři typy výhřezu ploténky (Obrázek 6) (Náhlovský, 2006):

- vyklenování ploténky (bulging disc),
- protruzi ploténky (protruzio disci intervertebralis),
- extruzi ploténky (extruzio disci intervertebralis).



Obrázek 6. Různé typy postižení meziobratlové ploténky

Legenda: normal disc – normální ploténka, degenerated disc – ploténka postižená degenerativním procesem, bulging disc – vyklenování ploténky, herniated disc – vyhřezlá ploténka, thinning disc – ztenčující se ploténka, disc degeneration with osteophyte formation – ploténka postižená osteofyty.

Bulging disc – jedná se o pružné vyklenování ploténky (fluktuující protruze) při ztenčeném a roztaženém anulus fibrosus. Ruptura anulárních vláken není přítomna. Tento typ se vyskytuje především u mladších jedinců. Není přítomen sekvestrovaný nukleus a anulus je pevný. Při změně polohy může vyklenutí ploténky zcela vymizet. Vyklenutí může být jak symetrické tak lateralizované (Náhlovský, 2006). Nejčastěji se vyklenuje ploténka v laterálním a posterolaterálním směru na konkávní straně při laterálním ohybu (White & Panjabi, 1990). Podle Seidla & Obenbergera (2004) je bulging disk charakterizován celkovým zvětšením obvodu disku. White & Panjabi (1990) uvádějí, že kompresní síly působící na ploténku nemohou vyvolat její herniaci. Ploténka se vyklene v horizontální rovině vlivem zatížení, ale nemá sklon k posterolaterálnímu vyklenutí. Mnohem závažnější je ohyb a torzní pohyb.

Protruze disku – anulus je prostoupen radiálními trhlinami, kterými je hmota nukleu excentricky protlačována a způsobuje roztržení anulu (Náhlovský, 2006). Nukleus vytvoří herniaci, ale nepropaguje se mimo disk (Seidl & Obenberger, 2004). Protruze je zpravidla lateralizovaná, ale může být i symetrická v celém rozsahu (Náhlovský, 2006).

Extruze disku – je patrná otevřená trhlina jdoucí skrze anulus (Obrázek 7), kterou hmoty nukleu vyhřezávají mimo prostor ploténky. Rozlišení mezi protruzí a extruzí může být někdy velice obtížné. Jedním z kritérií je přesah ploténky do páteřního kanálu do 3 mm u protruze a kompletní ruptura anulus fibrosus u extruze (Náhlovský, 2006). Pokud se část disku oddělí, hovoříme o volném sekvestru (Seidl & Obenberger, 2004).

V patogenezi hrají důležitou roli psychické vlivy. Depresivní stavy, pracovní a rodinné vypětí vedou často k hypotoniím, chabému držení páteře, svalové dyskoordinaci. Jindy naopak neurotické stavy mohou být spojovány s křečovitým držením, hypertonií a neplynulou koordinací pohybů (Bartko, 1981).



Obrázek 7. Stupně postižení meziobratlové ploténky – degenerace disku, prolaps, extruze, sekvestr

Klinický obraz

Pokud nejsou degenerativní změny (výhřez meziobratlové ploténky, osteofyty, artroticky deformované a zvětšené artikulační výběžky) v dotyku s nervovými strukturami, způsobují pouze lokální poruchy hybnosti. Pokud ale dojde ke kompresi nervových struktur, dochází k neurologickým projevům – kořenovým syndromům nebo k projevům míšní komprese (Jedlička & Nebudová, 1989). Kořenové syndromy zaujímají z celkového počtu pacientů s bolestí dolní části zad asi 1,5 % (Smeal, Tyburski, & Alleva, 2004). Spolu s nervovými kořeny mohou být komprimovány i cévy, což může vést k závažnému míšnímu postižení (Jedlička & Nebudová, 1989).

2.2.10. Kořenové syndromy

Kořenový neboli radikulární syndrom může být iritační nebo zánikový. Iritační syndrom je typický bolestí a hyperestézií. Zánikový syndrom se vyznačuje hyporeflexií, hypostézií a svalovou hypotonií až parézou. Prognosticky závažnější je syndrom zánikový (Náhlovský, 2006).

Zjednodušeně lze říci, že při poruše výhradně zadního kořene dojde k poruše cití, reflexů a k bolesti, při poruše pouze předního kořene dojde k poruše hybnosti a reflexů. Při poruše obou kořenů (možno již spojených) dojde ke kombinaci poruch senzitivních a motorických (Káš, 1993).

Kořenová léze je tedy charakteristická bolestí v určitém dermatomu a zároveň přítomností neurologických příznaků, tj. poruchy citlivosti (hypestézie, parestézie, dysestezie), alterace reflexů, porucha trofiky, popř. i motorický deficit. Radikulární syndromy postihují většinou jen jeden kořen na jedné straně, méně často stejný kořen oboustranně nebo více sousedních kořenů na jedné straně (Jedlička & Nebudová, 1989).

Syndrom je charakterizován vymizením bederní lordózy, paravertebrálními svalovými spasmy, omezením pohyblivosti bederní páteře (Náhlovský, 2006) a také vybočením pánve. Při pokusu o předklon se provokuje kořenová bolest. Charakteristická je tzv. bolestivá zarážka (painfull arc), kdy během předklonu či návratu z předklonu dochází k přeskočení plynulého pohybu (Nevšimalová, Růžička, & Tichý, 2002). Často nalézáme addukční a abdukční kontrakturu v kyčelním kloubu (Bartko, 1981). U typického kořenového syndromu jsou pozitivní napínací zkoušky, dochází k šetření postižené končetiny a k antalgickému držení těla. Je přítomna pozitivita Thomayerovy zkoušky (Náhlovský, 2006). Nemocní se snaží bolest zmírnit, šetří proto končetinu ve stoje. Stojí na zdravé noze a nemocnou mají pokrčenou v koleni a kyčli. Při chůzi jsou zkřiveni, šetří postiženou stranu. Na lůžku hledají pro postiženou končetinu nejvhodnější a nejméně bolestivou polohu – končetina je pokrčena v koleni a kyčli. Všechny úlevové polohy vznikají kompenzačně, aby nedocházelo k natahování postiženého kořene a tím k provokaci bolesti (Bartko, 1981).

U většiny pacientů převládá rychlý nástup příznaků, zejména po silné mechanické námaze, nezvyklém pohybu, prochlazení, změně polohy těla, ale také při kýchnutí nebo zakašlání. Klinický obraz je typický častými recidivami a remisemi. Délka ataky obtíží se pohybuje od několika dnů až po intervaly v řádu týdnů, měsíců. Onemocnění je typické bolestí zad a dolních končetin a to v průběhu postižených kořenů, lumboischialgie (Káš, 1993). Inervační oblast jednotlivých kořenů může individuálně kolísat a sousední kořeny se na periferii do určité míry překrývají. Bolest často zaujímá i část sousední oblasti. Kořen tedy není přesně monosegmentový. Vodítkem určení, který z kořenů je

postižen, je maximum bolesti nebo porucha citlivosti (Jedlička & Nebudová, 1989).

Klinický obraz při postižení jednotlivých míšních kořenů bederní páteře

Postižení kořene S1

Kořenový syndrom S1 je způsoben laterální hernií L5/S1 (Ambler, 1998). Při postižení kořene S1 je přítomna bolest na zadní straně dolní končetiny, které mohou být přítomné až do paty a malíku – dermatom S1 (Obrázek 8). Pokud jde o zánikové postižení, je přítomna porucha cití ve stejné lokalizaci, hyporeflexie až areflexie Achillovy šlachy a snížení tonu lýtkového svalstva – mm.fibulares a m. triceps surae, zejména laterální část (Náhlovský, 2006). Dále bývá oslabeno a hypotonické gluteální svalstvo (Lewit, 2003). U těchto osob se vyskytuje oslabení až nemožnost stoje na špičce dolní končetiny – tibiální paréza (Náhlovský, 2006). Rozeznáváme zvýšený odpor v meziprstní řase a při vzájemném pohybu metatarsů mezi 3. a 4. a 4. a 5. prstem. Testovacím manévrem je Véleho test na flexory prstů (Lewit, 2003).

Postižení kořene L5

Kořenový syndrom L5 vzniká při laterální hernii L4/L5, ale je možný i při hernii L5/S1 (Ambler, 1998). Pro postižení kořene L5 jsou typické lampasovité bolesti po zevní straně dolní končetiny (Obrázek 8), které jdou až k zevnímu kotníku (Náhlovský, 2006). Bolesti překračují nárt a bolest vyzařuje k 1. až 4. prstu s maximem bolestí do palce (Jedlička & Nebudová, 1989). Porucha cití je ve stejné lokalizaci. Je přítomen snížený svalový tonus extenzorů nohy (Náhlovský, 2006). Bývá přítomna hypotonie v oblastech souběžně s hranou tibie a pod zevním kotníkem, oslabená je také zevní rotace v kyčli (Lewit, 2003). Oslabenou dorsální flexi palce nazýváme fenomén palce a je důležitým diagnostickým znakem (Jedlička & Nebudová, 1989). Nemocný se nemůže postavit na patu – peroneální paréza (Náhlovský, 2006). Je přítomná patologická bariéra při protažení meziprstní kožní řasy mezi palcem a 2. prstem, zvýšený odpor při vzájemné pohyblivosti 1. a 2., a 2. a 3. metatarsu (Lewit, 2003).

Kořenové syndromy L5 a S1 mohou být provázeny nejen oslabením akrálního svalstva, ale i méně nápadným oslabením gluteálních svalů, zejména abduktorů kyčelního kloubu (Horáček, 2000). Abduktory kyčelního kloubu (m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae) jsou inervovány z kořene L5, ale i S1 a L4 (Janda, 1996). Správná funkce abduktorů kyčelního kloubu je důležitá k zajištění stability pánve ve frontální rovině při chůzi (Horáček, 2000). Oslabení abduktorů kyčelního kloubu způsobí druhostranný pokles pánve na oslabené stejné končetině – pozitivita Trendelenburgova testu. Dále může dojít k přetěžování lumbosakrálního přechodu, SI skloubení a samotného kyčelního kloubu. Stejně tak díky přetěžování některých svalových skupin může dojít k úponovým bolestem (Lewit, 2003).

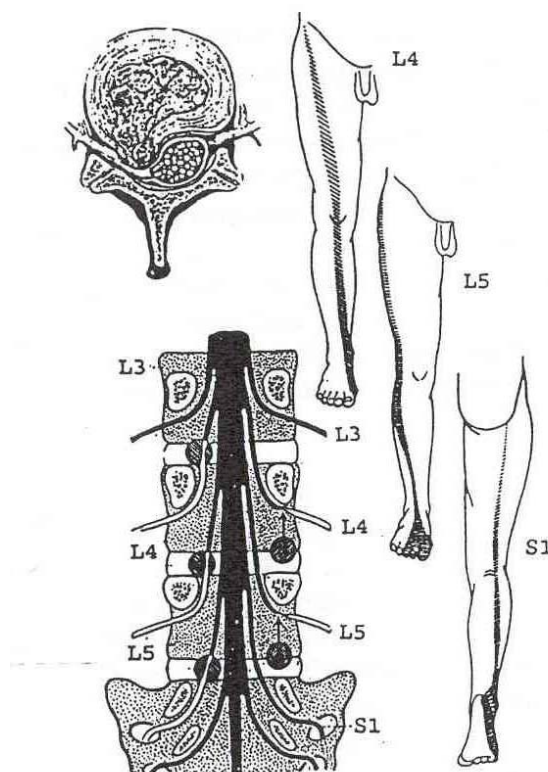
Postižení kořene L4

Kořenový syndrom L4 je způsoben laterální hernií L3/L4, méně často L4/L5 (Ambler, 1998). Postižení kořene L4 je typické bolestí na přední straně stehna a mediální straně bérce v dermatomu L4 (Obrázek 8). Stejnou lokalizaci má i porucha cití. Je přítomna patellární hyporeflexie až areflexie a snížení tonu m. quadriceps femoris (Bartko, 1981). Může dojít k oslabení m. quadriceps femoris, flexorů kyčlí a někdy i adduktorů. Je obtížná chůze po schodech, zvedání ze dřepu na postižené končetině. Testovacím manévrem je obrácený Laséque (Lewit, 2003).

Při kořenových syndromech je typická autodermografie bolesti – celou oblast bolesti dovede nemocný přesně ohraničit, ukázat i nakreslit (Bartko, 1981). Při masivnějším mediálním výhřezu může dojít k syndromu kaudy, kompresi dolních sakrálních kořenů, který se vyznačuje sfinkterovými poruchami a sedlovitou perianogenitální hypestezií (Náhlovský, 2006).

Pseudoradikulární bolesti jsou difúzního charakteru, nejsou lokalizovány v konkrétním dermatomu a dosahují distálně většinou pouze ke kolenu. Laséqueův manévr může být lehce pozitivní, avšak neurologický nález na končetině je normální. Příčinou pseudoradikulární bolesti může být kromě

poruch v LS páteři SI posun, kokcygodynie nebo koxalgie různé etiologie (Ambler, 1998).



Obrázek 8. Schéma kořenové komprese na příčném řezu (nahore), typy hernií disku (vlevo), typy kořenových syndromů na dolní končetině (vpravo) (Ambler, 1998)

2.3. Analýza chůze

Podle požadovaných cílů, kterých chceme dosáhnout, využíváme k analýze pohybu buď kvantitativní, nebo kvalitativní metody. Při kvalitativním hodnocení je pohyb hodnocen a popsán bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Tento způsob nám neumožňuje přesně určit velikost měřených veličin. Výstupem kvantitativních metod jsou konkrétní číselné hodnoty (Janura & Zahálka, 2004).

Za první vědecky podložený popis chůze je považován Borelliho výzkum z roku 1692, který popsal polohu těžiště a definoval chůzi jako střídavý přesun opěrných bází vpřed. V roce 1836 popsali bratři Weberové první zřetelné charakteristické rysy krokového cyklu. Zabývali se časoprostorovými

souvislostmi chůze, pozorovali vztah mezi trváním a délkou kroku a popsali chůzi jako kyvadlový pohyb dolních končetin (Smidt, 1990; Whittle 1997).

2.3.1. Vyšetření chůze fyzioterapeutem

Fyzioterapeut vyšetřuje běžně chůzi pomocí aspekce. Charakteristická porucha chůze může napovědět diagnózu už při vstupu pacienta do ordinace. Při vyšetření se sledují základní rysy a pátrá se po známkách postižení. Využívá se prostor s volnou dráhou dlouhou alespoň 10 m (Kalvach a kol., 2008). Vyšetření probíhá na boso nebo v obuvi, kterou pacient obvykle nosí. Vyšetřuje se chůze vpřed, vzad, chůze po špičkách, po patách, v podřepu, při otevřených a zavřených očích (Véle, 1997). Důležitá je také šíře základny, délka kroku, kadence, plynulost pohybů, odchylky ze směrů, schopnosti provést start a zastavení, otáčení na místě a při chůzi (Kalvach a kol., 2008). Dále se sleduje kromě pohybu dolních končetin také pohyb horních končetin, páne a osového orgánu včetně hlavy. Všímáme si pohybové koordinace chůze, kulhání, stability chůze, držení těla a celkového dojmu (Véle, 1997).

2.3.2. Využití silových plošin

V současné době jsou využívány dva typy silových plošin – piezoelektrické a tenzometrické plošiny. Jsou to pevné desky, na kterých jsou v rozích upevněny silové snímače reagující na zatížení. Tenzometrické plošiny využívají deformace silových tělísek, která je zaznamenávána pomocí snímačů. Piezoelektrické plošiny využívají generování elektrického náboje, který vzniká pomocí křemičitých přenašečů. Tyto plošiny jsou citlivější (Murcková, 2001).

Měření mohou být prováděna s obuví i bez ní. U měření na silových plošinách jsou možné oba případy, protože noha je brána jako celek. Při využití tlakových plošin je nutné provést chůzi na boso. Silové nebo tlakové parametry spolu s časovými a prostorovými parametry chůze jsou velmi důležité pro vyhodnocení charakteru chůze člověka.

2.3.3. Elektromyografie (EMG)

Elektromyografie patří mezi elektrofyziologické metody, které napomáhají hodnocení funkčního stavu motorického systému. Jedná se o vyšetření elektrické aktivity svalu a nervu, který daný sval řídí. Výsledkem EMG je

elektromyogram (Keller, 2007). Využívají se buď jehlové elektrody, které jsou invazivně umisťovány skrze kůži do svalu nebo povrchové elektrody, které jsou připevněny na kůži a nevyžadují porušení kožního krytu. Velikost, tvar popř. výskyt abnormálních jevů vypovídá o schopnosti svalu odpovídat na nervové podněty.

Pomocí EMG lze také získat informace o vzorci a dynamice komplexnějších pohybů (Keller, 2007).

2.3.4. Měření časoprostorových veličin

Při této metodě jsou využívány tlakové nebo silové spínače. Jsou umístěny pod chodidlem nohy a aktivují se při stejné fázi chůze. Spínače mohou být umístěny směrem k ploše chodidla nebo k podrážce obuvi (Smidt, 1990). Z několika krokových cyklů lze vypočítat trvání stejné a švihové fáze a trvání fáze dvojí opory, dále lze vypočítat rychlost chůze nebo frekvence kroků.

2.3.5. Kinematická analýza

Kinematika je popisována jako nauka o pohybu útvarů – bodu, tělesa, soustavy těles. V kinematice se operuje pouze s prostorovými prvky a časem – nejsou tedy brány v úvahu působící síly (Kračmar, 2002).

Mezi kinematické metody patří (Janura & Zahálka, 2004):

- goniometrie (elektrogoniometrie) – slouží k měření relativní rotace v daném kloubu,
- akcelerometrie – slouží k měření zrychlení pomocí akcelerometrů, které pracují na principu měření odchylek způsobených pohybem tělesa při zrychlení segmentu,
- stroboskopie – je metoda, která vytváří pohybovou sekvenci na jedné filmové políčku,
- systémy na elektromagnetickém principu – na tělo probanda je připevněn senzor, který zaznamenává pohyb určitého bodu,
- systémy využívající akustické senzory,
- optoelektronické systémy – pomocí optických snímačů (např. kamery s infračerveným zářením) je zaznamenávána poloha a pohyb určitého definovaného bodu, který je označen buď aktivním, nebo pasivním zdrojem světla. Následně je určena poloha označeného bodu.

Optické snímání pohybu je v dnešní době celosvětově přijímáno a využíváno. Metoda umožňuje měřit pohyb, který by jinak bylo obtížné zaznamenat a vyhodnotit. Využití je velmi široké, uplatňuje se ve výzkumu a v klinickém využití v lékařství, při ovlivňování sportovní techniky a ve tvorbě počítačových animací.

U modernějších metod je využíváno detekce signálu z různých zdrojů. Výsledkem jsou souřadnice bodů umožňující výpočet kinematických veličin. Do této kategorie lze zařadit také kinematografickou (videografickou) vyšetřovací metodu, která je založena na vyhodnocení filmového záznamu nebo videozáznamu (Janura & Zahálka, 2004). Kinematografie je využívána k analýze změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi segmenty, které odpovídají lineární a úhlové rychlosti a zrychlení jednotlivých segmentů těla. Kinematickou analýzu lze provádět ve dvojdimenzionálním (2D) nebo trojdimenzionálním (3D) prostoru (Janura, 2001).

V současné době se pro potřeby kinematické analýzy využívají vysokofrekvenční kamery. Analýza naměřených dat se provádí za pomoci počítačové techniky a potřebného software. Princip kinematické analýzy je založen na vysokofrekvenčním snímání reálného pohybu, jeho transformaci do digitální podoby a vytvoření virtuálního prostředí. Tím je umožněno přesné sledování fyzikálních parametrů, které nelze postřehnout lidskými smysly. Digitální forma záznamu pohybu umožňuje následnou simulaci pohybu, využitelnou k tvorbě optimálních variant a modelů pohybu (Zaoral, 2008).

Systém VICON a analýza chůze

Na základě ověřeného protokolu Vicon Clinical Gait Analysis je tento systém světovým standardem pro hodnocení chůze (Anonymous, 2009)

Systém VICON je založený na zpracování signálu, který přichází do snímačů ze značek, které jsou překryté retro-reflexní páskou. Systém vyhledává a zaznamenává a sleduje určité značky, které se pohybují v kalibrovaném prostoru. Značky jsou nasvíceny pomocí stroboskopických infračervených zdrojů, které jsou připevněny ke každé kameře.

Každý segment těla je definován a označen třemi značkami, které jsou připevněny na kůži co nejbližší k anatomicky definovaným bodům. Využitím 3D souřadnic určitých bodů můžeme určit základní úhlové charakteristiky pánve, kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu, ale také úhlové charakteristiky popisující horní část těla. Na základě údajů z tenzometrických plošin mohou být data doplněna o výpočet silových momentů v kloubech a změny v distribuci energie (Janura, Abrantes, & Elfmark, 1999).

3. CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1. Hlavní cíl

Cílem našeho výzkumu bylo zhodnotit základní kinematické parametry chůze u osob s kořenovým syndromem L5 způsobeným výhřezem meziobratlové ploténky v segmentu L4/5 nebo L5/S1.

3.2. Dílčí cíle

1. Zhodnotit rozdíly v úhlových parametrech chůze u skupiny s kořenovým syndromem L5 mezi postiženou a nepostiženou končetinou a vzhledem ke kontrolní skupině.
2. Posoudit rozdíly v časověprostorových parametrech chůze u skupiny s kořenovým syndromem L5 mezi postiženou a nepostiženou končetinou a vzhledem ke kontrolní skupině.

3.3. Výzkumné otázky

Položili jsme si tyto výzkumné otázky:

V1: Liší se při chůzi základní úhlové parametry kloubů postižené a nepostižené dolní končetiny v sagitální rovině u skupiny s kořenovým syndromem L5 v porovnání se zdravou populací?

V2: Liší se při chůzi pohyb pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině u skupiny s kořenovým syndromem L5 v porovnání se zdravou populací?

V3: Liší se při chůzi časové parametry krokového cyklu u skupiny s kořenovým syndromem L5 v porovnání se zdravou populací?

V4: Liší se při chůzi významně kadence a trvání stojné a švihové fáze u skupiny s kořenovým syndromem L5 v porovnání se zdravou populací?

4. METODIKA

4.1. Charakteristika souboru

Do výzkumu byly zařazeny dvě skupiny osob. Experimentální skupinu A tvořilo 10 jedinců s kořenovým syndromem L5 způsobeným výhřezem meziobratlové ploténky v segmentu L4/L5 nebo L5/S1 v průměrném věku 41,2 let (minimum 28 let, maximum 55 let). Průměrná hmotnost byla 79,2 kg (minimum 60 kg, maximum 112 kg), průměrná výška byla 177 cm (minimum 165 cm, maximum 187 cm). Tuto skupinu tvořilo 6 mužů a 4 ženy. Ze souboru pacientů byl 1 levák.

Kontrolní skupinu B tvořilo 12 zdravých osob v průměrném věku 47,1 let (minimum 25 let, maximum 51 let). Průměrná hmotnost byla 67,4 kg (minimum 55 kg, maximum 87 kg), průměrná výška byla 168,8 cm (minimum 158 cm, maximum 181 cm). Tuto skupinu tvořili 3 muži a 9 žen. Z kontrolní skupiny byli 2 leváci.

Do skupiny A byli zařazeni jedinci s lékařsky potvrzenou diagnózou (počítačová tomografie (CT), magnetická rezonance (NMR)) kořenového syndromu L5 způsobeným výhřezem meziobratlové ploténky v segmentu L4/5 nebo L5/S1. Kvůli zachování co největší homogenity výzkumného souboru byli do výzkumu zařazeni pouze ti jedinci, jejichž útlak kořene L5 se vyznačoval senzitivními projevy do dolní končetiny postižené strany a zároveň neměli závažné projevy motorické (proband byl schopen se postavit na paty po dobu alespoň 5 sekund). Proband musel splňovat věkové podmínky výzkumu (25 – 55 let) a nemohla u něho být zjištěna žádná omezení, která by bránila zařazení do výzkumu.

Z výzkumu byli vyloučeni jedinci, u kterých se vyskytla:

- nestejná délka dolních končetin,
- úraz (fraktury, čerstvé distorze),
- operace nebo onemocnění na dolní končetině/končetinách (artróza II. a III. stupně, revmatoidní artritida),
- jiná onemocnění projevující se poruchou cití (neuropatie),

- zjevná paréza na dolní končetině/končetinách jiné než kořenové etiologie,
- paréza kořenové etiologie takového stupně, při kterém nebyl proband schopen postavit se na paty,
- útlak více nervových kořenů,
- gravidita,
- předchozí operace na páteři,
- vestibulární dysfunkce,
- závažná psychická onemocnění, která by bránila pochopení studie a účasti v ní.

Do kontrolní skupiny B byli zařazeni jedinci téže věkové kategorie bez bolesti dolní části zad, u kterých se nevyskytla žádná okolnost bránící zařazení do výzkumu.

Všichni jedinci byli předem seznámeni s průběhem vyšetření a souhlasili s využitím záznamu pro účely kinematické analýzy.

4.2. Klinické vyšetření

Před vlastním měřením vyplnil proband anamnestický dotazník (Příloha 1) a byl u něho proveden kineziologický rozbor (Příloha 2).

Prvá část anamnestického dotazníku byla společná pro experimentální i kontrolní skupinu a sloužila hlavně k vyloučení nevhodných probandů. Ve společné části jsme zjišťovali, zda proband někdy trpěl bolestí bederní páteře, jestli má nějaké onemocnění dolní končetiny, případně končetin, jako je revmatoidní artritida nebo artróza, nemoci projevující se poruchou čítí rovnováhy, gravidita a případná prodělaná zranění a úrazy. Do výzkumu byli zařazeni i jedinci, kteří prodělali drobný úraz s časovým odstupem minimálně 5 let a jejichž předchozí zranění se nijak klinicky neprojevuje. Přesto jsou tato data uvedena jako součást dotazníku pro případné posouzení výsledků.

Druhá část dotazníku byla určena pro experimentální skupinu. Součástí byly otázky týkající se propagace bolesti, zakreslení propagace bolesti a změn čítí

do obrázku, přítomnost fascikulací, dotazník interference bolesti s denními aktivitami a vizuální analogová škála.

Každý proband zařazený do skupiny A byl neurologicky vyšetřen. Pro průkaz kořenové symptomatiky byla prováděna Laséguova zkouška, Bragardova zkouška a Dejerine – Frazierův příznak (Opavský, 2005). Testy svalové síly (dorzální flexe nohy, dorzální flexe palce a plantární flexe nohy) byly vyšetřovány podle Jandova svalového testu (Janda, 1996). Do výzkumu byli zařazeni probandi, jejichž testovaná svalová síla odpovídala alespoň stupni 4. Další zkouškou byl test stoje na patách a na špičkách, přičemž pro zařazení do výzkumu bylo nutné, aby byl proband schopen postavit se na paty po dobu alespoň 5 sekund. Vyšetřovali jsme tyto kvality cití: rozlišení ostré/tupé, teplé/studené, zkouška grafestezie, polohocit a pohybovit. Jako normální nález bylo hodnoceno alespoň 8 správných pokusů z 10 možných u každého typu, jako abnormální nález bylo hodnoceno 6 a méně správných pokusů z deseti možných (Opavský, 2005). Pro zjištění případných závažných motorických poruch projevujících se atrofií svalstva na dolní končetině bylo prováděno antropometrické měření. Měřen byl obvod lýtky (měřeno v nejširším místě krejčovským metrem) a obvod stehna (měřeno ve vzdálenosti 10 cm nad patellou krejčovským metrem). Změna reflexu Achillovy šlachy byla zjišťována pro případné rozlišení postižení kořene S1.

U všech probandů ve skupině A i B byla změřena tělesná výška a tělesná hmotnost pro následný výpočet BMI (body mass index). Z důvodů použití modelu PlugInGait FullBody (hlava, hrudník, horní končetiny, pánev, dolní končetiny), jsme u každého probanda zjišťovali postavení pánve ve všech rovinách. SI (sakoriliakální) posun a SI blokáda byly hodnoceny pomocí spine sign (Lewit, 2003). Dále jsme hodnotili konfiguraci hrudní a bederní páteře a stoj na dvou vahách. Součástí vyšetření byly funkční testy páteře (Schoberova, Stiborova, Thomayerova zkouška a zkouška lateroflexe) (Opavský, 2005). Zjišťovali jsme stav nožní klenby. Vyšetření hlubokého stabilizačního systému (test flexe v kyčli a brániční test) jsme prováděli podle Koláře (Kolář & Lewit, 2005). Zjištění preferované dolní končetiny bylo provedeno dotazy - kterou nohou kope dotýčný do míče, kterou nohou nakročí při klouzání se po

ledě a kterou nohou nakreslí tvar na zem. Tato doplňující měření byla zjišťována pro lepší posouzení stavu pohybového aparátu probandů a následné hodnocení případných odchylek měřených parametrů.

4.3. Antropometrická měření

Součástí kineziologického rozboru byla antropometrická měření. Pro účely našeho výzkumu jsme prováděli tato měření:

- délka dolní končetiny (vzdálenost mezi spina iliaca anterior superior a malleolus medialis, měřeno krejčovským metrem),
- šířka kolene (vzdálenost mezi epicondylus medialis a epicondylus lateralis femoris, měřeno posuvným měřidlem),
- šířka kotníku (vzdálenost mezi malleolus medialis a malleolus lateralis, měřeno posuvným měřidlem),
- šířka lokte (vzdálenost mezi epicondylus medialis a epicondylus lateralis humeri, měřeno posuvným měřidlem),
- šířka zápěstí (vzdálenost mezi processus styloideus ulnae a processus styloideus radii, měřeno posuvným měřidlem),
- šířka dlaně (vzdálenost mezi palmárním a dorzálním povrchem dlaně, měřeno uprostřed dlaně posuvným měřidlem),
- shoulder offset (vertikální vzdálenost mezi acromionem a středem ramenního kloubu, měřeno posuvným měřidlem).

4.4. Kalibrace prostoru

Kalibraci prostoru jsme prováděli pomocí kalibračního zařízení, na kterém jsou umístěny tři značky o průměru 14 mm. Po té byl určen počátek souřadného systému pomocí kalibračního trojúhelníku, který byl umístěn do rohu jedné ze silových plošin.

4.5. Příprava probanda

Pro náš výzkum jsme použili standardního modelu pro analýzu chůze založeného na modelu Newington – Helen Hayes, v našem případě model PlugInGait FullBody (hlava, hrudník, horní končetiny, pánev, dolní končetiny). Před samotným měřením bylo na těle probanda označeno celkem 35 bodů,

kterými byly definovány segmenty pro následnou analýzu. Značení bodů bylo provedeno podle manuálu výrobce měřicího zařízení (Plug-in Gait Product Guide – Foundation Notes) (Anonymous, 2008). Byly použity pasivní značky s reflexním povrchem o velikosti 1,4 cm. Označení bodů na těle probanda je znázorněno v příloze (Příloha 3).

Označené body:

- C7 (7th cervical vertebra, sedmý krční obratel) – processus spinosus obratle C7,
- Th10 (10th thoracic vertebra, desátý hrudní obratel) – processus spinosus obratle Th10,
- CLAV (clavicle, clavícula) – oblast incisura jugularis,
- STRN (sternum) – processus xiphoideus hrudní kosti,
- RBAK (right back) – značka umístěná na lopatce ve 2/3 spina scapulae, slouží pouze pro stranovou orientaci,
- RFHD, LFHD (right and left front head, pravý a levý spánek) – oblast spánku vpravo a vlevo ve stejné výši jako RBHD a LBHD,
- RBHD, LBHD (right and left back head, pravé a levé zátylí) – oblast zátylí vpravo a vlevo ve stejné výši jako RFHD a LFHD,
- RSHO, LSHO (right and left shoulder, pravé a levé rameno) – acromioclaviculární skloubení vpravo a vlevo,
- RELB, LELB (right and left elbow, pravý a levý loket) – laterální epikondyl humeru vpravo a vlevo,
- RWRA, LWRA (right and left wrist, pravé a levé zápěstí) – processus styloideus radii vpravo a vlevo,
- RWRB, LWRB (right and left wrist, pravé a levé zápěstí) – processus styloideus ulnae vpravo a vlevo,
- RFIN, LFIN (right nad left Fišer, pravý a levý prst) – hlavička proximálního phalangu 3. prstu z dorzální strany vpravo a vlevo,
- RASI, LASI (right and left spina iliaca anterior superior, pravá a levá přední spina) – spina iliaca anterior superior vpravo a vlevo,
- RPSI, LPSI (right and left spina iliaca posterior superior, pravá a levá zadní spina) – spina iliaca posterior superior vpravo a vlevo,

- RTIB, LTIB (right nad left tibia, pravé a levé lýtko) – laterální strana 1/3 lýtko vpravo a vlevo,
- RTHI, PTHI (right and left thigh, pravé a levé stehno) – oblast trochanter major vpravo a vlevo,
- RKNE, LKNE (right and left knee, pravé a levé koleno) – laterální kondyl femuru vpravo a vlevo,
- RANK, LANK (right and left ankle, pravý a levý kotník) – maleolus lateralis vpravo a vlevo,
- RHEE, LHEE (right and left heel, pravá a levá pata) – oblast calcaneu ve stejné výši jako označení palce vpravo a vlevo,
- RTOE, LTOE (right and left toe, pravý a levý palec) – hlavička druhého metatarsu vpravo a vlevo.

Před vlastním měřením bylo třeba standardizovat podmínky. Prováděli jsme statickou kalibraci subjektu, při kterém byl proband nasnímán ve stoji s následným přiřazením názvů bodů.

4.6. Záznam chůze

K záznamu byl použit systém Vicon MX, 7 kamer využívající infračervené záření typu T10, rozlišení 1 megapixel, frekvence snímání byla 200 Hz.

Probandi absolvovali předem určenou dráhu o délce přibližně 10 m a byli instruováni k tomu, aby danou dráhu prošli přirozeným tempem a sobě vlastním způsobem. Chůze probíhala naboso a každý proband prošel dráhu celkem 10x. Pro analýzu byly vybrány 3 pokusy u každého probanda.

Po filtraci dat následoval export do formátu c3d. Analýza měřených dat proběhla v programu Vicon Polygon.

4.7. Měřené parametry

V našem výzkumu byly sledovány tyto kinematické veličiny (pokud se jednalo o párový segment, bylo hodnocení oboustranné):

- celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině,
- velikost plantární flexe v hlezenním kloubu,
- velikost dorzální flexe v hlezenním kloubu,

- celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině,
- velikost flexe v kolenním kloubu,
- velikost extenze v kolenním kloubu,
- celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině,
- velikost flexe kyčelního kloubu,
- velikost extenze kyčelního kloubu,
- celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině,
- velikost náklonu pánve vpřed,
- velikost náklonu pánve vzad,
- celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině,
- velikost úklonu pánve dolů,
- velikost úklonu pánve nahoru,
- celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině,
- velikost rotace pánve vpřed,
- velikost rotace pánve vzad,
- časové charakteristiky dosažení maxima či minima u předchozích měřených parametrů,
 - trvání základních fází krokového cyklu,
 - kadence.

4.8. Statistické zpracování

Statistické zpracování bylo provedeno v programu Statistica (verze 8, Stat-Soft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). Pro porovnání rozdílů u postižené a nepostižené končetiny u osob s kořenovým syndromem L5 a kontrolní skupinou byla použita jednofaktorová analýza rozptylu a Fischerův LSD post hoc test.

5. VÝSLEDKY

5.1. Výsledky anamnestického dotazníku u experimentální skupiny A

5.1.1. Průběh obtíží

Z celkového počtu 10 probandů uvedl pouze jeden proband své momentální obtíže jako první ataku bolesti dolní části zad (proband číslo 1), 7 probandů je hodnotí jako opakovanou ataku v průběhu 1 roku (probandi číslo 2, 3, 5, 6, 7, 9 a 10) a 2 probandi hodnotí své obtíže jako dlouhotrvající, které se vyskytli již dříve než před 1 rokem.

5.1.2. Prodělané úrazy, další případná bolest

I přesto, že jsou úrazy dolních končetin kritériem pro vyloučení probandů z výzkumu, byli do studie zařazeni probandi, kteří utrpěli drobný úraz s časovým odstupem minimálně 5 let, následky úrazu se klinicky neprojevují a nemají vliv na výsledky měření.

Úraz kotníku prodělalo 5 probandů (proband číslo 1, 3, 5, 6 a 9), úraz kolene prodělali 2 probandi (proband číslo 1 a 6), současnou bolest kyčle uvedli dva probandi (proband číslo 4 a 7). Proband číslo 10 uvedl mírnou bolest kolene, ramene a krční páteře.

5.1.3. Přidružené onemocnění dolních končetin, skolióza, poruchy čítí, poruchy rovnováhy, gravidita

U žádného z probandů se nevyskytl některý z uvedených jevů.

5.1.4. Slabost dolní končetiny

Probandi byli dotazováni, zda mohou subjektivně určit, jestli pocítují jednu dolní končetinu slabší než druhou. Tento jev subjektivně nepocítuje žádný z probandů.

5.1.5. Změny čítí

Parestezie uvedli 2 probandi číslo 7 a 10. Dysestezie se vyskytly u dvou probandů (proband číslo 7 a 9). Snížené vnímání čítí se vyskytlo u třech probandů (proband číslo 5, 7 a 10).

5.1.6. Fascikulace

Přítomnost fascikulací uvedli 3 probandi (proband číslo 4, 7 a 10).

5.1.7. Vyzařování bolesti

Vyzařování bolesti do oblasti hýždě uvedli 2 probandi (proband číslo 2 a 3), vyzařování do oblasti stehna uvedli 3 probandi (proband číslo 6, 8 a 10). Vyzařování bolesti do stehna a lýtka se vyskytlo u 4 probandů (proband číslo 1, 5, 7 a 9). Vyzařování bolesti až po segment nohy uvedl pouze jeden proband (proband číslo 4).

5.1.8. Hodnocení dotazníku interference bolesti s denními aktivitami

Z šestistupňového škálového rozdělení uvedl 1 proband stupeň 3 (proband číslo 6), 5 probandů stupeň číslo 2 (proband číslo 1, 4, 7, 8 a 9) a 4 probandi stupeň číslo 1 (proband číslo 2, 3, 5 a 10).

5.1.9. Hodnocení vizuální analogové škály

V rozmezí 0 (žádná bolest) až 100 (největší možná bolest) uvedli 2 probandi hodnotu v rozmezí 0 – 10 (proband číslo 2 a 10), v rozmezí 11 – 20 uvedli intenzitu bolesti 3 probandi (proband číslo 4, 5 a 8). Intenzitu bolesti v rozmezí 21 – 30 uvedli 3 probandi (proband číslo 1, 3 a 9). Intenzita bolesti v rozmezí 31 – 40 se nevyskytla u žádného z probandů. 1 proband uvedl hodnotu bolesti v rozmezí 41 – 50 (proband číslo 7) a 1 proband v rozmezí 51 – 60 (proband číslo 6). Vyšší intenzitu bolesti (v rozmezí 61 – 100) neuvedl žádný proband.

5.2. Výsledky vstupního vyšetření u experimentální skupiny A

5.2.1. Průkaz kořenové symptomatiky

Kořenovou symptomatiku jsme posuzovali Laséguovou a Bragardovou zkouškou a přítomností Dejerine – Frazierova příznaku.

Laséguova zkouška byla pozitivní u všech probandů. Bragardova zkouška prokázala pozitivitu u 6 probandů (proband číslo 1, 4, 5, 6, 7 a 8). U 4 probandů byla zkouška negativní (proband číslo 2, 3, 9 a 10). Dejerine – Frazierův příznak udalo 5 probandů (proband číslo 3, 5, 6, 7 a 10), negativita se prokázala u 5 probandů (proband číslo 1, 2, 4, 8 a 9).

5.2.2. Vyšetření svalové síly

Stoj na špičkách a na patách po dobu alespoň 5 s byli schopni provést všichni probandi.

Jemnější zkouškou bylo provedení Jandova svalového testu. Testovali jsme svalovou sílu při pohybech dorzální flexe nohy, dorzální flexe palce a plantární flexe nohy. Dorzální flexe nohy jsme u 6 probandů hodnotili stupněm svalové síly 5 (proband číslo 1, 4, 5, 8, 9 a 10), u třech probandů stupněm svalové síly 4+ (proband číslo 2, 3 a 7 na postižené končetině, kontralaterální končetina stupeň svalové síly 5), a u jednoho probanda stupněm svalové síly 4 (proband číslo 6 opět na postižené končetině).

Dorzální flexe palce – fenomén palce, byl negativní pouze u 3 probandů (proband číslo 6, 8 a 10). Stupněm svalové síly 4+ byli při této zkoušce hodnoceni 3 probandi (proband číslo 4, 5 a 9) a stupněm svalové síly 4 celkem 4 probandi (probandi číslo 1, 2, 3 a 7). Ve všech případech oslabení se jednalo o postiženou končetinu, kontralaterální končetina měla svalovou sílu stupně 5.

Plantární flexe nohy byla u všech probandů hodnocena svalovým stupněm 5 a to jak na postižené, tak na zdravé končetině.

Trendelenburgova zkouška byla pozitivní u jednoho probanda (proband číslo 6).

5.2.3. Vyšetření čítí

Vyšetřovali jsme tyto kvality čítí: rozlišení ostré/tupé, teplé/studené, grafestezii a polohocit a pohybcit. Změny čítí jsme zaznamenali pouze v rozlišení ostré/tupé a v grafestezii. Hodnota 6 a méně správných pokusů z 10 možných v rozlišení ostré/tupé a zároveň i v grafestezii byla vyšetřena u 3 probandů (proband číslo 5 na lýtku v oblasti dermatomu L5 na postižené končetině a probandi číslo 6 a 10 na stehně a lýtku rovněž v oblasti dermatomu L5 na postižené končetině). U probanda číslo 9 byly vyšetřeny patologické

hodnoty v rozlišení ostré/tupé na stehně a lýtku postižené strany v oblasti dermatomu L5 bez současné poruchy grafestezie.

U ostatních probandů byly naměřeny normální hodnoty 8 a více správných pokusů z 10 možných pro všechny kvality cití.

5.2.4. Hodnocení postavení pánve

Pánev jsme hodnotili ve všech 3 rovinách. V sagitální rovině se vyskytla anteverze pánve u 3 probandů (proband 5, 6 a 8). Ve frontální rovině nebyly u žádného probanda zjištěny žádné odchylky. V transversální rovině byla u 2 probandů přítomná rotace vlevo (proband 3 a 9).

SI posun nebyl u nikoho zjištěn. SI blok se vyskytl u 2 probandů (proband 2 a 9). Laterální posun pánve se nevyskytl u žádného z probandů.

5.2.5. Hodnocení zakřivení páteře

Při hodnocení bederní páteře v sagitální rovině bylo pouze u 2 probandů stanoveno normální zakřivení bederní páteře (proband číslo 7 a 10). U 3 probandů byla zjištěna nadměrná lordotizace (proband číslo 4, 6 a 8) a u 5 probandů aplanace bederní páteře (proband 1, 2, 3, 5 a 9).

Při hodnocení hrudní páteře bylo jako norma stanoveno zakřivení páteře u 2 probandů (proband číslo 7 a 8), nadměrná kyfotizace se vyskytla u 2 probandů (proband číslo 4 a 6) a aplanace hrudní páteře byla stanovena u 6 probandů (proband číslo 1, 2, 3, 5, 9 a 10).

5.2.6. Hodnocení testování hlubokého stabilizačního systému

Vyšetřovali jsme brániční test a zkoušku flexe kyčle vsedě. Negativita obou testů byla prokázána u 4 probandů (proband 1, 4, 5 a 7). Pozitivita jednoho z testů byla prokázána u zbytku, 6 probandů (proband 2, 3, 6, 8, 9 a 10). Pozitivita obou testů nebyla prokázána u žádného z probandů.

5.2.7. Antropometrická měření – obvody končetiny

Na straně kořenového syndromu byly naměřeny menší obvody končetiny. V tabulce 1 jsou uvedeny rozdíly naměřených hodnot obvodů postižené dolní končetiny v porovnání s nepostiženou dolní končetinou u jednotlivých probandů.

Tabulka 1. Rozdíly v měřených obvodech končetin u jednotlivých probandů

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Obvod stehna - rozdíl [cm]	4	0	0	3	1	1	3,5	2	0	0
Obvod lýtka - rozdíl [cm]	0	0	0	0	0	0	1,5	1	2	1

5.2.8. Hodnocení funkčních testů páteře

Hodnotili jsme Schoberovu a Stiborovu distanci, Thomayerovu zkoušku a zkoušku lateroflexe.

U Schoberovy distance je normální hodnota prodloužení o 5 a více cm. Toto kritérium splňovali 4 probandi (proband 1, 3, 4 a 8), u ostatních 6 probandů dosahovala hodnota prodloužení méně než 5 cm (proband 2, 5, 6, 7, 9 a 10).

Normální hodnota Stiborovy distance je prodloužení měřeného úseku páteře o 7 až 10 cm. Toto kritérium nespĺňovali pouze 3 probandi (proband 5, 6 a 10).

Hodnocení Thomayerovy zkoušky se liší v závislosti na autorovi. Někteří udávají normu dotyk špičkami prstů na zem, někteří berou jako normu hodnoty +/- 10 cm od dotyku země. Zde je brána jako norma první z uvedených. Negativita zkoušky byla prokázána u 4 probandů (proband číslo 1, 2, 3 a 7). Hodnoty ostatních probandů svědčí o pozitivitě.

Hodnocení lateroflexe je zaměřeno hlavně na hodnocení symetrie. Na straně kořenového syndromu byla naměřena menší hodnota lateroflexe. V tabulce 2 jsou uvedeny vzájemné rozdíly na postižené a nepostižené končetině u jednotlivých probandů.

Tabulka 2. Rozdíly lateroflexe jednotlivých probandů

Číslo probanda	Rozdíl hodnot [cm]	Číslo probanda	Rozdíl hodnot [cm]
1	6	6	6
2	0	7	0
3	0,5	8	2
4	1	9	1
5	3	10	2

5.2.9. Vyšetření stranové preference dolních končetin

Kritériem bylo odpovědět na všechny tři položené otázky stejně, třikrát uvést jako preferovanou končetinu pravou nebo třikrát levou končetinu. Probandi 1 – 9 udávají stranovou preferenci pravé dolní končetiny, pouze proband číslo 10 preferuje levou dolní končetinu.

5.3. Výsledky kinematické analýzy

Průměry a směrodatné odchylky sledovaných parametrů jsou uvedeny v tabulce 3 a 4.

Tabulka 3. Výsledky kinematické analýzy – úhlové parametry

Parametry	z		p		n	
	Průměr	Sm. odch.	Průměr	Sm. odch.	Průměr	Sm. odch.
Ankle_S_Min1 [°]	0,00	7,10	-2,61	4,12	-3,18	4,47
Ankle_S_Max2 [°]	21,89	5,35	20,94	5,08	20,72	6,06
Ankle_S_Min2 [°]	-10,78	8,83	-9,74	5,60	-14,01	7,39
Knee_S_Max1 [°]	21,67	6,81	20,12	6,56	19,15	5,16
Knee_S_Min1 [°]	6,80	5,66	8,07	4,48	8,11	4,91
Knee_S_Max2 [°]	62,68	5,67	65,07	3,79	64,15	4,24
Knee_S_Min2 [°]	4,63	4,69	6,66	3,46	5,92	6,47
Hip_S_Max1 [°]	36,13	7,83	35,68	2,48	34,22	2,94
Hip_S_Min1 [°]	-7,44	7,09	-6,27	4,67	-5,76	4,43
Pelvis_S_Max1 [°]	10,55	6,98	8,86	3,21	8,64	3,19
Pelvis_S_Min1 [°]	7,23	6,28	5,83	2,82	5,87	2,90
Pelvis_F_Max1 [°]	5,24	5,02	3,44	2,40	4,66	1,75
Pelvis_F_Min1 [°]	-5,28	5,01	-4,33	1,63	-3,30	2,31
Pelvis_T_Max1 [°]	6,29	4,00	6,09	3,18	3,76	2,03
Pelvis_T_Min1 [°]	-5,23	4,09	-3,41	1,92	-4,85	2,57
RA [°]	32,67	7,77	29,45	8,42	34,74	8,72
RK [°]	58,60	5,34	59,34	3,35	59,24	3,86
RH [°]	43,57	4,33	41,95	4,30	39,99	3,96
RP_S [°]	3,32	1,62	2,91	1,15	2,76	0,92
RP_F [°]	10,53	3,08	7,45	2,99	7,96	2,46
RP_T [°]	11,52	5,19	9,12	2,98	8,60	1,81

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Sm.odch – směrodatná odchylka, Ankle_S_Min1 – maximum plantární flexe hlezenního kloubu ve stojné fázi, Ankle_S_Max2 – maximum dorzální flexe hlezenního kloubu ve švihové fázi, Ankle_S_Min2 – maximum plantární flexe hlezenního kloubu ve švihové fázi, Knee_S_Max1 – maximum flexe kolenního kloubu ve

stojné fázi, *Knee_S_Min1* – minimum flexe (maximum extenze) kolenního kloubu ve stojné fázi, *Knee_S_Max2* – maximum flexe kolenního kloubu ve švihové fázi, *Knee_S_Min2* – minimum flexe (maximum extenze) kolenního kloubu ve švihové fázi, *Hip_S_Max1* – maximum flexe kyčelního kloubu ve švihové fázi, *Hip_S_Min1* – minimum flexe (maximum extenze) kyčelního kloubu ve stojné fázi, *Pelvis_S_Max1* – maximum rozsahu pohybu pánve (náklon) v sagitální rovině, *Pelvis_S_Min1* – minimum rozsahu pohybu pánve (náklon) v sagitální rovině, *Pelvis_F_Max1* – maximum rozsahu pohybu pánve (úklon) ve frontální rovině, *Pelvis_F_Min1* – minimum rozsahu pohybu pánve (úklon) ve frontální rovině, *Pelvis_T_Max1* – maximum rozsahu pohybu pánve (rotace) v transverzální rovině, *Pelvis_T_Min1* – minimum rozsahu pohybu pánve (rotace) v transverzální rovině, *RA* – celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu, *RK* – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu, *RH* – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu, *RP_S* – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, *RP_F* – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, *RP_T* – celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině

Tabulka 4. Výsledky kinematické analýzy – časoprostorové parametry

Parametry	z		p		n	
	Průměr	Sm. odch.	Průměr	Sm. odch.	Průměr	Sm. odch.
<i>Ankle_S_t_Min1</i> [%]	4,31	1,39	5,00	2,13	4,82	1,01
<i>Ankle_S_t_Max2</i> [%]	44,80	3,55	47,58	2,95	46,18	2,13
<i>Ankle_S_t_Min2</i> [%]	61,23	1,75	63,17	2,28	62,91	1,60
<i>Knee_S_t_Max1</i> [%]	10,74	1,57	11,92	3,29	11,45	1,65
<i>Knee_S_t_Min1</i> [%]	36,09	5,37	35,04	8,19	33,45	6,82
<i>Knee_S_t_Max2</i> [%]	70,26	1,95	71,92	2,61	70,27	1,42
<i>Knee_S_t_Min2</i> [%]	94,83	2,88	96,96	2,17	95,45	2,56
<i>Hip_S_t_Max1</i> [%]	87,40	6,17	87,44	5,64	87,27	6,28
<i>Hip_S_t_Min1</i> [%]	50,69	2,28	52,72	2,37	51,00	1,02
<i>Pelvis_S_t_Max1</i> [%]	49,06	35,26	59,75	32,30	43,67	33,11
<i>Pelvis_S_t_Min1</i> [%]	43,03	32,33	46,58	36,76	48,42	29,99
<i>Pelvis_F_t_Max1</i> [%]	14,57	10,64	17,08	9,06	12,67	1,74
<i>Pelvis_F_t_Min1</i> [%]	62,43	8,05	64,08	2,08	66,00	8,55
<i>Pelvis_T_t_Max1</i> [%]	45,49	42,93	50,50	46,58	62,92	42,81
<i>Pelvis_T_t_Min1</i> [%]	54,69	19,56	58,50	11,19	52,67	12,92

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Sm.odch – směrodatná odchylka, *Ankle_S_t_Min1* – čas maxima plantární flexe hlezenního kloubu ve stojné fázi, *Ankle_S_t_Max2* – čas maxima dorzální flexe hlezenního kloubu ve švihové fázi, *Ankle_S_t_Min2* – čas maxima plantární flexe hlezenního kloubu ve švihové fázi, *Knee_S_t_Max1* – čas maxima flexe kolenního kloubu ve stojné fázi, *Knee_S_t_Min1* – čas minima flexe (maximum extenze) kolenního kloubu ve stojné fázi, *Knee_S_t_Max2* – čas maxima flexe kolenního kloubu ve

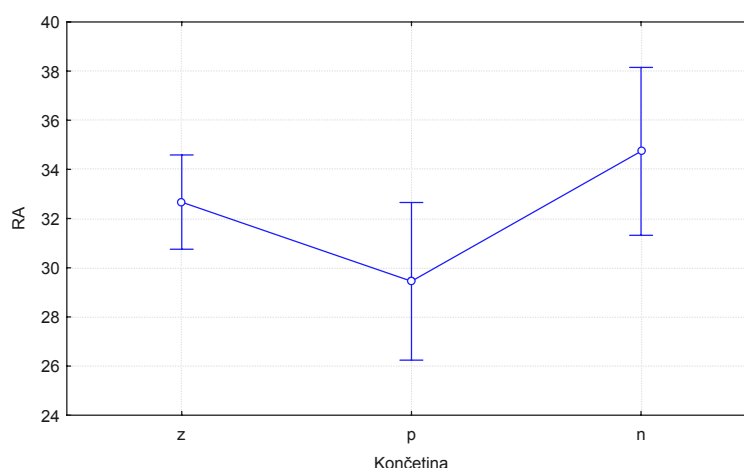
švihové fázi, *Knee_S_ t_Min2* – čas minima flexe (maximum extenze) kolenního kloubu ve švihové fázi, *Hip_S_ t_Max1* – čas maxima flexe kyčelního kloubu ve švihové fázi, *Hip_S_ t_Min1* – čas minima flexe (maximum extenze) kyčelního kloubu ve stojné fázi, *Pelvis_S_ t_Max1* – čas maxima rozsahu pohybu pánve (náklon) v sagitální rovině, *Pelvis_S_ t_Min1* – čas minima rozsahu pohybu pánve (náklon) v sagitální rovině, *Pelvis_F_ t_Max1* – čas maxima rozsahu pohybu pánve (úklon) ve frontální rovině, *Pelvis_F_ t_Min1* – čas minima rozsahu pohybu pánve (úklon) ve frontální rovině, *Pelvis_T_ t_Max1* – čas maxima rozsahu pohybu pánve (rotace) v transverzální rovině, *Pelvis_T_ t_Min1* – čas minima rozsahu pohybu pánve (rotace) v transverzální rovině

5.3.1. Posouzení celkového rozsahu pohybu v kloubech

V následujících výsledcích jsou uvedeny rozdíly v celkovém rozsahu pohybu v kloubech. Porovnávány byly hodnoty na končetinách probandů bez postižení (z) a probandy s výhřezem meziobratlové ploténky, u nichž je zvlášť posouzena postižená končetina (p) a nepostižená končetina (n). Porovnávali jsme změnu rozsahu pohybu v těchto kloubech a rovinách: hlezenní kloub v sagitální rovině, kolenní kloub v sagitální rovině, kyčelní kloub v sagitální rovině a pánev v sagitální rovině (náklon), frontální rovině (úklon) a v transverzální rovině (rotace).

Hlezenní kloub

Rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině



Graf 1. Rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, RA – celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině

Tabulka 5. Statistická významnost (p) naměřených hodnot rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině

	z	p	n
z		0,090	0,299
p	0,090		0,027
n	0,299	0,027	

Legenda k tabulkám 3 - 19: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny

Při hodnocení celkového rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině jsme našli statisticky významný rozdíl mezi postiženou a nepostiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5. Mezi zdravými probandy a probandy s kořenovým syndromem L5 nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

Rozsah pohybu v hlezenním kloubu je u probandů s kořenovým syndromem L5 na postižené straně redukován v porovnání s nepostiženou končetinou. Stejně tak rozsah pohybu na postižené končetině u probandů s kořenovým syndromem L5 je redukován oproti rozsahu pohybu v kotníku u zdravých jedinců (avšak rozdíl nebyl statisticky významný). Největší rozsah pohybu byl prokázán u probandů s kořenovým syndromem L5 na nepostižené končetině.

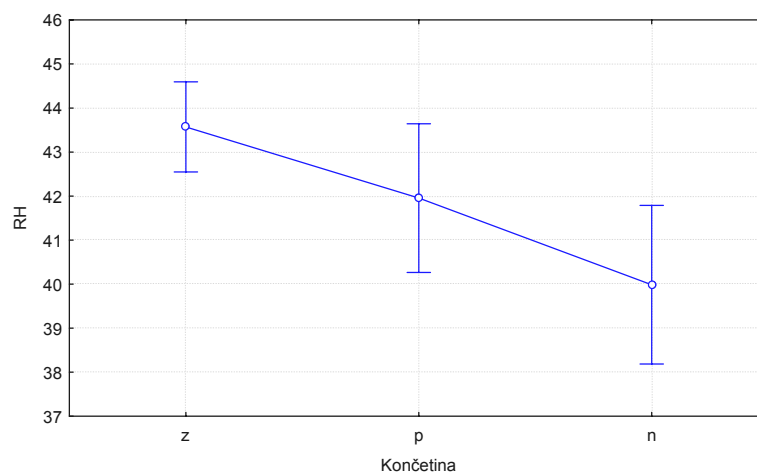
Kolenní kloub

Rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině

V kolenním kloubu nebyl v měřených parametrech zjištěn statisticky významný rozdíl.

Kyčelní kloub

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině



Graf 2. Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, RH – celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině

Tabulka 6. Statistická významnost naměřených hodnot rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině

	z	p	n
z		0,107	0,001
p	0,107		0,117
n	0,001	0,117	

V kyčelním kloubu byl při měření celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině zjištěn statisticky významný rozdíl mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou probandů s kořenovým syndromem L5. Mezi zdravými probandy a postiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5 nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. Ani mezi postiženou a nepostiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5 nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

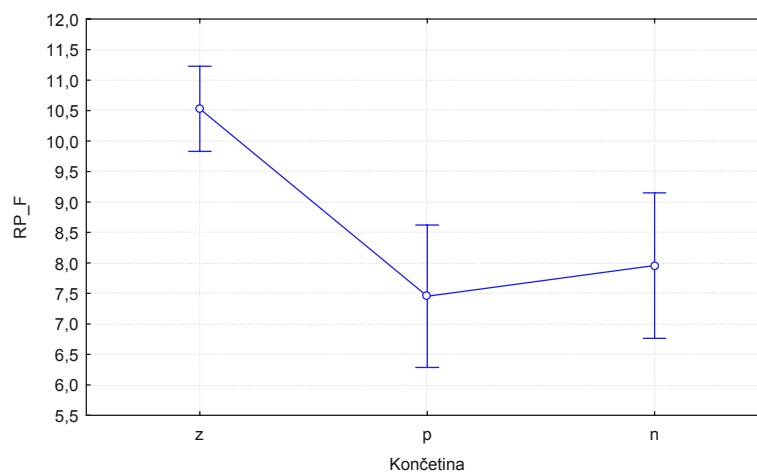
U osob s kořenovým syndromem L5 je celkový rozsah pohybu redukován v porovnání se zdravými probandy. Z toho na nepostižené straně více.

Pánev

Rozsah pohybu pánve v sagitální rovině

Při zjišťování celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi žádnými měřenými hodnotami. Celkově byl rozsah pohybu u osob s kořenovým syndromem L5 mírně omezen, avšak statisticky nevýznamně.

Rozsah pohybu pánve ve frontální rovině



Graf 3. Rozsah pohybu pánve ve frontální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená strana u experimentální skupiny, n – nepostižená strana u experimentální skupiny, RP_F – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině

Tabulka 7. Statistická významnost naměřených hodnot rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině

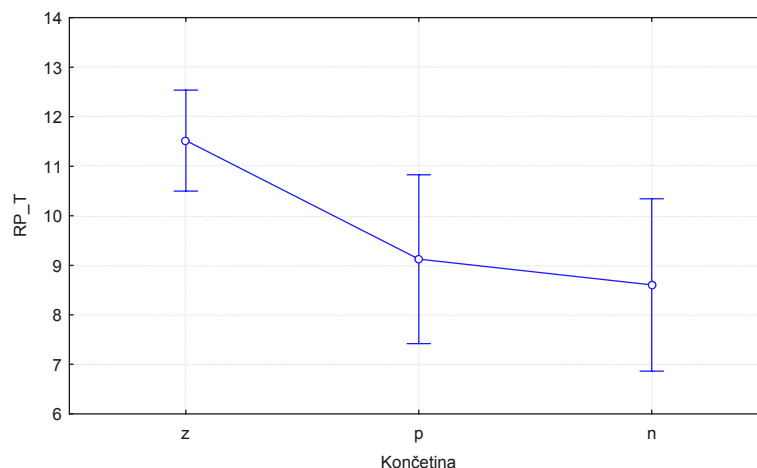
	z	p	n
z		0,000	0,000
p	0,000		0,552
n	0,000	0,552	

Při měření celkového rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi zdravými osobami v porovnání s nepostiženou i postiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5. Mezi

postiženou a nepostiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5 nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině je u osob s kořenovým syndromem L5 redukován oproti zdravým probandům na postižené i nepostižené straně.

Rozsah pohybu pánve v transverzální rovině



Graf 4. Rozsah pohybu pánve ve transverzální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená strana u experimentální skupiny, n – nepostižená strana u experimentální skupiny, RP_T – celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině

Tabulka 8. Statistická významnost naměřených hodnot rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině

	z	p	n
z		0,019	0,005
p	0,019		0,674
n	0,005	0,674	

Měření pohybu pánve v transverzální rovině prokázalo statisticky významný rozdíl mezi zdravými probandy a postiženou i nepostiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5. Mezi postiženou a nepostiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5 nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

Celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině je u osob s kořenovým syndromem L5 redukován oproti zdravým probandům.

Shrnutí – celkové rozsahy pohybu v kloubu

Statisticky významné rozdíly byly zjištěny v hlezenním kloubu mezi postiženou a nepostiženou končetinou, v kyčelním kloubu mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou. Dále byly zjištěny statisticky významné rozdíly při pohybu pánve ve frontální a transverzální rovině mezi zdravými probandy a postiženou končetinou a mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou.

U osob s kořenovým syndromem L5 je redukován celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu a kyčelním kloubu. V kyčelním kloubu více na nepostižené straně. Dále je redukován celkový pohyb pánve ve frontální a transverzální rovině.

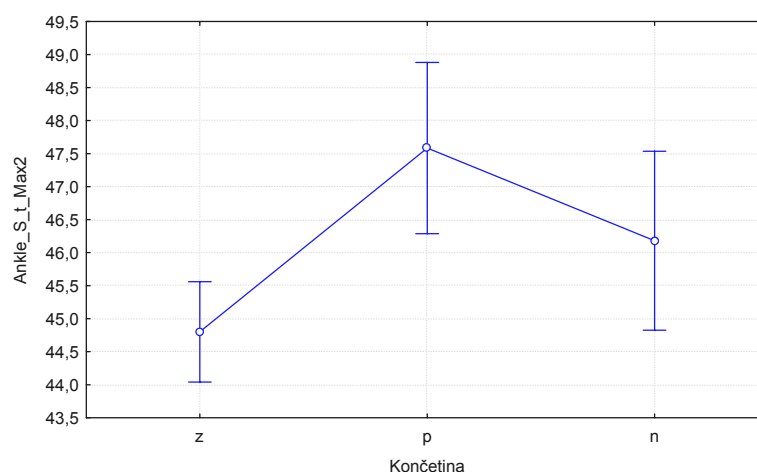
5.3.2. Posouzení základních úhlových a časových parametrů chůze

Posuzovali jsme dílčí pohyby v jednotlivých kloubech a všímali si časů, kdy nastávají hodnoty maxima a minima rozsahu pohybu v určitém kloubu. Je hodnocen hlezenní, kolenní, kyčelní kloub a pánev u zdravých probandů (z) a u probandů z experimentální skupiny je opět rozlišeno mezi postiženou končetinou (p) a nepostiženou končetinou (n).

Úhlové a časové parametry v hlezenním kloubu v sagitální rovině

Pro hodnoty maxima dorzální flexe a maxima plantární flexe nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Liší se však časy, kdy tyto maximální hodnoty nastávají.

Čas maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu



Graf 5. Čas maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Ankle_S_t_Max2 – čas maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu

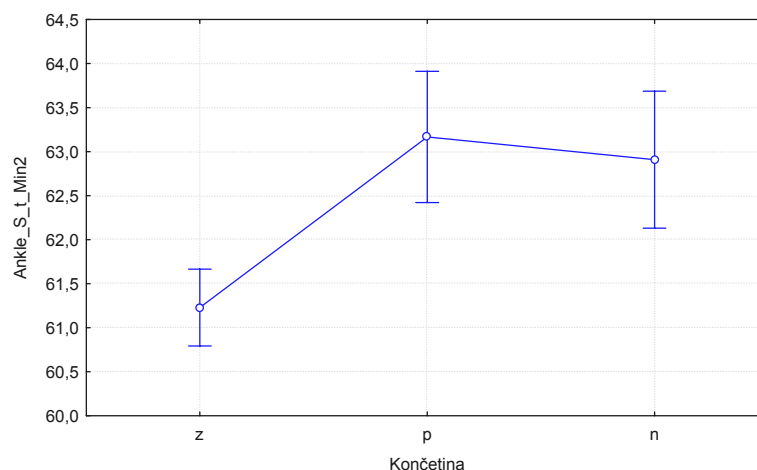
Tabulka 9. Statistická významnost časových parametrů v hlezenním kloubu – maximum dorzální flexe

	z	p	n
z		0,001	0,081
p	0,001		0,142
n	0,081	0,142	

Statisticky významný rozdíl v posuzování času maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu byl prokázán mezi zdravými probandy a postiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5. Mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou a vzájemně mezi oběma končetinami u probandů s kořenovým syndromem L5 nebyl statisticky významný rozdíl prokázán.

Měřením jsme zjistili, že hodnota maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu nastává nejdříve u zdravých probandů, nejpozději na postižené končetině u probandů s kořenovým syndromem L5.

Čas maxima plantární flexe v hlezenním kloubu



Graf 6. Čas maxima plantární flexe v hlezenním kloubu

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Ankle_S_t_Min2 – čas maxima plantární flexe v hlezenním kloubu

Tabulka 10. Statistická významnost časových parametrů v hlezenním kloubu - maximum plantární flexe

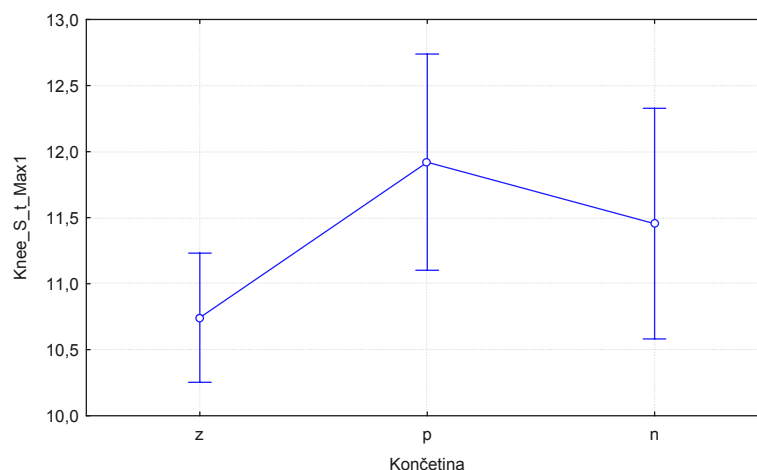
	z	p	n
z		0,000	0,000
p	0,000		0,637
n	0,000	0,637	

Statisticky významné rozdíly byly prokázány mezi zdravými probandy a probandy s kořenovým syndromem L5 na obou končetinách. Při posuzování obou končetin u probandů s kořenovým syndromem L5 nebyl statisticky významný rozdíl nalezen. Maximum plantární flexe v hlezenním kloubu nastává nejprve u zdravých probandů. U osob s kořenovým syndromem L5 je nástup maxima plantární flexe v hlezenním kloubu opožděn.

Úhlové a časové parametry v kolenním kloubu v sagitální rovině

Podobně jako u hlezenního kloubu se neliší maximální a minimální hodnoty flexe, ale některé časové parametry.

Čas maxima flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi



Graf 7. Čas maxima flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Knee_S_t_Max1 – čas maxima flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi

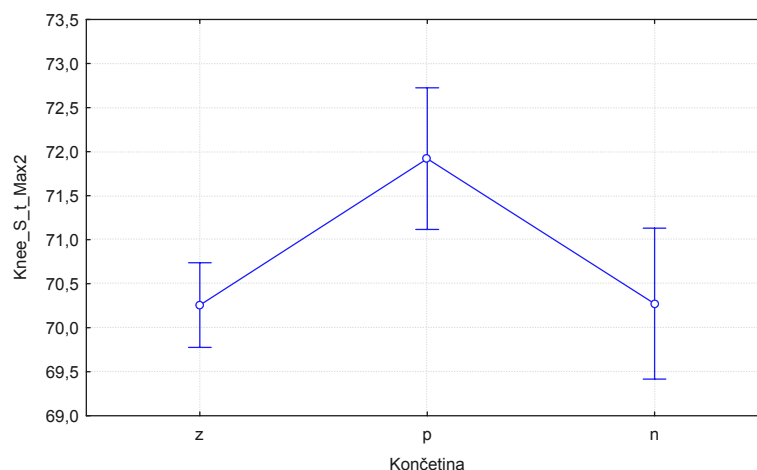
Tabulka 11. Statistická významnost časových parametrů v kolenním kloubu – maximum flexe ve stejné fázi

	z	p	n
z		0,016	0,161
p	0,016		0,443
n	0,161	0,443	

V kolenním kloubu při posuzování času maxima flexe ve stejné fázi byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi zdravými probandy a postiženou končetinou u osob s kořenovým syndromem L5. Mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou a mezi oběma končetinami u osob s kořenovým syndromem L5 nebyl statisticky významný rozdíl prokázán.

U zdravých probandů nastává maximum flexe ve stejné fázi dříve než u probandů s kořenovým syndromem L5. Na postižené končetině u probandů s kořenovým syndromem L5 nastává maximum flexe ve stejné fázi nejpozději.

Čas maxima flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi



Graf 8. Čas maxima flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Knee_S_t_Max2 – čas maxima flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi

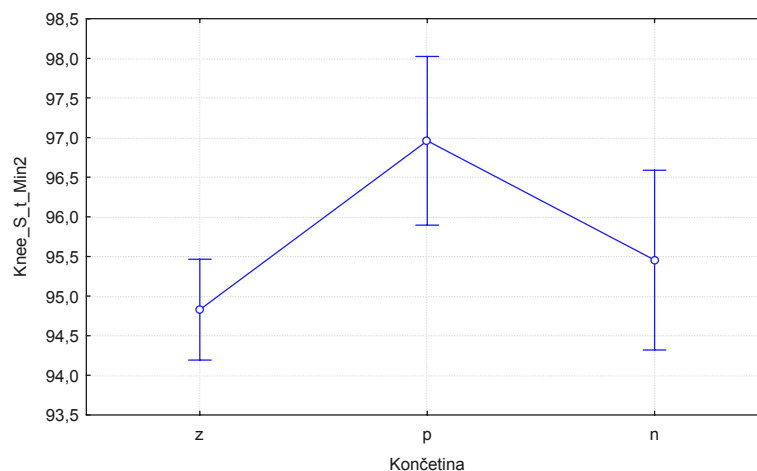
Tabulka 12. Statistická významnost časových parametrů v kolenním kloubu – maximum flexe ve švihové fázi

	z	p	n
z		0,001	0,975
P	0,001		0,006
n	0,975	0,006	

Statisticky významné rozdíly byly při měření časových parametrů při flexi v kolenním kloubu ve švihové fázi prokázány mezi zdravými probandy a postiženou končetinou u osob s kořenovým syndromem L5 a dále mezi oběma končetinami u osob s kořenovým syndromem L5.

Lze říci, že na postižené končetině nastává maximum flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi nejpozději vůči zdravým probandům i druhostranné nepostižené končetině.

Čas maxima extenze (minimum flexe) v kolenním kloubu na konci švihové fáze



Graf 9. Čas maxima extenze (minima flexe) v kolenním kloubu na konci švihové fáze

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Knee_S_t_Min2 – čas maxima extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze

Tabulka 13. Statistická významnost časových parametrů v kolenním kloubu – maximum extenze (minimum flexe) na konci švihové fáze

	z	p	n
z		0,001	0,342
P	0,001		0,058
n	0,342	0,058	

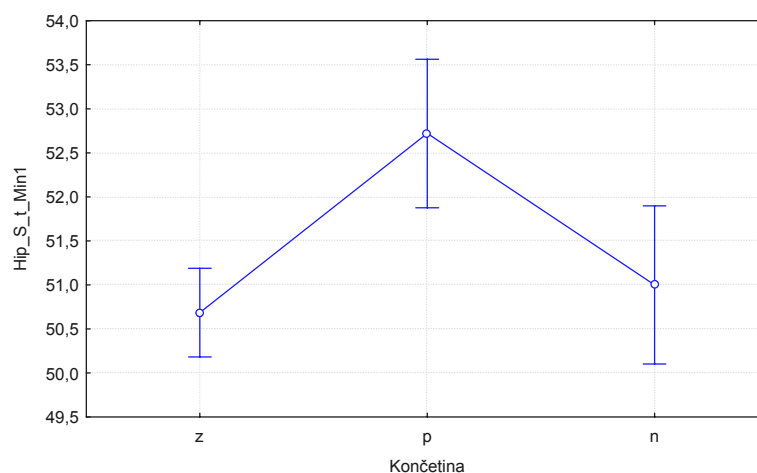
Při měření času dosažení maxima extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze byl prokázán statisticky významný rozdíl pouze mezi zdravými probandy a postiženou končetinou u probandů s kořenovým syndromem L5. Mezi ostatními nebyl statisticky významný rozdíl prokázán.

Nejprve maximum extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze u zdravých probandů. Na postižené končetině u osob s kořenovým syndromem L5 je nástup maxima extenze v kolenním kloubu opožděn.

Úhlové a časové parametry v kyčelním kloubu v sagitální rovině

V kyčelním kloubu došlo pouze ke změně času, kdy nastává maximum extenze.

Čas maxima extenze v kyčelním kloubu



Graf 10. Čas maxima extenze v kyčelním kloubu.

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená končetina u experimentální skupiny, n – nepostižená končetina u experimentální skupiny, Hip_S_t_Min1 – čas maxima extenze v kyčelním kloubu

Tabulka 14. Statistická významnost časových parametrů v kyčelním kloubu – maximum extenze

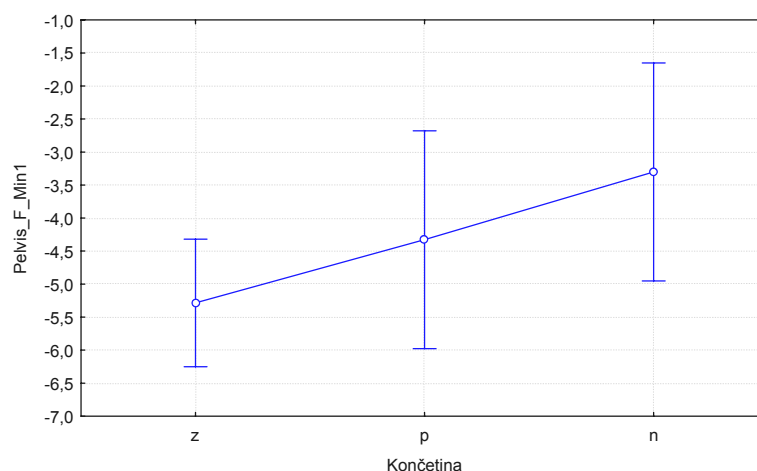
	z	p	n
z		0,000	0,547
p	0,000		0,007
n	0,547	0,007	

Při posuzování časových parametrů v kyčelním kloubu byl nalezen statisticky významný rozdíl při posuzování času maxima extenze mezi zdravými probandy a postiženou končetinou u osob s kořenovým syndromem L5 a dále mezi oběma končetinami u osob s kořenovým syndromem L5.

Na postižené končetině je opožděn nástup maxima extenze v kyčelním kloubu.

Úhlové a časové parametry pánve

Pokles pánve ve frontální rovině ve švihové fázi



Graf 11. Pokles pánve ve frontální rovině ve švihové fázi

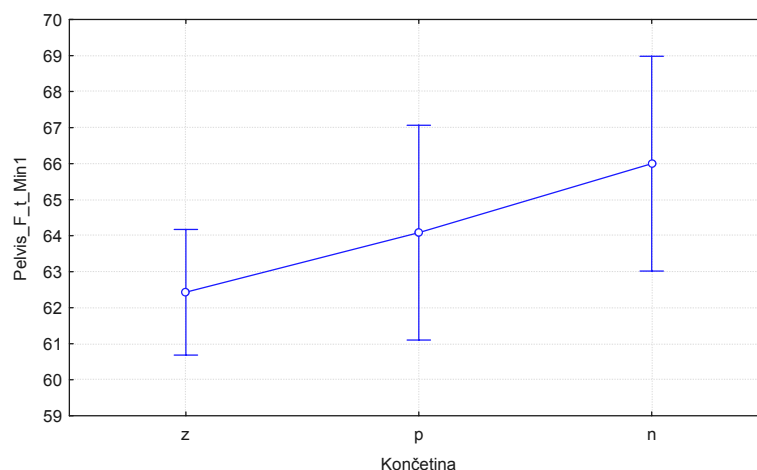
Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená strana u experimentální skupiny, n – nepostižená strana u experimentální skupiny, Pelvis_F_Min1 – rozsah poklesu pánve ve frontální rovině ve švihové fázi

Tabulka 15. Statistická významnost úhlových parametrů pánve – pokles pánve ve frontální rovině ve švihové fázi

	z	p	n
z		0,323	0,042
p	0,323		0,386
n	0,042	0,386	

Ve švihové fázi dochází k menšímu poklesu pánve na nepostižené končetině vzhledem ke kontrolní skupině. Lze předpokládat také tendenci menšího zvednutí pánve na postižené straně ve stejné fázi vzhledem ke kontrolní skupině. Tato tendence však není statisticky významná ($p = 0,066$).

Čas maxima poklesu pánve ve frontální rovině ve švihové fázi



Graf 12. Čas maxima poklesu pánve ve frontální rovině ve švihové fázi

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená strana u experimentální skupiny, n – nepostižená strana u experimentální skupiny, Pelvis_F_t_Min1 - čas maxima poklesu pánve ve frontální rovině ve švihové fázi

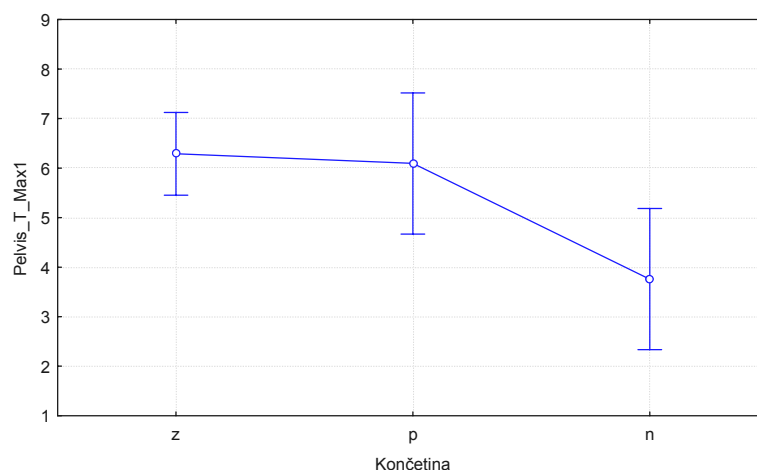
Tabulka 16. Statistická významnost časových parametrů pánve – pokles pánve ve frontální rovině ve švihové fázi

	z	p	n
z		0,345	0,043
p	0,345		0,370
n	0,043	0,370	

Při měření časových parametrů v oblasti pánve byl prokázán statisticky významný rozdíl v měření času poklesu pánve ve frontální rovině mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou u osob s kořenovým syndromem L5.

Na nepostižené končetině je opožděn pokles pánve ve frontální rovině.

Rotace pánve vpřed v transverzální rovině



Graf 13. Rotace pánve vpřed v transverzální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená strana u experimentální skupiny, n – nepostižená strana u experimentální skupiny, Pelvis_T_Max1 – rozsah rotace pánve vpřed v transverzální rovině

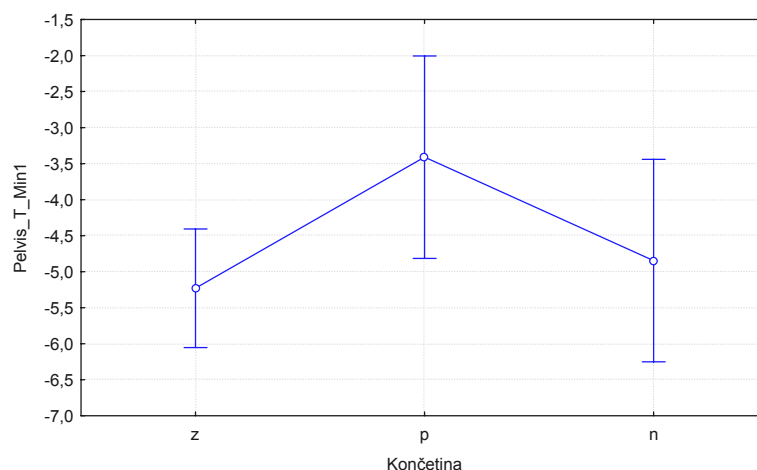
Tabulka 17. Statistická významnost úhlových parametrů pánve – rotace pánve vpřed v transverzální rovině

	z	p	n
z		0,815	0,003
p	0,815		0,024
n	0,003	0,024	

Posuzovali jsme také rotaci pánve v transverzální rovině. Při pohybu pánve vpřed byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou u osob s kořenovým syndromem L5 a také mezi postiženou a nepostiženou končetinou navzájem. Mezi zdravými probandy a nepostiženou končetinou nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

Na nepostižené straně je v transverzální rovině nejmenší rotace směrem vpřed.

Rotace pánve vzad ve transverzální rovině



Graf 14. Rotace pánve vzad ve transverzální rovině

Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená strana u experimentální skupiny, n – nepostižená strana u experimentální skupiny, Pelvis_T_Min1 – rozsah rotace pánve vzad ve frontální rovině

Tabulka 18. Statistická významnost úhlových parametrů pánve – rotace pánve vzad v transverzální rovině

	z	p	n
z		0,029	0,641
p	0,029		0,155
n	0,641	0,155	

Při posuzování rotace pánve vzad v transverzální rovině byl prokázán statisticky významný rozdíl pouze mezi zdravými probandy a postiženou končetinou u osob s kořenovým syndromem L5.

U osob s kořenovým syndromem L5 je redukována rotace pánve vzad na postižené končetině. Rotace pánve dopředu ve stejné fázi je vzhledem ke kontrolní skupině menší na nepostižené straně. S tím koresponduje menší rotace pánve ve švihové fázi na straně postižené.

Shrnutí – úhlové a časové parametry kloubů:

Klouby dolní končetiny (hlezenní, kolenní a kyčelní kloub) byly posuzovány v sagitální rovině. V jednotlivých kloubech nedošlo ke změně maxima hodnot dílčích pohybů. Pánev byla posuzována ve všech třech rovinách. Při měření úhlových parametrů byly zaznamenány statisticky významné rozdíly ve frontální

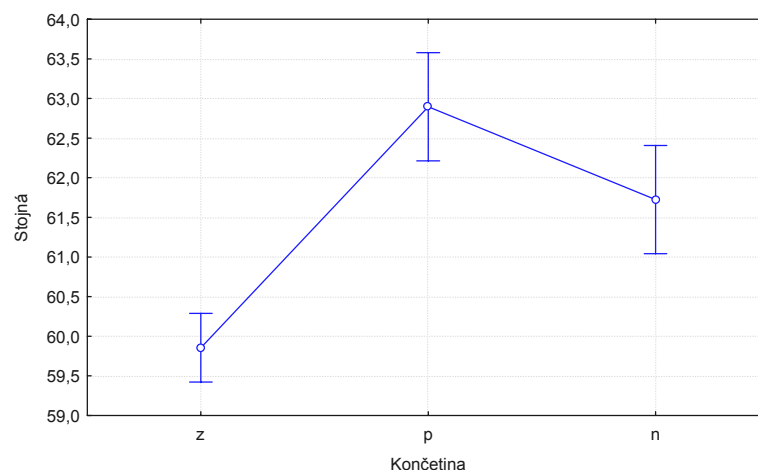
a transverzální rovině. Ve frontální rovině dochází k menšímu poklesu pánve ve švihové fázi na nepostižené končetině. V transverzální rovině je na nepostižené straně nejmenší rotace směrem vpřed a na postižené straně je v transverzální rovině redukována rotace pánve vzad.

Posuzovali jsme časy, kdy nastávají maxima měřených hodnot. Na postižené končetině je opožděn nástup maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu. Maximum plantární flexe v hlezenním kloubu je oproti zdravým jedincům u osob s výhřezem opožděno a to jak na postižené tak nepostižené končetině. V kolenním kloubu je opožděn nástup maxima flexe jak ve stojné, tak ve švihové fázi. Stejně tak je v kolenním kloubu opožděn nástup maxima extenze na konci švihové fáze krokového cyklu. V kyčelním kloubu je na postižené straně opožděn nástup maxima extenze. Je opožděn pokles pánve na nepostižené straně ve frontální rovině.

5.3.3. Posouzení základních časoprostorových charakteristik krokového cyklu

V rámci časových parametrů krokového cyklu jako celku bylo hodnoceno rozložení trvání švihové a stojné fáze krokového cyklu a kadence.

Trvání stojné fáze



Graf 15. Trvání stojné fáze krokového cyklu

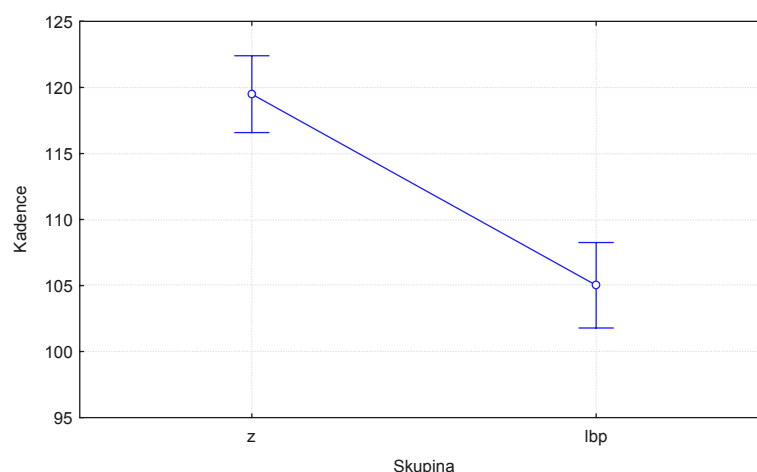
Legenda: z – kontrolní skupina, p – postižená strana u experimentální skupiny, n – nepostižená strana u experimentální skupiny, stojná – trvání stojné fáze krokového cyklu

Tabulka 19. Statistická významnost naměřených hodnot – trvání stojné fáze

	z	p	n
z		0,000	0,000
p	0,000		0,018
n	0,000	0,018	

Při hodnocení trvání stojné a švihové fáze byly naměřeny statisticky významný rozdíl mezi všemi posuzovanými parametry. Měřením jsme zjistili, že u osob s kořenovým syndromem L5 je významně prodloužena stojná fáze krokového cyklu a naopak u zdravých probandů z kontrolní skupiny byla stojná fáze výrazně kratší než u probandů s kořenovým syndromem a to jak na postižené tak na nepostižené končetině. Rozdíl mezi postiženou a nepostiženou končetinou u osob s kořenovým syndromem ukázal na delší zatížení postižené strany.

Kadence



Graf 16: Kadence u zdravých osob a osob s kořenovým syndromem

Legenda: z – kontrolní skupina, lbp – experimentální skupina

Měření kadence ukázalo statistickou významnost ($p < 0,01$) mezi zdravými osobami a osobami s kořenovým syndromem L5. Osoby s kořenovým syndromem mají výrazně nižší frekvenci kroků.

Shrnutí – časové parametry krokového cyklu

U osob s kořenovým syndromem je prodloužena stojná fáze krokového cyklu a menší frekvence kroků.

6. DISKUZE

6.1. Diskuze k vědecké otázce 1

Zjišťovali jsme celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině. Perry (1992) uvádí jako maximální rozsah pohybu hlezenního kloubu úhel 30°. V naší studii jsme u zdravé populace naměřili úhel o velikosti 32,7°. U probandů s kořenovým syndromem L5 se hodnoty lišili. Na postižené končetině jsme naměřili úhel 29,5° a na nepostižené končetině úhel 34,7°, což je na 5% hladině významnosti statisticky významný rozdíl. Lee, Ryu, Yang & Park (2005) prováděli studii s 12 probandy s kořenovým syndromem L5 a prokázali mimo jiné snížený rozsah pohybu do dorzální flexe v hlezenním kloubu na postižené straně.

Perry (1992) popisuje jako celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině rozpětí úhlu 63°. U našich probandů jsme naměřili u všech třech skupin menší hodnoty rozsahu pohybu. U zdravé populace je to hodnota úhlu 58,6°, na postižené končetině hodnota úhlu 59,3° a na nepostižené končetině se jednalo o úhel o velikosti 59,2°. Na 5% hladině významnosti nebyl mezi žádnými měřenými hodnotami zjištěn statisticky významný rozdíl.

Hodnota celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu byla pro zdravou populaci 43,6°. Whittle (1997) uvádí jako maximální rozsah pohybu úhel 40 - 50° (30° je maximální rozsah flexe, 10 - 20° je maximální rozsah extenze). Gage (1991) uvádí úhel 50° (35° pro flexi a 15° pro extenzi), Perry (1992) popisuje jako celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu úhel 45° (úhel 35° je maximální rozsah flexe, úhel 10° je maximální rozsah extenze). U experimentální skupiny byly naměřeny nižší hodnoty: pro postiženou končetinu úhel 42° a pro nepostiženou končetinu úhel pouze 40°. Z uvedeného vyplývá, že celková hodnota rozsahu pohybu v kyčelním kloubu může být u zdravé populace individuální. U osob s kořenovým syndromem L5 je celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu redukován a to významněji na nepostižené končetině.

6.2. Diskuze k vědecké otázce 2

Rozsah pohybu pánve byl měřen ve všech třech rovinách. Ve frontální rovině posuzujeme velikost úklonu pánve (drop), který nastává v průběhu krokového cyklu na švihové končetině (Inmann et al., 1994). U zdravé populace uvádí Perry (1992) jako normu úhel o velikosti 4° v jednom směru, Inmann et al. (1994) uvádějí hodnotu 5° v jednom směru. Tento jev se při nadměrném rozsahu nazývá Trendelenburgův příznak a je důležitým diagnostickým znakem oslabení pelvifemorálního svalstva, zejména abduktorů kyčelního kloubu m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. tensor fasciae latae (Haladová & Nechvátalová, 1997). Jak uvádí ve své studii Horáček (2000) není v odborné literatuře o problematice oslabení abduktorů kyčelního kloubu u osob s kořenovým syndromem L5 zmiňováno. Abduktory kyčelního kloubu jsou inervovány z kořene L5, ale také z kořenů L4, S1 a S2 (Janda, 1996). Horáček (2000) uvádí, že pokud jde o monoradikulární postižení, projeví se klinicky oslabení abduktorů kyčelního kloubu jen u kořenového syndromu L5. Klinické důsledky jsou potom přetěžování lumbosakrálního přechodu, S1 skloubení a kyčelních kloubů a také úponové bolesti. Chůze je vzhledem k instabilitě pánve narušena při oslabení abduktorů kyčelního kloubu významněji než pokud je přítomno pouhé akrální oslabení. V našem výzkumu jsme naměřili u kontrolní skupiny maximální rozsah pohybu pánve ve frontální rovině v obou směrech úhel $10,5^\circ$ a statistická významnost byla prokázána jak na postižené končetině, tak na nepostižené končetině. U probandů s kořenovým syndromem L5 byl naměřen menší celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině v obou směrech ($7,5^\circ$ na postižené končetině a 8° na nepostižené končetině).

Z výsledků je patrné, že u zdravých probandů je pánev svalově fixována a dochází k normálnímu rozsahu pohybu ve frontální rovině. U experimentální skupiny byly naměřeny menší celkové rozsahy pohybu. Pelvifemorální oslabení a pozitivní Trendelenburgův příznak se u našich probandů neprojevovalo, anebo jak uvádí Perry (1992), mohlo být zkompenzováno aktivitou m. erector spinae.

V sagitální rovině udává Perry (1992) hodnotu rozsahu předozadního pohybu označovaného jako náklon, tilt pánve, úhel 4° . V naší studii byla naměřena hodnota $3,3^\circ$ u zdravé populace, u osob s kořenovým syndromem L5 na postižené končetině úhel $2,9^\circ$ a na nepostižené končetině úhel $2,8^\circ$. Jedná se

o hodnoty nižší, avšak rozdíl na 5% hladině významnosti prokázán nebyl. Lze říci, že se celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině u žádné ze skupin nemění. Menší hodnota rozsahu pohybu pánve vpřed u experimentální skupiny může být způsobena paravertebrálními svalovými spazmy.

V transversální rovině jsme měřili velikost rotace pánve. Perry (1992) udává hodnotu 10°, Gage (1991) uvádí úhel 8 – 10° a Whittle (1997) tvrdí, že u zdravé populace má rotace hodnotu 12°. Námi zjištěné výsledky u zdravé populace se blíží hodnotě, kterou uvádí Gage. Pro zdravou populaci jsme naměřili úhel o velikosti 11,5°. U osob s kořenovým syndromem L5 byly naměřeny hodnoty nižší (pro postiženou končetinu úhel 9,1° a pro nepostiženou končetinu úhel 8,6°). Obě tyto hodnoty se na 5% hladině významnosti ukázaly jako statisticky významné při posuzování zdravé populace a jednotlivých končetin u experimentální skupiny. Rotace pánve je u osob s kořenovým syndromem redukována, avšak i tento nižší rozsah pohybu je v rozmezí, které uvádějí jiní autoři jako normu.

6.3. Diskuze k vědecké otázce 3

Hlezenní kloub v průběhu krokového cyklu opisuje křivku se 4 vrcholy. Na počátku krokového cyklu (0 % krokového cyklu) je kotník držen v neutrálním postavení (Perry, 1992). Dorziflektory nohy jsou za normálních okolností aktivní a udržují kotník v neutrálním postavení (Weaver & Ferg, 2010). Kořenové syndromy jsou charakteristické bolestí v určitém dermatomu a zároveň přítomností neurologických příznaků, kterým může být i motorický deficit (Jedlička & Nebudová, 1989). U kořenového syndromu L5 jde o oslabení dorziflektorů nohy a prstů (Nevšímalová, Růžička, & Tichý, 2002). Hovoříme potom o peroneální paréze (Náhlovský, 2006). N. peroneus profundus inervuje m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus, m. extenzor digitorum brevis, m. extenzor hallucis longus a m. extenzor hallucis brevis (Janda, 1996). Při oslabení těchto svalů není noha držena v neutrálním postavení a přepadá plantárně.

U zdravé populace následuje plantární flexe, která trvá do 12 % krokového cyklu (Perry, 1992). U osob s peroneální parézou by plantární flexe nastala dříve z důvodu nedostatečné excentrické kontrakce dorziflektorů nohy. V naší

práci nebyla zjištěny významné rozdíly hodnot velikosti maxima plantární flexe ve stejné fázi a rovněž nedošlo k časovému posunu dosažení maximální hodnoty. Zachování normálních hodnot si vysvětlujeme výběrem pacientů. Kritériem pro vyřazení z výzkumu byla paréza, které by již nedovolovala probandovi stoj na patách.

Od 12 % do 50 % krokového cyklu hovoříme o jednooporové fázi krokového cyklu (Perry, 1992). Celé chodidlo je v kontaktu s podložkou. Po došlapu celého chodidla se v hlezenním kloubu mění plantární flexe na dorzální (Whittle, 1997). Měřili jsme maximální hodnotu dorzální flexe a mezi naměřeným hodnotami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl. Rozdíl byl zjištěn v čase, kdy tato maxima nastala. Perry (1992) popisuje maximum dorzální flexe v hlezenním kloubu ve 48 % krokového cyklu. Námi naměřené maximum nastalo u zdravých jedinců již v 44,8 % krokového cyklu. Na postižené končetině nastalo maximum v 47,6 % krokového cyklu, což se blíží hodnotě, kterou popisuje Perry (1992) jako normu. Na nepostižené končetině jsme naměřili hodnotu 46,2 % krokového cyklu. Měřením jsme zjistili, že hodnota maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu nastává nejdříve u zdravých probandů, nejpozději na postižené končetině u probandů s kořenovým syndromem L5, ale celkově nastávají hodnoty maxima dříve, než jak je popisováno zahraniční literaturou.

V předšvih (50 – 60 % krokového cyklu) se chodidlo dostává do plantární flexe, která vrcholí na počátku fáze počátečního švih (60 – 70 % krokového cyklu) (Giannini, Catani, Benedetti, Leardini, 1994). Jako odraz popisuje Perry (1992) časové období, které se nachází v 62 % krokového cyklu. Stejně jako v předchozí popisované fázi byly rozdíly v maximech rozsahu pohybu statisticky nevýznamné, ale došlo k určitým časovým změnám. Statisticky významné rozdíly byly prokázány mezi zdravými probandy a probandy s kořenovým syndromem L5 na obou končetinách. U zdravých probandů nastalo maximum plantární flexe v 61,2 % krokového cyklu. Na postižené končetině nastalo maximum plantární flexe na počátku švihové fáze později a to v 63,2 % krokového cyklu, stejně tak na nepostižené končetině nastalo toto maximum později – v 62,9 % krokového cyklu.

V dalších fázích krokového cyklu (70 – 100 %) nastává posun končetiny vpřed, chodidlo je udržováno ve vzduchu mimo jiné i aktivitou dorziflektorů

nohy. Postupně je chodidlo nastaveno do neutrálního postavení (Perry, 1992). Pokud je aktivace dorziflektorů nohy ve švihové fázi nedostatečná, dochází k vláčení prstů po podložce (Weaver & Ferg, 2010). Aby jedinec kompenzoval nedostatečnou funkci dorziflektorů nohy ve švihové fázi, použije náhradní mechanismus zvýšené flexe v kolenním a kyčelním kloubu, která je popisována jako stepáž (Janda, 1996).

Kolenní kloub vykonává v sagitální rovině pohyb, jehož trajektorie opisuje křivku se čtyřmi oblouky. Pravidelně je střídána flexe a extenze (Perry, 1992). Ve stojné fázi funguje kolenní kloub jako tlumič nárazů (Michaud, 1997). Při počátečním kontaktu nohy s podložkou je koleno v mírné flexi a podle pantového modelu vnitřní rotace tibie vyvolá zevní rotaci patní kosti (pronaci, everzi) kolem její dlouhé osy následovaná zevní rotací (supinací, inverzí) v Chopartově kloubu. Tyto jevy způsobí odemčení transverzotarzálního kloubu a noha je tak schopná maximálně se přizpůsobit podložce (Vařeka & Vařeková, 2003). Whittle (1997) uvádí, že velikost flexe při kontaktu chodidla s podložkou je individuální. Perry (1992) uvádí, že je zde možná i mírná hyperextenze okolo -2° . Jako normu uvádí stejná autorka flexi o velikosti 5° .

Ve fázi postupného zatěžování je koleno postupně flektováno a první maximum flexe vykoná kolenní kloub v časně fázi mezistojce (Whittle, 1997). V naší studii byla prokázána u zdravých probandů flexe o velikosti $21,7^\circ$ a rozdíly ve velikosti úhlu nebyly u experimentální skupiny prokázány. Zjistili jsme však, že maximum flexe kolenního kloubu ve stadiu zatěžování nastává na postižené končetině později (v $11,9\%$ krokového cyklu) než u zdravých probandů (maximum v $10,7\%$ krokového cyklu). Perry (1992) uvádí maximální rozsah flexe ve stadiu zatěžování úhel 18° a tento jev nastává v 15% krokového cyklu. Whittle (1997) popisuje, že nástup maxima flexe v tomto stadiu nastupuje mezi 15 až 20% krokového cyklu a jeho velikost se pohybuje v úhlu od 10 do 20° . Gage (1991) uvádí jako maximum úhel 15° . V naší studii jsme prokázali dřívější nástup maxima flexe, než uvádějí oba autoři, ale při vzájemném porovnání měřených skupin jsme zjistili, že na postižené končetině nastává maximum flexe později vzhledem k experimentální skupině. Dle výše

uvedeného soudíme, že velikost flexe může být individuální. Roli může hrát věk měřených subjektů či rychlost prováděného pohybu.

Ke konci mezistoje se koleno postupně extenduje a maxima extenze dosahuje ke konci koncového stoje. Perry (1992) uvádí průměrnou hodnotu 3°. Podle autorky tento jev nastává ve 40 % krokového cyklu. My jsme naměřili vyšší hodnoty u obou skupin. Zdraví jedinci dosahovali v této fázi v kolenním kloubu úhlu 6,8° a experimentální skupina měla hodnoty ještě vyšší, avšak statisticky významný rozdíl prokázán nebyl. Naši probandi dosahovali maxima extenze ve stejné fázi v 36,1 % krokového cyklu a opět zde nebyl prokázán statisticky významný rozdíl.

Ve švihové fázi dochází k maximální flexi v mezišvihů a její velikost popisuje Whittle (1997) mezi 60° a 70°. Perry (1992) uvádí jako maximum flexe úhel 65°. Flexe je podle stejné autorky postupně zvyšována až do 70 % krokového cyklu. V našem měření se s autory shodujeme, byla naměřena hodnota 62,7° u zdravé populace. Statisticky významný rozdíl nebyl prokázán v úhlových hodnotách, ale v čase, kdy maximum nastalo. U zdravé populace nastalo maximum v 70,3 % krokového cyklu, u osob s kořenovým syndromem byl nástup maxima opožděn (71,9 % krokového cyklu na postižené končetině). V další fázi je koleno postupně extendováno. Whittle (1997) uvádí, že jde o pasivní extenzi, která je kontrolována aktivitou hamstringů. Perry (1992) popisuje v této fázi téměř plnou extenzi o velikosti asi 3° flexe. Podle autorky toto nastává v 97 % krokového cyklu. My jsme naměřili hodnoty vyšší, avšak na 5% hladině významnosti nebyl mezi skupinami prokázán významný rozdíl. Rozdíl byl prokázán v čase, kdy toto maximum nastává. U zdravé populace bylo maximum naměřeno v 94,8 % krokového cyklu, na postižené končetině v 97 % krokového cyklu. Ke konci této fáze je podle Perry (1992) koleno nastaveno do 5° flexe.

Na křivce pohybu kyčelního kloubu jsou patrné dva oblouky – jeden oblouk pro extenzi během stejné fáze a druhý oblouk pro flexi během švihové fáze. Ve fázi počátečního kontaktu je kyčel nastavena do 30° podle Perry (1992) a Michaud (1997), podle Gage (1991) do úhlu 35° flexe. Během následující fáze ubývá flexe asi o 2 až 3°. Již v počátku mezistoje se kyčelní kloub výrazně

extenduje s maximem extenze v 50 % krokového cyklu (Perry, 1992). Maximum rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu uvádí Whittle (1997) úhel 10 – 20°. Perry (1992) uvádí úhel 10°. Námi naměřená hodnota maxima extenze kyčelního kloubu měla velikost 7,4° pro zdravou populaci a pro experimentální skupinu nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. Zjistili jsme rozdíl v časovém rozložení krokového cyklu. U zdravé populace nastalo maximum extenze v 50,7 % krokového cyklu, což odpovídá hodnotám zahraničních autorů. U osob s kořenovým syndromem L5 nastalo zpoždění v dosažení maxima extenze, které připadlo na 52,7 % krokového cyklu. Na 5% hladině významnosti byl tento rozdíl prokázán za statisticky významný.

Po dosažení maxima extenze v kyčelním kloubu se kloub zvolna flektuje. Maximum flexe je dosaženo asi v 85 % krokového cyklu a jeho velikost je 35° (Perry, 1992). Whittle (1997) uvádí úhel 27°. Námi naměřená hodnota u kontrolní skupiny odpovídala úhlu 36,1°, což odpovídá hodnotě, kterou uvádí Perry (1992) a nastalo v 87,4% krokového cyklu. To odpovídá pozdějšímu nástupu maxima flexe v kyčelním kloubu oproti zahraniční literatuře, ale v našem měření nebyl mezi jednotlivými skupinami zjištěn rozdíl.

Pánevní je ve fázi počátečního kontaktu ve frontální a sagitální rovině ve vyrovnaném postavení a v transverzální rovině je rotována vpřed v úhlu okolo 5°. Zatěžováním končetiny nastávají významné změny. Odlehčení kontralaterální končetiny způsobí úklon pánve na straně odlehčované končetiny. Uprostřed mezistojky se úklon pánve a rotace vpřed navracejí do nulového postavení. Ve fázi koncového stoje dochází k pohybu pánve v sagitální rovině – nastává náklon pánve vpřed. V předšvihy nastávají změny jako ve fázi počátečního kontaktu, avšak na stejnostranné končetině. Na nezatížené končetině pánev poklesá o 5° a je připravena vykonat rotační pohyb v transverzální rovině (Perry, 1992). V naší studii jsme zjistili rozdíly v pohybu pánve. Při měření dílčích pohybů pánve ve frontální rovině byla u kontrolní skupiny naměřena hodnota 5,3° ve směru úklonu dolů. Na straně nepostižené končetiny byl naměřen úhel 3,3°, což se na 5% hladině významnosti ukázalo jako významný rozdíl. Na straně postižené končetiny byl naměřen úhel 4,3°, ale tento rozdíl nebyl statisticky významný vzhledem ke kontrolní skupině ani vzhledem k nepostižené straně. Stejná situace nastala v rámci

časoprostorových charakteristik. Maximální úklon pánve ve švihové fázi nastal u zdravých probandů v 62,4 % krokového cyklu, na nepostižené straně až v 66 % krokového cyklu.

Obecně bývá popisováno, že fáze počátečního švihu a mezišvihu jsou srovnatelné s fází mezistoje na kontralaterální končetině. Probíhá tedy náklon pánve vzad a rotace pánve. Ve fázi koncového stoje nastává náklon pánve vpřed o velikosti 3°. V této fázi je pánev maximálně rotována vpřed (5°) (Perry, 1992).

Náklon pánve v sagitále klesá ve fázi zatěžování končetiny. Nejvíce stojí pánev horizontálně ke konci fází dvojí opory. Křivku, kterou pánev v sagitální rovině opisuje, je podobná křivce, kterou vykoná v sagitální rovině těžiště. V sagitální rovině jsme mezi měřeným parametry nezaznamenali rozdíly v úhlových ani časoprostorových parametrech. V transverzální rovině se křivka pánve podobá křivce pohybu kyčle v sagitální rovině. Obě mají tvar prosté sinusoidy. Autoři uvádí maxima pohybu v transverzální rovině při úderu paty a při úderu paty opačné končetiny (50 % krokového cyklu) (Rose & Gamble, 1994). V našem měření v transverzální rovině zjistili rozdíly mezi měřenými skupinami. Maximální rotace vpřed byla naměřena na nepostižené straně a měla velikost 3,8°. Na 5% hladině významnosti to je statisticky významný rozdíl vzhledem k postižené straně (6,1°) i ke kontrolní skupině (6,3°). Co se týče časových charakteristik pánve, nemůže být naše studie porovnána se zahraničními pracemi, jelikož jsme nenalezli práce, které by se zabývaly těmito parametry.

6.4. Diskuze k vědecké otázce 4

Měřením jsme zjišťovali symetrii rozložení trvání krokového cyklu. Perry (1992), Gage (1991), Weaver & Ferg, (2010) a Whittle (1997) udávají, že stojná fáze představuje 60 % krokového cyklu a švihová fáze 40 % krokového cyklu. Sutherland, Olshen, Biden & Wyatt (1988) tvrdí, že stojná fáze je období mezi počátečním kontaktem chodidla a ipsilaterálním odrazem palce a trvá 62 % celkového trvání krokového cyklu. Na švihovou fázi potom připadá 38 % krokového cyklu, Giannini, Catani, Benedetti a Leardini (1994) dělí krokový cyklus obdobně a to 61 % pro stojnou fázi a 39 % pro švihovou fázi. Lee, Ryu

& Yang (2005) ve své studii uvádějí, že radikulopatie kořene L5 způsobí mimo jiné prodloužení trvání stojné fáze, což se v naší studii potvrdilo. V naší práci byla u zdravé populace naměřena hodnota trvání stojné fáze blízko 60 %, což je v souladu s ostatními autory. Na postižené končetině u osob s kořenovým syndromem L5 trvala stojná fáze téměř 63 % krokového cyklu, na nepostižené končetině přibližně 61,7 % krokového cyklu. Trvání stojné fáze je u osob s kořenovým syndromem prodlouženo a to významněji na postižené končetině. Rozdíl mezi osobami s kořenovým syndromem L5 a kontrolní skupinou je pravděpodobně způsoben vyšší rychlostí chůze u kontrolní skupiny.

Kadence udává průměrný počet kroků za minutu. Průměrný počet kroků za minutu je 110 (Giannini, Catani, Benedetti, Leardini, 1994). Kirtley (2006) udává, že přirozený počet kroků za minutu je menší než 120. Měřením jsme dospěli k názoru, že u osob s kořenovým syndromem L5 je počet kroků za minutu redukován. Statisticky významný rozdíl se ukázal na 1% hladině významnosti. Počet kroků u experimentální skupiny je 105 kroků za minutu. U kontrolní skupiny je počet kroků v souladu s průměrnými hodnotami udávanými zahraničními autory a to 119 kroků za minutu.

7. ZÁVĚR

Ze zjištěných výsledků je patrné, že u osob s kořenovým syndromem L5 nastává při chůzi:

- redukce celkového rozsahu pohybu v hlezenním kloubu na postižené končetině,
- redukce celkového rozsahu pohybu v kyčelním kloubu, více na nepostižené končetině,
- redukce celkového rozsahu pohybu pánve ve frontální a transverzální rovině,
- redukce dílčího rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině (úklon) ve švihové fázi na nepostižené končetině,
- redukce dílčího rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině (rotace vpřed) na nepostižené končetině,
- redukce dílčího rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině (rotace vzad) na postižené končetině,
- opoždění nástupu maxima dorzální flexe v hlezenním kloubu na postižené končetině,
- opoždění nástupu maxima plantární flexe v hlezenním kloubu na obou končetinách,
- opoždění nástupu maxima flexe v kolenním kloubu ve švihové i stojné fázi na postižené končetině,
- opoždění nástupu maxima extenze v kolenním kloubu na konci švihové fáze na postižené končetině,
- opoždění nástupu maxima extenze v kyčelním kloubu na postižené končetině,
- opoždění nástupu maxima poklesu pánve ve frontální rovině na nepostižené končetině,
- prodloužení stojné fáze krokového cyklu,
- redukce frekvence kroků.

8. SOUHRN

Tato práce se zabývá kinematickou analýzou chůze u osob s kořenovým syndromem L5. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části uvádíme přehled poznatků o chůzi, krokovém cyklu, jeho podrobném členění a průběhu cyklu u zdravých osob. Zároveň jsou zde uvedeny některé abnormální typy chůze. Dále jsme se zabývali problematikou páteře a to zejména meziobratlové ploténky, její funkcí, možnostmi poškození a klinickými dopady na jedince. Poslední teoretickou částí je kapitola, která popisuje možnosti analýzy chůze.

V praktické části uvádíme metodiku výzkumu, kde je charakterizován výzkumný soubor, popsáno prováděné klinické vyšetření probandů, jejich příprava a vlastní měření.

Cílem naší práce bylo zhodnotit kinematické parametry chůze u osob s kořenovým syndromem L5 s využitím měřicího systému Vicon. Tento systém pracuje na principu vysokofrekvenčního snímání reálného pohybu a umožňuje přesné sledování fyzikálních parametrů, které lze velmi těžko postřehnout lidskými smysly. Naměřené kinematické hodnoty byly dále zpracovány. Po ověření normálního rozložení sledovaných veličin byl proveden parametrický test analýzy rozptylu (Analysis of variance - ANOVA). Výsledná data ve formě rozsahů pohybu v kloubu byly porovnány se skupinou zastupující zdravou populaci. Hodnoceny byly celkové a dílčí rozsahy pohybu v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině a pohyby pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině. Dále byly hodnoceny časy, ve kterých nastávají maximální a minimální hodnoty parametrů. Kromě výše uvedeného jsme vyšetřovali relativní trvání fází krokového cyklu a kadenci.

Experimentální skupinu tvořilo 10 probandů (6 mužů a 4 ženy) v průměrném věku 41,2 let a kontrolní skupinu tvořilo 12 probandů (3 muži a 9 žen) v průměrném věku 47,1 let. Rozsah obou souborů není vzhledem k náročnosti metody měření a zpracování dat velký, avšak odpovídá souborům u studií tohoto typu. U obou skupin byl zachován přísný výběr probandů do výzkumu, čímž jsme se snažili zajistit co největší homogenitu obou hodnocených skupin.

Přestože byli do výzkumu zařazeni probandi, u kterých se nevyskytovala zjevná paréza, jejich chůze se liší. Lze říci, že u osob s kořenovým syndromem L5, jsme zjistili odlišnosti v chůzi, které nebylo možné vyšetřit běžně prováděným rozbořením chůze aspekci. U osob s kořenovým syndromem L5 je redukován celkový rozsah pohybu v hlezenním a kyčelním kloubu a celkový rozsah pohybu pánve ve frontální a transverzální rovině. Je opožděn nástup maxima hodnot dorzální i plantární flexe v hlezenním kloubu, nástup maxima flexe v kolenním kloubu ve švihové i stojné fázi, nástup maxima extenze v kyčli, nástup maxima poklesu pánve ve frontální rovině.

Dospěli jsme k názoru, že u osob s kořenovým syndromem nastává redukce rozsahu pohybu v kloubech a nástup maxima hodnot v průběhu krokového cyklu je opožděn. Zároveň dochází k prodloužení stojné fáze krokového cyklu a k menší frekvenci kroků.

Naše výsledky mohou být využity pro další rozvíjení metody a posloužit pro další výzkumy v této oblasti.

9. SUMMARY

This thesis is concerned with kinematic gait analysis of people who suffer from L5 radicular syndrome. Thesis is divided into two parts, theoretic and practical part. There is view of knowledge of gait, gait cycle, its division and course of gait cycle in healthy people in theoretic part. You can find some abnormal type of gait too. We were concerned with questions of spine, intervertebral disc, its function, ways of destruction. Last capture is about ways of gait analysis.

There are methodology of this research, characterization of specimen of people who suffer from L5 radicular syndrome, description of clinical examination of specimen, their preparing and measuring.

The aim of this study was to assess differences in kinematic gait parameters between the specimen of healthy population and the specimen of people who suffer from L5 radicular syndrome using Vicon MX system. This system uses high-frequency scanning of motion and can monitor characteristics, which people can monitor by aspection with difficulty. Measured characteristics were elaborated. Parametrical test of analysis of dispersion - ANOVA were made after verification of normal placing of characteristics. We compared measured characteristics in healthy people with people who suffer from L5 radicular syndrome. We evaluated total and partial range of motion in ankle, knee and hip in sagittal plane and motions of pelvis in frontal, sagital and transversal plane. We evaluated timing of reaching of maximum or minimum of range of motion, cadence and stance and swing time.

Group of specimen of people who suffer from L5 radicular syndrome had 10 members (6 men, 4 women) in average age 41,2 years. Group of specimen of healthy people had 12 members (3 men, 9 women) in average age 47,1 years. Groups are not big because of measurement is hard to please, but it is comparable to size of groups, which are used by similar measurement. Homogeneity of specimen of people was ensured by selection of people.

There were people without paresis in our study, but their gait is different. We can say, there are differences in people who suffer from L5 radicular syndrome,

which people can not see using aspection. There is reduction of total range of motion of ankle, hip and pelvis in transversal and frontal plane in the people who suffer form L5 radicular syndrome. There is delay in timing of reaching of maximum or minimum of range of motion in plantar and dorsal flexion in ankle, knee flexion in stance and swing phase, hip extension and pelvis drop.

We can say, there is reduction of total range of motion and delay in reaching of maximum or minimum in people who suffer from L5 radicular syndrome. Stance time took a longer time and cadence was lesser in people who suffer from L5 radicular syndrome.

Our outcome can be used for next development of this metod and for next research in this branch.

10. REFERENČNÍ SEZNAM

1. Ambler, Z. (1998). *Neurologie pro studenty všeobecného lékařství* [Učební texty]. Praha: Karolinum.
2. Anonymous (2008). *Vicon Plug-in Gait Product Guide – Foundation Notes Revision 1.0*. Oxford: Vicon motion systems.
3. Anonymous (2009). *Gait Analysis and Rehabilitation*. Retrieved 2. 12. 2009 from World Wide Web: http://www.vicon.com/applications/gait_analysis.html#top
4. Anonymous (2010). *Podrobnější funkčně – anatomické popisy částí PNS a CNS*. Retrieved 2. 2. 2010 from World Wide Web: http://web.natur.cuni.cz/fyziol/odd_neuro/neuroanat2.pdf
5. Barsa ,P., & Häckel, M. (2004). Systém „červených praporků“ v diagnostice a terapii bolestí zad. *Bolest 2004, Supplementum 2*, 15–19.
6. Bartko, D. (1981). *Neurologie*. Praha: Avicenum.
7. Bednařík, J., & Kadaňka, Z. (2000). *Vertebrogenní neurologické syndromy*. Praha: Triton.
8. Cíbochová, R. (2004). Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života [Electronic version]. *Pediatric pro praxi*. (6), 291–297. Retrieved 1. 12. 2009 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/ped/2004/06/07.pdf>
9. Čihák, R. (2001). *Anatomie 1. Druhé, upravené a doplněné vydání* (2nd ed.). Praha: Grada (Avicenum).
10. Dvořák, R. (1998). *Základy kinezioterapie* [Vysokoškolská skripta]. Olomouc: Univerzita Palackého.
11. Enoka, R. M. (1988). *Neuromechanical basic of kinesiology*. Champaign: Human Kinetics Publishers.
12. Fleischman, J., & Linc, R. (1975). *Anatomie člověka 1* (3rd ed.). Praha: SPN
13. Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.

14. Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M. G., & Leardini, A. (1994). *Gait analysis. Methodologies and clinical applications*. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems.
15. Good, D. C., & Couch, J. R, Jr. (1994). *Handbook of neurorehabilitation*. New York: Marcel Dekker, Inc.
16. Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
17. Haladová, E., & Nechvátalová, L. (1997). *Vyšetřovací metody hybného systému*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
18. Horáček, O. (2000). Příspěvek k rehabilitaci radikulárních syndromů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 21-23.
19. Inman, V. T, Ralston, H. J., & Todd, F. (1981). *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins in Good, D. C., & Couch, J. R, Jr. (1994). *Handbook of neurorehabilitation*. New York: Marcel Dekker, Inc.
20. Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing.
21. Janura, M. (2001). *Videografická vyšetřovací metoda, její limity a možnosti využití*. Habilitační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, Česká republika.
22. Janura, M. (2004). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka* [Vysokoškolská skripta]. Olomouc: Univerzita Palackého.
23. Janura, M., Abrantes, J., & Elfmark, M. (1999). VICON 370 (Clinical manager) – systém pro analýzu chůze. *Pohyb a zdraví*, 1, 265 – 269.
24. Jedlička, P., & Nebudová, J. (1989). *Neurologie*. Praha: Avicenum.
25. Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Závázalová, H., Holmerová, I., & Weber, P. (2008). *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. Praha: Grada Publishing, a.s.
26. Káš, S. (1993). *Neurologie* (1st ed.). Praha: Scientia Medica.
27. Keller, O. (2007). *Elektromyografie*. Praha: Triton.
28. Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis. Theory and Practice*. Edinburg: Elsevier.

29. Klenerman, L., & Wood, B. (2006). *The Human Foot. A Companion to Clinical Studies*. London: Springer.
30. Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270 – 275.
31. Kračmar, B. (2002). *Kinematická analýza sportovního pohybu* (1st ed.). Praha: Triton.
32. Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyzologie* (2nd ed.). Praha: Karolinum.
33. Lee, S. H., Ryu, C. H., & Yang, H.-S. (2005). Gait analysis related to the level of lumbosacral radiculopathy in patients with chronic low back pain. *Gait and Posture*, 21 (1-4), Supplement 1, 122-123.
34. Lesný, I. (1980). *Dětská neurologie*. Praha: Avicenum in Vařeka, I. (2006) Revize výkladu průběhu motorického vývoje – novorozenecké a holokinetické období. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 74-81.
35. Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně* (5th ed.). Praha: Sdělovací technika.
36. Linc, R. (1988). *Nauka o pohybu*. Praha: Avicenum.
37. Michaud, T. C. (1997). *Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care*. Baltimore: Williams & Wilkins.
38. Murcková, P. (2001). *Analýza chůze u osob s hemiparézou po cévní mozkové příhodě*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
39. Murray, M.P.(1967). Gait as a total pattern of movement. *American journal fo Physical Medicine*, 46: 290-333 in Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis: an introduction* (2nd ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
40. Náhlovský, J. (2006). *Neurochirurgie*. Praha: Galén a Karolinum.
41. Nešpor, K. & Babková, A. (2008). Chůze. *Get in Balance. První noviny o józe*. Retrieved 2. 11. 2009 from World Wide Web: <http://www.getinbalance.cz/clanek-chuze>

42. Nevšimalová, S., Růžička, E., & Tichý, J. (2002). *Neurologie*. Praha: Galén a Karolinum.
43. Nováková, E., Mališka L., & Illiášová M. (2001). *Terapie bederní páteře přístupem Robina McKenzie*.
44. Opavský, J. (2005). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty* [Vysokoškolská skripta]. Olomouc: Univerzita Palackého.
45. Orlovsky, G. N., Deliagina, T. G., & Grillner S. (1999). *Neuronal control of locomotion. From Mollusc to Man*. New York: Oxford University Press, Inc.
46. Pallová, I. Kubový, P., & Otáhal, S. (2006). Směr rotace obratle v transversální rovině v závislosti na kyfolordóze páteře – sdružené pohyby páteře. *Pohybové ústrojí, 1+2*, 54-65.
47. Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, N. J: SLACK Incorporated.
48. Rose, J. & Gamble J. G. (1994) *Human walking* (2nd ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
49. Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg, 35-A*, 543-558.
50. Seidl, Z. (2008). *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory* (1st ed.). Praha: GRADA Publishing.
51. Seidl, Z., & Obenberger, J. (2004). *Neurologie pro studium i praxi*. Praha: GRADA Publishing.
52. Smeal, W. L., Tyburski, M., & Alleva, J. (2004). *Discogenic/Radicular pain*. Retrieved from Science Direct database on the World Wide Web: http://www.sciencedirect.com/science?_ob=MIimg&_imagekey=B75BF-4FNTCC1-6-17&_cdi=12981&_user=990403&_pii=S0011502904001592&_orig=search&_coverDate=12%2F01%2F2004&_sk=999499987&view=c&whp=dGLzVlb-zSkzV&md5=e5102b7f9ea0c5eb2b61d297704dbf92&ie=/sdarticle.pdf

53. Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone Inc.
54. Sosna, A. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
55. Sovová, E., Zapletalová, B., & Cipryanová, H. (2008). *100 + 1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické* (1st ed.). Praha: Grada Publishing.
56. Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The Development of Mature Walking*. London: Mac Keith Press.
57. Štětkářová, I. (2009). Bolesti zad – příčiny a léčba [Electronic version]. *Interní medicína pro praxi*. 11(7 a 8), 345–348. Retrieved 2. 12. 2009 from World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/int/2009/07/09.pdf>
58. Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy [Electronic version]. *Bolest*, 2, 107 – 109. Retrieved 28. 11. 2009 from World Wide Web: http://www.tigis.cz/bolest/documents/07_08_topisova.pdf
59. Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement. An introductory text (3rd ed.)*. New York: Churchill Livingstone Inc.
60. Valmassy, R. L. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis : C. V. Mosby.
61. Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (1. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115 – 121.
62. Vařeka, I. (2006). Revize výkladu průběhu motorického vývoje – novorozenecké a holokinetické období. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 74-81.
63. Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 94 – 102.
64. Vaughan, L., Brian. L. D., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
65. Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing

66. Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.
67. Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada (Avicenum).
68. Vojta, V., & Peters, A. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada (Avicenum).
69. Vokurka, M. (2008). *Patofyziologie pro nelékařské směry* [Učební texty]. Praha: Karolinum.
70. Vrba, I. (2008). Diferenciální diagnóza a léčba bolestí zad [Electronic version]. *Interní medicína pro praxi*. 10(3), 142–145. Retrieved 10. 12. 2009 from the World Wide Web: <http://www.solen.cz/pdfs/int/2008/03/10.pdf>
71. Weaver, L. J., & Ferg, A. L. (2010). *Therapeutic measurement and testing. The basic of ROM, MMT, posture and gait analysis*. Clifton Park, N. Y.: Delmar Cengage Learning.
72. White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanic of the spine* (2 nd ed.). Philadelphia: Lippincott.
73. Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis: an introduction* (2nd ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
74. Winter, D. A. (1987). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo:University of Waterloo Press in Good, D. C., Couch, J. R, Jr. (1994). *Handbook of neurorehabilitation*. New York: Marcel Dekker, Inc.
75. Zaoral, P. (2008). *Průvodce 3D kinematickou analýzou v Simi Motion*. Diplomová práce, Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Brno.
76. Zemánková, M. (2007). *Pohyb nad zlato* (2nd ed.). Retrieved 5. 11. 2009 from World Wide Web: <http://zsf.osu.cz/kre/dokumenty/pohyb.pdf>

11. PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha 1 – Anamnestický dotazník

Příloha 2 – Formulář kineziologického vyšetření

Příloha 3 – Označení bodů na těle probanda

Příloha 4 – Kineziologické vyšetření experimentální skupiny A

Příloha 1.

ANAMNESTICKÝ DOTAZNÍK

číslo probanda:

datum měření:

jméno a příjmení:

(pouze pro autora – zpracování dat bude anonymní)

věk:

Část 1 - Experimentální i kontrolní skupina

1) *Trpěl(a) jste někdy bolestmi v oblasti bederní páteře?*

- v průběhu jednoho roku a1) 1. ataka b) dříve c) nikdy
a2) několikátá ataka

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 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:

Část 2 - Experimentální skupina:

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

ANO x NE

9) *Pocítujete 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.

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 obrázku

Dotazník interference bolesti s denními aktivitami

0	Jsem bez bolesti.
1	Bolesti mám, výrazně mě neobtěžují a neruší, dá se na ně při činnosti zapomenout.
2	Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, nezabraňují však v provádění běžných denních a pracovních činností bez chyb.
3	Bolesti mám, nedá se od nich odpoutat pozornost, ruší v provádění i běžných denních činností, které jsou proto vykonávány s obtížemi a s chybami.
4	Bolesti mám, obtěžují tak, že i běžné denní činnosti jsou vykonávány jen s největším úsilím.
5	Bolesti jsou tak silné, že nejsem běžných činností vůbec schopen/-na, nutí mě vyhledávat úlevovou polohu, případně nutí až k ošetření u lékaře.

Vizuální analogová škála

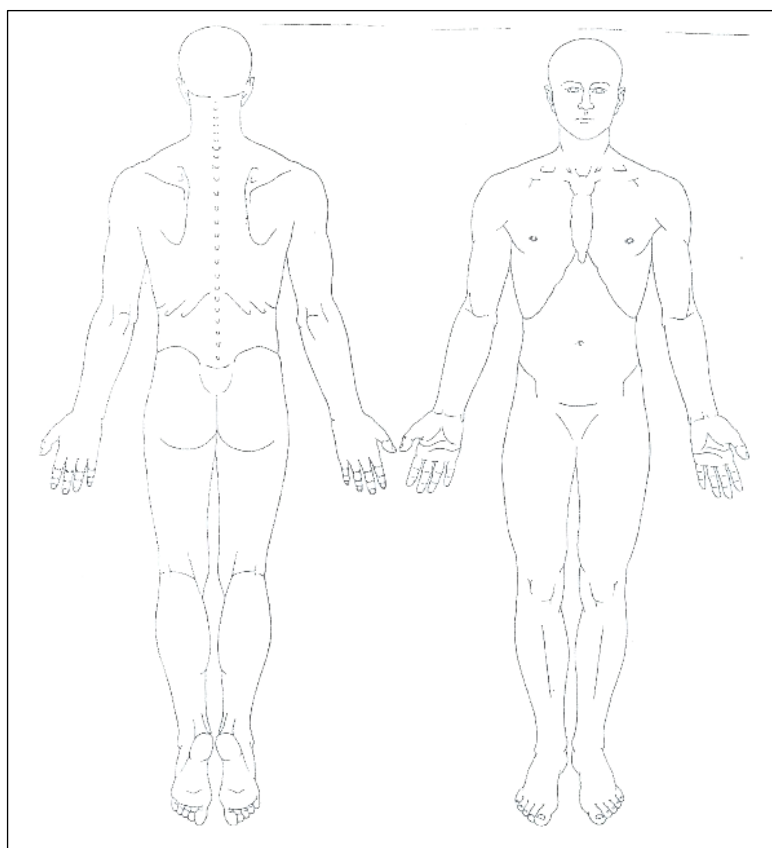
Vyznačte na přímce, jak silně pociťujete bolest v současnosti

Žádná bolest

Nejsilnější možná bolest



Obrázek k otázkám č. 8 a 10



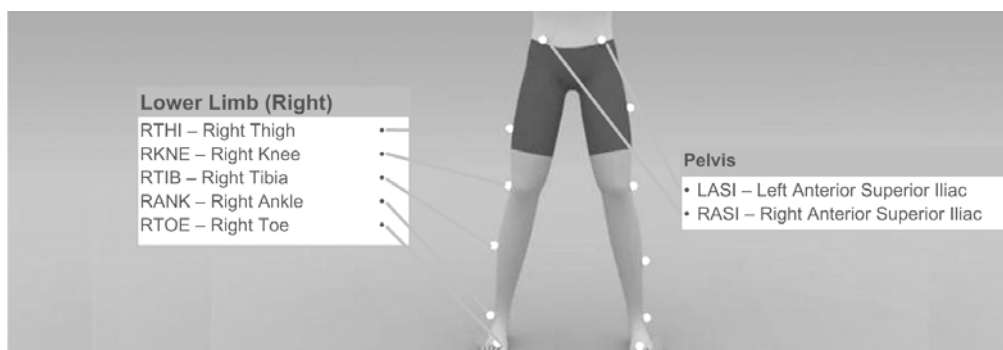
Příloha 2.

Vstupní vyšetření - experimentální (A) a kontrolní (B) skupina		
BMI	Výška [cm]:	Hmotnost [kg]::
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 čítí		
ostré/ tupé	P DK	L DK
grafestezie	P DK	L DK
teplé/studené	P DK	L DK
polohocit	P DK	L DK
pohybocit	P DK	L DK
<i>Další vyšetření</i>		
r. Achillovy šlachy	P + / - / zesil.manévr	L + / - / zesil.manévr
r. patellární	P + / - / zesil.manévr	L + / - / zesil.manévr
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 pozitivní	P ano/ne	L ano/ne
zkouška dvou vah	P [kg]	L [kg]
pokles podélné klenby	P ano/ne	L ano/ne
pokles příčné klenby	P ano/ne	L ano/ne
Vyšetření HSSP		
Test flexe v kyčli	P správný / patologický	L správný / patologický
Brániční test	P správný / patologický	L správný / patologický
Antropometrie		
obvod lýtky	P [cm]	L [cm]
obvod stehna	P [cm]	L [cm]

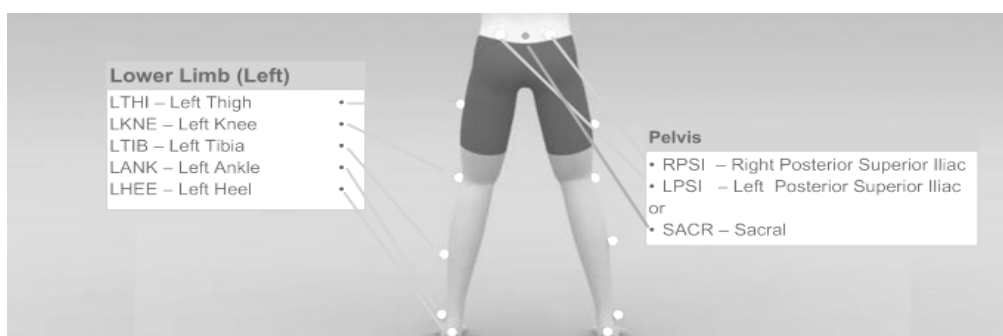
Funkční testy páteře		
Schober [cm]		
Stibor [cm]		
Thomayer [cm]		
Lateroflexe [cm]	P	L
Lateralita		
Kterou nohou kopnete do míče?	P DK	L DK
Kterou nohou nakreslíte obrazec na zem?	P DK	L DK
Když uklouznete, kterou nohou nakročíte?	P DK	L DK
Pro VICON		
šířka kotníku [cm]	P	L
délka DK [cm] (SIAS – malleolus med.)	P	L
šířka kolene [cm]	P	L
šířka lokte [cm]	P	L
hand thickness [cm] (šířka dlaně palm-dors)	P	L
shoulder offset [cm] (acrom-střed RK)	P	L
šířka zápěstí [cm]	P	L

Příloha 3.

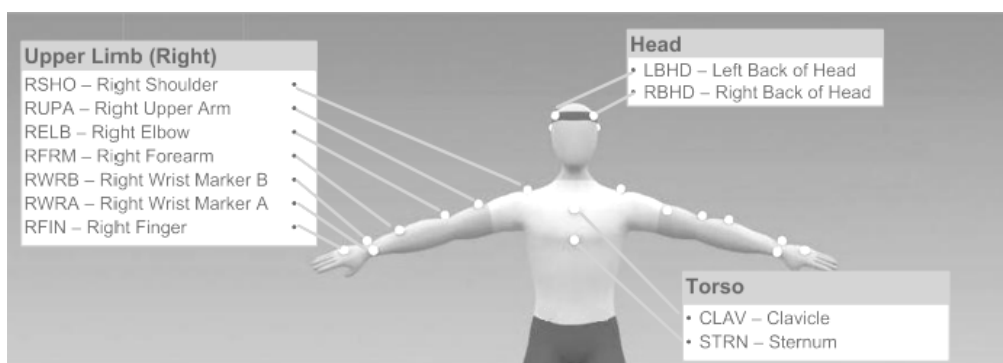
Označení bodů na těle probanda



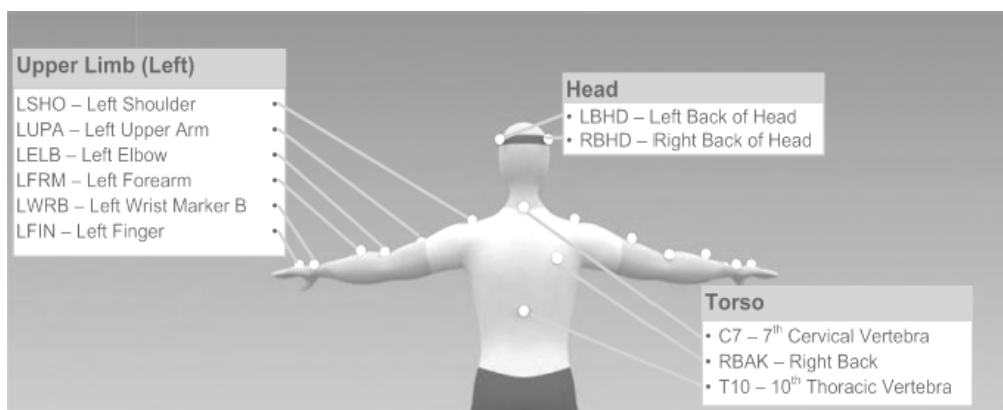
Obrázek 9. Dolní polovina těla, pohled zepředu (Anonymous, 2008)



Obrázek 10. Dolní polovina těla, pohled zezadu (Anonymous, 2008)



Obrázek 11. Horní polovina těla, pohled zepředu (Anonymous, 2008)



Obrázek 12. Horní polovina těla, pohled zezadu (Anonymous, 2008)

Příloha 4

Kineziologické vyšetření – experimentální skupina A

Proband	Výška [cm]	Hmotnost [kg]	Průkaz kořenové symptomatiky			Vyšetření svalové síly								Vyšetření čítí ostré/tupé	
			Laséque	Bragard	De - Fra	DF nohy		DF palce		PF nohy		Trendelenburg		P DK	L DK
						P DK	LDK	P DK	L DK	P DK	L DK	P DK	L DK		
1	184	112	P	P	N	5	5	5	4	5	5	N	N		
2	185	76	P	N	N	4+	5	4	5	5	5	N	N		
3	179	86	P	N	N	5	4+	5	4	5	5	N	N		
4	170	63	P	P	N	5	5	5	4+	5	5	N	N		
5	174	68	P	P	P	5	5	5	4+	5	5	N	N	X	
6	187	92	P	P	P	4-	5	5	5	5	5	P	N	X	
7	175	76	P	P	P	5	4+	5	4	5	5	N	N		
8	165	68	P	P	N	5	5	5	5	5	5	N	N		
9	173	60	P	N	N	5	5	5	5-	5	5	N	N		X
10	178	91	P	N	N	5	5	5	5	5	5	N	N		X

Legenda: P DK – pravá dolní končetina, L DK – levá dolní končetina, De - Fra – Dejerine - Frazierův příznak, DF nohy – dorzální flexe nohy, DF palce – dorzální flexe palce, PF – plantární flexe uváděné ve stupních svalové síly podle Jandy, P – pozitivní, N – negativní, vyšetření čítí: označeno (X), pokud došlo ke změně čítí (6 a méně správných pokusů z 10 možných)

Proband	Vyšetření čítí grafestezie		Pánev												
			sagitální rovina			frontální rovina			transverzální rovina			SI posun		SI blok	
	P DK	L DK	antever ze	norma	retrover ze	vpravo níže	norma	vlevo níže	rotace vpravo	norma	rotace vlevo	P DK	L DK	P DK	L DK
1				X			X			X					
2				X			X			X					X
3				X			X				X				
4				X			X			X					
5	X		X				X			X					
6	X		X				X			X					
7				X			X			X					
8			X				X			X					
9				X			X				X				X
10		X		X			X			X					

Legenda: P DK – pravá dolní končetina, L DK – levá dolní končetina, vyšetření čítí – označeno (X), pokud došlo ke změně čítí (6 a méně správných pokusů z 10 možných), pánev – označeno (X), jaký jev se vyskytl

Proband	Páteř								Funkční testy páteře				
	konfigurace L páteře				konfigurace Th páteře				Schober [cm]	Stibor [cm]	Thomayer [cm]	Lateroflexe [cm]	
	norma	lordotizace	aplanace	kyfotizace	norma	lordotizace	aplanace	kyfotizace				P	L
1			X				X		8	8	0	24	30
2			X				X		3	7	0	19	19
3			X				X		5	11	-1	23,5	24
4		X						X	5	8	4	23	22
5			X				X		2	5,5	33	15	18
6		X						X	2	4	53	9	15
7	X				X				4	8	0	17	17
8		X			X				5	7	15	16	14
9			X				X		4	8	20	17	18
10	X						X		4	8	11	16	14

Legenda: páteř: označeno (X) jaký jev se vyskytl, lateroflexe: P – vpravo, L – vlevo

Proband	Pokles klenby nohy				Antropometrie				Vyšetření HSSP				Lateralita					
	příčná		podélná		obvod lýtky		obvod stehna		brániční test		test fl. kyčle		otázka 1		otázka 2		otázka 3	
	P DK	L DK	P DK	L DK	P DK	L DK	P DK	L DK	P	L	P	L	P	L	P	L	P	L
1					45	45	59	55	N	N	N	N	X		X		X	
2					36	36	38	38	N	N	P	P	X		X		X	
3					37	37	44	44	N	N	P	N	X		X		X	
4	X	X			35	35	43	40	N	N	N	N	X		X		X	
5	X	X			40	40	45,5	44,5	N	N	N	N	X		X		X	
6	X	X			40	40	48	49	N	P	P	P	X		X		X	
7					37,5	36	49	45,5	N	N	N	N	X		X		X	
8					37	36	45	47	P	P	N	N	X		X		X	
9				X	38	36	39,5	39,5	N	P	N	N	X		X		X	
10		X		X	37	38	49	49	N	N	N	P		X		X		X

Legenda: HSSP – hluboký stabilizační systém páteře, P DK – pravá dolní končetina, L DK – levá dolní končetina, P – vpravo, L – vlevo, pokles klenby: přítomnost jevu (X), N – negativní, P - pozitivní