

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Lukáš Chobot

**Rehabilitace pacientů s diagnózou coxarthrosis na chodícím
páse Zebris**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Olomouc 2017

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně pod odborným vedením MUDr. Petra Koláře, Ph.D. a uvedl jsem všechny bibliografické a elektronické zdroje použité v této práci.

V Olomouci 15.5.2017

.....

Podpis

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval MUDr. Petru Kolářovi, Ph.D. za odborné vedení této diplomové práce, jeho cenné rady a připomínky. Dále bych rád poděkoval Mgr. Dagmar Tečové za její pomoc při statistickém zpracování dat.

ANOTACE

Diplomová práce

Název práce: Rehabilitace pacientů s diagnózou coxarthrosis na chodícím páse Zebris

Název práce v AJ: Rehabilitation of coxarthrosis diagnosis patients with the help of Zebris treadmill

Datum zadání: 2016-01-31

Datum odevzdání: 2017-05-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Lukáš Chobot

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Oponent práce: MUDr. Petr Konečný, Ph.D. MBA

Abstrakt v ČJ:

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda lze pomocí kognitivních funkcí měnit a udržet posturální a lokomoční projev člověka v závislosti na jeho diagnóze. Do výzkumu se zapojilo šest pacientů s koxartrózou. Celkem absolvovali tři návštěvy, mezi kterými bylo rozmezí dva a čtyři týdny. Při první a poslední návštěvě pacienti vyplnili dotazník HOOS. Při každé návštěvě byl pacient vyšetřen na rehabilitačním páse Zebris ve stoji a při chůzi. Ihned po vyšetření byl edukován k optimalizaci svých posturálních a lokomočních návyků. Následně po ni proběhlo měření parametrů. Navíc se měl pacient snažit naučené zapamatovat do další návštěvy. Hodnotili se parametry stoje a chůze v krátkém (před-po) a dlouhém (6 týdnů) časovém úseku, dále pak závislost výsledků dotazníku s parametry. Výsledky poukazují na signifikantní efekt terapie u některých parametrů stoje (symetrie zatížení) i chůze (délky kroku, symetrie doby kroku, zatížení plosky), stejně tak na závislost určitých hodnot na dotazník HOOS.

Abstrakt v AJ:

The goal of this thesis was to discover if the postural and locomotive manifestation can be changed and kept with the help of cognitive functions concerning the diagnosis. Six patients with coxarthrosis were involved in the study. They participated at three sessions in total with the first interval of 2 weeks and second of 4 weeks. Each proband was also given an HOOS form at their first and last visit to fill in. At each visit, the patients were examined on the Zebris treadmill while standing and while walking. Immediately after the examination they were educated on the matter of improving their postural and locomotive habits. Consequently next measurement was taken after this education. Patients were also asked to try to remember by the next visit what they were taught. The data collected from walk and stand in a short time period (before and after) as well as in a long time period (6 weeks) were taken for evaluation and then the relation between measured values and information from the form. The results show a significant effect of the therapy at some stand parameters (symmetry of load) as well as walk (length of step, symmetry of step duration, load on feet) and correlation of certain parameters with the HOOS form.

Klíčová slova v ČJ: kyčelní kloub, osteoartróza, koxartróza chodící pás, kognitivní funkce, chůze, stoj, HOOS

Klíčová slova v AJ: hip joint, osteoarthritis, coxarthrosis, treadmill, cognitive function, gait/walking, stand, HOOS

Rozsah: 106 stran z toho 27 stran přílohy

Obsah

Úvod.....	8
1 Přehled teoretických poznatků	9
1.1 Koxartróza.....	9
1.2 Posturální kontrola a koxartróza	11
1.3 Chůze	13
1.3.1 Popis krokového cyklu.....	14
1.3.2 Vertikální reakční síla	16
1.3.3 Neurální řízení chůze	17
1.4 Změna motorického projevu pacientů s koxartrózou.....	20
1.5 Kognitivní aspekty stoje a chůze	22
1.6 Možnosti terapie chodících pásů.....	25
2 Cíle a hypotézy.....	27
2.1 Cíl diplomové práce	27
2.1.1 Dílčí cíle	27
2.2 Hypotézy	27
3 Metodika experimentu.....	30
3.1 Charakteristika testovaného souboru	30
3.2 Postup měření a terapie	30
3.3 Analyzované parametry	32
3.4 Statistické zpracování dat.....	33
4 Výsledky.....	34
4.1 Výsledky hypotézy H ₀₁	34
4.2 Výsledky hypotézy H ₀₂	35
4.3 Výsledky hypotézy H ₀₃	38
4.4 Výsledky hypotézy H ₀₄	40

4.5 Výsledky hypotézy H ₀₅	43
4.6 Výsledky hypotézy H ₀₆	45
5 Diskuse	47
5.1 Kognitivní funkce a rehabilitace	47
5.2 Diskuse k hypotézám H ₀₁ a H ₀₂	50
5.3 Diskuse k hypotézám H ₀₃ a H ₀₄	52
5.4 Diskuse k hypotézám H ₀₅ a H ₀₆	54
5.5 Přínosy a limity práce.....	57
Závěr	59
Referenční seznam	60
Seznam zkratk	74
Seznam tabulek	76
Seznam obrázků	77
Seznam příloh.....	78
Přílohy	79

Úvod

Kognitivní funkce jsou nepostradatelné jak pro vnímání sebe sama, tak pro schopnost orientovat se a poznávat svět a své okolí. Jedná se o souhrn funkcí, bez kterých bychom nemohli normálně existovat. Svou podstatou mají vliv na každodenní lidskou činnost. Jednou z oblastí, do kterých neustále zasahují, je samotná lokomoce. Bez pohybu by nebyl život. Chůze je jeden z nejběžnějších a nejpřirozenějších projevů lokomoce. A při intaktním pohybovém a nervovém systému lze dosáhnout optimální chůze.

Naproti tomu koxartróza patří mezi časté chronické degenerativní onemocnění postihující populaci po celém světě od středních let, až do stáří. Časté bolesti jsou doprovázené ztuhlostí kloubu a omezeným pohybem. To se následně odráží v aktivním životě pacienta.

Rehabilitační pásy jsou v dnešní době na vzestupu a bývají stále častěji součástí rehabilitačních oddělení. Mnohdy jsou využity k diagnostice a terapii poruch chůze. A to jak u neurologických pacientů, tak i u těch trpících myoskeletálním deficitem.

Cílem teoretické části diplomové práce je shrnutí současných poznatků týkajících se posturální kontroly, chůze a jejího řízení. Dále se pokusíme sumarizovat informace o kognitivních funkcích, rehabilitaci na chodícím páse, koxartróze a jejímu vlivu na posturální a lokomoční projev člověka.

Praktická část práce se zaměřuje na samotný výzkum, který vychází z dostupných teoretických poznatků. Cílem bylo zjištění, zda pacient s koxartrózou může, na základě své kognitivní kapacity, pozitivně ovlivnit parametry stoje a chůze, a to jak v krátkodobém, tak dlouhodobém časovém horizontu. Výzkumu se celkem zúčastnilo šest pacientů s diagnózou koxartrózy. Všichni absolvovali tři návštěvy, kde při každé bylo provedeno měření stoje a chůze, a to jak před terapií, tak po ní. Následně došlo k vyhodnocení výsledných hodnot.

Pro vyhledávání podkladů k této práci byly použity tyto internetové databáze: PubMed, Google Scholar, EBSCO, ScienceDirect, Springer Link a Wiley Online Library.

Klíčovými slovy pro vyhledávání zdrojů byly: kyčelní kloub, osteoartróza, chodící pás, kognitivní funkce, chůze, stoj a HOOS (hip joint, osteoarthritis, treadmill, cognitive function, gait/walking, stand, HOOS).

Celkem v této práci bylo použito 81 bibliografických a elektronických zdrojů, z toho 3 v českém jazyce.

1 Přehled teoretických poznatků

1.1 Koxartróza

Osteoartrózy jsou nejčastější skupinou artritíd. Jedná se o progresivní, degenerativní, multifaktoriální onemocnění, postihující klouby celého těla. Jedním z nejčastěji postižených kloubů je kloub kyčelní. Charakteristickým projevem tohoto onemocnění je bolest a ztuhlost kloubů, kulhání. S postupnou progresí dochází ke snižování rozsahu pohybu, a tím i k omezení vykonávání běžných denních činností. To celkově snižuje kvalitu života (Jotanovic et al., 2015, pp. 95-96).

Začátek osteoartrótických změn v kloubu je často přisuzován buď nadměrnému mechanickému tlaku na zdravý kloub nebo normálnímu tlaku na kloub nemocný. Osteoartróza je výsledkem mechanických a biologických událostí, které destabilizují rovnováhu rozpadu a vzniku chondrocytů a extracelulární matrix kloubní chrupavky, tak jako subchondrální kosti. Patofyziologické procesy tedy nemají pouze vliv na kloubní chrupavku, ale na celý kloubní spoj, např. na: subchondrální kost, šlachy, kloubní pouzdro, synoviální membránu a periartikulární svaly. Chrupavka, synoviální membrána a kost jsou hlavními místy pro produkci cytokinů, chemokinů a mediátorů, které podporují vznik zánětu v kloubu, jeho progresi a destrukci kloubu. Právě neadekvátní nadměrná zátěž vyvolává procesy, na základě kterých se narušuje homogenita chrupavky, vznikají trhliny a chrupavka se ztenčuje. V místech zátěže se snižuje metabolismus kloubu. Ubývá proteoglykanů a zpomaluje se syntéza kolagenu. Tato disharmonie kloubu pak působí větší náchylnost k působícím silám. Naopak v okrajových místech, kde není tak vysoký tlak, nalézáme novotvorbu cév. Ty vedou ke vzniku osteofytů. Tyto proliferativní kostní změny představují snahu o opravu kloubu. Tělo se snaží tvorbou osteofytů snížit nestabilitu a zmírnit poškozování kloubu. Ne vždy je ale tato reparační odpověď přínosná před další degenerací kloubu. Kromě těchto procesů se v konečné fázi mohou vytvářet subchondrální cysty, probíhá skleróza a eburnace kosti (Arden, Nevitt, 2006, p. 11; Ionitoiu, 2011, pp. 312-313; Jotanovic et al., 2015, pp. 102-103).

Klasifikace osteoartrózy se dělí na primární a sekundární. Primární osteoartrózu řadíme mezi onemocnění idiopatická. Vyskytuje se spíše u starší populace. Naopak sekundární osteoartróza vzniká v důsledku jiných onemocnění, mezi které řadíme například vývojové

vady, prodělaná traumata pohybového aparátu, chronické kloubní záněty atd. (Jotanovic et al., 2015, pp. 96-97).

Pro osteoartrózu existuje mnoho rizikových faktorů, které napomáhají vzniku onemocnění. Obecně je dělíme na systémové a lokální. Systémové faktory zvyšují citlivost na celkovou degeneraci kloubu. Lokální faktory můžeme taky považovat za faktory biomechanické, které nám negativně ovlivňují fungování kloubu. Interakcí obou faktorů lze hodnotit míru rizika vzniku onemocnění. Mezi systémové faktory řadíme například věk, pohlaví, rasu, genetiku nebo výživu. Věk je jeden z nejsilnějších faktorů mající vliv na progresi onemocnění. Do lokálních rizikových faktorů zařadíme nadváhu, dřívější zranění, zaměstnání spojené s fyzickou aktivitou nebo sportovní aktivitu (Arden, Nevitt, 2006, p. 11; Jotanovic, 2015, pp. 98-99).

Pacienty pro diagnostiku osteoartrózy dělíme do dvou skupin. V první se u pacientů neobjevují klinické příznaky a osteoartróza je náhodně objevena na rentgenovém snímku a v druhé přicházejí pacienti na základě příznaků do ordinace lékaře. Navíc ne všichni pacienti s příznaky musí mít pozitivní nález zobrazovací metodou. Standardním vyšetřením je odebrání anamnézy, vyšetření klinických projevů a diagnostika pomocí zobrazovací metody. Tou bývá zpravidla rentgen s předozadními snímky pánve a boků. Postižení kloubů se určuje na základě stupnice dle Kellgren-Lawrence (Jotanovic, 2015, pp. 97, 104).

Léčebné postupy zahrnují jak nefarmakologickou léčbu, tak léčbu farmakologickou a chirurgickou. Mnoho klinických studií popisuje jako optimální přístup léčby osteoartrózy kombinaci nefarmakologické a farmakologické léčby. Navzdory těmto studiím naopak převládá kombinace farmakologické léčby s chirurgickou. Z přehledu studií od Bennell (2013, p. 147) vyplývá, že 74 % případů osteoartrózy je řešeno chirurgickým zákrokem, 19 % farmakoterapií a pouze 7 % jinou nefarmakologickou léčbou. Procento nefarmakologické léčby je malé, a to i přesto, že klinické směrnice dávají důraz na to, aby pacient byl ve svém přístupu k léčbě aktivní a nevyužíval pouze pasivní způsob léčby. Nefarmakologická léčba by měla zahrnovat několik složek. Jednak edukaci pacienta, pravidelné cvičení a také manuální terapii vedenou fyzioterapeutem. S ním by měl být pacient v úzké spolupráci. Léčba by měla být vedena individuálně, což zvyšuje pravděpodobnost úspěchu léčby. Cvičební program by měl zahrnovat posilovací a protahovací aerobní cvičení. Doporučované je cvičení v bazénu nebo cvičení Tai Chi. Cílem má být zvýšení rozsahu pohybu a zlepšení balance (Murphy et al., 2016, p. 14).

Další ze zmíněných léčebných postupů je manuální terapie, kam řadíme např. trakční manipulace kyčelního kloubu nebo protahování jednotlivých svalů. Bennell (2013, pp. 152-

153) dále odkazuje na studii, ve které se srovnává skupina pacientů, kteří podstoupili pouze manuální terapii, proti skupině pacientů, kteří cvičili. Z výsledků se dozvídáme, že ke zlepšení stavu pacienta u manuální terapie došlo v 81 % případů, zatímco u cvičící skupiny u 50 %. Jiná studie naopak udává, že kombinace manuální terapie a cvičení nepřináší takový účinek, než kdyby procedury byly oddělené. Studie od Murphy et al. (2016, p. 15) zase říká, že nebyly popsány žádné výhody manuální terapie na osteoartrózu, a to ani v kombinaci se cvičením, ve srovnání se samostatným cvičením pacienta. Z uvedených studií je patrná nejednotnost názorů na výběr terapie.

Poslední možností řešení u pacientů s osteoartrózou nereagující na konzervativní léčbu, je chirurgický zásah. Ročně je provedeno na celém světě více než jeden milion operací s cílem náhrady kyčelního kloubu. Ze všech pacientů je 90 % v konečném stádiu onemocnění. Bylo zjištěno, že po 10 letech zůstává více jak 95 % kyčelních náhrad stále funkčních a po 25 letech to je přes 80 %. I přes tyto dobré výsledky by bylo dobré snížit počet operovaných pacientů včasnou intervencí (Murphy et al., 2016, pp. 16-17).

I v těchto případech se využívá rehabilitace pro kratší dobu rekonvalescence a rychlejší obnovení nezávislosti v pohybu a péči o sebe. Výzkum od Czyżewska et al. (2012, pp. 986-987) zkoumal možný efekt rehabilitace u pacientů čekajících na endoprotézu kyčelního kloubu. Z 27 pacientů docházelo na léčebnou tělesnou výchovu 24 (89%) a 13 pacientů docházelo na fyzikální terapii (48%). 10 (37%) mělo kombinovanou terapii (LTV a fyzikální terapii). Výsledek ukazuje výrazné zlepšení u 3 (11%) pacientů. 14 (52%) pacientů dosáhlo mírného zlepšení a 9 (32%) nepozoruje žádný rozdíl. Pouze jeden pacient mluví o mírném zhoršení stavu. Tyto hodnoty získané z dotazníků jsou významně lepší než u skupiny kontrolní, která na rehabilitaci nedocházela.

1.2 Posturální kontrola a koxartróza

Posturální kontrola je komplexní funkce, která je řízena senzoryckými vjemy, centrálním zpracováním a neuromuskulární odezvou. Senzorické informace jsou získávány a integrovány zrakovým, somato-senzoryckým a vestibulárním subsystémem. Na základě těchto systémů dokážeme kontrolovat pozici a pohyb našeho těla. Jednu z hlavních rolí v multisenzoryckém procesu posturální stabilizace hraje zrak. Zrakové centrum integruje vizuální informace, a tím stabilizuje obraz na sítnici. Posturální systém je současně zásobován vstupy z receptorů propioceptivního systému. Informace z těchto vstupů vedou do spinální míchy

a na vestibulární jádra. Hlavní rolí těchto signálů je, aby posílaly zprávy vestibulárnímu systému o pozici segmentů našeho těla. Informace z těchto receptorů fungují také jako feedback, a tak mohou kontrolovat a modulovat pohyby našeho těla. Vestibulospinálními dráhami se poté dostávají na přední rohy míšni, kde jsou uloženy motoneurony pro kosterní svaly (Calò et al., 2009, pp. 327-328; Sziver et al., 2016, p. 2).

Patologie v okolí kloubů může mít vliv na kvalitu smyslové informace, což má za následek sníženou propriocepci a narušení automatických posturálních reakcí na sensorické vstupy. Intrakapsulární složky mají zřejmě jen malý vliv na rovnováhu při stoje u kyčelního kloubu. Naopak receptory u přilehlých šlach a svalů mohou mít větší podíl na propriocepci než ty v kloubním pouzdře. Je dobře známo, že pacienti trpící osteoartrózou nebo revmatoidní artritidou trpí často bolestí v důsledku zánětlivých a degenerativních procesů v kloubu. Proto by také měla být bolest považována za významný funkční faktor postižení, přispívající k riziku pádu (Sziver et al., 2016 pp. 2).

Hodnocení posturální stability se běžně provádí pomocí posturografu. Truszczyńska et al. (2016, pp. 567-571) v této studii hodnotí posturální stabilitu u pacientů s jednostrannou koxartrózou ve srovnání se skupinou kontrolní. 57 pacientů bylo testováno na posturografii o dvou silových plošinách. Důvodem použití dvou plošin je možnost posouzení koordinační dynamiky nohou. Z výsledků vyplývá problém stability stoje především v mediolaterálním směru. Navíc se projevila statisticky významná asymetrie v zatížení dolních končetin. Autoři zároveň poukazují na pozitivní vliv fyzioterapie.

Právě efekt fyzioterapie byl hodnocen v další studii. Autoři sledovali, zda po absolvování rehabilitačního programu dojde u pacientů s koxartrózou ke zlepšení posturální stability. Testováno bylo na 80 mužů, kterým byla diagnostikována osteoartróza před více než čtyřmi lety. Výsledky ukazují na významné zlepšení, a to jak v sagitální, tak ve frontální rovině. Autoři dále uvádějí, že porucha rovnováhy u těchto pacientů může být způsobena změnou mechanických a anatomických vlastností kloubu. Posturální stabilita vyžaduje optimální svalovou koordinaci. Pacienti před terapií mají výrazně nižší svalovou sílu adduktorů, abduktorů a flexorů kyčelního kloubu spolu s omezeným rozsahem pohyblivosti. Zlepšením jednotlivých parametrů se zároveň zlepšuje i stabilita. Z toho vyplývá, že profylaxe je pro léčbu koxartrózy velmi důležitá a měla by zahrnovat všechny prostředky a opatření zaměřené na udržení dobrého zdravotního stavu (Giemza et al. 2007, pp. 67-70).

Nejednotnost názoru se ukazuje při hodnocení posturální kontroly po aplikaci endoprotézy kyčelního kloubu. Některé studie dokazují, že pacienti po totální náhradě kyčelního kloubu mají větší problémy s rovnováhou ve srovnání s kontrolní skupinou.

To poukazuje na větší potřebu smyslových vjemů z vestibulárního nebo zrakového ústrojí, i přes neporušený proprioceptivní systém (Sziver et al., 2016 p. 1).

Této problematice se věnovala také studie od Nantel et al. (2008, pp. 403-405), která sledovala posturální stabilitu ve stoji mezi skupinami pacientů po operaci typu tzv. hip resurfacing a standartní totální náhradou kyčelního kloubu. Třetí skupina byla kontrolní. Všichni měření pacienti byli v průměru 6 měsíců po operaci. Výsledky ukazují na vyšší výchylky COP a COM v mediolaterálním směru u pacientů s aplikací totální endoprotézy ve srovnání s pacienty po zákroku hip resurfacing a kontrolní skupinou. Obecně se udává, že zhoršení posturální stability u pacientů po totální endoprotéze přetrvává 6-12 měsíců. Primární příčinou je svalová únava a slabost především u kyčelních abduktorů.

Naopak jiná studie zmiňuje, že pacienti s postižením rovnováhy mají při chůzi vyšší inkлинаční úhel ve frontální a nižší v sagitální rovině mezi COM a COP. Autoři předpokládali, že pacienti budou vykazovat horší hodnoty spojené s poruchou rovnováhy před operací, než hodnoty, které byly naměřeny 16 týdnů po operaci a rovněž s údaji získanými kontrolní skupinou. Výsledky se shodují s předpokladem. Pacienti před operací měli horší hodnoty úhlu COM a COP v porovnání s kontrolní skupinou. Po 16 týdnech došlo u pacientů ke zlepšení, které je statisticky významné (Lugade et al., 2008, pp. 3051-3054).

1.3 Chůze

Klíčem k nezávislosti člověka je naše mobilita – lokomoce. Definujeme ji jako schopnost nezávisle a bezpečně se pohybovat z místa na místo. Jde o nejběžnější každodenní aktivitu. Mobilita nezahrnuje pouze chůzi, ale také další úkony, jako např. vstávání z postele nebo ze židle, běh atd. Zaměřujeme se na ni i v rehabilitační praxi. Pracujeme na tom, aby se pacient mohl pohybovat a byl nezávislý (Latash, 1998, p. 172; Shumway-Cook et Woollacott, 2012, p. 315).

Lokomoce je nejlepší vynález evoluce. Umožnila nám využít nové strategie při hledání jídla nebo úniku před nepřáteli. Můžeme říci, že vznik lokomoce vedl k celé řadě nových motorických problémů, kterým jsme museli v minulosti čelit. Tím vznikaly v rámci centrálního nervového systému (CNS) nové systémy nervové kontroly (Latash, 1998, p. 172).

Chůze je definována jako metoda lokomoce, využívající dvě dolní končetiny. Během chůze je na rozdíl od běhu vždy jedna končetina v kontaktu se zemí. Jedná se o velmi komplexní proces, na kterém se podílí celé tělo. Během tohoto úkonu využíváme kromě koordinace svalů

a kloubů také mnoho sensorů, díky kterým můžeme chůzi kontrolovat a adaptovat se na změnu okolního prostředí. Právě toto lokomoční chování zahrnuje schopnost měnit jednotlivé prvky chůze, podle toho, jak potřebujeme. (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, p. 315; Levine et al., 2012, p. 29).

Proto, aby byla lokomoce úspěšná, musí být splněny tři požadavky: progrese pohybu, posturální kontrola a adaptace (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, p. 316):

- Progrese je zajištěna základním lokomočním vzorem. Ten zajišťuje a koordinuje rytmickou aktivaci svalů končetin a trupu. Na základě tohoto předpokladu je člověk schopen se rozejít, zastavit a obecně dosáhnou tíženého cíle.
- Posturální kontrola odráží potřebu získat a udržet vhodnou posturu pro lokomoci a dynamickou stabilitu těla během pohybu. Dynamická stabilita musí působit jak proti gravitační síle, tak proti silám, které jsou neočekávané.
- Adaptace slouží k úpravě chůze v prostředí.

Během každého krokového cyklu musí být všechny tyto požadavky splněny (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, p. 316).

1.3.1 Popis krokového cyklu

Přesto, že je člověk schopen kromě chůze využívat i jiné alternativy lokomoce (skok, běh atd.), za normálních podmínek je symetricky střídající se vzor chůze nejekonomičtější možností lokomoce. Důvodem je poskytnutí nejlepší dynamické stability pro bipedální chůzi s minimem požadavků na jeho kontrolu. Cyklické pohyby popisujeme pomocí krokového cyklu. Jeden cyklus se skládá ze dvou hlavních fází: stojné a švihové. Přibližně 60 % cyklu se končetina zdržuje ve stojné fázi a 40 % ve švihové. Navíc prvních a poslední 10 % stojné fáze tráví končetina ve fázi dvojí opory, tedy úseku, kdy jsou obě končetiny v kontaktu s podložkou (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, pp. 316-317).

Krokový cyklus se skládá ze sedmi fází, které rozdělují jednotlivé události. Vše začíná kontaktem paty s podložkou (Initial contact), po které přichází první fáze: postupné zatěžování (Loading response). Tato část trvá až do položení celé plošky (Foot flat). Od tohoto okamžiku probíhá fáze střední opory (Mid-stance), až do chvíle odlepení paty (Heel off). V další části dochází k aktivnímu odrazu (Terminal stance). Fáze stojná pak končí fází pasivního odlepení (Preswing), která trvá do doby odlepení paty (Toe off). Švihová část krokového cyklu se pak dělí na fázi zahájení švihu (Initial swing), fázi středního švihu (Mid-swing) a švihu konečného (Terminal swing) (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51). Na začátku krokového cyklu má končetina

důležitý úkol a tím je akceptace hmotnosti při dopadu. Končetina tlumí náraz, vytváří si počáteční stabilitu a zároveň využívá energii a zachování postupu vpřed. Musíme si navíc uvědomit, že se končetina ve švihové fázi nacházela v nestabilním postavení. O to je tento úkol obtížnější. Akceptování váhy probíhá u počátečního kontaktu a fáze postupného zatěžování (Perry et Burnfield, 2010, p. 10).

Počáteční kontakt – v tomto okamžiku je kyčelní kloub flektován a kolenní kloub extendován. Hlezenní kloub se přesouvá z dorzální flexe do neutrální pozice. Svalová aktivita je u m. quadriceps femoris, který flektuje kyčelní kloub a extenduje kloub kolenní. Zároveň se na konci švihové části zvyšuje excentrická aktivita hamstringů, která má bránit hyperextenzi v kolenním kloubu. V době dopadu se aktivuje m. gluteus maximus, který společně s hamstringy zahajuje extenzi kyčelního kloubu. Dorzální flexe je zajištěna m. tibialis anterior, který přispívá ke kontrolovanému pohybu do plantární flexe (Levine, 2012, pp. 40,41; Perry et Burnfield, 2010, p. 11).

Fáze postupného zatěžování – v této fázi je přesouvána hmotnost na přední dolní končetinu. Kyčelní kloub se extenduje pomocí koncentrické aktivity m. gluteus maximus a hamstringů. Kolenní kloub, který byl v téměř plné extenzi se flektuje. Pohyb je prováděn excentrickou aktivitou quadricepsu. V hlezenním kloubu dochází k plantární flexi, která je kontrolována excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior, m. extensor digitorum et hallucis longus. Tento pohyb je doprovázen pronací v subtalárním kloubu a vnitřní rotací tibie. Pánev se rotuje na stranu stejné končetiny, tedy do vnitřní rotace v kyčelním kloubu (Levine, 2012, p. 41; Perry et Burnfield, 2010, p. 11; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 53).

Fáze střední opory – jedná se o jednooporovou fázi. Stojná končetina nese váhu celého těla a pánev musí být držena pomocí kyčelních abduktorů. V kyčelním kloubu pokračuje extenze. Flexe kolenního kloubu dosáhla vrcholu, a ten se začíná opět extendovat. V hlezenním kloubu probíhá dorziflexe pomocí excentrické kontrakce m. triceps surae, v subtalárním kloubu začíná supinace. Tibie rotuje zevně (Levine, 2012, p. 43; Vařeka a Vařeková, 2009, ss. 54, 55).

Fáze aktivního odrazu – je druhou polovinou jednooporové fáze, kterou také ukončuje. Kyčelní kloub se stále extenduje, v kolenním kloubu je dosažena maximální extenze v krokovém cyklu. V kloubu hlezenním probíhá aktivní plantární flexe, kterou mají na starosti lýtkové svaly. V subtalárním kloubu pokračuje supinace (Perry et Burnfield, 2010, p. 11; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55).

Fáze pasivního odlepení je druhá část dvojí opory a zároveň ukončuje stojnou část končetiny. Začíná iniciálním kontaktem druhé končetiny a končí zvednutím palce končetiny ipsilaterální. Váha se přenáší na druhou dolní končetinu. Na základě rychlého přenosu váhy a uvolnění

končetiny jsou splněny požadavky pro uskutečnění švihové fáze. Zvyšuje se plantární flexe hlezenního kloubu, supinace v kloubu subtalárním, kolenní kloub se flektuje a dochází k redukci extenze kyčelního kloubu (Perry et Burnfield, 2010, pp. 13, 14; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Fáze počátečního švihu začíná odlepením palce od podložky a trvá do chvíle, kdy se nachází švihová končetina vedle končetiny stojné. Kyčelní kloub se flektuje, spolu s kloubem kolenním. Velikost flexe v koleni je ovlivněna rychlostí chůze. Při přirozenější chůzi je flexe vyšší než při chůzi rychlejší. Je to dáno potřebou zkrátit švihovou fázi. Toho je dosaženo kokontrakcí m. rectur femoris a hamstringů. V hlezenním kloubu probíhá plantární flexe (Levine, 2012, p. 47; Perry et Burnfield, 2010, p. 14; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Fáze středního švihu navazuje na předchozí část a trvá do doby, kdy se tibie dostává do vertikální polohy. Kyčelní kloub pokračuje ve flexi. K tomu, aby se tibie dostala do vertikální polohy, musí se koleno začít opět extendovat. Pohyb v hlezenním kloubu se nemění (Levine, 2012, p. 48; Perry et Burnfield, 2010, p. 15; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Fáze konečného švihu – dokončuje celý krokový cyklus dotykem paty na podložku. V kolenním kloubu se dokončuje extenze. Důležitou úlohu zde hrají hamstringy se svojí excentrickou aktivitou. Jednak jako prevence před hyperextenzí kolenního kloubu, dále pak pro udržení flektované pozice v kloubu kyčelním. Z velké části je během švihové fáze aktivní m. tibialis anterior. Ten má hlavní vliv na pohyb v hlezenním kloubu (droziflexe). Dále pak provádí supinaci v kloubu subtalárním. Ke konci této fáze je sval sice aktivní, aby udržel pozici kloubu, nicméně největší kontrakční síly potřebuje během fáze postupného zatěžování (Levine, 2012, p. 48; Perry et Burnfield, 2010, p. 16; Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

Pánev s femurem na straně švihové končetiny se nachází zprvu v zevně rotační pozici, následně se ale stáčí do rotace vnitřní (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

1.3.2 Vertikální reakční síla

Reakční silou podložky rozumíme takovou sílu, která má vliv na člověka pomocí kontaktu plosek nohou s podložkou. Odpovídá tíhové síle hodnocených segmentů a síle vyvolané pohybem. Tato síla se dělí na tři složky: vertikální, anrteroposteriorní a mediolaterální. Pro naše účely sledujeme dílu vertikální, která má dvouvrcholový průběh a dělíme ji na 4 úseky (Kolářová et al., 2014, s. 36; Richards, 2008, pp. 36-37).

Od úderu paty k prvnímu vrcholu ohraničujeme první úsek. Tělo zpomaluje a přenáší zatížení ze zadní na přední nohu během iniciální fáze dvojí opory. První vrchol síly odpovídá 1,2násobku hmotnosti člověka. Pokud jsou hodnoty prvního vrcholu snižené, může to naznačovat jistý diskomfort, bolest, či omezený funkční pohyb kloubů končetiny nebo také pomalou rychlost chůze (Richards, 2008, p. 36).

Od prvního vrcholu k poklesu síly hodnotíme úsek druhý. Zde dochází k poklesu vertikální síly během střední stojné fáze. Hodnota síly by měla odpovídat 0,7násobku hmotnosti těla. Pokud hloubka poklesu neodpovídá předpokladu, souvislost můžeme najít v diskomfortu a bolesti dané končetiny (Richards, 2008, pp. 36-37).

Od poklesu síly po druhý vrchol popisujeme třetí úsek. Hodnota by měla odpovídat 1,2násobku hmotnosti těla. Druhý vrchol souvisí s velikostí vertikální propulzní síly, která člověka posouvá vpřed (Richards, 2008, p. 37).

Od druhého vrcholu po odlepení palce sledujeme poslední, čtvrtou část vertikální síly při chůzi. Končetina se odlehčí a zatížení se přenáší na končetinu druhou (Richards, 2008, p. 37).

1.3.3 Neurální řízení chůze

Evoluce nám poskytla specifickou formu lokomoce. Protože se u nás vyvinuly určité biomechanické znaky, máme možnost se účinně a vzpřímeně pohybovat. CNS produkuje motorické vzory a tyto znaky jsou s nimi spojeny. Lokomoce a postura jsou dvě od sebe neoddělitelné funkce, závislé v různých úrovních CNS, jako je motorická kůra, bazální ganglia, mozkový kmen a spinální mícha. Bazální ganglia jsou spojena s pontomesencephalickou strukturou a axiální motorickou kůrou. Tyto struktury se účastní na přípravě a zahájení lokomoce a také poskytují rámec nezbytný pro začlenění posturální úpravy v lokomočním procesu. Systém posturálního nastavení svalového tonu a generátor kroků nemohou pracovat odděleně. Ke změně držení těla dochází těsně před zahájením kroku (Grasso et al. 2000, p. 288).

Posturální kontrola má dva hlavní cíle. Prvním je posturální řízení, které udržuje bilanci. Druhým úkolem posturální kontroly je vytvoření rozhraní mezi percepcí a akcí. Posturální kontrola se vyznačuje svojí složitostí, která má své kořeny ve fylogenezi. V jejím průběhu došlo ke změně z kvadrupedální na bipedální lokomoci. Tento posun měl významné následky v posturální kontrole, protože došlo k výraznému zmenšení opěrné plochy. Tímto se musely do kontroly postury zapojit všechny nervové struktury. Navíc nám tato složitost systému zvyšuje náchylnost k nejrůznějším pohybovým dysfunkcím. Problémem se také ukázala

nadbytečnost ve stupních volnosti vzhledem k velkému množství zúčastněných svalů a kloubů. Řízení pohybu tak není na úrovni každého svalu. Naopak mozek má k dispozici určité motorické vzory, ve kterých jsou přesně dané motorické příkazy (Hadders-Algra, 2005, pp. 99-100).

Chůze, jako typ lokomoce, je z hlediska motoriky velmi komplikovaný úkon. Jedná se o rytmický pohyb. V minulosti bylo u mnoha obratlovců prokázáno, že existuje síť nervových buněk, které zajišťují rytmický pohyb bez vědomého úsilí a také bez aferentní zpětné vazby. Tyto sítě se nazývají centrální generátory pohybu (CPG). Živočiškové využívají tyto sítě k činnostem, které jsou charakteristické cyklickým opakováním – lokomoce, respirace, žvýkání atd. Zajímavostí je, že uspořádání těchto generátorů je u mnoha živočišných druhů podobné. A to i přesto, že využívají jiný typ lokomoce, jako např. plavání, skákání, let, běh apod. (Duysen et Van de Crommert, 1998, p. 131; MacKay-Lyons, 2002, p. 70).

Centrální generátory pohybu obstarávají kontrolu lokomoce na spinální úrovni. Jedná se o síť neuronů (neurální obvod), který generují rytmický vzorec, nezávislý na smyslových vjemych. Tento výklad byl založen na výzkumu mihulí a bezobratlých. Zároveň je potřeba uvést, že na rozdíl od přímých důkazů existence pohybových vzorů u těchto živočichů, je tato teorie u člověka založena na důkazech nepřímých. Jedním z nejvýznamnějších důkazů existenci těchto vzorů najdeme ve studiích u novorozenců, kterým se ještě plně nevyvinula supraspinální kontrola (Dietz, 2003, p. 1379; Zehr et Duysen, 2004, pp. 348-349).

Člověk má pravděpodobně pro každou končetinu jedno CPG. Tyto generátory jsou uloženy v cervikální a lumbální oblasti. Sítě mají několikanásobně propojené moduly, které kontrolují každý pohyb. Jednotlivá CPG jsou navzájem propojena komisurálními a propriospinálními dráhami (Goulding, 2009, p. 509; Zehr et Duysen, 2004, p. 348).

CPG umí vytvářet motorické vzorce v izolaci. Potřebujeme-li tyto vzorce nějakým způsobem regulovat, využíváme k tomu aferentní informace a supraspinální oblast. Na základě aferentních informací dochází k ovlivnění spinálních vzorců. Stejně to funguje také opačně. Podle vnějších podmínek CPG vybírá potřebné údaje k lokomoci. Spinální lokomoční centrum a reflexy jsou také pod kontrolou mozkového kmene. Vše navíc doplňuje kontrola lokomoce prostřednictvím kortikospinálních drah. Pomocí volných povelů dochází ke komunikaci se spinálním lokomočním generátorem s cílem měnit parametry lokomoce. Tato kooperace nám umožňuje např. obcházet překážky, aniž bychom ztratili postranní stabilitu (Dietz, 2003, p. 1380, Zehr et Duysen, 2004, p. 347).

Jak jsme již uvedli, aferentní informace představují důležité prvky pro naši lokomoci. Tyto informace jsou získávány z vizuálních, vestibulárních a propioceptivních systémů, které

spolupracují s CPG. Spinální reflexy a sestupné dráhy se integrují na interneuronech. Konečný výběr konkrétního a vhodného pohybového vzoru závisí na kombinaci centrálního programu a aferentních informací. Na základě tohoto principu se pak určuje způsob organizace svalových synergií, které jsou navrženy tak, aby splňovaly podmínky stoje a chůze. Problematika automatiky chůze se nejčastěji projevuje při různých patologiích. Pacient si musí více uvědomovat chůzi v náročnějších podmínkách (nerovný terén apod.) a je více závislý na kortikální kontrole. Chůze se poté horší při jakékoliv kognitivní zátěži (např. řešení současně dvou úkolů) (Dietz, 2003, p. 1381; Zehr et Duysen, 2004, pp. 349-350).

Regulace lidské chůze vyžaduje uzavřenou koordinaci svalové aktivace mezi oběma končetinami, což je pravděpodobně dosaženo pružným neurálním spojením na spinální úrovni. Například odchylka během chůze vyvolá účelnou bilaterální odpověď. Obecně platí, že zahájení švihové fáze končetiny na jedné straně je závislé na kontralaterální končetině ve stejné fázi, a to jak u dospělých, tak u dětí (Dietz, 2003, p. 1382).

Zmínili jsme, že někteří autoři předkládají studie, ve kterých uvádějí důkazy pro existenci CPG u každé končetiny zvlášť. Přičemž tyto generátory jsou navzájem propojeny. (Balter et Zehr, 2007, p. 100; Zehr et Duysen, 2004, p. 348).

Naopak Zehr (2005, p. 59) v jiné studii popisuje, že rytmická aktivace končetin je alespoň částečně generována centrálním jádrem CPG. Spolu s tímto předpokladem má na celkový obraz pohybu stále vliv senzorický feedback asistující v regulaci pohybového úkonu a supraspinální vstup, modulující úroveň aktivity např. zrychlení, zpomalení apod.

Mezi bipedy a kvadrupedy není velký rozdíl v základním mechanismu řízení a kontroly lokomoce. Jeden ze společných rysů jsou propioceptivní dráhy v oblastech krčních a bederních intumescencí. I přes tyto společné znaky najdeme v řízení lokomoce jisté rozdíly. Jedním z nich je udržení vzpřímeného těla, které vyžaduje specifické nervové mechanismy. Pozorovat to můžeme u automatizace pohybů, kterou mají větší kočky a krysy než opice. Důvodem může být zvýšený vliv kortikospinální dráhy. Primáti musí využívat k lokomoci daleko více supraspinálního řízení, které do určité míry tlumí řízení spinální. Tyto rozdíly se nejvíce projevují na horních končetinách, které se u primátů funkčně specializovaly. To představovalo základní předpoklad pro lidský kulturní rozvoj (Dietz, 2003, pp. 1380-1381; Duysen et Van de Crommert, 1998, p. 134).

Charakteristickým rysem pro lidskou lokomoci je také rytmický pohyb paží. Člověk tomuto pohybu nemusí věnovat zvýšenou pozornost. I přestože se dokážeme pohybovat bez pohybu paží, jsou horní končetiny koordinovány s končetinami dolními. Navíc parametry

pohybu horních končetin mohou určovat charakteristiku pohybu končetin dolních (Zehr et al., 2004, pp. 557, 564).

1.4 Změna motorického projevu pacientů s koxartrózou

Je zřejmé, že u tohoto onemocnění dochází ke změnám vzoru chůze. I přes značnou variabilitu změn těchto vzorů, můžeme pozorovat charakteristické znaky tohoto onemocnění. Postižený kloub musí následkem zvýšeného zatížení snášet sílu, která může být během chůze až trojnásobkem tělesné hmotnosti. Tato biomechanická problematika vede k bolestem během chůze. Pacientům se snižuje délka kroku, zvyšuje se jeho šířka, významný je také náklon celého těla. Dále dochází ke snižování rychlosti chůze. Rutherford et al. (2015, p. 947) prokázali, že se zvyšující se závažností postižení kloubu, klesá rychlost. Konkrétně pacienti s těžkým postižením chodili v průměru 1,1 m/s, zdraví jedinci dosahovali rychlosti v průměru 1,5 m/s (Nakamura, 1999, p. 6).

Nakamura (1999, p. 6) dále udává ve své studii abnormální hodnoty, které se objevují při sledování reakčních sil podložky. Výrazné změny byly pozorovány při přenášení váhy. První i druhý vrchol křivky byl ve srovnání s kontrolní skupinou nižší. Pacienti mají asymetrickou chůzi, která je často způsobena sníženou schopností postižené nohy udržet zátěž. Tento deficit kompenzuje aktivita nepostižené dolní končetiny, která je zatížena po delší dobu.

Jeden z charakteristických znaků, často sledovaných ve studiích, je odchylka v sagitální rovině. Toto omezení se nevyskytuje pouze u samotného onemocnění, ale také přetrvává po chirurgickém zákroku. Tato skutečnost by neměla být opomenuta při stanovování cíle rehabilitační terapie. Tyto odchylky však nemají být vykládány jako ochranný mechanismus. Pacientův úsudek často spočívá v tom, že snížením exkurzí v kyčelním kloubu a zejména její extenze, sníží také zatížení na postižený kloub, a tím zmírní bolest. Tato strategie však naopak vede k bolesti, flekčním kontrakturám a svalové slabosti (Meyer et al., 2015, p. 1503).

Bylo prokázáno, že bolest má více vliv na snížení flekčního momentu sil kyčelního kloubu, než na omezení dynamického rozsahu pohybu kloubu. Předpokládá se, že takovéto snížení momentu má spojitost s náklonem trupu vpřed a současné snížení flekčního momentu kolenního kloubu ve stejném okamžiku (Meyer et al., 2015, p. 1503).

Leigh et al. (2016, pp. 14-15) studovali kinematiku chůze u různého stupně koxartrózy. Zjistili, že dochází ke snížení extenze v kyčelním kloubu a zvýšení flexe v kloubu kolenním v konečné fázi extenčního pohybu. V porovnání s dalšími studiemi tvrdí, že omezení pohybu

v sagitální rovině je charakteristický rys koxartrózy, bez ohledu na závažnost onemocnění. To potvrzuje také další studie od Rutherford et al. (2015, p. 948), kteří opět sledovali změny kinematiky pohybu u středně těžkého a těžkého stupně koxartrózy, spolu se zdravými jedinci. Z výsledků je patrné snížení rozsahu pohybu ve všech třech rovinách u těžkého stupně koxartrózy ve porovnání s dalšími skupinami. Naopak mezi středně těžkým stupněm postižení a zdravými jedinci se projevilo pouze omezení v sagitální rovině mezi fázemi mid-stance a late stance (pozdní opěrná fáze). Jako kompenzační mechanismus na toto omezení se dostává pánev do anteriorního postavení v konečné fázi kyčelní extenze. Tím je zajištěna zvýšená dopředná exkurze COM (Leigh et al., 2016, p. 15).

Kromě rozsahů pohybu v kyčelním kloubu zajímala Rutherford et al. (2015, p. 948-949) aktivita m. gluteus maximus a medius během krokového cyklu. Z výsledků vyplývá deletrvající aktivita m. gluteus maximus v mid-stance fázi u skupiny s těžkým postižením kloubu. Tato aktivita svalu se navíc v průběhu dalších fází kroku redukuje. To by mohla být odpověď na snížení extenze kyčelního kloubu u osteoartrotických pacientů. Aktivita m. gluteus medius mezi zdravou skupinou a skupinou se středně těžkým stupněm postižení je podobná. Během krokového cyklu dochází ke dvěma vrcholům aktivity svalu: při iniciačním kontaktu a v mid-stance fázi. Ke snížení mezi těmito dvěma vrcholy nedošlo u třetí skupiny s těžkým stupněm koxartrózy. Tedy dochází k prodloužené aktivitě m. gluteus medius. Tyto změny mají spojitost s následnou únavou svalu a vyšším zatížením kloubu.

Podobné výsledky vycházejí i u studie od Dwyer (2013, pp. 760-761), kteří hodnotili úroveň aktivity u m. gluteus medius během chůze, výstupu a sestupu na schod. Výsledkem je vyšší amplituda signálu zachyceného z m. gluteus medius. Tato aktivita může být důsledkem vyššího náboru motorických jednotek. Nelze však tvrdit, že by sval nebyl oslaben. Teoreticky v přítomnosti patologie má sval sníženou schopnost generovat sílu.

Neopominutelným znakem, který se vyskytuje u tohoto onemocnění, je snížení silového momentu rotační a abdukční složky pohybu. Snížení těchto momentů reflektuje možnou svalovou slabost kyčelních abduktorů. Snížení momentu vnitřní rotace v kyčelním kloubu během mid-stance fáze může mít spojitost se oslabením m. gluteus medius, který je zároveň vnitřním rotátorem kyčelního kloubu během flexe. Oslabení abduktorů kyčelního kloubu má dále za následek úklon trupu na postiženou stranu během stoje, což je vnímáno jako kompenzační strategie pro snížení mechanických požadavků kyčelních abduktorů (Meyer et al., 2015, p. 1505).

Dalším důkazem problematiky abduktorů může být studie od Bolink et al. (2015, p. 416-417), kteří sledovali pohyb pánve ve frontální rovině u pacientů s koxartrózou. Výsledky studie

ukazují sníženou pohyblivost pánve v této rovině a zároveň zvýšení pánevní asymetrie. Tyto změny pohybu pánve ve frontální rovině bývají spojeny s bolestivostí a snížením svalové síly abduktorů kyčelního kloubu. To vede ke kulhání, asymetrii chůze způsobené kompenzačními mechanismy trupu. To se projeví v jednooporové fázi kroku. Na straně nezatížené končetiny dochází k poklesu pánve, naopak na stejné noze se zvyšuje addukce kyčelního kloubu. Dále může být pánevní pokles kompenzován úklonem trupu nad stojnou končetinu a tím i posunem COM stejným směrem.

Změny v oblasti pánve najdeme také v rovině transversální. Zde dochází ke zvýšené rotaci, která může připomínat zevní rotaci v kyčelním kloubu. Je možné, že se jedná o adaptivní odpověď na sníženou aktivní a pasivní rotaci v kyčelním kloubu (Leigh et al., 2016, p. 15).

Existují studie, které sledují změny u pacientů s koxartrózou i na jiných kloubech. Například studie od Rutherford et al. (2015, pp. 581-583) zkoumala změny pohybu u kolenního kloubu a aktivaci svalů. Po analýze chůze a EMG měření bylo zjištěno snížení pohybu v sagitální rovině v mid-stance a late stance. Nedochovalo k dostatečné extenzi. Dále, v porovnání s kontrolní skupinou, ze studie vyplývá zvýšená aktivita m. quadriceps femoris bilaterálně. Důvodem může být flektovaný kolenní kloub na postižené straně. Naopak nebyla signifikantně významná aktivita hamstringů. Ke zvýšení docházelo pouze ve chvíli, kdy nepostižená končetina přecházela do a z jednooporové stojné fáze. To může ukazovat na potřebu koaktivity hamstringů z důvodu laterální stability kolene.

Navzdory těmto poznatkům není jednoduché určit obecný vzor chůze. Tělo bude vždy využívat kompenzačních mechanismů pomocí jiných kloubů (koleno, hlezno) (Nakamura, 1999, p. 6).

1.5 Kognitivní aspekty stoje a chůze

Účelná lokomoce může být úspěšná pouze tehdy, pokud se dokáže přizpůsobit individuálním požadavkům jedince a překážkám, které nám vytváří zevní prostředí. V dnešní době již není chůze považována za pouhou automatizovanou pohybovou aktivitu, která minimálně využívá kognitivních informací. Chůze je složitý proces, který klade nároky na smyslové a kognitivní systémy. Víme, že existuje mnoho neuropsychologických vlivů, které na chůzi působí. Ty mají vliv na kontrolu mobility. S tím souvisí i individuálnost každého jedince, který musí umět kontrolovat svůj pohyb končetin a orientovat se v mnohdy složitém prostředí, aby úspěšně dosáhl cíle. Navíc během lokomoce dovedeme např. komunikovat

nebo plnit nejrůznější úkoly. Právě tyto důvody a variabilita okolí stojí za nemožností stereotypního opakování krokových cyklů (Yogev-Seligman et al., 2011, p. 329, Al-Yahya et al., 2011, p. 716).

Jednou ze základních složek kognice jsou exekutivní funkce. Ty odkazují na vyšší kognitivní procesy, které využívají a modifikují informace z mnoha senzoričtých kortikálních systémů v přední a zadní oblasti mozku. Tyto integrační funkce zahrnují jak kognitivní, tak behaviorální komponenty, které jsou nezbytné pro efektivní a cílenou aktivitu a pro kontrolu pozornosti (Yogev-Seligman et al., 2011, p.330).

Exekutivní funkce můžeme rozdělit do několika komponent (Yogev-Seligman et al., 2011, p. 330):

- Chtění,
- Plánování,
- Účelná akce,
- Efektivní provedení.

Snížením jedné nebo více těchto složek, může mít vliv na bezpečnou a efektivní chůzi. Omezené uvědomování si sebe sama a problematika aspektu vůle zvyšuje riziko pádu. Postižení plánovacích dovedností produkuje neefektivní vzor chůze a zbytečné úsilí k dosažení cíle (Yogev-Seligman et al., 2011, pp. 330,331).

Exekutivní funkce a jejich kognitivní aspekty jsou dávány tradičně do souvislosti s čelním lalokem. Pacienti s poškozeným čelním lalokem mívají často postižení kognitivních funkcí, přisuzovaným k funkcím exekutivním. Obecně anteriorní část frontálního laloku se zabývá aspekty samoregulace, jako je inhibice a sebe informovanost. Dorzální část laloku se soustředí na procesy uvažování (Yogev-Seligman et al., 2011, p. 330).

Jeden z aspektů, který má vliv na snížení exekutivních funkcí je věk. Spojitost najdeme s čelními laloky, které jsou na změny spojené s věkem náchylné. Vše dokládají analýzy bílé hmoty mozkové pomocí magnetické rezonance. Ty odhalují souvislost s poklesem rychlosti zpracování, exekutivních funkcí a paměti, ale ne s úrovní obecné inteligence člověka. To podporují i studie, které zdůrazňují zranitelnost EF u lézí bílé hmoty mozkové. Je důležité si uvědomit, že změny v EF mohou být důsledky změn i v jiných lalocích než pouze v čelním (Yogev-Seligman et al., 2011, p. 331).

Další neopomenutelnou složkou kognitivních funkcí je také pozornost. Ta je definována jako anatomická síť, jejíž hlavním účelem je vliv na provoz ostatních mozkových sítí. Pozornost můžeme dělit na selektivní a trvalou. Selektivní pozornost umožňuje filtrovat informace, které člověk přijímá. Můžeme ji také označit jako soustředění. Trvalá pozornost se týká schopnosti

udržet pozornost na úkol po určitou dobu. Člověk také dokáže rozdělit pozornost na dvě činnosti, které vykonává v jednu dobu nebo schopnost rychle přesunout pozornost od jedné činnosti k druhé (Yogev-Seligman et al., 2011, p. 332).

Pozornost je definována také ve studii od Shumway-Cook et Woollacott (2002 p. 1). Zde je vymezena jako kapacita pro zpracování informací, která je pro každého člověka individuální. Každý úkol vyžaduje určitou část této kapacity. Pokud je prováděno více úkolů současně a je vyžadována větší kapacita, než je k dispozici, kvalita provedení jednoho nebo více úkolů se zhoršuje.

Kognitivní požadavky kontroly chůze bývají zkoumány pomocí metodiky dvojího úkolu, při kterých se zkoumá změna výkonu při jednom nebo dvou souběžných úkolech. To ukazuje na rozsah kognitivní poptávky (Al-Yahya et al., 2011, p.716).

Změny časoprostorových parametrů související s dvojím úkolem zahrnuje snížení rychlosti, kadence, délky dvojkroku a zvýšení délky trvání dvojkroku a variability doby dvojkroku. Jeden z nejcitlivějších parametrů související s dvojím úkolem je rychlost chůze. Ke změně dochází u neurologických pacientů, a to i u těch s mírným deficitem (otřes mozku) nebo mírnými kognitivními poruchami. Rychlost chůze je považována za obecný indikátor funkční výkonnosti. Se sníženou rychlostí chůze můžeme předvídat větší riziko pádů. Dále byla nižší rychlost spojena s komorbiditami, impairmentem a úbytkem kognitivních funkcí u seniorů. Výzkumy odhalují, že rychlost chůze je zahrnuta ve vyšších kognitivních systémech a je závislá na aktivaci prefrontální mozkové kůry (Al-Yahya et al., 2011, p. 725).

Dnes je také dobře prozkoumaná otázka vlivu kognitivních úkolů a posturální stability. Autoři odkazují na studie, kde testují posturální kontrolu při stoji u zdravých a mladých dospělých probandů. Předpokládali, že náročný balanční úkol bude mít vliv na prostorovou paměť, ne na paměť verbální. Zdůvodnění této hypotézy zakládají na potřebě vizuálního prostorového zpracování při posturální kontrole. Posturálním úkolem byl tandemový stoj se zakrytými očima. Prostorový pamětní úkol spočíval v zapamatování si číselné řady a vybavení si jednotlivých čísel na určité pozici této řady. Verbálním úkolem bylo zapamatování věty a její vybavení. Bylo zjištěno více chyb u úkolu testující prostorovou paměť, ve srovnání s druhým úkolem v balanční pozici. Výsledky naznačily, že kognitivní prostorové zpracování spoléhá na neurální mechanismy, které jsou nutné pro regulaci ve stoje. Tedy, že kognitivní procesy mají vliv na rovnovážnou schopnost, a že posturální kontrola je na pozornost náročný proces (Woollacott et Shumway-Cook, 2002, p. 2; Rankin et al. 2000, p. 112).

Vliv kognitivního úkolu na posturální stabilitu ukazuje i další studie. Při ní zdraví mladí a starší probandi měli za úkol odpočítávat číslo tři od určené hodnoty, zatímco pod nimi došlo k podtrhu plošiny. Ukázalo se, že tento úkol významně ovlivnil amplitudu posturální svalové aktivity. Při matematickém úkolu došlo k statisticky významnému poklesu amplitudy jak u agonistů (m. gastrocnemius), tak u antagonistů (m. tibialis anterior) ve srovnání s nematematickou kontrolní podmínkou (Rankin et al., 2000, pp. 112, 116).

1.6 Možnosti terapie chodících pásů

Moderní chodící pásy se zabudovanou silovou plošinou v dnešní době umožňují kvalitní facilitaci evolučně dosažené schopnosti lidské chůze ve vertikále. Využití nachází především u neurologických pacientů nebo u těch s myoskeletálním deficitem. Tyto přístroje se skládají z elektricky poháněného pásu a zabudované silové plošiny. Po zaznamenání vyšetření máme možnost pracovat s parametry krokového cyklu, a to jak s časoprostrovými, tak silovými. Kromě chůze lze často u těchto přístrojů analyzovat a hodnotit kvalitu stoje. Takové hodnocení nabízí např. chodící pás Zebris. Ten nám zaznamená např. délku trajektorie pohybu COP, plochu, kde se nalezneme 95 % všech projekcí COP, či průměrné procentuální zatížení končetin. Z parametrů chůze poté zjistíme např. délku, šířku kroku, dobu dvojí opory, dobu kontaktu, reakční sílu nebo silové zatížení plošky. Výčet hodnot není zdaleka úplný (Kolářová et al., 2014 ss. 35-45).

Trénink chůze na těchto trenažerech se stal v minulých letech důležitou terapeutickou intervencí do neurologické rehabilitace. Jedna s častých diagnóz, při kterých jsou využívány je Parkinsonova choroba. U lidí s pravidelným tréninkem se výrazně zlepšila rychlost chůze, délka kroku a ušlá vzdálenost (Klamroth et al, 2016, p. 102).

Přehled studií od Polese et al. (2013, p. 78) poskytuje důkaz o zlepšení chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě, a to nejen v rámci akutní a následné péče, ale i po jejím ukončení v běžném životě. Stejně jako u předchozí diagnózy jsou pozorovány největší změny v rychlosti chůze a vzdálenosti. Nicméně stále se vyskytují nejasnosti okolo srovnání účinnosti tréninku na trenažeru v porovnání s klasickou chůzí.

Podobné terapie jsou aplikovány i u pacientů s roztroušenou sklerózou. Z výsledků se ukazuje zlepšení rychlosti chůze a vytrvalosti. (Peruzzi et al., 2016, pp. 91-92, 94).

Kromě toho je v dnešní době možnost kombinovat terapii chůze spolu s virtuální realitou. Tento nový nástroj pro rehabilitační zásah umožňuje zapojení jak kognice, tak pohybových

aktivit současně. Ukázalo se, že virtuální realita podporuje motorické učení a zvyšuje motivaci pacienta během terapie. Zlepšení kvality chůze při kombinovaném použití virtuální reality a trenažeru chůze bylo prokázáno jak u osob po cévní mozkové příhodě, Parkinsonovy choroby, tak u pacientů s roztroušenou sklerózou (Peruzzi et al., 2016, pp. 91-92, 94).

2 Cíle a hypotézy

2.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda pacient s diagnózou koxartrózy je schopen na základě své kognitivní kapacity změnit v krátkodobém a dlouhodobém časovém úseku parametry stoje a chůze.

2.1.1 Dílčí cíle

- I. Ověření, zda daná terapie na chodícím páse se pozitivně promítne ve výsledcích HOOS dotazníku.

2.2 Hypotézy

H₀₁: Neexistuje statisticky významný rozdíl v následujících parametrech stoje při krátkodobé terapii u pacientů s koxartrózou:

- 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP
- Pravolevá symetrie zatížení končetin,
- Symetrie zatížení přednoží a zadonoží.

H_{A1}: Existuje statisticky významný rozdíl v následujících parametrech stoje při krátkodobé terapii u pacientů s koxartrózou: 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP, pravolevá symetrie zatížení končetin, symetrie zatížení přednoží a zadonoží.

H₀₂: Neexistuje statisticky významný rozdíl v následujících parametrech stoje při dlouhodobé terapii u pacientů s koxartrózou:

- 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP
- Pravolevá symetrie zatížení končetin,
- Symetrie zatížení přednoží a zadonoží.

H_{A2}: Existuje statisticky významný rozdíl v následujících parametrech stoje při dlouhodobé terapii u pacientů s koxartrózou: 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP, pravolevá symetrie zatížení končetin, symetrie zatížení přednoží a zadonoží.

H₀₃: Neexistuje statisticky významný rozdíl u pacientů s koxartrózou při krátkodobé terapii v časoprostorových a silových parametrech chůze:

- Délka kroku artrotické končetiny,
- Fáze dvojí opory,
- Symetrie doby kroku,
- Laterolaterální lokalizace středového bodu COP,
- Silové zatížení plosky.

H_{A3}: Existuje statisticky významný rozdíl u pacientů s koxartrózou při krátkodobé terapii v časoprostorových a silových parametrech chůze: délka kroku artrotické končetiny, fáze dvojí opory, symetrie doby kroku, laterolaterální lokalizace středového bodu COP, silové zatížení plosky.

H₀₄: Neexistuje statisticky významný rozdíl u pacientů s koxartrózou při dlouhodobé terapii v časoprostorových a silových parametrech chůze:

- Délka kroku artrotické končetiny,
- Fáze dvojí opory,
- Symetrie doby kroku,
- Laterolaterální lokalizace středového bodu COP,
- Silové zatížení plosky.

H_{A4}: Existuje statisticky významný rozdíl u pacientů s koxartrózou při dlouhodobé terapii v časoprostorových a silových parametrech chůze: délka kroku artrotické končetiny, fáze dvojí opory, symetrie doby kroku, laterolaterální lokalizace středového bodu COP, silové zatížení plosky.

H₀5: Neexistuje statisticky významný vzájemný vztah mezi změnou hodnot HOOS dotazníku a změnou parametrů stoje a chůze u dlouhodobé terapie:

- 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP
- Pravolevá symetrie zatížení končetin,
- Symetrie zatížení přednoží a zadonoží,
- Délka kroku artrotické končetiny,
- Fáze dvojí opory,
- Symetrie doby kroku,
- Laterolaterální lokalizace středového bodu COP,
- Silové zatížení plosky.

H_A5: Existuje statisticky významný vzájemný vztah mezi změnou hodnot HOOS dotazníku a změnou parametrů stoje a chůze u dlouhodobé terapie: 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP, pravolevá symetrie zatížení končetin, symetrie zatížení přednoží a zadonoží, délka kroku artrotické končetiny, fáze dvojí opory, symetrie doby kroku, laterolaterální lokalizace středového bodu COP, silové zatížení plosky.

H₀6: Neexistuje významný statistický rozdíl v hodnotách HOOS dotazníku mezi první a třetí terapií.

H_A6: Existuje významný statistický rozdíl v hodnotách HOOS dotazníku mezi první a třetí terapií.

3 Metodika experimentu

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Do testované skupiny byli zařazeni pacienti s diagnózou koxartrózy. Celkem se výzkumu zúčastnilo 6 pacientů, z toho 4 muži a 2 ženy. Průměrný věk pacientů byl 34 let. Žádný z pacientů nebyl hospitalizován v nemocnici, měření a terapie probíhala vždy ambulantně. Všichni pacienti měli danou diagnózu potvrzenou pomocí RTG snímku. Další informace jsou přiloženy v tabulce 1. Pro zapojení do výzkumu museli pacienti splnit několik podmínek. Kromě základní diagnózy nesměli probandi trpět žádnými neurologickými obtížemi (neuropatie, prodělaná cévní mozková příhoda, Parkinsonova choroba a další, které by měli vliv na výsledný stoj a chůzi), výrazné ortopedické obtíže (totální náhrada kloubu dolní končetiny), traumatické obtíže jakéhokoliv charakteru. Důležitou podmínkou byli intaktní percepční, sensorické a kognitivní funkce. Pro zařazení do studie mohl pacient udávat maximálně sedmý stupeň z deseti na škále bolestivosti VAS.

Tabulka 1 Základní údaje pacientů

ID	pohlaví	věk	diagnóza	VAS
1	Žena	58	coxarthrosis bilat. st. II	5
2	Muž	69	coxarthrosis bilat. st. II-III	4,5
3	Muž	38	coxarthrosis bilat. st. I-II	4
4	Žena	71	coxarthrosis I. dx. st. III; I. sin. st. II	7
5	Muž	68	coxarthrosis I. dx. st. II	5
6	Muž	38	coxarthrosis I. dx. st. I-II	5

Legenda: bilat = bilaterální, st. = stupeň, dx. = dextra, sin = sinistra

3.2 Postup měření a terapie

Vyšetření a následná terapie proběhla ve Fakultní nemocnici Olomouc na oddělení Léčebné rehabilitace. Před samotným zahájením měření, byli pacienti vždy informováni a seznámeni s průběhem celého měření. Byli upozorněni na rizika, která jim hrozí, a především jaká pozitiva by jim tento výzkum měl přinést. Svým informovaným souhlasem (viz Příloha 1, s. 79) potvrdili, že všemu rozumí a můžeme jejich data anonymně použít k vyhodnocení.

Pacienti se zúčastnili celkem tří měření, v rozmezí 2 měsíců. Ideálním rozmezí mezi prvním a druhým měřením bylo 14 dnů a mezi druhým a třetím měřením jeden měsíc.

Každé měření trvalo přibližně 60 minut. Před prvním měřením byl pacient dotázán

na aktuální bolestivost pomocí hodnotící škály VAS (viz Příloha 2, s. 81), kde měl určit intenzitu bolesti od 0 do 10 stupňů. Vstupním kritériem nesměla být hodnota vyšší než 7. Navíc při první a třetí návštěvě pacient vyplnil informační dotazník HOOS (viz Příloha 3, s. 82), který sleduje pacientův stav při běžných denních aktivitách v závislosti na aktuálním stavu koxartrózy. Veškeré měření a terapie probíhaly na trenažeru FDM-T firmy Zebris. Jak při měření, tak při terapii stoje a chůze neměl pacient zapnutou televizní obrazovku, tedy nedocházelo pomocí ní ke zpětné vazbě. Pacient viděl své výsledky vždy až po dokončení měření.

Po zkalibrování přístroje byly nejprve naměřeny časoprostorové parametry stoje. Při první návštěvě se pacient postavil na chodící pás a bez jakékoliv korekce byl tento stoj zaznamenán. Nahrávání časoprostorových parametrů trvalo vždy 30 sekund. Po této diagnostice došlo ke korekci stoje. Ta probíhala slovně. Dle zajištěných parametrů terapeut reedukoval a korigoval pacienta. Ten naopak měl za úkol nad radami přemýšlet a podle toho přizpůsobit svůj stoj. Po pacientově korekci jsme opět provedli záznam časoprostorových parametrů. Po každé korekci a změření dat byl pacient navíc poučen, aby si v době do další návštěvy co nejvíce uvědomoval, co jsme změnili a jaký je jeho stoj. Při druhé a třetí návštěvě zaujímal pacient takový stoj, o kterém si myslel, že je nejpodobnější tomu z minulé návštěvy po korekci. Zkoumali jsme, zdali je pacient schopen tohoto stoje dosáhnout.

Korekce stoje probíhala vždy podle toho, jak pacient stál, obecně jsme se snažili o dosažení „ideálního“ stoje. Zatížení dolních končetin mělo být symetrické, 50 % váhy na jedné a 50 % váhy na druhé končetině. Dále se měl zaměřit, zda stojí více na přednoží nebo na zadonoží a tyto odchylky upravit. Dále došlo ke korekci kolenních kloubů. Ty neměly být ve výrazné flexi, ale zároveň ani v hyperextenzi. Ideálním postavením byly odemčené kolenní klouby. Pánev neměla být ve výrazné anteverzi či retroverzi. Páteř měla být vzpřímená, lopatky měly směřovat k zemi. Pacient dýchal bránicí tak, aby jeho dechová vlna byla fyziologická. Hlava je v prodloužení páteře bez úklonu a dívá se dopředu.

Po změření a zkorigování stoje, jsme přešli na vyšetření a terapii chůze. Nejprve došlo ke kalibraci a následně jsme pustili pás. Důležitou součástí byla adaptační fáze, která trvala několik minut. Při ní jsme také nastavili rychlost, kterou pacient preferoval. Ta nesměla být moc pomalá, ale zároveň ani rychlá. Pacient se musel cítit v dané rychlosti komfortně a nesměla se zvyšovat bolestivost. Dále si pacient zvykal na chůzi na páse. Zpočátku se směl držet madel, ale pro další měření a terapii se musel pustit. Po této fázi, která byla značně individuální, jsme přistoupili k měření časoprostorových parametrů. Délka úseku nahrávání trvala 1 minutu. Následovalo zastavení pásu a analýza krokového cyklu pacienta. Ten byl edukován, jaké

odchylky se v jeho chůzi nacházejí a bylo mu vysvětleno, co má zlepšit a kam bude jeho terapie směřována. Poté došlo opět ke zkalibrování pásu a nastavení preferované rychlosti. Následně měl pacient za úkol zaměřit se na své odchylky a snažit se je zkorigovat. Po dokončení korekce jsme podruhé změřili parametry chůze. Stejně jako při stoji byl pacient poučen, na co se má zaměřit během doby mezi jednotlivými návštěvami. Tedy při prvním (vstupním) měření se pacient před korekcí nesnaží nijak ovlivňovat svoji chůzi. Během druhé a třetí návštěvy si má naopak uvědomit, jakou terapii jsme provedli minule a rovnou na ni navázat před úvodním nahrávání parametrů.

Při korekci chůze jsme se nejčastěji zaměřovali na adekvátní zatížení plosek a správné odvíjení chodidla. Tedy nášlap na patu a přenášení váhy přes zevní hranu chodidla, až do přednoží, zatížení palcového a malíkového metatarsu a odval přes palec. Dále jsme korigovali délku kroku a symetrii kroku, ideální postavení osových kloubů, postavení pánve, páteře, souhyb horních končetin a postavení hlavy. Důležitá byla také extenze kyčelního kloubu se zapojením m. gluteus maximus a zároveň aktivita břišního svalstva.

3.3 Analyzované parametry

Ke statistickému zpracování byla vybrána tato data (Kolářová et al., ss. 40-45, 2014):

Stoj:

- 95 % confidence ellipse area [mm²] – plocha, kde se nachází 95 % všech projekcí COP v měřeném čase.
- Average Forces [%] – průměrné procentuální zatížení pravé a levé dolní končetiny, pravého a levého přednoží a zadonoží.

Chůze:

- Step length [cm] – délka kroku, vzdálenost mezi kontaktem paty pravé a levé dolní končetiny.
- Double stance phase [%] – součet fází opory.
- Step time [s] – doba mezi kontaktem paty jedné dolní končetiny a kontaktem paty druhé dolní končetiny.
- Lateral symmetry [mm] – laterolaterální lokalizace středového bodu Butterfly Diagramu. Záporné hodnoty odpovídají posunu vlevo, kladné naopak posunu vpravo, nulová hodnota vypovídá symetrii.
- Maximum force [N] – maximální silové působení.

3.4 Statistické zpracování dat

Statistické vyhodnocení dat bylo provedeno v programu STATISTICA 12. Nejprve bylo provedeno ověření normality dat pomocí Shapiro-Wilkova testu. Normální rozložení dat odpovídalo hodnotě $p > 0,05$. Pro hypotézy H_{01} a H_{03} byla použita Friedmanova ANOVA, hypotézy H_{02} , H_{04} a H_{06} byly ověřovány Wilcoxonovým párovým testem a pro hypotézu H_{05} byl použit Spearmanův korelační koeficient. Hladina statistické významnosti byla nastavena na 5 % ($p < 0,05$).

4 Výsledky

4.1 Výsledky hypotézy H₀₁

H₀₁: Neexistuje statisticky významný rozdíl v následujících parametrech stoje při krátkodobé terapii u pacientů s koxartrózou: 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP, pravolevá symetrie zatížení končetin, symetrie zatížení přednoží a zadonoží.

Krátkodobou terapií je myšlena aktuální změna po korekci při každé terapii. Parametr pravolevé symetrie zatížení končetin byl počítán na základě velikostí rozdílů od 50 % u pravé dolní končetiny, a to u všech tří terapií před korekcí a po korekci. Parametr symetrie přednoží a zadonoží pro pravou a levou dolní končetinu byl počítán podobným způsobem, tedy velikostí rozdílů od 50 % přednoží jednotlivých končetin u všech tří terapií před korekcí a po korekci.

Pro ověření platnosti této hypotézy byla zvolena Friedmanova ANOVA. Testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Následující tabulka 2 popisuje průměry, směrodatnou odchylku, minima a maxima jednotlivých parametrů a změny v rámci dlouhodobé terapie.

Tabulka 2 Popisná statistika (průměr, směrodatná odchylka, minimum, maximum) hypotézy H₀₁

Parametr	Průměr	Smodch	Minimum	Maximum
Zatížení PDK – před %	49,7778	7,0005	33,0000	61,000
Zatížení LDK – před %	50,2222	7,0005	39,0000	67,000
Zatížení PDK – po %	50,5000	3,8540	44,0000	62,000
Zatížení LDK – po %	49,5000	3,8540	38,0000	56,000
Zatížení přednoží PDK – před %	47,6667	13,9706	24,0000	74,000
Zatížení zadonoží PDK – před %	52,3333	13,9706	26,0000	76,000
Zatížení přednoží PDK – po %	51,5000	6,7497	38,0000	63,000
Zatížení zadonoží PDK – po %	48,5000	6,7497	37,0000	62,000
Zatížení přednoží LDK – před %	47,6667	10,3923	32,0000	69,000
Zatížení zadonoží LDK – před %	52,3333	10,3923	31,0000	68,000
Zatížení přednoží LDK – po %	50,2222	5,8567	37,0000	65,000
Zatížení zadonoží LDK – po %	49,7778	5,8567	35,0000	63,000

Legenda: Smodch = směrodatná odchylka, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina

Tabulka 3 shrnuje výsledky jednotlivých parametrů. Pokud se v tabulce vyskytují záporná čísla, pacient zatěžoval více pravou dolní končetinu, respektive zadonoží jednotlivých končetin. Hodnoty statisticky významné jsou tučně zvýrazněny. Grafické zpracování výsledků je uvedeno v příloze 5 (s. 87).

Tabulka 3 Výsledky hypotézy H₀₁

Parametr	Průměr	Smodch	Minimum	Maximum	p - hodnota
Konfidenční elipsa – před [mm ²]	787,2222	969,7742	102,0000	4274,000	
Konfidenční elipsa – po [mm ²]	369,2222	205,3019	62,0000	794,000	0,157300
Rozdíl zatížení PDK – před %	0,22222	7,00047	-11,0000	17,00000	
Rozdíl zatížení PDK – po %	-0,50000	3,85395	-12,0000	6,00000	0,80837
Rozdíl zatížení přednoží PDK – před %	2,33333	13,97056	-24,0000	26,00000	
Rozdíl zatížení přednoží PDK – po %	-1,50000	6,74973	-13,0000	12,00000	0,08956
Rozdíl zatížení přednoží LDK – před %	2,33333	10,39230	-19,0000	18,00000	
Rozdíl zatížení přednoží LDK – po %	-0,22222	5,85668	-15,0000	13,00000	0,34578

Legenda: Smodch = směrodatná odchylka, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina, p – hodnota = hladina statistické významnosti

Výsledky neprokázaly žádný signifikantní rozdíl této hypotézy. Nejvíce se významnosti přiblížil parametr rozdíl zatížení přednoží, kde $p = 0,08956$. Z průměrných hodnot lze vyčíst, že pacienti po korekci přesunuli svoji váhu více na zadonoží pravé dolní končetiny.

Na základě uvedených výsledků **nelze hypotézu H₀₁ zamítnout** a přijímáme ji.

4.2 Výsledky hypotézy H₀₂

H₀₂: Neexistuje statisticky významný rozdíl v následujících parametrech stoje při dlouhodobé terapii u pacientů s koxartrózou: 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP, pravolevá symetrie zatížení končetin, symetrie zatížení přednoží a zadonoží.

Dlouhodobou terapií je myšlena změna parametrů mezi první a třetí terapií před korekcí. Parametr pravolevé symetrie zatížení končetin byl počítán na základě velikostí rozdílu od 50 % u pravé dolní končetiny, a to při první a třetí terapii před korekcí. Parametr symetrie přednoží a zadonoží pro pravou a levou dolní končetinu byl počítán podobným způsobem, tedy velikostí rozdílu od 50 % přednoží jednotlivých končetin při první a třetí terapii před korekcí.

Pro ověření platnosti této hypotézy byl zvolen Wilcoxonův párový test. Testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Následující tabulka 4 popisuje průměry, mediány, minima a maxima jednotlivých parametrů a změny v rámci dlouhodobé terapie.

Tabulka 4 Popisná statistika (průměr, medián, minimum, maximum) hypotézy H₀₂

Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum
Zatížení PDK - 1.m %	54,167	54,0000	47,0000	61,000
Zatížení LDK - 1.m %	45,833	46,0000	39,0000	53,000
Zatížení PDK - 3.m %	50,000	51,5000	45,0000	55,000
Zatížení LDK - 3.m %	50,000	48,5000	45,0000	55,000
Zatížení přednoží PDK - 1.m %	49,500	48,5000	37,0000	67,000
Zatížení zadonoží PDK - 1.m %	50,500	51,5000	33,0000	63,000
Zatížení přednoží PDK - 3.m %	49,667	43,5000	38,0000	73,000
Zatížení zadonoží PDK - 3.m %	50,333	56,5000	27,0000	62,000
Zatížení přednoží LDK - 1.m %	52,333	48,0000	42,0000	69,000
Zatížení zadonoží LDK - 1.m %	47,667	52,0000	31,0000	58,000
Zatížení přednoží LDK - 3.m %	50,500	51,0000	36,0000	60,000
Zatížení zadonoží LDK - 3.m %	49,500	49,0000	40,0000	64,000

Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levé dolní končetina

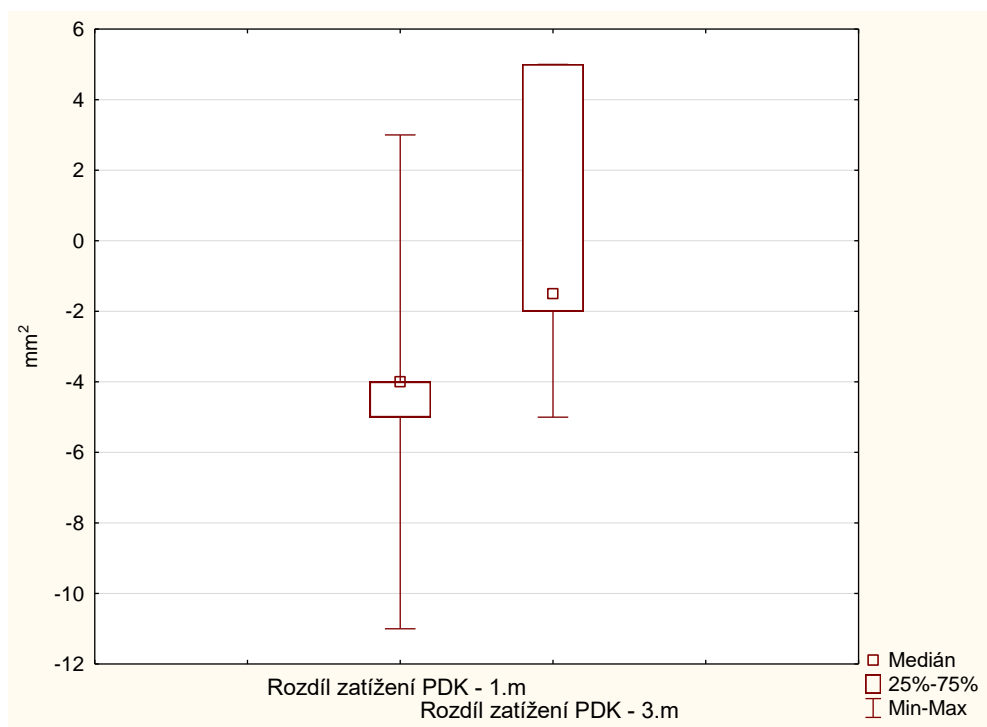
Tabulka 5 shrnuje výsledky jednotlivých parametrů. Pokud se v tabulce vyskytují záporná čísla, pacient zatěžoval více pravou dolní končetinu, respektive zadonoží jednotlivých končetin. Hodnoty statisticky významné jsou tučně zvýrazněny.

Tabulka 5 Výsledky hypotézy H₀₂

Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	p – hodnota
Konfidenční elipsa - 1.m [mm ²]	1186,500	692,5000	235,0000	4274,000	
Konfidenční elipsa - 3.m [mm ²]	575,000	221,5000	102,0000	1405,000	0,753153
Rozdíl zatížení PDK - 1.m %	-4,167	-4,0000	-11,0000	3,000	
Rozdíl zatížení PDK - 3.m %	0,000	-1,5000	-5,0000	5,000	0,046400
Rozdíl zatížení přednoží PDK - 1.m %	0,500	1,5000	-17,0000	13,000	
Rozdíl zatížení přednoží PDK - 3.m %	0,333	6,5000	-23,0000	12,000	0,753153
Rozdíl zatížení přednoží LDK - 1.m %	-2,333	2,0000	-19,0000	8,000	
Rozdíl zatížení přednoží LDK - 3.m %	-0,500	-1,0000	-10,0000	14,000	0,463072

Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levé dolní končetina, p – hodnota = hladina statistické významnosti

Níže uvedený graf (obr. 1) zobrazuje statistický významný rozdíl této hypotézy. Další grafy s výsledky jsou uvedeny v příloze 6 (s. 89).



Obrázek 1 Graf rozdílu zatížení pravé dolní končetiny – dlouhodobá terapie

Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, PDK = pravá dolní končetina

Dostupné výsledky ukazují na zmenšení plochy konfidenční elipsy. Přesto vypočítaná p – hodnota = 0,75 nedosáhla hladiny signifikance. Naopak byl prokázán významný rozdíl u parametru zatížení končetin. Zde došlo k symetrizaci zatížení mezi jednotlivými končetinami, což dokládá hodnota $p = 0,046$. Symetrizace zatížení se však neprokázala mezi přednožím a zadonožím u pravé a levé dolní končetiny. To dokládají jednotlivé p – hodnoty, u PDK se p – hodnota = 0,75, u LDK se p – hodnota = 0,46.

Na základě uvedených výsledků **můžeme hypotézu H_02 částečně zamítnout** pro parametr: pravolevá symetrie zatížení končetin a potvrzujeme platnost alternativní hypotézy H_{A2} . Pro ostatní parametry nulovou hypotézu zamítnout nemůžeme.

4.3 Výsledky hypotézy H₀₃

H₀₃: Neexistuje statisticky významný rozdíl u pacientů s koxartrózou při krátkodobé terapii v časoprostorových a silových parametrech chůze: délka kroku artrotické končetiny, fáze dvojí opory, symetrie doby kroku, laterolaterální lokalizace středového bodu COP, silové zatížení plosky.

Krátkodobou terapií je myšlena aktuální změna po korekci při každé terapii. Parametr symetrie doby kroku byl vypočítán pomocí rozdílů mezi dobou kroku pravé a levé dolní končetiny u všech tří terapií před korekcí a po korekci.

Pro ověření platnosti této hypotézy byla zvolena Friedmanova ANOVA. Testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

V následující tabulce 6 a 7 jsou zobrazeny výsledky této hypotézy – průměry, směrodatná odchylka, minima, maxima a p – hodnota jednotlivých parametrů. Záporné hodnoty u parametru rozdílu doby kroku souvisejí s delším časovým úsekem stráveným na pravé dolní končetině. Hodnoty statisticky významné jsou tučně zvýrazněny.

Tabulka 6 Výsledky hypotézy H₀₃ 1/1

Hodnota	Průměr	Smodch	Minimum	Maximum	p – hodnota
Délka kroku OA - před [cm]	49,0556	11,6643	35,0000	67,0000	
Délka kroku OA - po [cm]	53,0556	12,8954	36,0000	71,0000	0,00162
Doba dvojí opory - před %	31,5000	8,5428	23,4000	50,4000	
Doba dvojí opory - po %	31,2000	8,4351	23,3000	49,5000	0,46685
Doba kroku PDK - před [s]	0,7506	0,2193	0,5400	1,260	
Doba kroku LDK - před [s]	0,7711	0,2757	0,5400	1,420	
Doba kroku PDK - po [s]	0,8178	0,2390	0,6000	1,360	
Doba kroku LDK - po [s]	0,8122	0,2756	0,6000	1,460	
Rozdíl doby kroku - před [s]	0,02056	0,06044	-0,0400	0,16000	
Rozdíl doby kroku - po [s]	-0,00556	0,05659	-0,1000	0,10000	0,01256
Lat sym - před [mm]	3,7722	3,1141	0,3000	12,400	
Lat sym - po [mm]	2,9111	1,4548	0,2000	4,900	0,34578
Max F – přednoží PDK - před [F]	769,0278	175,2898	517,4000	1036,700	
Max F – přednoží PDK - po [F]	778,3333	180,6427	558,0000	1055,600	0,63735
Max F – přednoží LDK - před [F]	770,5389	173,3934	585,9000	1034,600	
Max F – přednoží LDK - po [F]	770,9056	176,4249	594,8000	1041,500	0,34578

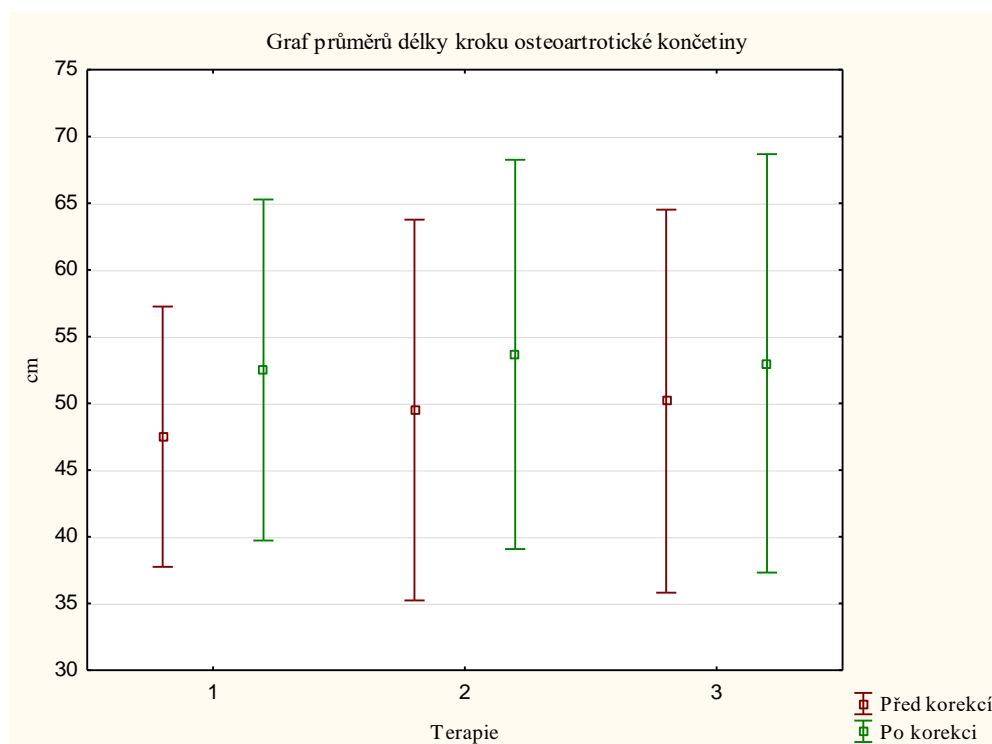
Legenda: Smodch = směrodatná odchylka, OA = osteoartrotická končetina, Lat sym = laterolaterální symetrie COP, Max F = maximální silové zatížení, 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina, p – hodnota = hladina statistické významnosti

Tabulka 7 Výsledky hypotézy H₀₃ 2/2

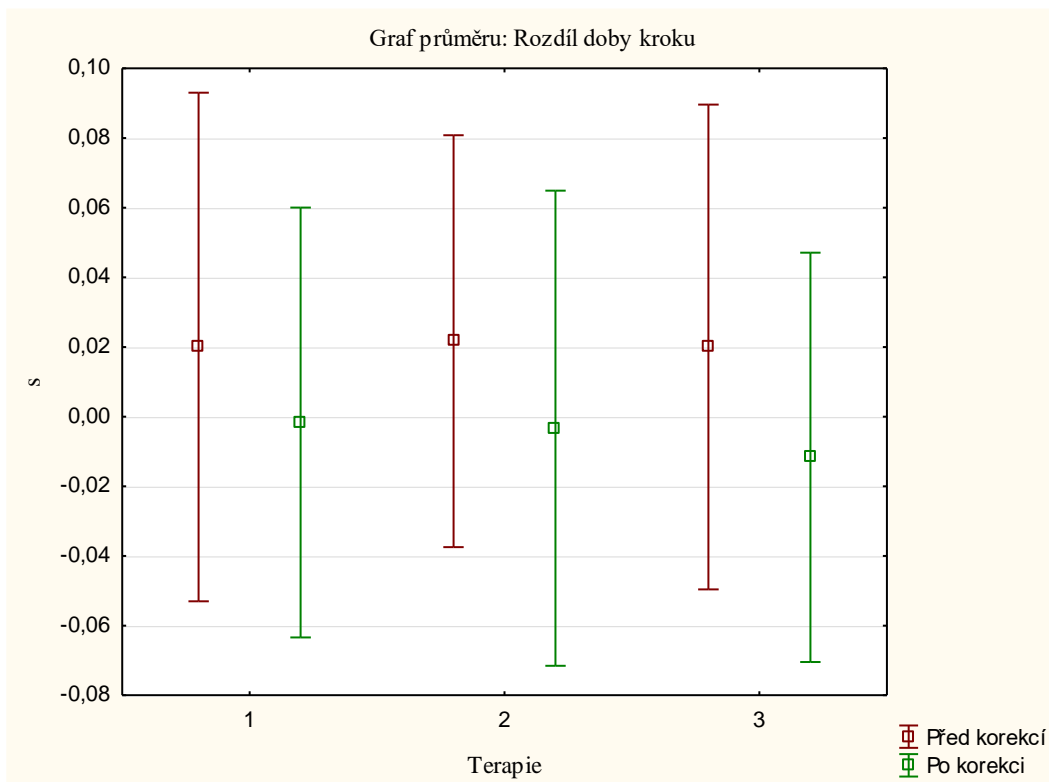
Hodnota	Průměr	Smodch	Minimum	Maximum	p – hodnota
Max F – středonoží PDK - před [F]	233,0278	96,7731	117,7	406,5	
Max F – středonoží PDK - po [F]	224,8778	105,3408	38,6	384,6	0,1573
Max F – středonoží LDK - před [F]	255	88,3877	151,1	412,7	
Max F – středonoží LDK - po [F]	253,0444	90,7526	153,7	448,1	0,737683
Max F – pata PDK - před [F]	483,9222	87,2875	362,2	636,2	
Max F – pata PDK - po [F]	479,4222	72,4887	376,7	593,9	0,1573
Max F – pata LDK - před [F]	474,4111	106,517	325,6	686	
Max F – pata LDK - po [F]	476,5111	105,7812	338	674,8	0,849550

Legenda: Smodch = směrodatná odchylka, OA = osteoartrótická končetina, Lat sym = laterolaterální symetrie COP, Max F = maximální silové zatížení, 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina, p – hodnota = hladina statistické významnosti

Následující grafy (obr. 2, 3) zobrazují statistický významný rozdíl této hypotézy. Ostatní grafy s výsledky jsou uvedeny v příloze 7 (s. 91).



Obrázek 2 Graf průměrů délky kroku osteoartrótické končetiny



Obrázek 3 Graf průměru: Rozdíl doby kroku

Výsledky nám ukazují dva signifikantní rozdíly. Prvním je délka kroku artrotické dolní končetiny. U pacientů došlo k prodloužení kroku v průměru o 4 cm, což dokládá i $p = 0,00162$. Druhým signifikantním parametrem je rozdíl doby kroku dolních končetin, $p = 0,01256$, kde došlo k významné symetrizaci pro dobu kroku dolních končetin.

Na základě uvedených výsledků **můžeme hypotézu H_03 částečně zamítnout**, a to pro parametry délky kroku artrotické končetiny a symetrii doby kroku. Pro tuto část přijímáme alternativní hypotézu. Pro ostatní parametry nulovou hypotézu zamítnout nemůžeme.

4.4 Výsledky hypotézy H_04

H_04 : Neexistuje statisticky významný rozdíl u pacientů s koxartrózou při dlouhodobé terapii v časoprostorových a silových parametrech chůze: délka kroku artrotické končetiny, fáze dvojí opory, symetrie doby kroku, laterolaterální lokalizace středového bodu COP, silové zatížení plosky.

Dlouhodobou terapií je myšlena změna parametrů mezi první a třetí terapií před korekcí. Parametr symetrie doby kroku byl vypočítán pomocí rozdílů mezi dobou kroku pravé a levé dolní končetiny při prvním a třetím měření před korekcí.

Pro ověření platnosti této hypotézy byl zvolen Wilcoxonův párový test. Testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

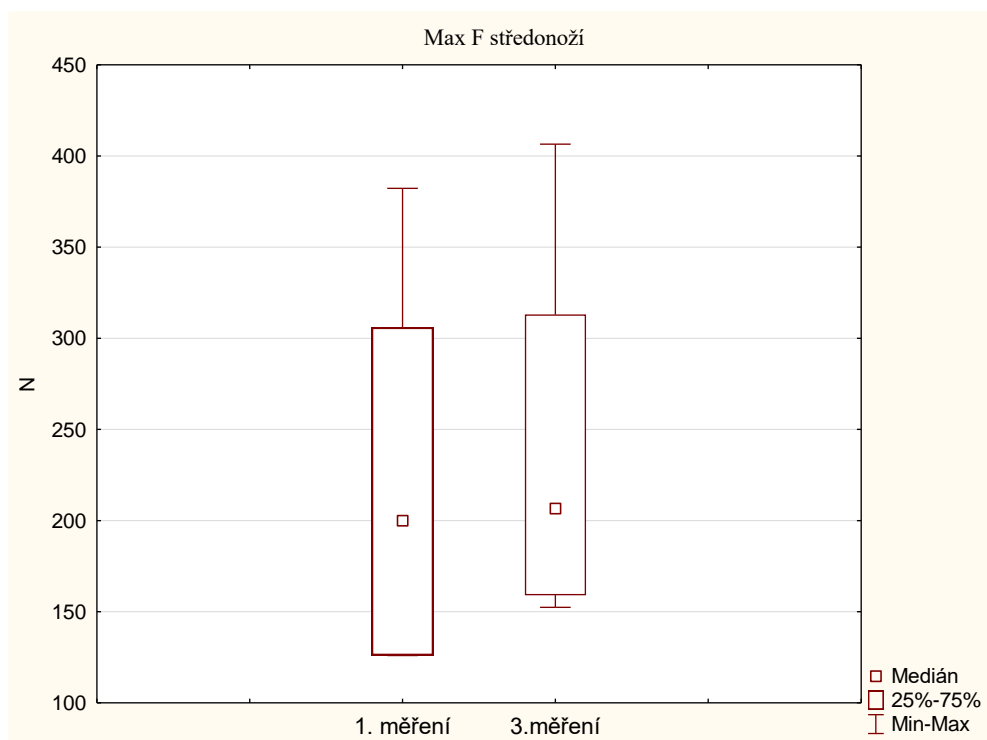
V následující tabulce 8 jsou zobrazeny výsledky této hypotézy – průměry, mediány, minima, maxima a p – hodnota jednotlivých parametrů. Záporné hodnoty u parametru rozdílu doby kroku souvisejí s delším časovým úsekem stráveným na pravé dolní končetině. Hodnoty statisticky významné jsou zvýrazněny tučně.

Tabulka 8 Výsledky hypotézy H₀₄

Hodnota	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	p – hodnota
Délka kroku OA - 1.m [cm]	47,500	48,0000	37,0000	60,000	
Délka kroku OA - 3.m [cm]	50,167	46,5000	35,0000	67,000	0,401679
Doba dvojí opory - 1.m %	31,733	30,0000	24,0000	50,000	
Doba dvojí opory - 3.m %	31,133	28,3000	25,1000	47,400	0,753153
Doba kroku PDK - 1.m [s]	0,742	0,6600	0,5400	1,260	
Doba kroku LDK - 1.m [s]	0,762	0,6550	0,5400	1,420	
Doba kroku PDK - 3.m [s]	0,758	0,6850	0,6000	1,170	
Doba kroku LDK - 3.m [s]	0,778	0,6600	0,6100	1,320	
Rozdíl doby kroku - 1.m [s]	0,020	0,0000	-0,0300	0,160	
Rozdíl doby kroku - 3.m [s]	0,020	0,0050	-0,0400	0,150	0,787407
Lat sym - 1.m [mm]	-1,983	-1,5000	-7,0000	1,400	
Lat sym - 3.m [mm]	-1,267	-2,3500	-5,2000	6,500	0,600180
Max F – přednoží PDK - 1.m [N]	762,067	710,1000	628,5000	980,800	
Max F – přednoží PDK - 3.m [N]	780,300	688,8000	593,0000	1036,700	0,600180
Max F – přednoží LDK - 1.m [N]	758,017	677,0000	638,1000	988,200	
Max F – přednoží LDK - 3.m [N]	777,417	685,0500	596,9000	1034,000	0,248865
Max F – středonoží PDK - 1.m [N]	223,367	199,9000	126,0000	382,300	
Max F – středonoží PDK - 3.m [N]	240,717	206,6500	152,4000	406,500	0,027709
Max F – středonoží LDK - 1.m [N]	257,350	229,2000	168,2000	412,700	
Max F – středonoží LDK - 3.m [N]	251,650	236,4000	151,1000	381,000	0,916512
Max F – pata – PDK - 1.m [N]	468,650	431,8500	386,2000	628,100	
Max F – pata – PDK - 3.m [N]	495,967	475,3000	362,2000	636,200	0,074736
Max F – pata – LDK - 1.m [N]	469,467	428,2000	351,4000	686,000	
Max F – pata – LDK - 3.m [N]	479,033	476,0000	325,6000	634,000	0,916512

Legenda: OA = osteoartrotická končetina, Lat sym = laterolaterální symetrie COP, Max F = maximální silové zatížení, 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina, p – hodnota = hladina statistické významnosti

Níže uvedený graf (obr. 4) zobrazuje statistický významný rozdíl této hypotézy. Ostatní grafy s výsledky jsou uvedeny v příloze 8 (s. 95).



Obrázek 4 Graf působení síly na středonoží PDK u dlouhodobé terapie

Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina

Ze všech výsledků dosáhl signifikantního rozdílu pouze parametr maximálního silového zatížení ve středonoží na pravé dolní končetině, $p = 0,027$. Došlo zde k významnému nárůstu síly při stejné fázi na PDK. Nejvíce se k signifikantní hranici přiblížil parametr maximálního silového zatížení paty opět na pravé dolní končetině, $p = 0,074$. Také se v této části chodidla zvýšila síla zatížení, i když ne statisticky významně.

Na základě uvedených výsledků **můžeme hypotézu H₀₄ částečně zamítnout**, a to u parametru silové zatížení plosky v oblasti středonoží na pravé dolní končetině. Pro tuto část přijímáme alternativní hypotézu. Pro ostatní parametry nulovou hypotézu zamítnout nemůžeme.

4.5 Výsledky hypotézy H₀₅

H₀₅: Neexistuje statisticky významný vzájemný vztah mezi změnou hodnot HOOS dotazníku a změnou parametrů stoje a chůze měřených na začátku a na konci celé terapie: 95 % konfidenční plocha všech projekcí COP, pravolevá symetrie zatížení končetiny, symetrie zatížení přednoží a zadonoží, délka kroku artrotické končetiny, fáze dvojí opory, symetrie doby kroku, laterolaterální lokalizace středového bodu COP, silové zatížení plosky.

Pro parametry symetrie byla vybrána vždy jen jedna z hodnot (zatížení PDK, zatížení předonoží PDK, LDK a doba kroku PDK).

Výsledky této hypotézy byly vypočteny z rozdílů jednotlivých parametrů před korekcí při prvním a třetím (posledním) měření.

Pro ověření platnosti této hypotézy byl zvolen Spearmanův korelační koeficient. Testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

V tabulce 9 jsou uvedeny korelační koeficienty jednotlivých parametrů. V následující tabulce 10 jsou zobrazeny p – hodnoty jednotlivých parametrů dotazníku HOOS (bolest, symptomy, ADL, sportovní i rekreační aktivity a kvalita života), spolu s jednotlivými parametry stoje a chůze. Hodnoty statisticky významné jsou zvýrazněny tučně.

Tabulka 9 Korelační hodnoty hypotézy H₀₅

Parametr (dvojice proměnných)	Spearman R bolest	Spearman R symptomy	Spearman R ADL	Spearman R sport/rec	Spearman R QOL
Konfidenční elipsa	0,000000	0,000000	0,142857	0,142857	0,030359
Zatížení PDK	0,092406	0,092406	0,091077	0,091077	-0,096774
Zatížení přednoží PDK	-0,376851	-0,376851	-0,257143	-0,257143	-0,030359
Zatížení přednoží LDK	-0,724714	-0,724714	-0,657143	-0,657143	-0,394665
Délka kroku OA	0,115954	0,115954	0,200000	0,200000	0,576818
Doba dvojí opory	0,173931	0,173931	0,085714	0,085714	0,212512
Doba kroku PDK	-0,115954	-0,115954	-0,028571	-0,028571	0,516100
Lat sym	0,521794	0,521794	0,542857	0,542857	0,151794
Max F – přednoží PDK	-0,492805	-0,492805	-0,428571	-0,428571	-0,333947
Max F – přednoží LDK	-0,231908	-0,231908	-0,200000	-0,200000	0,151794
Max F – středonoží PDK	-0,898645	-0,898645	-0,942857	-0,942857	-0,819689
Max F – středonoží LDK	-0,782691	-0,782691	-0,828571	-0,828571	-0,576818
Max F – pata PDK	0,985611	0,985611	0,942857	0,942857	0,698253
Max F – pata LDK	0,840668	0,840668	0,771429	0,771429	0,637536

Legenda: Rec = rekreace, QOL = kvalita života, OA = osteoartrotická končetina, Lat sym = laterolaterální symetrie COP, Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levá dolní končetina, Spearman R = korelační hodnota

Tabulka 10 Výsledky hypotézy H₀₅

Parametr (dvojice proměnných)	p-hodnota bolest	p-hodnota symptomy	p-hodnota ADL	p-hodnota sport/rec	p-hodnota QOL
Konfidenční elipsa	1,000000	1,000000	0,787172	0,787172	0,954476
Zatížení PDK	0,861785	0,861785	0,863763	0,863763	0,855292
Zatížení přednoží PDK	0,461483	0,461483	0,622787	0,622787	0,954476
Zatížení přednoží LDK	0,103243	0,103243	0,156175	0,156175	0,438739
Délka kroku OA	0,826848	0,826848	0,704000	0,704000	0,230732
Doba dvojí opory	0,741734	0,741734	0,871743	0,871743	0,686031
Doba kroku PDK	0,826848	0,826848	0,957155	0,957155	0,294584
Lat sym	0,288343	0,288343	0,265703	0,265703	0,774058
Max F – přednoží PDK	0,320633	0,320633	0,396501	0,396501	0,517700
Max F – přednoží LDK	0,658374	0,658374	0,704000	0,704000	0,774058
Max F – středonoží PDK	0,014889	0,014889	0,004805	0,004805	0,045837
Max F – středonoží LDK	0,065704	0,065704	0,041563	0,041563	0,230732
Max F – pata PDK	0,000309	0,000309	0,004805	0,004805	0,122839
Max F – pata LDK	0,036058	0,036058	0,072397	0,072397	0,173260

Legenda: Rec = rekreace, QOL = kvalita života, OA = osteoartrótická končetina, Lat sym = laterolaterální symetrie COP, Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina, LDK = levé dolní končetina, p – hodnota = hladina statistické významnosti

Grafy statisticky významných výsledků jsou uvedeny v příloze 9 (s. 100).

Výsledky ukazují na signifikantní závislost mezi těmito parametry:

- Maximální silové zatížení středonoží PDK pro bolest, symptomy, ADL, sport a rekreace, kvalita života,
- Maximální silové zatížení středonoží LDK pro ADL, sport a rekreace,
- Maximální silové zatížení paty PDK pro bolest, symptomy, ADL, sport a rekreace,
- Maximální silové zatížení paty LDK pro bolest a symptomy.

Na základě uvedených výsledků **můžeme hypotézu H₀₅ částečně zamítnout**, a to pro výše uvedené parametry. Pro tuto část přijímáme alternativní hypotézu. Pro ostatní parametry nulovou hypotézu zamítnout nemůžeme.

4.6 Výsledky hypotézy H₀₆

H₀₆: Neexistuje významný statistický rozdíl v hodnotách HOOS dotazníku mezi první a třetí terapií.

Celkem bylo v rámci hypotézy testováno pět parametrů HOOS dotazníku: bolest, symptomy, ADL, sportovní i rekreační aktivity a kvalita života. Hodnoty odpovídají aktuálnímu stavu při první a třetí (poslední) terapii. Bodová škála těchto hodnot je 0–100, přičemž čím je číslo vyšší, tím je problém v dané oblasti menší a naopak.

Pro ověření platnosti této hypotézy byl zvolen Wilcoxonův párový test. Testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Všechny výsledky této hypotézy jsou uvedeny v tabulce 11.

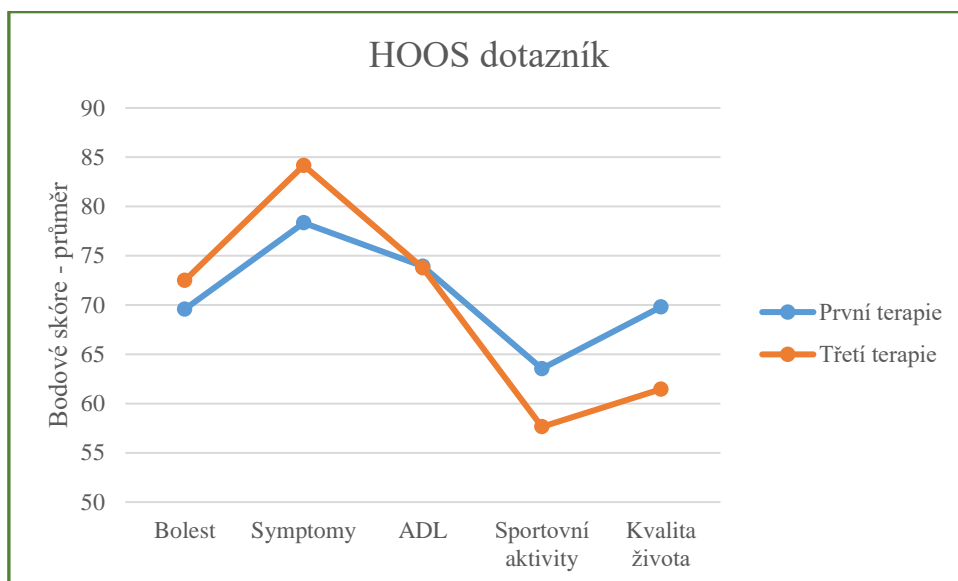
Tabulka 11 Popisná statistika (průměr, medián, minimum, maximum, p-hodnota) hypotézy H₀₆

Hodnota	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	p – hodnota
Bolest – 1. terapie	68,58333	76,25000	32,50000	95,0000	
Bolest – 3. terapie	72,50000	76,25000	40,00000	95,0000	0,833936
Symptomy – 1. terapie	78,33333	82,50000	55,00000	100,0000	
Symptomy – 3. terapie	84,16667	87,50000	55,00000	100,0000	0,201244
ADL – 1. terapie	73,92770	79,41176	32,35294	98,5294	
ADL – 3. terapie	73,77451	77,20588	47,05882	100,0000	0,916512
Sport/rekreace – 1. terapie	63,54167	75,00000	25,00000	81,2500	
Sport/rekreace – 3. terapie	57,63889	68,75000	18,75000	83,3333	0,285050
QL – 1. terapie	69,79167	78,125	31,25000	87,5000	
QL – 3. terapie	61,45833	71,875	31,25000	81,2500	0,108810

Legenda: p – hodnota = hladina statistické významnosti, QL = kvalita života

Z tabulky lze vyčíst pomocí průměrů mírné zlepšení u hodnot bolesti a symptomů. Naopak hodnoty sportovní aktivity a kvality života zaznamenaly zhoršení. Ani jedna z p – hodnot není statisticky významná.

Následující graf (obr. 5) zobrazuje změnu průměrných hodnot v jednotlivých parametrech dotazníku.



Obrázek 5 Graf HOOS dotazník

Na základě uvedených výsledků **nelze hypotézu H_06 zamítnout** a přijímáme ji. Tedy neexistuje významný statistický rozdíl v hodnotách HOOS dotazníku před první terapií a po terapii poslední.

5 Diskuse

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit možnosti rehabilitace stoje a chůze, pomocí pacientovy kognitivní kapacity. Pro výzkum jsme vybrali pacienty s diagnózou koxartrózy. Snahou bylo ozřejmit schopnosti vnímání svého těla, možnosti úpravy postury a vzorů chůze tak, aby se komfort pacienta a kvalita jeho života během denních aktivit, při rekreačních sportech atd. pokud možno zlepšil. Vycházeli jsme z poznatků o posturální kontrole, neurálním řízení chůze, motorických změnách při daném postižení, kognitivních funkcí, exekutivních funkcí, schopnosti udržení pozornosti atd. Na základě těchto informací jsme poté pacienta instruovali k úpravě postury během stoje a chůze a následně sledovali, zda se jednotlivé parametry zlepšují a také, jaké subjektivní pocity pacient po změně má.

Z důvodu charakteru práce a nedostatku studií s podobnou metodikou pro pacienty s koxartrózou jsme rozdělili diskuzi na několik částí. První část se zabývá problematikou rehabilitace spojenou s kognitivními funkcemi a zpětnou vazbou. V dalších částech jsme se zaměřili na interpretaci výsledků jednotlivých hypotéz. Na konci této kapitoly jsme zhodnotili přínosy a limity práce.

Před následujícím textem je důležité objasnit, proč jsme zvolili pouze pravou dolní končetinu k hodnocení parametrů. Jelikož ne všichni pacienti trpěli unilaterální koxartrózou, pro výpočet jsme zvolili tu končetinu, která byla postižena více. Shodou okolností to byla právě pravá dolní končetina, a proto mohla být použita pro všechny výpočty symetrie.

5.1 Kognitivní funkce a rehabilitace

Jak již bylo zmíněno výše, chůze byla po několik desetiletí považována za automatický proces, který využíval pouze malý nebo dokonce žádný kortikální vstup. Vše bylo řízeno pomocí CPG, včetně vytváření vzoru chůze. V dnešní době je tento model již zastaralý a příliš zjednodušený. Motorická kúra a pyramidový systém fungují jako supraspinální vstupy a hrají klíčovou roli jak v iniciaci, tak adaptaci lokomoce. Navíc klinické důkazy ukazují, že mnoho příčin poruchy chůze je připisováno kortikálním lézím (Wang et al., 2009, p. 1087).

Právě v jedné ze studií autoři Wang et al. (2009, pp. 1087-1092) zkoumali pomocí magnetické rezonance aktivitu mozkové kůry při chůzi. Jednalo se o tři situace: zahájení chůze, přechod přes překážku a zastavení. Z výsledků je zcela zřejmá aktivita kortikálních oblastí ve všech třech situacích.

Na základě poznatků o kortikální kůře pak jiné studie ověřovaly tento vztah mezi kognitivními funkcemi a chůzí. Těmito souvislostmi se zabývaly například studie od Steinmetz et Federspiel (2014, pp. 635-643), Verghese et al. (2010, pp. 1338-1343) a Pichierri et al. (2011, pp. 1-19).

Studie od Steinmetz et Federspiel (2014, pp. 635-643) se zaměřila na vliv kognitivního tréninku pro jednotlivé parametry chůze. Jednadvacet účastníků v domově důchodců bylo rozděleno do dvou skupin. Jedna absolvovala šestitýdenní strukturovaný kognitivní tréninkový program a druhá skupina byla kontrolní. Měření proběhlo před zahájením tréninkového programu, po jeho skončení a následně po třech měsících. Sledovanými parametry byla rychlost, doba a délka dvojkroku. Chůze byla sledována při normální rychlosti a za plnění úkolů (dual-task). Výsledky potvrdily efekt intenzivního tréninku kognitivních funkcí. Tato signifikance se projevila pouze v situaci, kdy proband plnil při chůzi úkol (dual-task). Rychlost se zvýšila o 3,6 cm/s. Dále se snížila variabilita u parametrů doby a délky dvojkroku. Tento výsledek přetrval po dobu tří měsíců, i když s poněkud sníženými hodnotami. Podobné výsledky vykazovaly i další studie. Autoři potvrdili, že výcvik kognitivních oblastí má vliv na netrénované oblasti mobility. Kognitivní trénink zacílený na pozornost a exekutivní funkce se může příznivě projevit v ekonomičtějším vzorech chůze (Verghese et al., 2010, pp. 1342).

Snížená kognitivní kapacita se často vyskytuje u starší populace. Posturální kontrola v mladším a středním věku neklade na pozornost velké nároky. Naproti tomu v důsledku motorických a sensorických deficitů spojených se stárnutím se kognitivní funkce stále častěji dostávají do popředí zájmu. Deficit těchto funkcí ohrožuje pacienta v kvalitě pohybu a zvyšuje riziko pádu (Pichierri et al., 2011, pp. 1-2; Steinmetz et Federspiel, 2014, pp. 636-637).

Využívání kognitivních programů pro ovlivnění vzorů chůze je jeden z možných způsobů terapie. Další metodou pro její úpravu je zpětná vazba (feedback). Ta představuje významný impulz pro nervovou soustavu, na základě které může lépe kontrolovat a provádět pohyb. Zpětná vazba u zdravých jedinců zlepšuje motorické učení. Během tréninku využívá člověk zpětnou vazbu pro odhalení chyb při vlastní pohybové aktivitě, kterou porovnává s očekávaným cílem. Pohyb musí být pečlivě plánován. Na jeho výsledku se podílí pozornost člověka, ale také zpětná vazba, která může účinek tréninku výrazně zlepšit. Zpětnou vazbu dělíme na vnitřní a vnější. Vnitřní zpětná vazba je koordinována vlastními senzory jako jsou proprioceptory, tlakové receptory, zraková kontrola, sluch, hmat atd. Zevní zpětná vazba je zprostředkována externím zdrojem informací. Mezi tyto zdroje řadíme slovní vedení terapeuta, akustické signály a obrazovku počítače. Zpětná vazba se využívá buď ve formě aktuální informace o průběhu pohybu nebo jedinec dostává informace o pohybu až po jeho ukončení jako výsledek. Zpětná

vazba je také důležitá pro udržení motivace během učení. Vnější zpětná vazba může podporovat vytrvalost pro zvládnutí dané situace. Verbální zpětná vazba může být účinným nástrojem, avšak terapeut se musí vyvarovat chyb, které by pak mohly mít negativní vliv (Burget, 2015, s. 72; Van Vliet et Wulf, 2006, pp. 831-832).

Lokomoce je výsledkem složitých dynamických interakcí mezi centrálním programem a mechanismy zpětné vazby. Centrální program se opírá o CPG, schopný generovat pohybový vzor (Rossignol et al., 2006, pp. 89-90).

Studie od Teran-Yengle et al. (2016, pp. 185-189) vycházejí z předpokladu, že pomocí zpětné vazby v reálném čase lze krátkodobě měnit vzor chůze. Autoři sledují účinky feedbacku v reálném čase na chodícím páse pro korekci hyperextenze kolenního kloubu. Studie se zúčastnilo 17 zdravých žen, které trpěly asymptomatickou hyperextenzí kolene. Pacientky chodily na páse třikrát týdně po tři týdny. Každá terapeutická jednotka zahrnovala tři osmiminutové úseky chůze. Probandky sledovaly kinematické hodnoty postiženého kloubu a věděly, kdy se křivka grafu dostává do hodnot hyperextenze. Nahrávání časoprostorových parametrů proběhlo vždy před a po tréninku, dále po jednom a po osmi měsících. Výsledky ukázaly signifikantní snížení rozsahu do hyperextenze, a to jak bezprostředně po tréninku, tak 8 měsíců po edukaci.

Systematická studie od Tate et Milner (2010, pp. 1129-1130) zmiňuje výzkum u rehabilitace pacientů po iktu. Ten prokázal prodloužení délky kroku u těchto pacientů o 79 % ve srovnání s kontrolní skupinou.

White et Lifeso (2005, pp. 1958-1963) sledovali chůzi u jedinců po aplikaci endoprotézy kyčelního kloubu. Bylo zjištěno, že u pacientů dochází k nerovnoměrnému zatížení dolních končetin. Po osmítýdenním tréninku chůze, za použití feedbacku při terapii na trenažeru chůze, došlo k výraznému zlepšení zatížení končetin.

Účinnost aktuální zpětné vazby při tréninku byl dokázán i ve studii od Noehren et al. (2010, p. 691) sledující změny kinematiky kyčelního kloubu u běžců s patelofemorálním syndromem. Deset běžců absolvovalo devět tréninků, při kterých viděli kinematické parametry kyčelního kloubu a na jejím základě se je snažili upravit. Výsledky ukazují na signifikantní změnu těchto parametrů, navíc spojenou s redukcí bolesti a zlepšení funkce. Tyto změny přetrvávaly i po jednom měsíci od posledního tréninku.

Pokud bychom se zaměřili přímo na zpětnou vazbu pomocí verbálních instrukcí, účinnost tohoto druhu rehabilitace potvrzuje studie od Milner et al. (2012, pp. 399-403) zkoumající efekt terapie na změnu biomechaniky kolenního kloubu při doskoku. Po slovní instruktáži došlo k rovnoměrnějšímu rozložení váhy a snížení asymetrie zatížení v kolenních

kloubech. Podobný výsledek shledala i studie od McNair et al. (2000, pp. 293-296), která sledovala rozdíly v druhu poskytnuté zpětné vazby při skoku a sledované reakční síly při dopadu. U verbální korekce došlo, v porovnání s kontrolní skupinou k významnému poklesu síly.

5.2 Diskuse k hypotézám H₀₁ a H₀₂

Úkolem této hypotézy bylo ověřit, zda pacienti ve stoji dokážou upravit a udržet své posturální chování, tedy optimalizovat asymetrické zatížení končetin a dosáhnout stabilního stoje. Rozdíl mezi hypotézami odpovídal sledovanému období v účinku terapie. Krátkodobý efekt terapie byl hodnocen při každé návštěvě pacienta ihned po verbální korekci. Naopak ten dlouhodobý byla hodnocen z dat získaných při první a poslední návštěvě. To odpovídalo rozmezí 6 ti týdnů.

Výsledky nám mnoho signifikantních změn parametrů neposkytly. Pouze u krátkodobé terapie došlo ke zlepšení symetrie zatížení končetin. Tento efekt však nepřetrval v delším horizontu.

Již v teoretické části poukazujeme na změny zatížení končetin u pacientů s koxartrózou. To potvrzují i další studie zaměřené na tuto problematiku (Eitzen et al., 2014, pp. 683-688; Martinez-Ramirez et al., 2014, pp. 585-595).

Možností, jak měřit asymetrii zatížení končetin je mnoho. V našem případě pacient pouze klidně stál. Daleko častěji se ale ve studiích setkáme s jiným způsobem kvantifikace tohoto parametru. Tím je posturograf a jeho test „Sit to Stand“ (ze sedu do stoje). Při něm se hodnotí asymetrie jak během vstávání, tak 5 sekund po dosažení stoje (Kolářová et al., 2014 s. 22-23; Christiansen et al., 2015, pp. 647-655; Christiansen et al. 2010, pp. 1524-1528).

Nicméně studie od Talis et al. (2008, pp. 424-433) poukazuje na skutečnost, že každá aktivita, při které se hodnotí asymetrie zatížení končetin vykazuje odlišné výsledky. Autoři se zaměřili na tento parametr u pacientů, kteří podstoupili operaci z důvodu aplikace endoprotézy kyčelního kloubu. 27 pacientů podstoupilo hodnocení asymetrie v různých situacích např. klidný stoj, při testu „Sit to Stand“ a během chůze. Při všech testech byla neoperovaná končetina ve větším zatížení. Velikost asymetrie ovlivnila samotná aktivita. Nejvýraznější asymetrie se projevila při testu „Sit to Stand“, kde byla překročena o 20 %. Naopak v klidném stoji nebo při chůzi byla asymetrie menší než 10 %. Důvodem takového rozdílu může být náročnost úkolu při provádění testu v porovnání se stojem, či chůzí.

Terapii využívající různé formy feedbacku u pacientů s artrózou kloubů se zabývá několik studií. Například studie od Zeni et al. (2015, pp. 114-115) sledovala, zda vizuální feedback má vliv na rozložení zatížení končetin s koxartrózou během vstávání ze sedu do stoje. Byl zde prokázán signifikantní výsledek. Feedback může mít pozitivní vliv na pohybovou symetrii.

Naopak studie od Christiansen et al. (2015, pp. 647-655) zkoumala efekt tréninku symetrie zatížení končetin pomocí feedbacku u pacientů po endoprotéze kolenního kloubu. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin. Obě skupiny podstoupily standardní pooperační rehabilitační program. Jedna z nich navíc nacvičovala symetrizaci zatížení končetin pomocí přístroje Nintendo. Parametry byly získány opět pomocí testu „Sit to Stand“. Z daného výzkumu nebyl prokázán významný efekt feedbacku v porovnání se standardní péčí. Nicméně došlo ke zkvalitnění pohybových vzorců.

Pokud se zaměříme na hodnocení posturálních výchylek při klidném stoji, v našem výzkumu se neprokázal žádný efekt pomocí kognitivní reedukace. Otázkou zůstává, jestli se posturální výchylky vždy snižují, či zvyšují.

Autoři studie sledovali posturální výchylky mezi pacienty s gonartrózou a kontrolní skupinou jak při klidném stoji bez úkolu, tak s kognitivním úkolem. Skupina s artrózou vykazovala větší posturální výchylky než skupina kontrolní, v situaci bez kognitivního úkolu. Tyto výchylky se při úkolu snížily. Posturální nestabilitu u pacientů s gonartrózou může způsobit snížená svalová síla, porucha propriocepce, či zvýšená bolestivost. Zajímavostí ale zůstává snížená hodnota posturálních výchylek při dvojím úkolu. Jak uvádějí Borel et Alescio-Lautier (2014, p. 99) starší lidé při plnění dvojího úkolu nezvládají kombinovat pozornost jak na posturální, tak kognitivní úkol. Proto, aby si zajistili dobrou stabilitu upřednostňují úkol posturální. Tato adaptace slouží k zabránění pádu (Negahban et al., 2015, pp. 540-546).

Může dojít i ke zvýšení posturálních výchylek. CNS musí umět dynamicky reagovat na každou změnu, kterou registruje sensorický systém. K tomu potřebuje určitý čas. Čím náročnější je sensorické prostředí, tím delší je doba zpracování v CNS pro vygenerování požadovaného svalového příkazu a k udržení těla. Jakákoliv nepřesnost pak toto držení destabilizuje (Hirata et al., 2013, p. 6).

Pro kontrolu rovnováhy využívají zdraví lidé především somatosenzorický systém, a to až ze 70 %. Pro kontrolu postoje je pro získání informací nejdůležitější dolní končetina. Přítomnost bolesti pak zvyšuje použití vizuálních informací (Hirata et al., 2013, p. 6).

5.3 Diskuse k hypotézám H₀₃ a H₀₄

Cílem těchto hypotéz bylo zjistit, zdali jsou pacienti schopni na základě své kognice a terapeutova verbálního zásahu změnit vlastní vzor chůze tak, aby došlo k jeho optimalizaci. Rozdílnost hypotéz opět odpovídá pouze době efektu terapie. Krátkodobý efekt hodnocen před a po korekci, dlouhodobý ohraničující 6 ti týdenní období mezi měřeními.

Zkoumání změn časoprostorových parametrů ve dvou odlišných obdobích je dán do jisté míry faktem automatizace chůze, která se přizpůsobuje změnám zevního a vnitřního prostředí, jak je uvedeno výše. Dále nás zajímalo, zda je možné udržet změnu chůze po delší období nebo jestli bolest a ztráta funkce kloubu spolu s jeho destrukcí přispívá k nemožnosti úpravy, viz dál (Cichy et Wilk, 2006, p. 508).

Korekce probíhala na základě aspekce pacienta. Nicméně jsme u něj našli typicky charakteristickou chůzi, která odpovídala dané diagnóze. Jak jsme již dříve uvedli, a dokládají to i další studie, největší změny jsou pozorovány ve změně rychlosti chůze, délky kroku, fáze dvojí opory, době kroku a zatížení končetiny (Constantinou, 2017, pp. 162-167; Kyriazis, 2002, pp. 318-321; Cichy et Wilk, 2006, pp. 507-513; Constantinou, 2014, pp. 291-303).

V hypotéze H₀₃ sledující krátkodobý efekt terapie vyšly dva signifikantní výsledky. Jedním z nich je délka kroku artrotické končetiny, u které došlo k jejímu prodloužení, což dokládá graf 2 na s. 39. Druhou významnou změnou byla symetrizace doby kroku mezi končetinami, demonstrující graf 3 na s. 40.

Změna délky kroku při chůzi je jeden z nejčastěji se měnících parametrů u pacientů s osteoartrózou kyčelního kloubu. O snížené délce kroku se zmiňuje např. Constantinou (2017, pp. 162, 165), který uvádí, že pacienti, ve srovnání se zdravými jedinci, mají o 10 % kratší krok na postižené končetině. Studie od Cichy et Wilk (2006, p. 510) uvádí, že zdraví jedinci mají průměrnou délku kroku 75 cm, zatímco pacienti s koxartrózou měli délku kroku od 21 do 70 cm. Podobné výsledky přináší i Illyes et Kiss (2005, pp. 1-9), kteří vyšetřili 11 pacientů s unilaterální koxartrózou. Hodnoty ukazují na kratší krok artrotické končetiny v porovnání s končetinou nepostiženou, nicméně zde nebyl nalezen signifikantní výsledek. Naopak k významnému zjištění došlo při porovnání s kontrolní skupinou. Důvodem asymetrie v délce kroku mezi jednotlivými končetinami může být bolest nebo neschopnost zatížit postiženou končetinu (Kyriazis, 2002, p. 320).

Druhým často zmiňovaným parametrem chůze, který se při koxartróze mění, je symetrie doby kroku. Naše terapie ukázala, že pacient je schopen na základě verbální korekce provést

symetrizace kroku. Pro výpočet jsme použili hodnoty doby kroku pro jednotlivé končetiny, které jsme porovnávaly. Ve studiích se nicméně častěji zaměřují na dobu stojné a švihové fáze, která ale s dobou kroku končetin souvisí.

Co už ze studií jednoznačně nevyplývá je to, která z fází je pro artrotickou končetinu delší, a která kratší. Častěji se studie shodují na kratší době ve stojné fázi a delší ve fázi švihové (Vogt et al., 2006, pp. 78-79; Cichy et Wilk, 2006, p. 507; Constantiou, 2014, p. 298). Vysvětlením může být minimalizace doby stojné fáze na nestabilní končetině. V době stojné fáze na nepostížené končetině se pacient připravuje na kontakt končetiny postižené. Poté dochází k tzv. přehoupnutí přes artrotickou končetinu. To se pacient snaží provést co nejrychleji, aby opět získal kontakt zdravé končetiny s podložkou (Vogt et al., 2006, pp. 78-79; Cichy et Wilk, 2006, p. 507).

Naopak Constantinou (2017, p. 165) ve své studii uvádí delší stojnou fázi na postižené končetině, a to o 2 % ve srovnání s kontrolní skupinou. Důvodem může být kombinace neuromuskulárních deficitů, metabolických faktorů nebo bolesti. Navíc delší stojná fáze může být použita jako strategie ke zpomalení chůze. Tu pacient využívá při distribuci kloubního zatížení ve stojné fázi.

Dle analýzy studií od Constantinou (2014, pp. 296, 298) je důležité správně sledovat hodnocené parametry. Zatímco u porovnávání skupin s koxartrózou oproti zdravým probandů sledáváme stojnou fázi delší, pokud se zaměříme na porovnání artrotické a zdravé končetiny mezi sebou, pozorujeme stojnou fázi kratší na postižené končetině oproti zdravé.

Ne všechny hodnoty přinesly očekávané výsledky. Například jsme po korekci předpokládali snížení doby ve fázi dvojí opory. Jak uvádí studie, tato fáze odpovídá nejstabilnější části krokového cyklu. Jedná se o období, kdy lze nejsnadněji provést úpravy v držení těla. Zvýšená fáze dvojí opory, u pacientů se zvolenou rychlostí, reflektuje snahu zvýšení stability chůze a snižuje riziko pádu (Constantinou, 2014, pp. 299; Illyes et Kiss (2005, pp. 4-5; Ornetti et al., 2011, p. 204).

Důvodem, proč se doba dvojí opory nezměnila nebo proč nedošlo k ovlivnění i jiných hodnot může být fixní vyšetřovací rychlost. I přesto, že si pacient při první návštěvě nastavil svou preferovanou rychlost, při dalších dvou návštěvách se tato rychlost neměnila. Přitom, jak uvádí studie, rychlost je jeden z nejcitlivějších parametrů, který reaguje na onemocnění. Se zvyšující se závažností se rychlost snižuje. To potvrdil i systematický přehled studií od Constantinou (2014, pp. 298), kde průměrná rychlost počítána ze 17 studií byla 0,95 m/s, což je o 26 % nižší než u kontrolních skupin. Proto by se tento fakt měl u budoucích výzkumů

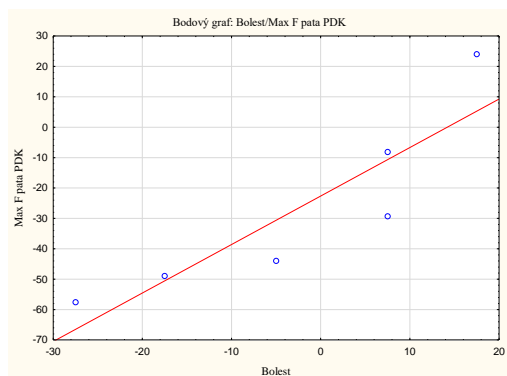
zohlednit a preferovanou rychlost nastavovat při každé návštěvě. Zároveň by tento parametr mohl být začleněn do hodnocení výzkumu (Constantinou 2017, p. 164-165).

Z dlouhodobého hlediska (6 týdnů) se změnil jediný parametr. Došlo k signifikantnímu nárůstu maximální síly pravé dolní končetiny v oblasti středonoží. Jak již víme z teoretické části, silové hodnoty zatížení končetin by se naopak měly po korekci snižovat. Vysvětlením může být nehomogenost skupiny.

5.4 Diskuse k hypotézám H₀₅ a H₀₆

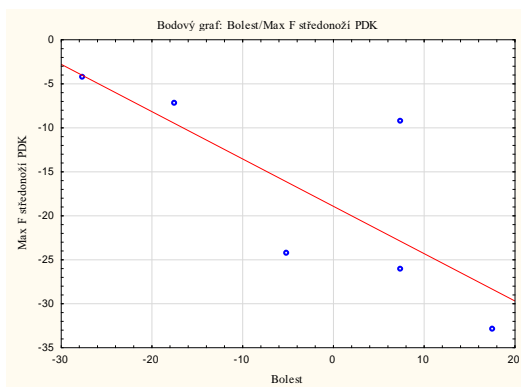
Využitím dotazníku HOOS jsme se snažili kvantifikovat jak subjektivní příznaky (bolest, symptomy, kvalita života), tak i možnosti provozování sportovních aktivit, či míru ADL. V hypotéze H₀₅ jsme zjišťovali vzájemnou korelaci mezi hodnotami dotazníku a měřenými parametry stoje a chůze v rámci dlouhodobé terapie. Hypotéza H₀₆ poté sledovala samotný posun jednotlivých kategorií dotazníku v rámci dlouhodobého efektu terapie.

Hodnoty jednotlivých korelací (příloha 9, s. 100) ukazují zajímavé výsledky. Všechny signifikantní vztahy mezi parametry stoje, chůze a jednotlivými podskupinami dotazníku HOOS souvisí s maximální silou v jednotlivých částech nohy. Je důležité si uvědomit, co nám jednotlivé grafy ukazují. Například vztah mezi změnou síly paty pravé dolní končetiny a změnou bolestivosti. Ukazuje se, že čím více se nám během dlouhodobé terapie snížila bolestivost, tím více pacient zatížil patu pravé nohy. Stejný vztah funguje i opačně. Jiná situace nastala mezi středonožím pravé končetiny a bolestivostí. Zde platí vztah: čím více se nám během terapie snížila bolestivost, tím méně se nám zvýšila síla v pravém středonoží. Pro lepší orientaci, přikládáme tyto dva grafy (obr 6, 7) do této diskuze. Stejně vztahy pak platí mezi patou, respektive středonožím a ostatními podskupinami dotazníku.



Obrázek 6 Bodový graf: Bolest/Max F pata PDK

Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



Obrázek 7 Bodový graf: Bolest/Max F středonoží PDK

Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina

Korelací mezi parametry chůze a jednotlivými podskupinami dotazníku se zabývali Chabra et Foucher (2013, pp. 100-101). Bylo vyšetřeno 13 pacientů. Z výsledků se prokázala významná korelace mezi dotazníkem, a především abdukčním momentem síly. Obecně platí, že vyšší rozsah pohybu a vrcholové momenty sil jsou spojeny s vyšším skóre dotazníku, a tedy i lepšími výsledky. Dále byl shledán statisticky významný vztah mezi preferovanou rychlostí a aktivitou denní životní úrovně. Ze studie vyplývá, že vnímání poškozeného kyčelního kloubu přímo souvisí s adaptací chůze. Nižší abdukční moment, s nižším HOOS skóre, může vypovídat o změněné strategii chůze, kde se tělo snaží minimalizovat rameno momentu vertikální síly při kontaktu paty (heel strike). Tedy při nižší vertikální reakční síle předpokládáme nedostatečné zatížení postižené končetiny, která nedokáže adekvátně reagovat na zátěž těla při chůzi.

Tato zjištění odpovídají obecnému nálezu vrcholových hodnot křivky u vertikální síly při krokovém cyklu, který je popsán v teoretické části. Tedy pokud dochází k redukci prvního vrcholu křivky nebo naopak jestli je pokles mezi prvním a druhým vrcholem mělký, či dokonce žádný, pak takový stav může odpovídat zvýšené bolestivosti, diskomfortu a špatnému funkčnímu pohybu v kloubech stojné končetiny (Richards, 2008, pp. 36-37).

Hypotéza H₀₆ zkoumala efekt naší terapie v rámci několika podskupin – bolest, symptomy, ADL, sportovní aktivitu a kvalitu života. Výsledky neukázaly žádnou statisticky významnou hodnotu. Mírné zlepšení se projevilo u bolesti a symptomů, naopak sportovní aktivity a kvalita života byly zhoršeny.

Na celkový výsledek terapie může mít vliv mnoho faktorů. Jak uvádí Pister et al. (2007, pp. 1245-1246) terapie pro pacienty s artrózou může být prováděna mnoha způsoby –

posilovací cvičení, funkční cvičení zaměřené na úkoly atd. Zároveň záleží na dávkování terapie (frekvence, intenzita, délka terapie) a způsobu cvičení (individuální, skupinové či domácí).

Hodnocení efektu terapie není jednoznačnou záležitostí. Problematika systematických studií spočívá například v tom, že nezkoumají efekt pouze u koxartróz, ale zároveň i u gonartróz Baar et al. (1999, pp. 1361-1369), Pister et al. (2007, pp. 1245-1246). První zmíněná studie vykazuje příznivé výsledky účinku terapeutické intervence u několika kategorií, jako je bolest, míra postižení, problematika chůze a celkový efekt terapie. Velikost výsledku ale není vždy konstantní. Navíc zde nebyla jednoznačně určena doba mezi terapií a měřením výsledků. Ta naopak byla jasně určena u druhé zmíněné studie, která se zaměřila na dlouhodobý šesti měsíční efekt terapie. Jedním z důvodů, proč se autoři rozhodli pro tak dlouhou dobu je charakter postižení. Jedná se o progresivní onemocnění a pacienti se musí vyrovnávat funkčním omezením po dlouhou dobu. Výsledky nenaznačují pozitivní efekt terapie v dlouhodobém měřítku jak u bolesti, tak ani ve fyzických funkcích. Pozitivní účinky na tyto faktory časem klesají, až nakonec zmizí úplně.

Využití HOOS dotazníku k hodnocení efektu terapie využili také Poulsen et al. (2013, pp.1494-1503), kteří zkoumali vliv několika druhů terapeutické intervence. Jedna skupina podstoupila pouze edukační terapii, druhá absolvovala kromě edukace také manuální terapii a třetí skupina prováděla domácí protahovací cvičení. Po 6 týdnech došlo k prvnímu hodnocení. Z výsledku dotazníku vyplynul pozitivní efekt u terapie kombinující edukaci s manuální terapií. Žádný efekt terapie nebyl pozorován u skupin s edukací a provádějící protahovací cvičení.

Důvod nepříznivého výsledku v naší terapii může být v charakteru terapie (tedy uvědomování si naučeného mezi jednotlivými terapiemi) nebo také v limitech práce, které jsou zmíněny níže.

5.5 Přínosy a limity práce

V dnešní době vidíme, jaká fakta a informace o fungování lidského těla věda odhalila, ať už se jedná o biomechanické aspekty, funkce mozku, neurální řízení atd. Tento výzkum z těchto informací vychází a snaží se jej aplikovat do terapie tak, aby z toho měl pacient co největší přínos. Základní myšlenkou je správná diagnostika a analýza stoje a chůze pomocí moderních metod, následná interpretace výsledků pacientovi a jeho vědomé korekce postury. Nejedná se o snahu nahrazení terapeuta přístrojem. Jde o další možnosti rehabilitace, kde lze prolínat moderní technologie pro diagnostiku a terapii funkčních poruch pohybového systému. Tato práce se zaměřila na poruchy spojené s artrózou kyčelního kloubu. Nicméně využití by se dalo najít u pestré škály diagnóz. Může se jednat jak o plochonoží, tak o problematiku bolestí zad, artrózy kolenních kloubů atd.

Kromě přínosů, která tato práce přinesla, jsme se potýkali s některými aspekty, které tuto práci limitovaly. Asi největší omezení, která tato práce skýtá, je počet probandů účastnících se experimentu. Původním záměrem bylo mít v terapii až 15 probandů, bohužel se nám povedlo v daném časovém úseku sehnat pouze šest. Z pohledu krátkodobé terapie by to nebyl až tak velký problém. U každého pacienta proběhla tři měření. Nicméně u dlouhodobé terapie šlo o výrazný limit.

Druhým limitujícím faktorem byla nehomogenost zkoumané skupiny, a to hned z několika hledisek. Prvním je nejednotnost diagnózy pacientů, z nich polovina trpěla jednostrannou artrózou kyčelního kloubu, druhá polovina měla postižené oba dva klouby. Pro vyhodnocení parametrů se poté použil ten kloub, který byl koxartrózou zasažen více. Druhým hlediskem nehomogenity byl různý stupeň artrózy. Pro validnější výsledky by bylo vhodnější najít takové pacienty, kteří mají podobný stupeň artrózy podle stupnice Kellgren-Lawrence. Dva z šesti pacientů byli již v takové fázi onemocnění, že byli zapsáni na čekací listinu pro operaci totální náhrady kyčelního kloubu. U těchto pacientů záleželo na aktuálním stavu onemocnění a době vyšetření a terapie. Často si stěžovali na ranní ztuhlosti kloubů a nemožnost adekvátně reagovat na danou terapii. Posledním hlediskem je věk. Je nepopiratelné, že vyšší věk je spojen s horší stabilitou, sníženými kognitivními funkcemi, vyšším rizikem pádu atd. Jak potvrzuje studie od Brodie et al. (2017, p. 1) lidé ve vyšším věku mají sníženou kvalitu chůze, jako je její vyšší variabilita, nižší adaptabilita nebo nižší odolnost při chůzi. Tato omezení každodenní chůze korelují s vyšším věkem, vyšší hmotností a přidruženým onemocněním. Jiná studie sledovala změnu časoprostorových charakteristik při

chůzi dopředu a dozadu u mladších a starších jedinců. Zjistili, že chůze u starších probandů je charakterizována nižší rychlostí, kadencí, švihovou fází a doprovázenou zvýšenou fází dvojí opory v porovnání s mladšími jedinci (Laufer, 2005, pp. 627-632).

Posledním limitem, který mohl mít vliv na celkové výsledky práce je adaptabilita na trenažer chůze. I přesto, že měli pacienti dostatek času pro zadaptování chůze v novém prostředí a při jiných podmínkách, než je běžné, ne vždy může trenažer dokonale nahradit přírodní prostředí, ve kterém se člověk pohybuje. Touto problematikou se zabývala řada studií. Například ve studii od Rosenblatt et Grabiner (2010, p. 380) zjistili, že starší lidé mívají signifikantně větší šířku kroku při chůzi na trenažeru. Další studie sice neodhalila biomechanické rozdíly mezi chůzí po zemi a po trenažeru, naopak ale přišla na to, že při chůzi na trenažeru dochází u starší populace ke zvýšení metabolických požadavků, a to až o 23 %, ve srovnání s klasickou chůzí. (Parvataneni et al., 2009, p. 95).

Staszkiwicz et al. (2012, pp. 83-89) srovnávali rozdíl pohyblivosti pánevního pletence a kyčelního kloubu na trenažeru a v běžném prostředí. Analýza odhalila největší změny pohybu v transverzální rovině. V přirozeném prostředí se rozsah pánevního pohybu dvakrát více zvýšil než na trenažeru. Naopak u kyčelního kloubu se vyšší hodnoty projeví právě na trenažeru.

Závěr

Tato diplomová práce měla ozřejmit, zda je pacient schopen měnit své zažité návyky ve stoji a chůzi pomocí uvědomování a korigování odchylek tak, aby nejenom výsledné hodnoty z měření, ale také samotný efekt terapie byl pro pacienta pozitivní. Je zcela nevyvratitelným faktem, že tzv. ideální postura a vzor chůze neexistuje. V našem případě se nám sice jednalo o optimalizaci odchylek, ale také jsme museli brát v potaz individualitu člověka, jeho schopnosti ovlivnit dlouho neměněné stereotypy, či míru postižení. Z uvedeného vyplývá, že trenažery chůze lze využít jako přínosnou doplňující terapii při rehabilitaci. Dále bychom neměli brát terapii na trenažerech chůze jako standartní a hlavní část terapie při daném onemocnění, ale jako doplňkovou metodu při rehabilitaci.

Z výsledků výzkumu vyplývá, že člověk je schopen do určité míry ovlivnit svůj postoj i chůzi. Musíme ale zdůraznit, že většina parametrů, která byla signifikantních (symetrizace délky a doby kroku) se projevila jen v krátkodobé terapii. Z dlouhodobého hlediska lze poukázat hlavně na symetrizaci zatížení ve stoji, která se krátkodobě významná neprojevila. Závěrem by mohl být fakt, že i přes možnost vstoupit kognicí do jednotlivých stereotypů, potřebujeme k jejich vštěpení a zafixování v dlouhodobém horizontu další možnosti podpory terapie.

Důležitou roli hrál také dotazník HOOS, kterým jsme se snažili kvantifikovat subjektivní pocity a omezení pacienta při běžných denních činnostech. Výsledky nám naznačily, možnosti, které by tato diagnostika a terapie na podobných trenažerech chůze mohla přinést.

Hlavním důvodem, proč některé další parametry nebyly potvrzeny, sledáváme především v nedostatečném počtu pacientů a celkové nehomogenosti skupiny. Druhým důvodem mohla být konstantní, i když individuální rychlost. Tím jsme si odebrali významný parametr, který je u daného postižení jeden z nejcitlivějších.

Do budoucna by určitě stálo za to pokračovat v podobných výzkumech s cílem ještě více objektivizovat možnosti terapie na trenažerech chůze.

Referenční seznam

AL-YAHYA, E., DAWES, H., SMITH, L., DENNIS, A., HOWELLS, K., COCKBURN, J. 2011. Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. [online]. 2011. vol. 35, no. 3, pp. 715-728. [cit. 16.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0149763410001375>.

ARDEN, N., NEVITT, M. C. 2006. Osteoarthritis: Epidemiology. *Best Practise & Research Clinical Rheumatology* [online]. 2006, vol. 20, no. 1, pp. 3-25. [cit. 1.11.2016].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1521694205001087>

BAAR, M. E., ASSENDELFT, W. J., DEKKER, J., OOSTENDORP, R. A. B., BIJLSMA, J. W. J. 1999. Effectiveness of exercise therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of randomized clinical trials. *Arthritis & Rheumatism*. [online]. 1999. vol. 42, no. 7, pp. 1361-1369. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: [http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1529-0131\(199907\)42:7%3C1361::AID-ANR9%3E3.0.CO;2-9/pdf](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1529-0131(199907)42:7%3C1361::AID-ANR9%3E3.0.CO;2-9/pdf).

BALTER, J. E., ZEHR, E. P. 2007. Neural Coupling Between the Arms and Legs During Rhythmic Locomotor-Like Cycling Movement. *Journal of Neurophysiology*. [online]. 2007. vol. 97, no. 2, pp. 1809-1818. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/97/2/1809.long>.

BENNELL, K. 2013. Physiotherapy management of hip osteoarthritis. *Journal of Physiotherapy* [online]. 2013, vol. 59, no. 3, pp. 145-157. [cit. 2.11.2016].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955313701796>.

BOLINK, S. A. A. N., BRUNTON, L. R., LAARHOVEN, S., LIPPERTS, I. C., BLOM, A. W., GRIMM, B. 2015. Frontal plane pelvic motion during gait captures hip osteoarthritis related disability. *Hip International* [online]. 2015, vol. 25, no. 5, pp. 413-419. [cit. 19.11.2016].

Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=9c51b64a-6551-47ca-b44e-d3b0443ebe2d%40sessionmgr4008&vid=2&hid=4103>.

BOREL, L., ALESCIO-LAUTIER, B. 2014. Posture and cognition in the elderly: Interaction and contribution to the rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. [online]. 2014. vol. 44, no. 1, pp. 95-107. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0987705313003262>.

BRODIE, M. A., COPPENS, M. J., EJUPI, A., GSCHWIND, Y. J., ANNEGARN, J., SCHOENE, D., WIECHING, R., LORD, S. R., DELBAERE, K. 2017. Comparison between clinical gait and daily-life gait assessments of fall risk in older people. *Geriatrics & Gerontology International*. [online]. 2017. pp. 1-9. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/ggi.12979/epdf>.

BURGET, N. 2015. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientu s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. [online]. 2015. vol. 22, no. 2, pp. 70-78. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=0b2a63b9-517e-455d-a238-ecfef4135947%40sessionmgr4009&vid=2&hid=4203>.

CALÒ, L., RABINI, A., PICCIOTTI, M., LAURINO, S., PASSALI, G. C., FERRARA, P. E., MAGGI, L., PIAZZINI, D. B., SPECCHIA, A., FRASCA, G., RONCONI, G. BERTOLINI, C., SCARANO, E. 2009. Postural control in patients with total hip replacement. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. [online]. 2009, vol. 45, no. 3, pp. 327-333. [cit. 10.2.2017].

Dostupné

z:

<http://www.minervamedica.it/en/getfreepdf/cXNj3BriHZGwaytI2L%252BGROr6BME%252FiPYr8dBUQ6xAcTk6Gm3FoG8YkmNVGzYBFqNYoF1ux6yvbWfOvLT07XyHuQ%253D%253D/R33Y2009N03A0327.pdf>.

CICHY, B., WILK, M., 2006. Gait analysis in osteoarthritis of the hip. *Medical Science Monitor*. [online]. 2006. vol. 12, no. 12, pp. 507-513. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.medscimonit.com/download/index/idArt/469536>.

CONSTANTINO, M., BARRETT, R., BROWN, M., MILLS, P. 2014. Spatial-Temporal Gait Characteristics in Individuals With Hip Osteoarthritis: A Systematic Literature Review and Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. [online]. 2014. vol. 44, no. 4, pp. 291-303. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2014.4634?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed&code=jospt-site.

CONSTANTINO, M., LOUREIRO, A., CARTY, CH., MILLS, P., BARRETT, R. 2017. Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait & Posture*. [online]. 2017. vol. 53, pp. 162-167. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636217300267>.

CZYŻEWSKA, A., GLINKOWSKI, W. M., WALESIAK, K., KRAWCZAK, K., CABAJ, D., GÓRECKI, A., 2012. Effects of preoperative physiotherapy in hip osteoarthritis patients awaiting total hip replacement. *Archives of Medical Science* [online]. 2012, vol. 10, no. 5, pp. 985-991. [cit. 2.11.2016].

Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=3&sid=f0c85c27-06c7-4197-88ce-4cb4c55f5cab%40sessionmgr4006&hid=4103&bdata=JnNpdGU9ZWRzLWxpdmU%3d#AN=edselc.2-52.0-84908397602&db=edselc>.

DIETZ, V. 2003. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical Neurophysiology*. [online]. 2003. vol. 114, pp. 1379-1389. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245703001202>.

DUYSEN, J., VAN DE CROMMERT, H. 1998. Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait and Posture*. [online]. 1998. vol. 7, no. 2, pp. 131-141. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000428>.

DWYER, M. K., STAFFORD, K., MATTACOLA, C. G., UHL, T. L., GIORDANI, M. 2013. Comparison of gluteus medius muscle activity during functional tasks in individuals with and without osteoarthritis of the hip joint. *Clinical Biomechanics* [online]. 2013, vol. 28, no. 7, pp. 757-761. [cit. 19.11.2016].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003313001630>.

EITZEN, I., FERNANDES, L., NORDSLETTEN, L., SNYDER-MACLER, L., RISBERG, A. 2014. Weight-bearing asymmetries during Sit-To-Stand in patients with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait & Posture*. [online]. 2014. vol. 39, no. 2, pp. 683-688. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621300605X>.

GIEMZA, C., OSTROWSKA, B., MATCZAK-GIEMZA, M., 2007. The effect of physiotherapy training programme on postural stability in men with hip osteoarthritis. *The Aging Male*. [online]. 2016. vol. 10, no. 2, pp. 67-70. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/13685530701390859>.

GOULDING, M. 2009. Circuits controlling vertebrate locomotion: moving in a new direction. *Nature Reviews Neuroscience*. [online]. 2009. vol. 10, no. 7, pp. 507-518. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=bbcb0753-b9be-4c4a-8ef3-babe34d4605d%40sessionmgr120&vid=3&hid=104>.

GRASSO, R., ZAGO, M., LACQUANITI, F. 2000. Interactions Between Posture and Locomotion: Motor Patterns in Humans Walking With Bent Posture Versus Erect Posture. *Journal of Neurophysiology*. [online]. 2000. vol. 83, no. 1, pp. 288-300. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/83/1/288.full.pdf+html>.

HADDERS-ALGRA, M. 2005. Development of Postural Control During the First 18 Months of Life. *Neural Plasticity*. [online]. 2005. vol. 12, no. 2-3, pp. 99-108. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/np/2005/695071/abs/>.

HIRATA, R. P., JØRGENSEN, T. S., ROSAGER, S., ARENDT, L. A., BLIDDAL, H., HENRIKSEN, M., GRAVEN-NIELSEN, T. 2013. Altered Visual and Feet Proprioceptive Feedbacks during Quiet Standing Increase Postural Sway in Patients with Severe Knee Osteoarthritis. *PLoS ONE*. [online]. 2013. vol. 8, no. 8, pp. 1-8. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3750025/>.

CHABRA, S., FOUCHER, K. C. 2013. Hip disability and osteoarthritis outcome scores (HOOS) are directly related to gait variables in subjects with hip pain. *Osteoarthritis and Cartilage*. [online]. 2013. vol. 21, pp. 100-101. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: [http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584\(13\)00264-1/fulltext](http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584(13)00264-1/fulltext).

CHRISTIANSEN, C. L., BADE, M. J., DAVIDSON, B. S., DAYTON, M. R., STEVENS-LAPSLEY, J. E. 2015. Effects of Weight-Bearing Biofeedback Training on Functional Movement Patterns Following Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. [online]. 2015. vol. 45, no. 9, pp. 647-655. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2015.5593?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed&code=jospt-site.

CHRISTIANSEN, C. L., STEVENS-LAPSLEY, J. E. 2010. Weight-Bearing Asymmetry in Relation to Measures of Impairment and Functional Mobility for People With Knee Osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. [online]. 2010. vol. 91, no. 10, pp. 1524-1528. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2948025/>.

ILLYÉS, Á., KISS, R. M. 2005. Gait Analysis of Patients With Osteoarthritis of the Hip Joint. *Physical Education and Sport*. [online]. 2005. vol. 3, no. 1, pp. 1-9. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://facta.junis.ni.ac.rs/pe/pe2005/pe2005-01.pdf>.

IONITOIU, A. 2011. News In The Etiopathogenic Erosive Arthritis Illness. *Acta Medica Transilvanica* [online]. 2011, vol. 2, no. 4, pp. 312-313. [cit. 1.11.2016].

Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=7b645206-341c-4eb5-86c5-9d0cfe883b51%40sessionmgr103>

JOTANOVIC, Z., MIHELIC, R., GULAN, G., SESTAN, B., DEMBIC, Z. 2015. Osteoarthritis of the hip: An overview. *Periodicum Biologorum* [online]. 2015, vol. 117, no. 1, pp. 95-108. [cit. 1.11.2016].

Dostupné z: http://hrcak.srce.hr/index.php?show=clanak&id_clanak_jezik=205812

KLAMROTH, S., STEIB, S., GAßLER, J., WINKLER, J., ESKOFIER, B., KLUCKEN, J., PFEIFER, K. 2016. Immediate effects of perturbation treadmill training on gait and postural control in patients with Parkinson's disease. *Gait & Posture*. [online]. 2016. vol. 50, pp. 102-108. [cit. 27.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636216304969>.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.

KYRIAZIS, V., RIGAS, C. 2002. Temporal gait analysis of hip osteoarthritic patients operated with cementless hip replacement. *Clinical Biomechanics*. [online]. 2002. vol. 17, no. 4, pp. 318-321. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003302000244>.

LATASH, M. L. 1998. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign III.: Human Kinetics. ISBN 0-88011-756-7.

LAUFER, Y. 2005. Effect of Age on Characteristics of Forward and Backward Gait at Preferred and Accelerated Walking Speed. *Journal of Gerontology*. [online]. 2005. vol. 60A, no. 5, pp. 627-632. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article/60/5/627/561362/Effect-of-Age-on-Characteristics-of-Forward-and>.

LEIGH, R. J., OSIS, S. T., FERBER, R. 2016. Kinematic gait patterns and their relationship to pain in mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* [online]. 2016, vol. 34, pp. 12-17. [cit. 19.11. 2016].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003315003344>.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's gait analysis. (5th ed.)*. Edinburgh : Churchill Livingstone. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LUGADE, V., KLAUSMIER, V., JEWETT, B., COLLIS, D., CHOU, L. 2008. Short-term Recovery of Balance Control after Total Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. [online]. 2008. vol. 446, pp. 3051-3058. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s11999-008-0488-9>.

MACKAY-LYONS, M. 2002. Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. *Physical Therapy*. [online]. 2002. vol. 82, no. 1, pp. 69-83. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/223116290?pq-origsite=gscholar>.

MARTINEZ-RAMIREZ, A., WEENK, D., LECUMBERRI, P., VERDONSCHOT, N., PAKVIS, D., VELTINK, P.H. 2014. Preoperative Ambulatory Measurement of Asymmetric Leg Loading During Sit-to-Stand in Hip Arthroplasty Patients. *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. [online]. 2014. vol. 22, no. 3, pp. 585-592. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6522523/>.

MCNAIR, P., J., PRAPAVESSIS, H., CALLENDER, K. 2000. Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*. [online]. 2000. vol. 34, pp. 293-296. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/bjsports/34/4/293.full.pdf>.

MEYER, Ch. A. G., CORTEN, K., FIEUWS, S., DESCHAMPS, K., MONARI, D., WASSELING, M., SIMON, J. P., DESLOOVERE, K. 2015. Biomechanical Gait Features Associated With Hip Osteoarthritis Towards a Better Definition of Clinical Hallmarks. *Journal Of Orthopaedic Research: Official Publication Of The Orthopaedic Research Society*. [online]. 2015, vol. 33, no. 10, pp. 1498-1507. [cit. 19.11.2016].

Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=52e3be95-57ac-4a97-921b-e171c7aedbae%40sessionmgr103&vid=2&hid=122>.

MILNER, C., E., FAIRBROTHER, J., T., SRIVATSAN, A., ZHANG, S. 2012. Simple verbal instruction improves knee biomechanics during landing in female athletes. *The Knee*. [online]. 2012. vol. 19, no. 4, pp. 399-403. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968016011000974>.

MURPHY, N. J., EYLES, J. P., HUNTER, D. J. 2016. Hip Osteoarthritis: Etiopathogenesis and Implications for Management. *Advances in Therapy* [online]. 2016, pp. 1-26. [cit. 2.11.2016].

Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=3&sid=3d6b27ad-9ce2-4ab2-9a9d415c7ca40736%40sessionmgr106&hid=112&bdata=JnNpdGU9ZWRzLWxpdmU%3d#AN=edselc.2-52.0-84991394287&db=edselc>.

NAKAMURA, H. 1999. Gait Analysis in Coxarthrosis. In: *Kurume Medical Journal*. [online]. 1999, vol. 46, no. 1, pp. 1-7. [cit. 19.11.2016].

Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/kurumemedj1954/46/1/46_1_1/_pdf

NANTEL, J., TERMOZ, N., CENTOMO, H., LAVIGNE, M., VENDITTOLI, P. A., PRINCE, F., 2008. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clinical Biomechanics*. [online]. 2008. vol. 23, pp. 402-407. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999309003359>.

NEGAHBAN, H., KARIMI, M., GOHARPEY, S., MEHRAVAR, M., NAMNIK, N. 2015. Posture-cognition interaction during quiet standing in patients with knee osteoarthritis. *Physiotherapy Theory and Practice*. [online]. 2015. vol. 31, no. 8, pp. 540-546. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/09593985.2015.1065024?journalCode=iptp20>.

NOEHREN, B., SCHOLZ, J., DAVIS, I. 2010. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *British Journal of Sports Medicine*. [online]. 2010. vol. 45, no. 9, pp. 691-696. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/content/45/9/691.citation-tools>

ORNETTI, P., LAROCHE, D., MORISSET, C., BEIS, J. N., TAVERNIER, CH., MAILLEFERT, J. F. 2011. Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. [online]. 2011. vol. 24, pp. 201-208. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=7ecda7bf-d4e4-4ef6-a280-d5a76d351aa4%40sessionmgr101>.

PARVATANENI, K., PLOEG, L., OLNEY, S. J., BROUWER, B. 2009. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics*. [online]. 2009. vol. 24, no. 1, pp. 95-100. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003308002350>.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis : normal and pathological function (2th ed.)*. Thorofare: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.

PERUZZI, A., CEREATTI, A., CROCE, U. D., MIRELMAN, A. 2016. Effects of a virtual reality and treadmill training on gait of subjects with multiple sclerosis: a pilot study. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. [online]. 2016. vol. 5, pp. 91-96. [cit. 27.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211034815300183>.

PICHIERRI, G., WOLF, P., MURER, K., BRUIN, E. D. 2011. Cognitive and cognitive-motor interventions affecting physical functioning: A systematic review. *BMC Geriatrics*. [online]. 2011. vol. 11, no. 29, pp. 1-19. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <https://bmcgeriatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2318-11-29>.

PISTERS, M. F., VEENHOF, C., MEETEREN, N. L. U., OSTELO, R. W., BAKKER, D. H., SCHELLEVIS, F. G., DEKKER, J. 2007. Long-Term Effectiveness of Exercise Therapy in Patients With Osteoarthritis of the Hip or Knee: A Systematic Review. *Arthritis & Rheumatism*. [online]. 2007. vol. 57, no. 7, pp. 1245-1253. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.23009/pdf>.

POLESE, J. C., ADA, L., DEAN, C. M., NASCIMENTO, L. R., TEIXEIRA-SALMELA, L. F. 2013. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*. [online]. 2013. vol. 59, no. 2, pp. 73-80. [cit. 27.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955313701590>.

POULSEN, E., HARTVIGSEN, J., CHRISTENSEN, H. W., ROOS, E. M., VACH, W. V., OVERGAARD, S. 2013. Patient education with or without manual therapy compared to a control group in patients with osteoarthritis of the hip. A proof-of-principle three-arm parallel group randomized clinical trial. *Osteoarthritis and Cartilage*. [online]. 2013. vol. 21, no. 10, pp. 1494-1503. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1063458413008455>.

RANKIN, J. K., SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. BROWN, L. A. 2000. Cognitive Influence on Postural Stability A Neuromuscular Analysis in Young and Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. [online]. 2000. vol. 55, no. 3, pp. 112-119. [cit. 16.2.2017].

Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/12521115_Cognitive_Influence_on_Postural_Stability_A_Neuromuscular_Analysis_in_Young_and_Older_Adults.

RICHARDS, J. 2008. *Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course*. Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-10170-0.

ROSSENBLATT, N., GRABINER, M. D. 2010. Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait & Posture*. [online]. 2010. vol. 31, no. 3, pp. 380-384. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210000032>.

ROSSIGNOL, S., DUBUC, R., GOSSARD, J. 2006. Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiological Reviews*. [online]. 2006. vol. 86, no. 1, pp. 89-154. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://physrev.physiology.org/content/86/1/89>.

RUTHERFORD, D. J., MORESIDE, J., WONG, I. 2015. Hip joint motion and gluteal muscle activation differences between healthy controls and those with varying degrees of hip osteoarthritis during walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2015, vol. 25, no. 6, pp. 944-950. [cit. 19.11.2016].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064111500200X>.

RUTHERFORD, D., MORESIDE, J., WONG, I. 2015. Knee joint motion and muscle activation patterns are altered during gait in individuals with moderate hip osteoarthritis compared to asymptomatic cohort. *Clinical Biomechanics* [online]. 2015, vol. 30, pp. 578-584. [cit. 19.11.2016].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003315001072>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. 2002. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*. [online]. 2002. vol. 16, pp. 1-14. [cit. 16.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001564>.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. 2012. *Motor control : translating research into clinical practice (4th ed.)*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health; Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-1-4511-1710-3.

STASZKIEWICZ, R., CHWAŁA, W., FORCZEK, W., LASKA, J. 2012. Three-dimensional analysis of the pelvic and hip mobility during gait on a treadmill and on the ground. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. [online]. 2012. vol. 14, no. 2, pp. 83-89. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol14No2/11.pdf>.

STEINMETZ, J., FEDERSPIEL, C. 2014. The effects of cognitive training on gait speed and stride variability in old adults: findings from a pilot study. *Aging Clinical and Experimental Research*. [online]. 2014. vol. 26, no. 6, pp. 635-643. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs40520-014-0228-9>.

SZIVER, E., NAGY, E., PRESZNER-DOMJÁN, A., PÓSA, G., HORVATH, G., BALOG, A., TÓTH, K. 2016. Postural control in degenerative diseases of the hip joint. *Clinical Biomechanics*. [online]. 2016. vol. 35, pp. 1-6. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003316300286>.

TALIS, V. L., GRISHIN, A. A., SOLOPOVA, I. A., OSKANYAN, T. L., BELENKY, V. E., IVANENKO, Y. P. 2008. Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clinical Biomechanics*. [online]. 2008. vol. 23, no. 4, pp. 424-433. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307002641>.

TATE, J. J., MILNER, C. E. 2010. Real-Time Kinematic, Temporospacial, and Kinetic Biofeedback During Gait Retraining in Patients: A Systematic Review. *American Physical Therapy Association*. [online]. 2010. vol. 90, no. 8, pp. 1123-1134. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=173a8530-aeb0-410d-a6cd-b2299930805f%40sessionmgr103>.

TERAN-YENGLER, P., COLE, K. J., YACK, H. J. 2016. Short and long-term effects of gait retraining using real-time biofeedback to reduce knee hyperextension pattern in young women. *Gait & Posture*. [online]. 2016. vol. 50, pp. 185-189. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636216304957>.

TRUSZCZYŃSKA, A., TRZASKOMA, Z., BIALECKI, J., DRZAL-GRABIEC, J., DADURA, E., RAPALA, K., TARNOWSKI, A. 2016. The effect of unilateral osteoarthritis of the hip on postural balance disorders. *Hip International*. [online]. 2016. vol. 26, no. 6, pp. 567-572. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://www.hip-int.com/article/bedef700-8771-4517-a844-48f832608141>.

VAN VLIET, P., WULF, G. 2006. Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the evidence?. *Disability and Rehabilitation*. [online]. 2006. vol. 28, no. 13-14, pp. 831-840. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09638280500534937>.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kinematika krokového cyklu. (1. vyd.)*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VERGHESE, J., MAHONEY, J., AMBROSE, A. F., WANG, C., HOLTZER, R. 2010. Effect of Cognitive Remediation on Gait in Sedentary Seniors. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*. [online]. 2010. vol. 65A, no. 12, pp. 1338-1343. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article-lookup/doi/10.1093/gerona/glq127>.

VOGT, L., BANZER, W., BAYER, I., SCHMIDTBLEICHER, D., KERSCHBAUMER, F. 2006. Overground and walkway ambulation with unilateral hip osteoarthritis: comparison of step length asymmetries and reproducibility of treadmill mounted force plate readings. *Physiotherapy Theory and Practice*. [online]. 2006. vol. 22, no. 4, pp. 73-82. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09593980500213035?journalCode=iptp20>.

WANG, J., WAI, Y., WENG, Y., NG, K., HUANG, Y., YING, H., WANG, CH. 2009. Functional MRI in the assessment of cortical activation during gait-related imaginary tasks. *Journal of Neural Transmission*. [online]. 2009. vol. 116, no. 9, pp. 1087-1092. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00702-009-0269-y>.

WHITE, S. C., LIFESO, R. M. 2005. Altering Asymmetric Limb Loading After Hip Arthroplasty Using Real-Time Dynamic Feedback When Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2005. vol. 86, no. 10, pp. 1958-1963. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999305003953>.

YOGEV-SELIGMANN, G., HAUSDORFF, J. M., GILADI, N. 2008. The Role of Executive Function and Attention in Gait. *Movement Disorders*. [online]. 2008. vol. 23, no. 3, pp. 329-342. [cit. 16.2.2017].

Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.21720/full>.

ZEHR, E. P., CARROLL, T. J., CHUA, R., COLLINS, D. F., FRIGON, A., HARIDAS, C., HUNDZA, S. R., THOMPSON, A. K. 2004. Possible contributions of CPG activity to the control of rhythmic human arm movement. *Canadian Journal of Physiology & Pharmacology*. [online]. 2004. vol. 82, no. 8/9, pp. 556-568. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=79189970-46b9-4ce1-81c0-a6bdef0ae5f6%40sessionmgr4006&vid=3&hid=4105>.

ZEHR, E. P., DUYSSENS, J. 2004. Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion. *THE NEUROSCIENTIST*. [online]. 2004. vol. 10, no. 4, pp. 347-361. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/1073858404264680>.

ZEHR, E., P. 2005. Neural Control of Rhythmic Human Movement: The Common Core Hypothesis. *Exercise & Sport Sciences Reviews*. [online]. 2007. vol. 33, no. 1, pp. 54-60. [cit. 10.2.2017].

Dostupné z: http://journals.lww.com/acsm-essr/Abstract/2005/01000/Neural_Control_of_Rhythmic_Human_Movement__The.10.aspx.

ZENI, J. Z., ABUJABER, S., POZZI, F., MARMON, A. 2015. Influence of weight bearing visual feedback on movement symmetry during sit to stand task in patients with hip OA. *Osteoarthritis and Cartilage*. [online]. 2008. vol. 23, no. 4, pp. 424-433. [cit. 1.5.2017].

Dostupné z: [http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584\(15\)00955-3/fulltext](http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584(15)00955-3/fulltext).

Seznam zkratek

ADL – všední denní činnosti

apod. – apodobně

atd. – a tak dále

cm – centimetr

CNS – centrální nervový systém

COM – center of mass – působiště tíhové síly

COP – center of pressure – působení výsledné reakční síly

CPG – centrální generátory pohybu

EF – exekutivní funkce

et – a

et al. – a další

H_0 1 – nulová hypotéza číslo 1

H_A 1 – alternativní hypotéza číslo 1

HOOS – Hip disability and Osteoarthritis Outcome Score (dotazník)

LDK – levá dolní končetina

LTV – léčebná tělesná výchova

m. – musculus (sval)

m/s – metr za sekundu

mm – milimetr

mm^2 – milimetr čtvereční

N – newton

např. – například

obr. – obrázek

p – hladina statistické významnosti

p. – page (strana)

PDK – pravá dolní končetina

pp. – pages (strany)

RTG – rentgenové vyšetření

s – sekunda

s. – strana

ss. – strany

VAS – Visual Analog Scale for Pain (škála bolestivosti)

Seznam tabulek

Tabulka 1 Základní údaje pacientů	30
Tabulka 2 Popisná statistika hypotézy H01	34
Tabulka 3 Výsledky hypotézy H01	35
Tabulka 4 Popisná statistika hypotézy H02.....	36
Tabulka 5 Výsledky hypotézy H02	36
Tabulka 6 Výsledky hypotézy H03 1/1	38
Tabulka 7 Výsledky hypotézy H03 2/2	39
Tabulka 8 Výsledky hypotézy H04	41
Tabulka 9 Korelační hodnoty hypotézy H05	43
Tabulka 10 Výsledky hypotézy H05	44
Tabulka 11 Popisná statistika hypotézy H06	45

Seznam obrázků

Obrázek 1	Graf rozdílu zatížení pravé dolní končetiny – dlouhodobá terapie	37
Obrázek 2	Graf průměrů délky kroku osteoartrotické končetiny	39
Obrázek 3	Graf průměru: Rozdíl doby kroku	40
Obrázek 4	Graf působení síly na středonoží PDK u dlouhodobé terapie	42
Obrázek 5	Graf HOOS dotazník	46
Obrázek 6	Bodový graf: Bolest/Max F pata PDK	54
Obrázek 7	Bodový graf: Bolest/Max F středonoží PDK	55

Seznam příloh

Příloha 1 Vzor informovaného souhlasu	79
Příloha 2 Škála bolestivosti VAS	81
Příloha 3 Dotazník HOOS	82
Příloha 4 Výchozí pozice stoje	86
Příloha 5 Grafy průměrů z více proměnných pro hypotézu H_01	87
Příloha 6 Krabicové grafy pro hypotézu H_02	89
Příloha 7 Krabicové grafy pro hypotézu H_03	91
Příloha 8 Krabicové grafy pro hypotézu H_04	95
Příloha 9 Bodové grafy pro hypotézu H_05	100

Přílohy

Příloha 1 Vzor informovaného souhlasu



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Rehabilitace pacientů s diagnózou coxarthrosis na chodícím páse Zebris

Období realizace: Květen 2016 – Únor 2017

Řešitelé projektu: Lukáš Chobot

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je prokázání vlivu kognice (souhm operací a procesů, prostřednictvím kterých dokáže člověk vnímat, usuzovat a poznávat sebe i okolí) na chůzový stereotyp u artrózy kyčelního kloubu. Zda lze zlepšit komfort pohybu a snížit bolestivost kloubů. Výzkum bude probíhat ve FNOL na oddělení rehabilitace pod dobu maximálně dvou měsíců. Během této doby dojde ke třem měření na chodícím páse Zebris. Během tohoto vyšetření se dozvíte, jestli stojíte a chodíte správně nebo zda máte nějaký problém, který můžeme zlepšit a upravit tak, aby bylo docíleno zlepšení Vaší kvality života. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody: další možnost, jak ovlivnit Vaší diagnózu, pozitivní korekce stereotypu chůze, možnost redukce bolesti, celkové zvýšení komfortu v běžných denních aktivitách. Rizikem pro Vás může být pád na páse, který je ale nepravděpodobný, pokud budete dodržovat dané instrukce terapeuta. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne

z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

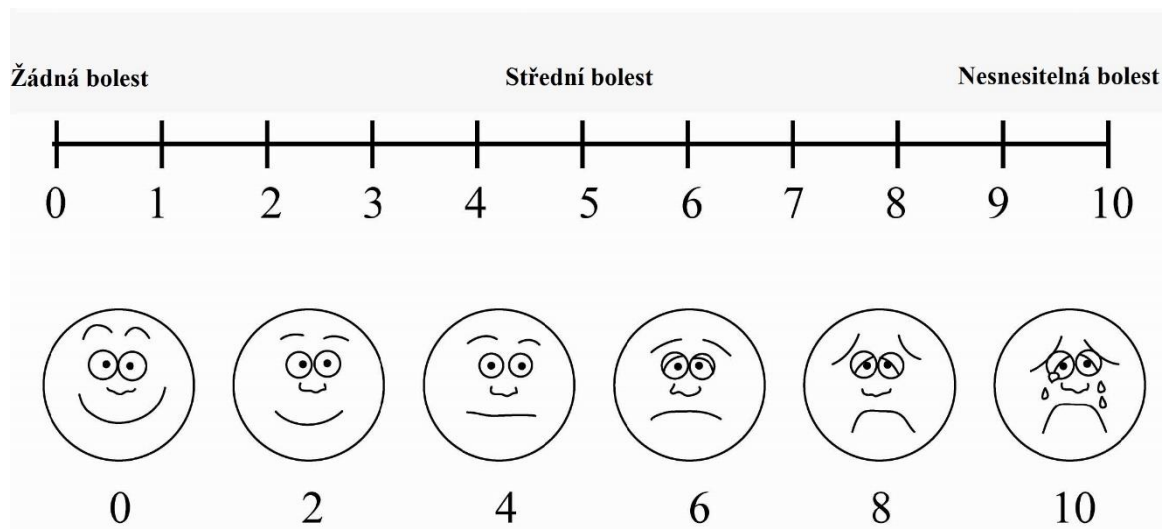
Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____
_____ V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce): _____
_____ V _____ dne: _____

Příloha 2 Škála bolestivosti VAS



Příloha 3 Dotazník HOOS

HOOS – dotazník

Dnešní datum:

Datum narození:

Jméno:

Instrukce: Tento dotazník je zaměřen na problematiku vašich kyčelních kloubů. Tyto informace nám pomohou se zorientovat v otázkách vaší bolestivosti a denních aktivit, které obvykle děláte. Každou zvolenou odpověď zakroužkujte. Na každou otázku zvolte pouze jednu odpověď. Pokud jste si v některé otázce nejistí, uveďte prosím co nejpřesnější odpověď.

Příznaky:

Tyto otázky se zaměřují na Vaše příznaky a obtíže kyčelních kloubů během posledního týdne.

S1. Slyšíte skřípání, klapání nebo jiný typ zvuku z Vašich kyčelních kloubů?

nikdy / zřídka / občas / často / pořád

S2. Jaké máte potíže, když dáte nohy od sebe (unožíte)?

žádné / lehké / přiměřené / vážné / extrémní

S3. Obtíže při vykročení

žádné / lehké / přiměřené / vážné / extrémní

Ztuhlost:

Následující otázky se zaměřují na velikost pohybové ztuhlosti kyčelních kloubů, kterou jste zažil/a během posledního týdne. Ztuhlost je pocit omezení nebo pomalosti při klidném a plynulém pohybu kyčelního kloubu.

S4. Jak vážná je ztuhlost při pohybu v kyčelním kloubu při první ranní chůzi?

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

S5. Jak vážná je ztuhlost v kyčelním kloubu po sezení, ležení nebo odpočívání později během dne?

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

Bolest

B1. Jak často cítíte bolest v kyčelních kloubech?

nikdy / měsíčně / týdně / denně / neustále

Jak velká byla bolest v kyčelních kloubech během minulého týdne u následujících aktivit.

B2. Úplné natažení v kyčelních kloubech

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B3. Úplné pokrčení v kyčelních kloubech

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B4. Chůze po bytě

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B5. Chůze po schodech (nahoru i dolů)

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B6. V noci během spánku

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B7. Sezení nebo ležení

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B8. Postavení do stoje

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B9. Chůze po těžkém povrchu (asfalt, beton, atd.)

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

B10. Chůze na nerovném povrchu

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

Funkce, denní aktivity

Následující aktivity se zabývají Vaší fyzickou zdatností. Tím máme na mysli Vaši schopnost pohybovat se a postarat se o sebe. Pro každou z následujících aktivit prosím označte stupeň obtížnosti, kterou jste zažili minulý týden související s kyčelním kloubem.

A1. Chůze ze schodů:

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A2. Chůze do schodů

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A3. Vstávání ze sedu

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A4. Stání

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A5. Dotknout se země/zvednout předmět

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A6. Chůze po bytě

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A7. Nástup/výstup z auta

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A8. Nakupování

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A9. Oblékání ponožek/punčoch

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A10. Vstávání z postele

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A11. Svlečení ponožek/punčoch

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A12. Ležení v posteli (otáčení, udržení pozice kyčelních kloubů)

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A13. Dostat se do/z vany

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A14. Sezení

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A15. Dostat se na/z WC

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A16. Těžké domácí práce (přenášení těžkých krabic, vytírání podlahy atd.)

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

A17. Lehké domácí práce (vaření, utírání prachu atd.)

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

Funkce, sporty a rekreační aktivity

Následující otázky se zaměřují na Vaši fyzickou zdatnost, během aktivit na vyšší úrovni. Otázky by měly být zodpovězeny podle stupně obtížnosti, kterou jste zažili během minulého týdne související s kyčelním kloubem.

SP1. Dřepnutí

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

SP2. Běhání

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

SP3. Otočení na natažené (stojné) noze

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

SP4. Chůze po nerovném povrchu

žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

Kvalita života

K1. Jak často si uvědomujete problémy s Vaším kyčelním kloubem?

nikdy / měsíčně / týdně / denně / neustále

K2. Upravili jste styl života, abyste se vyhnuli aktivitám, které potenciálně ničí Váš kyčelní kloub?

vůbec / mírně / přiměřeně / velmi / úplně

K3. Jak velké máte starosti s nedostatkem důvěry ve Váš kyčelní kloub?

vůbec / mírně / přiměřeně / velmi / úplně

K4. Obecně, jak hodně máte potíže s Vaším kyčelním kloubem?

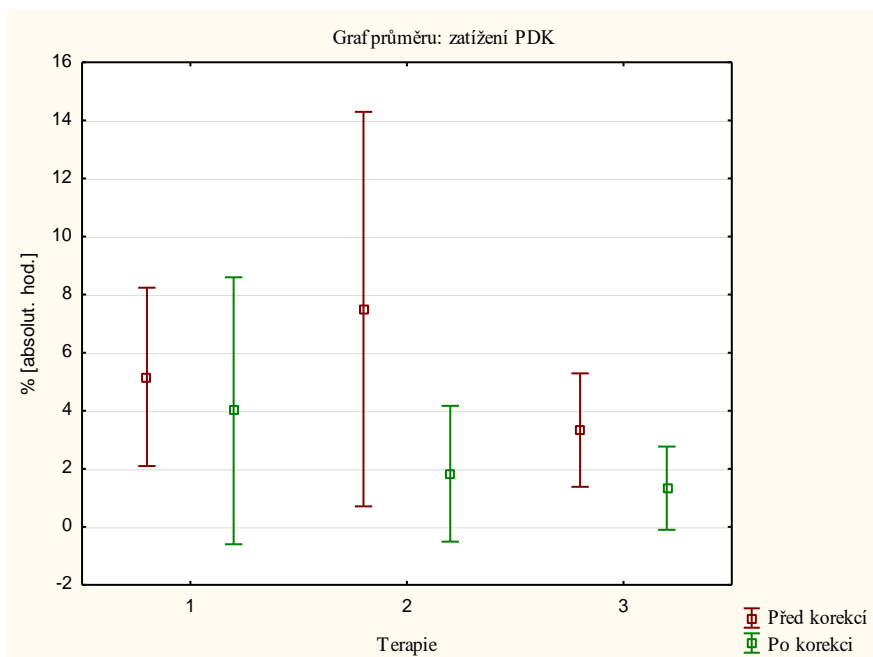
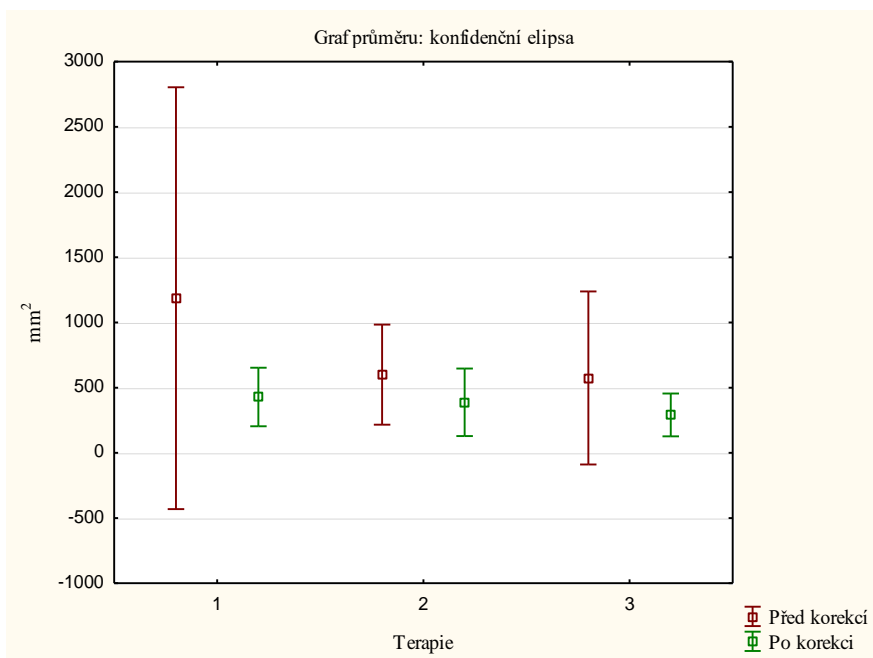
žádná / lehká / přiměřená / vážná / extrémní

Děkuji Vám za vyplnění všech otázek v tomto dotazníku.

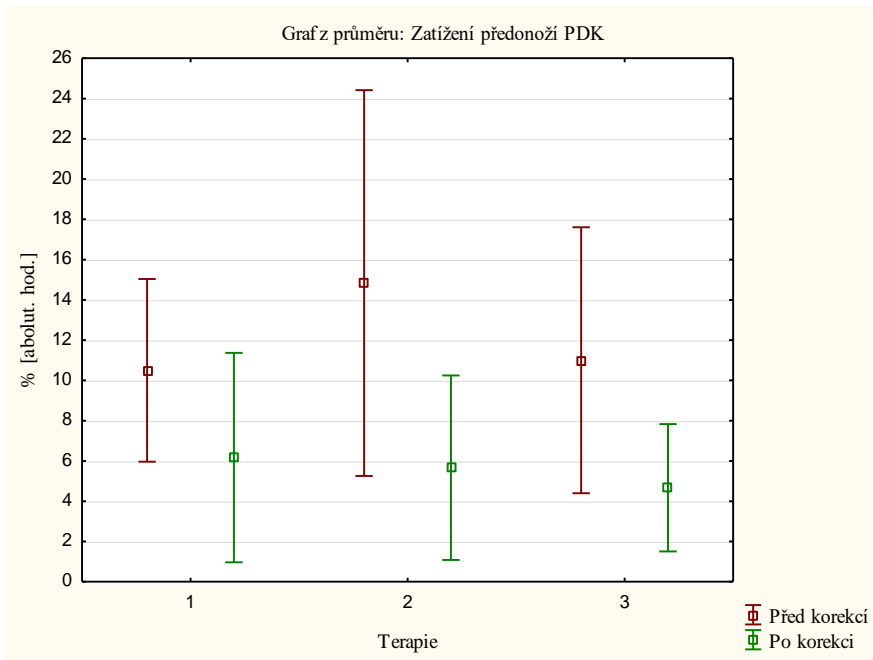
Příloha 4 Výchozí pozice stoje



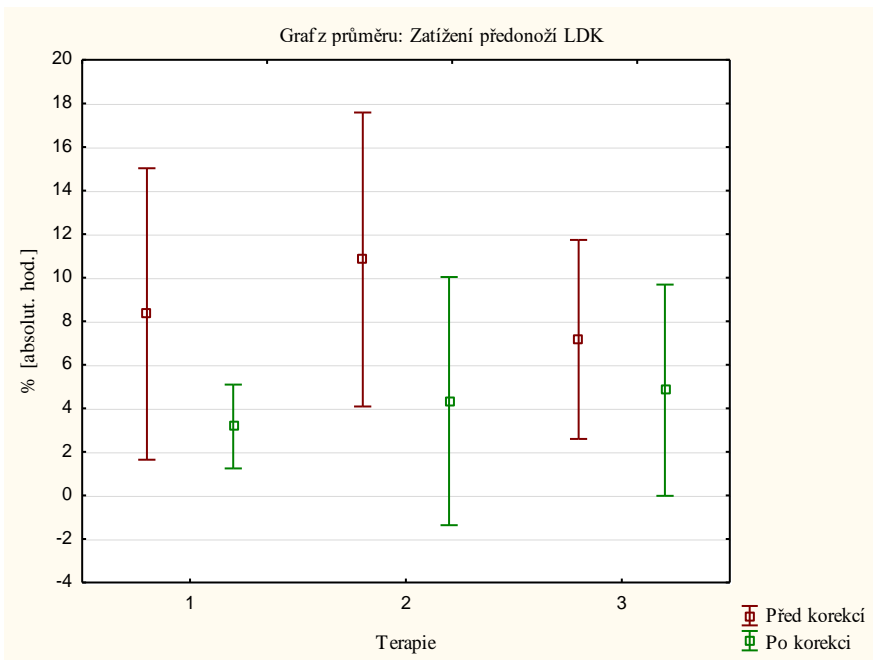
Příloha 5 Grafy průměrů z více proměnných pro hypotézu H₀₁



Legenda: PDK = pravá dolní končetina, absolut. hod. = absolutní hodnota

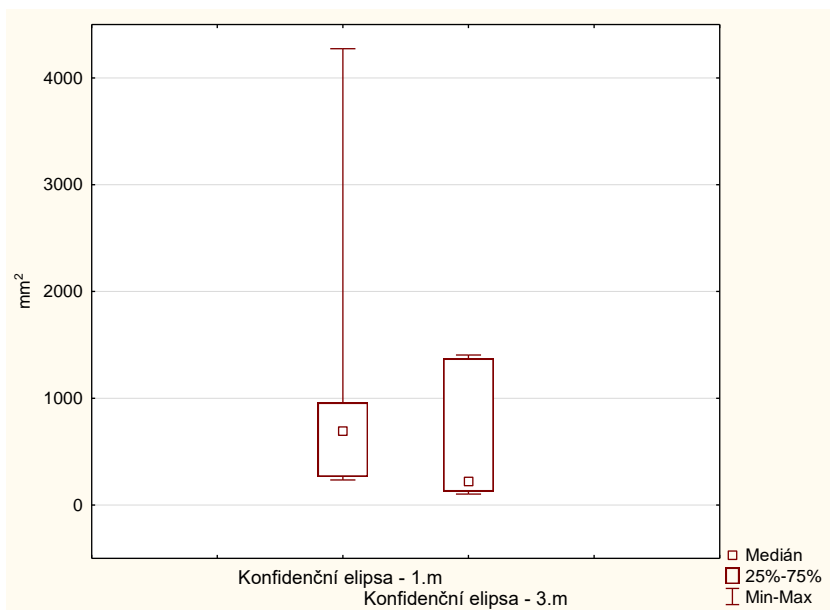


Legenda: PDK = pravá dolní končetina, absolut. hod. = absolutní hodnota

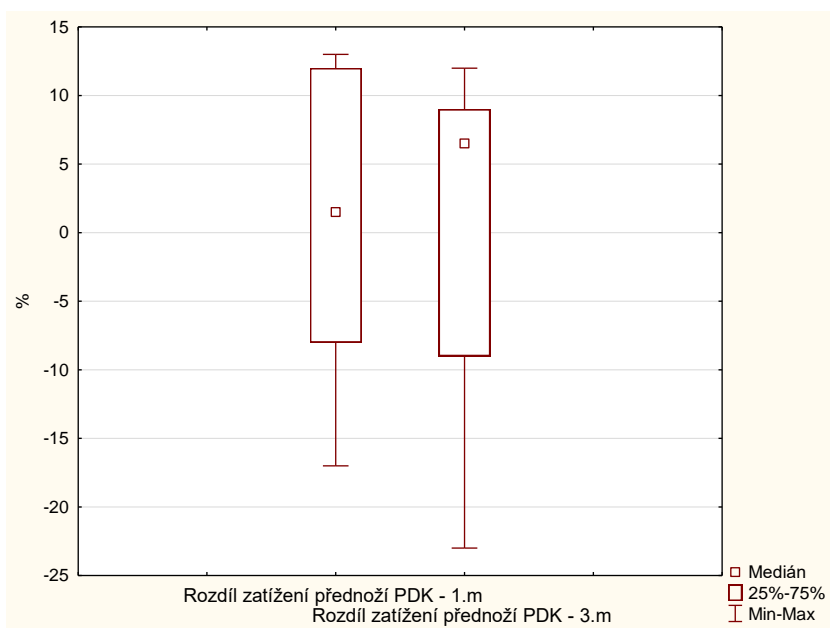


Legenda: LDK = levá dolní končetina, absolut. hod. = absolutní hodnota

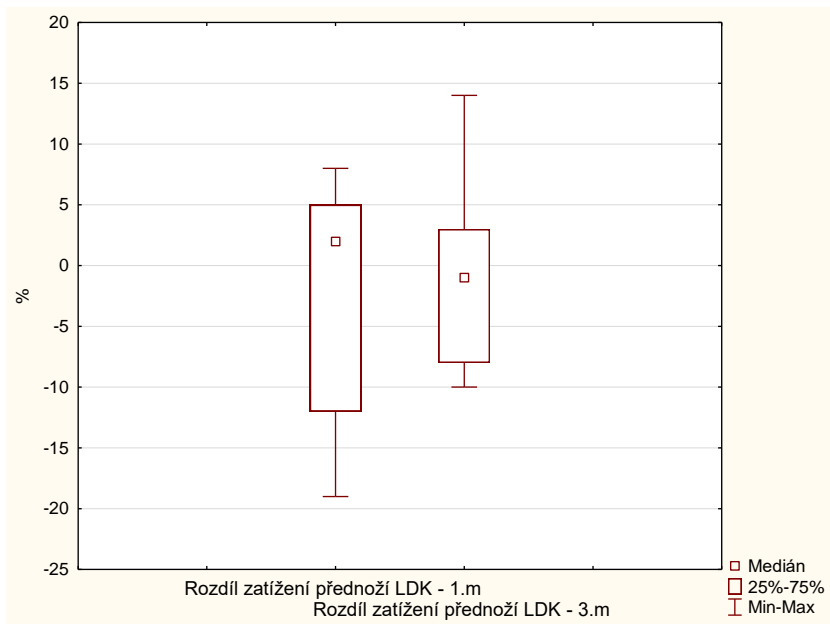
Příloha 6 Krabicové grafy pro hypotézu H₀₂



Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření

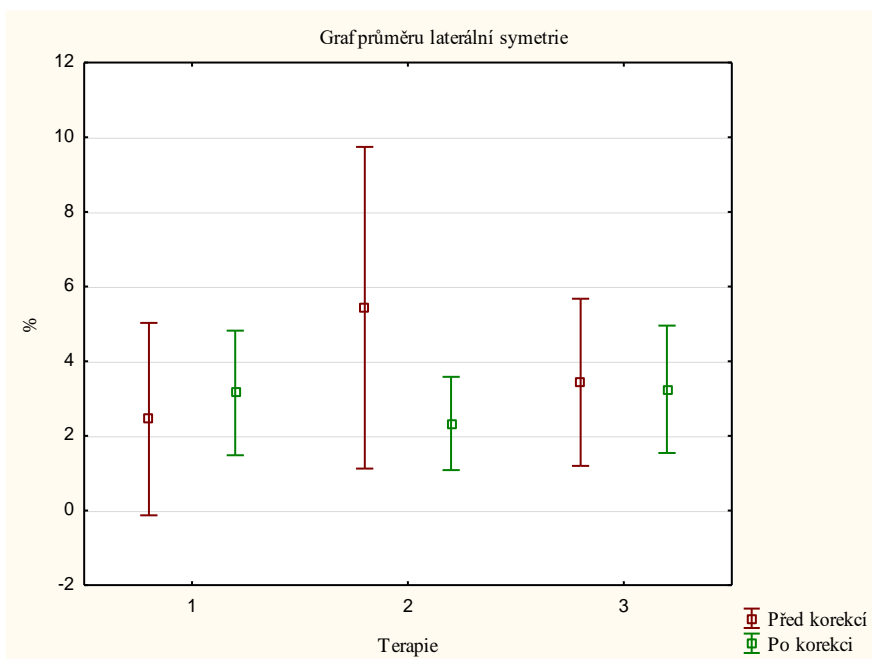
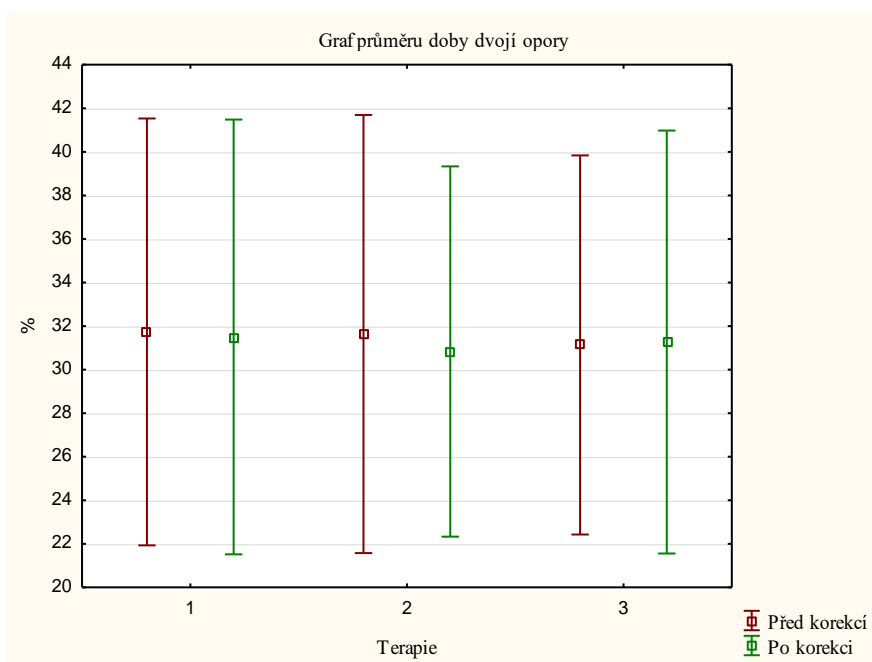


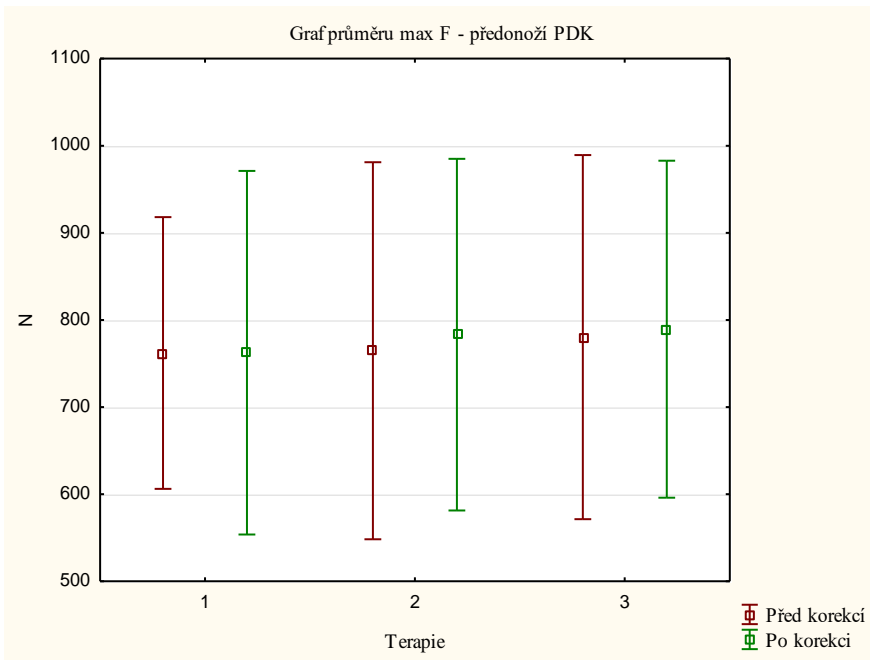
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, PDK = pravá dolní končetina



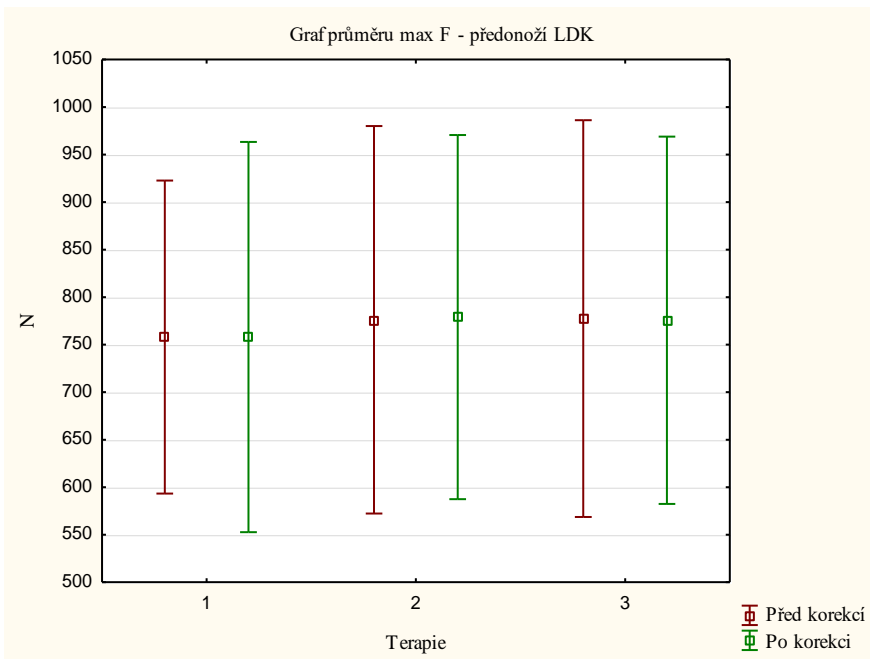
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, LDK = levá dolní končetina

Příloha 7 Krabicové grafy pro hypotézu H₀₃

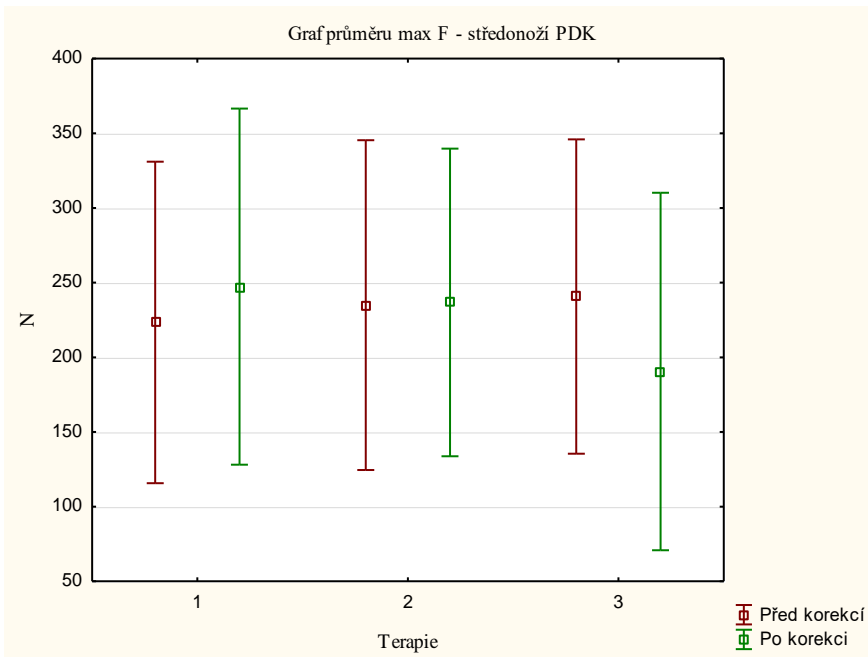




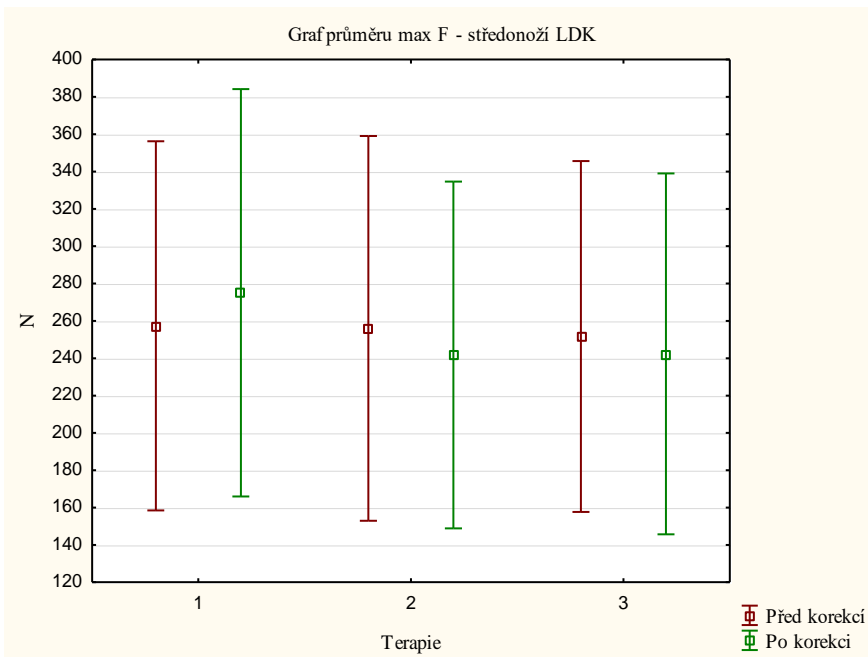
Legenda: max F = maximální silové působení, PDK = pravá dolní končetina



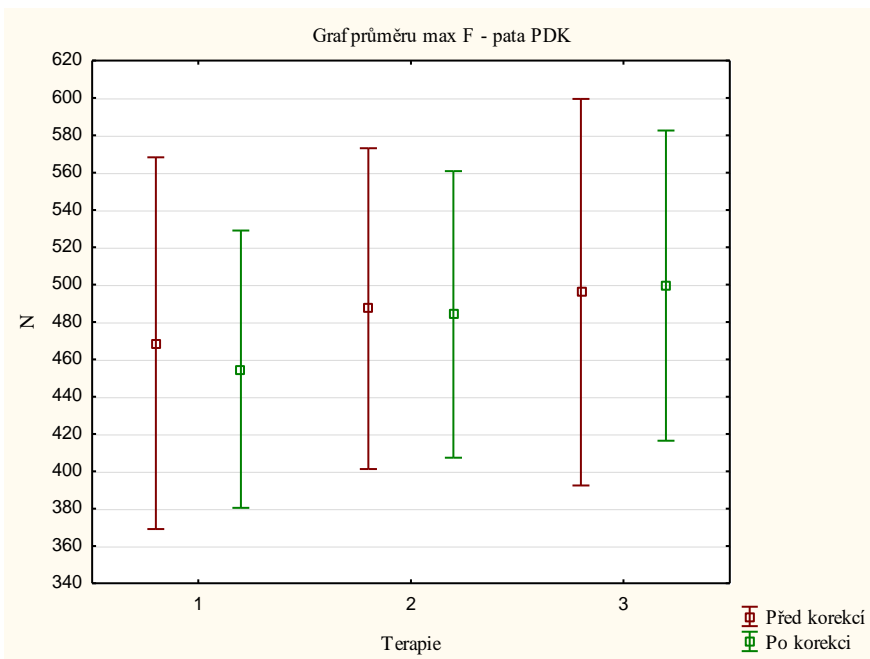
Legenda: max F = maximální silové působení, LDK = levá dolní končetina



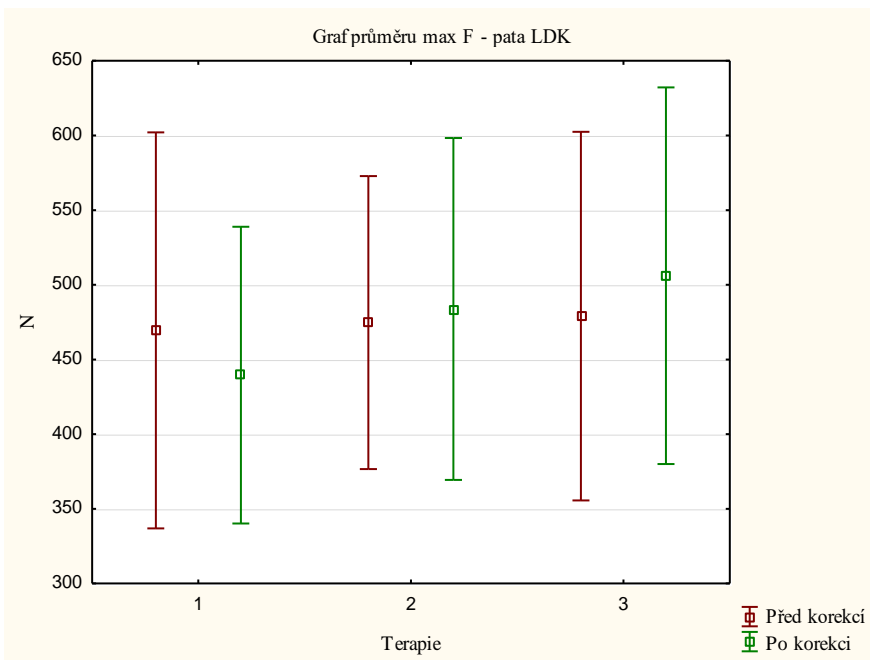
Legenda: max F = maximální silové působení, PDK = pravá dolní končetina



Legenda: max F = maximální silové působení, LDK = levá dolní končetina

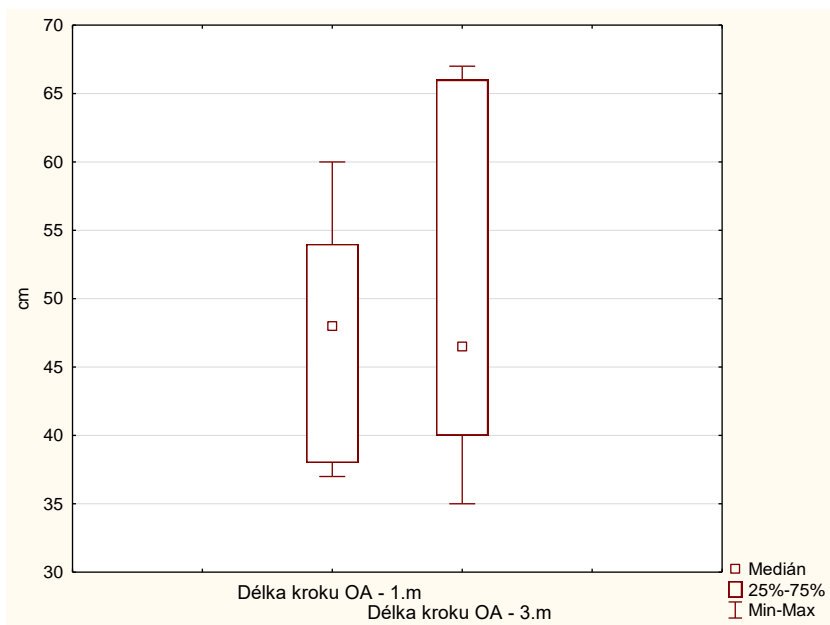


Legenda: max F = maximální silové působení, PDK = pravá dolní končetina

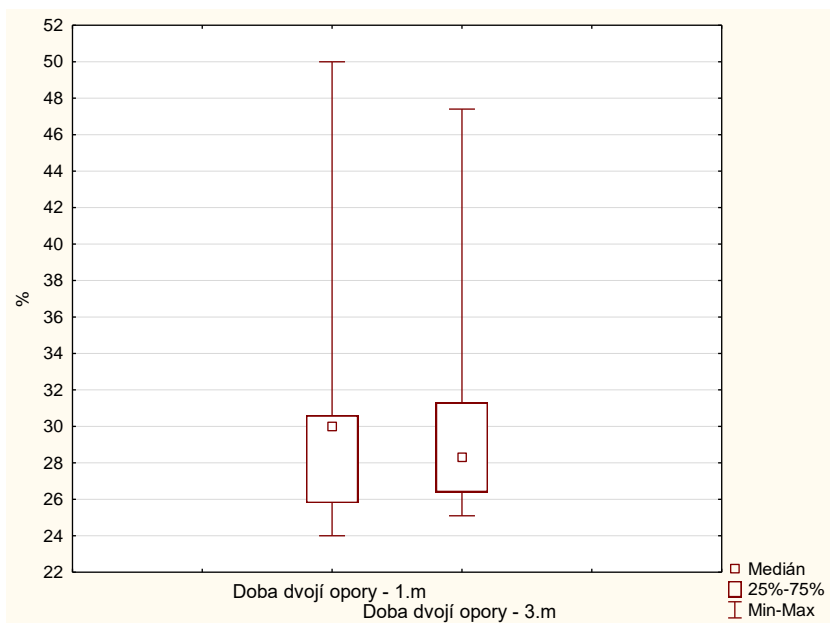


Legenda: max F = maximální silové působení, LDK = levá dolní končetina

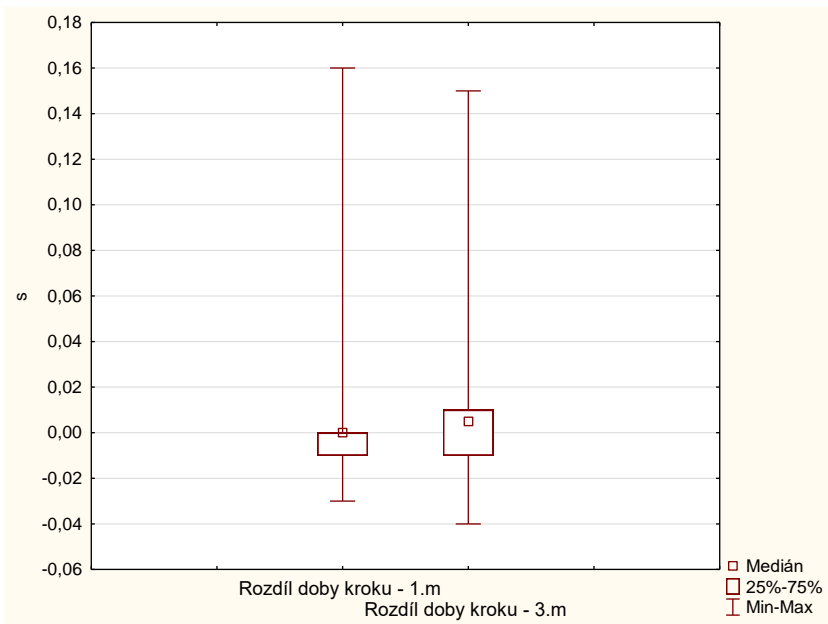
Příloha 8 Krabicové grafy pro hypotézu H₀₄



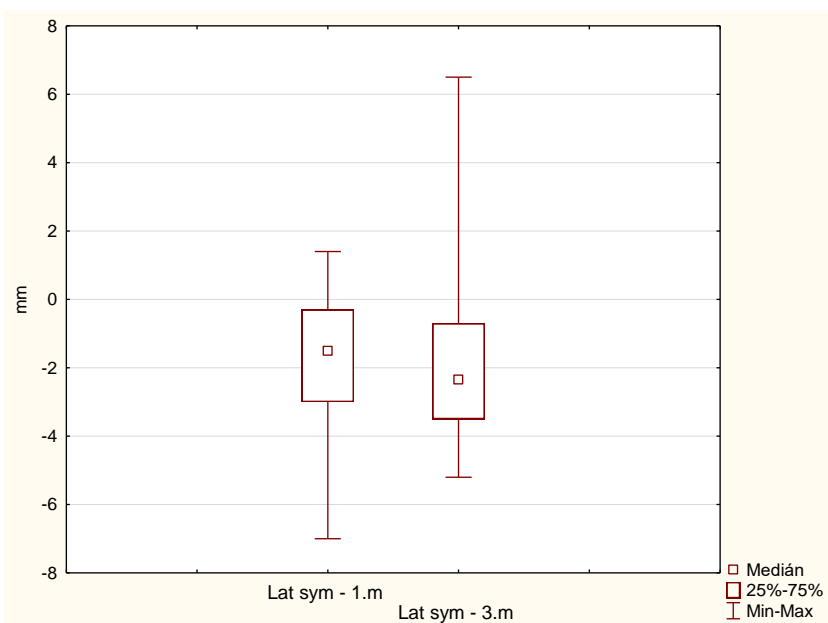
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, OA = osteoartrotická končetina



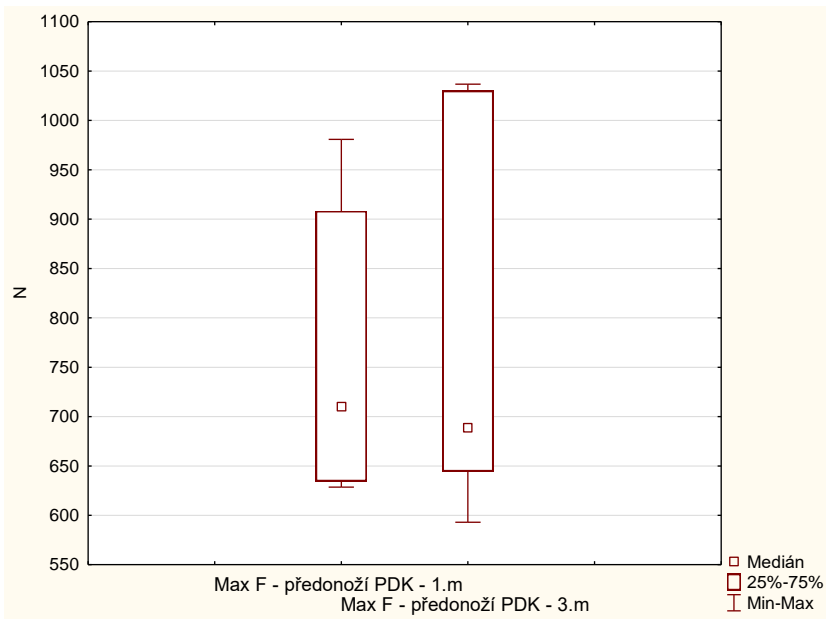
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření



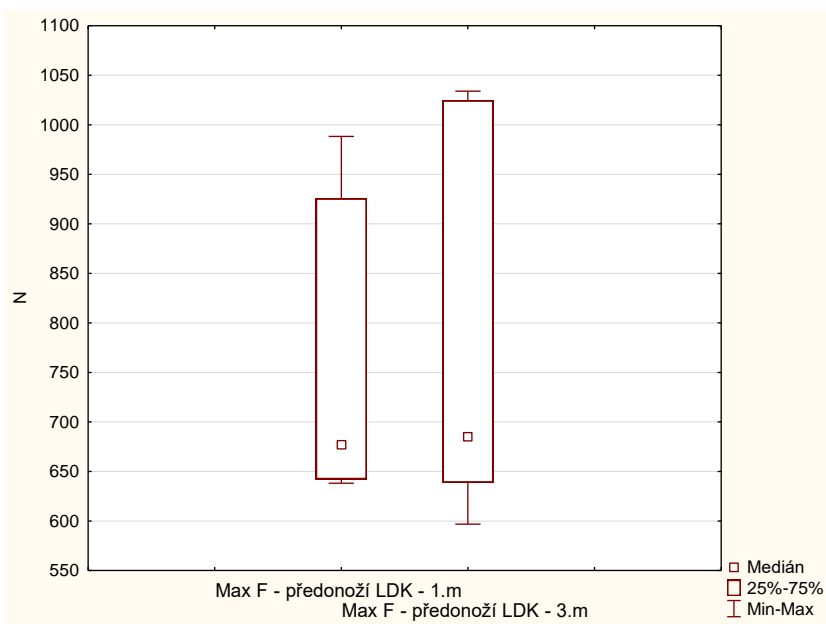
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření



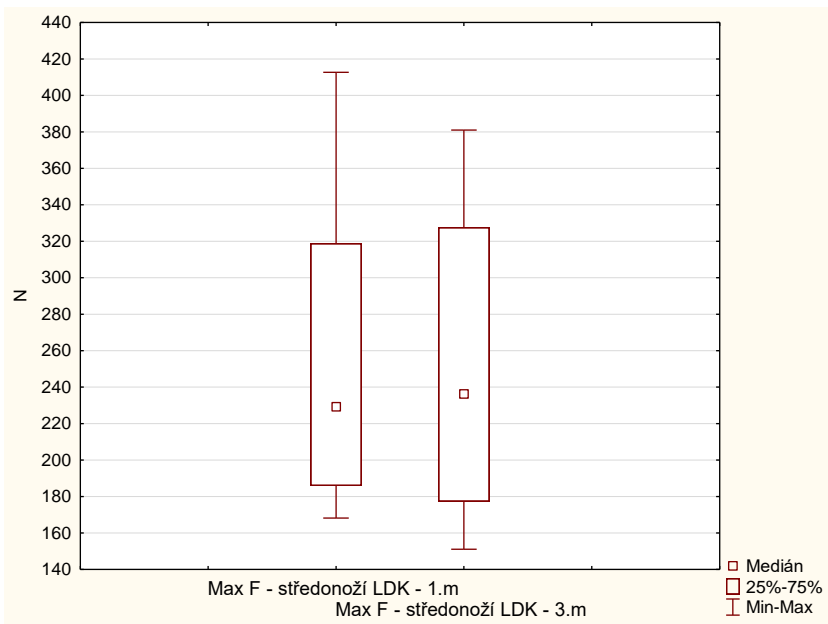
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, Lat. sym. = laterolaterální symetrie COP



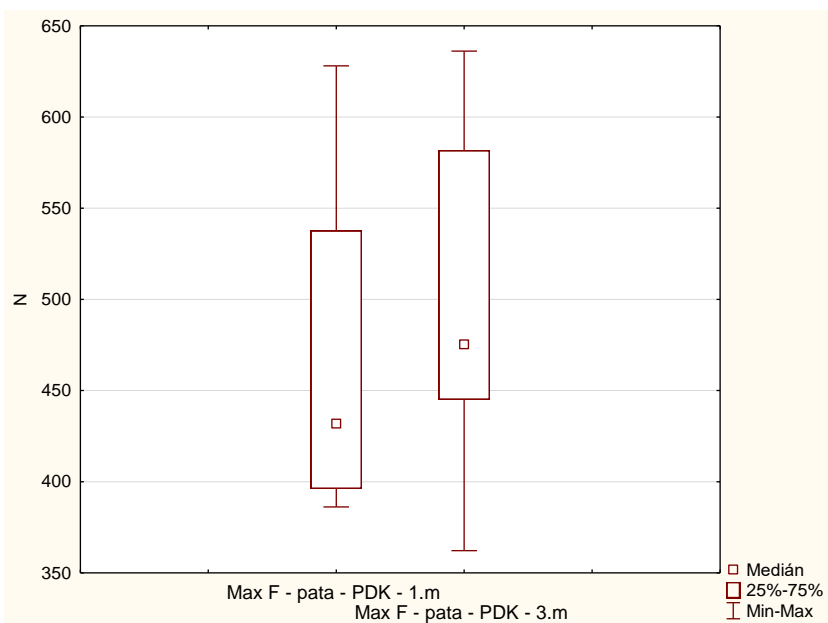
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



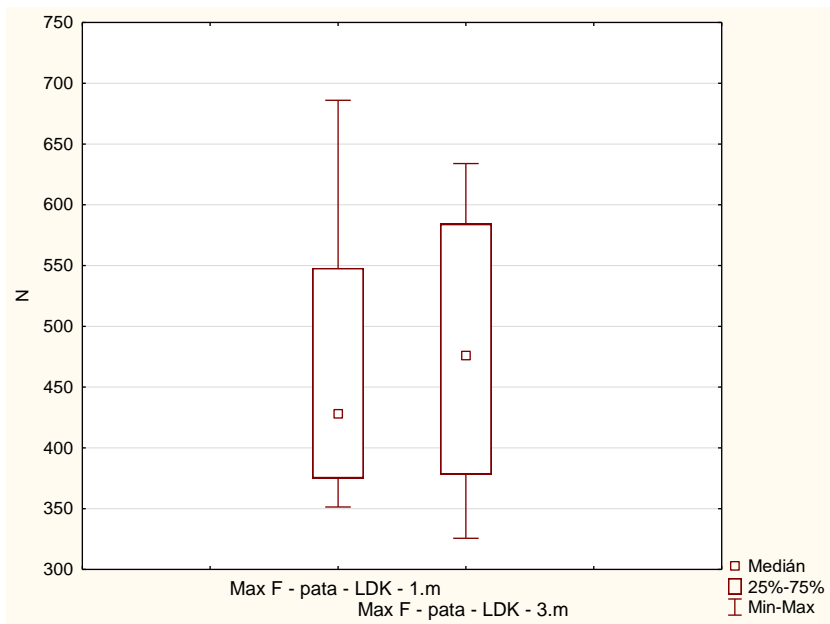
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, Max F = maximální silové zatížení, LDK = levé dolní končetina



Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, Max F = maximální silové zatížení, LDK = levé dolní končetina



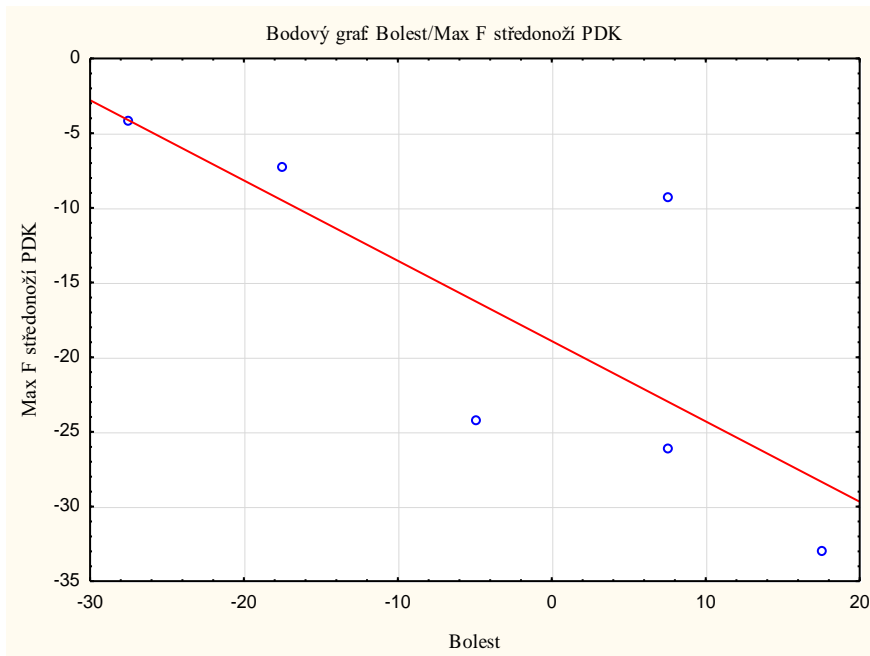
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina,



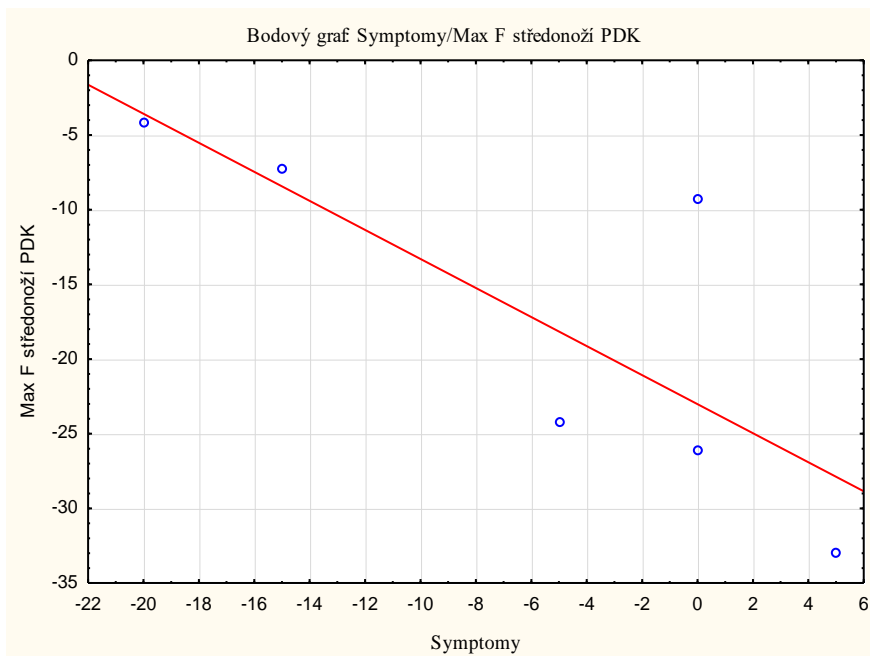
Legenda: 1.m = první měření, 3.m = třetí měření, Max F = maximální silové zatížení, LDK = levé dolní končetina

Příloha 9 Bodové grafy pro hypotézu H₀₅

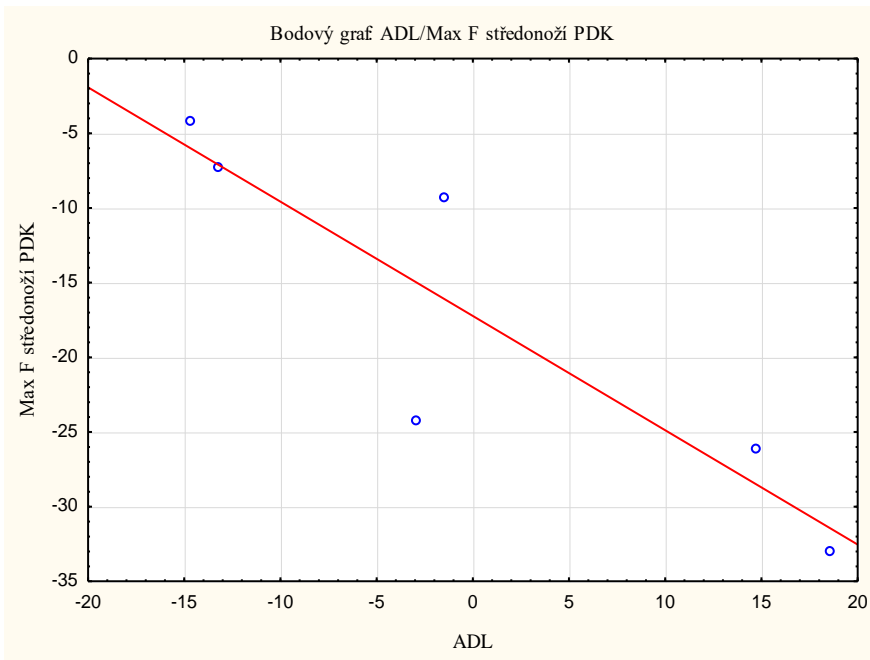
Všechny hodnoty jsou rozdíly parametrů mezi sebou před terapií při prvním a třetím (posledním) měření.



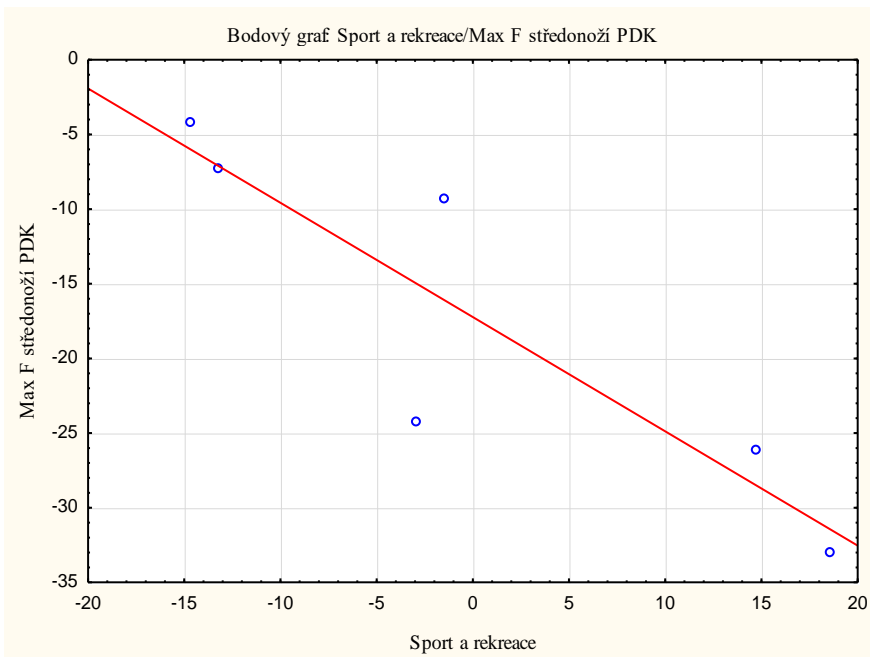
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



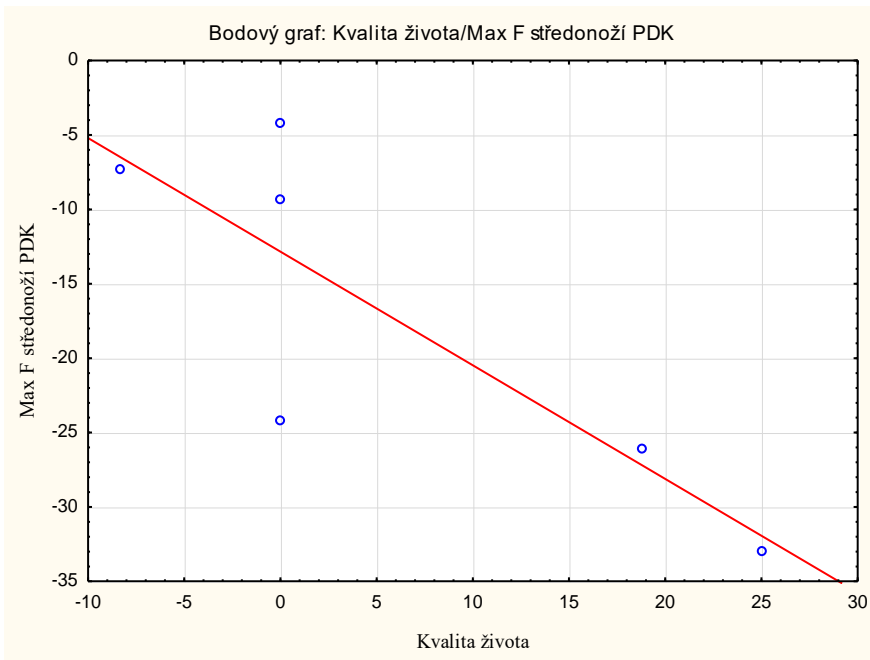
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



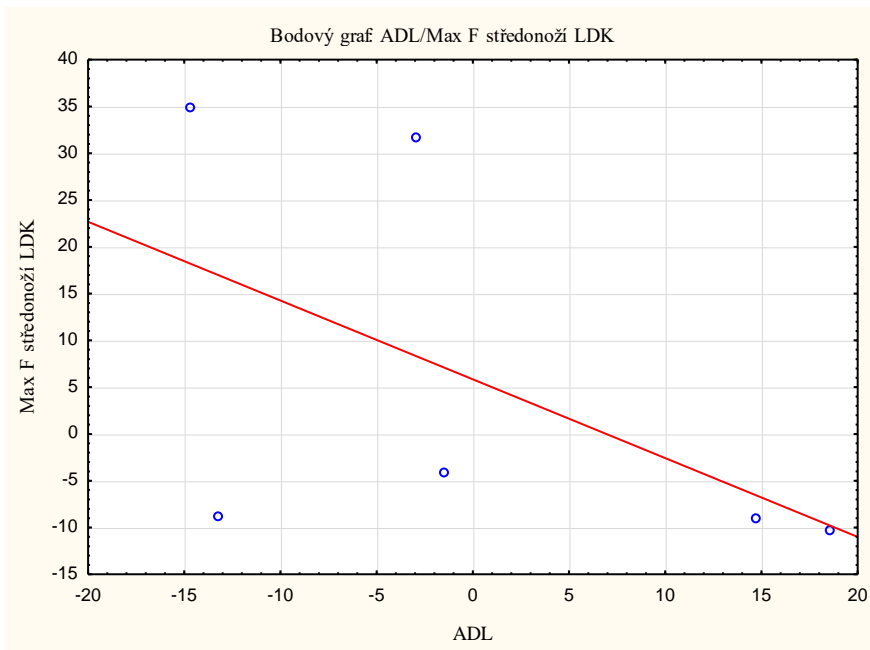
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



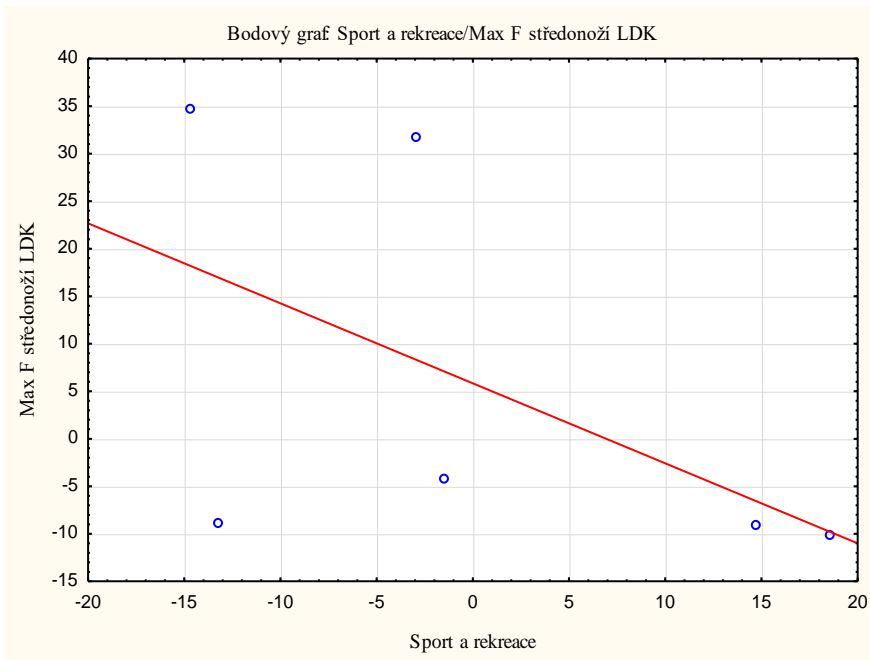
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



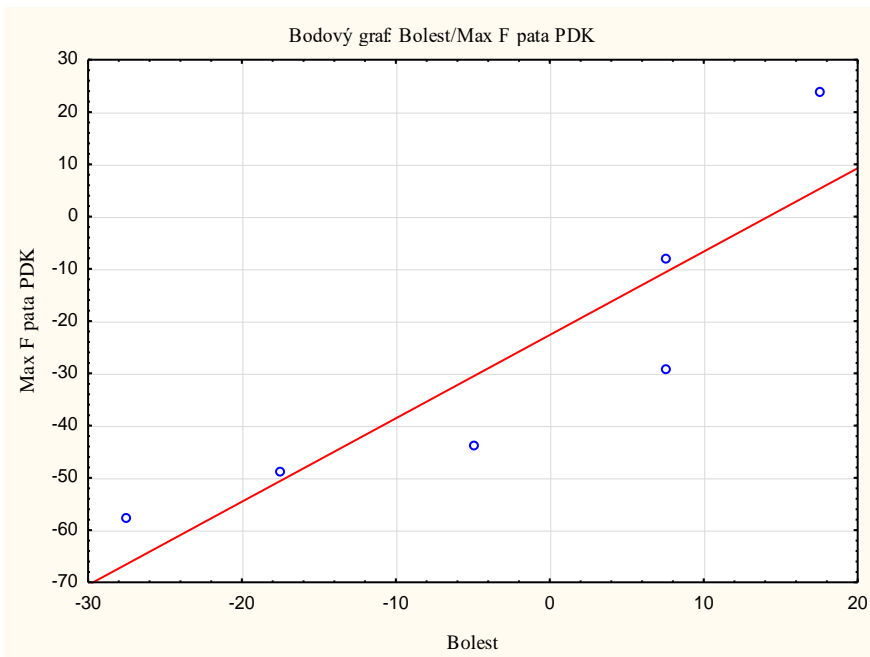
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



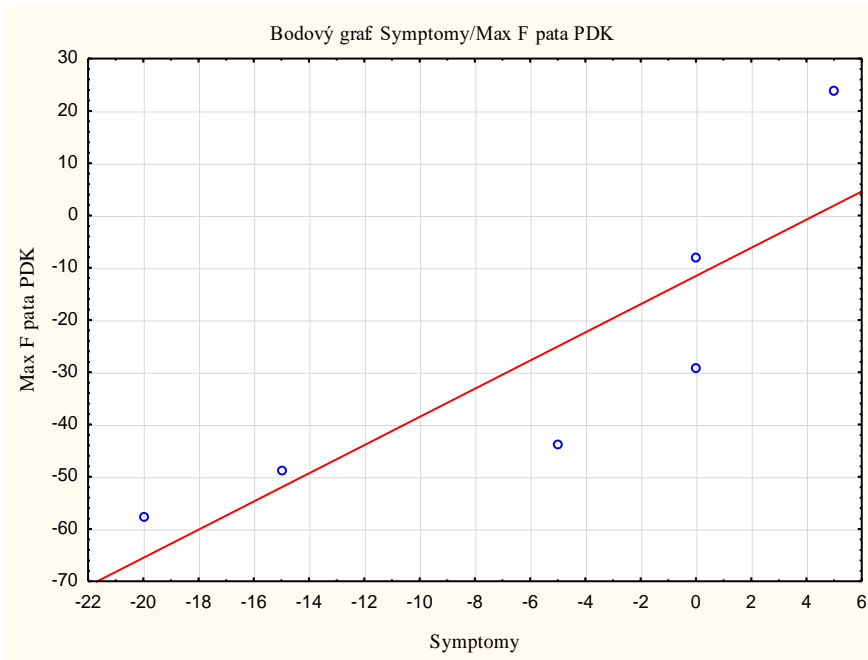
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, LDK = levá dolní končetina



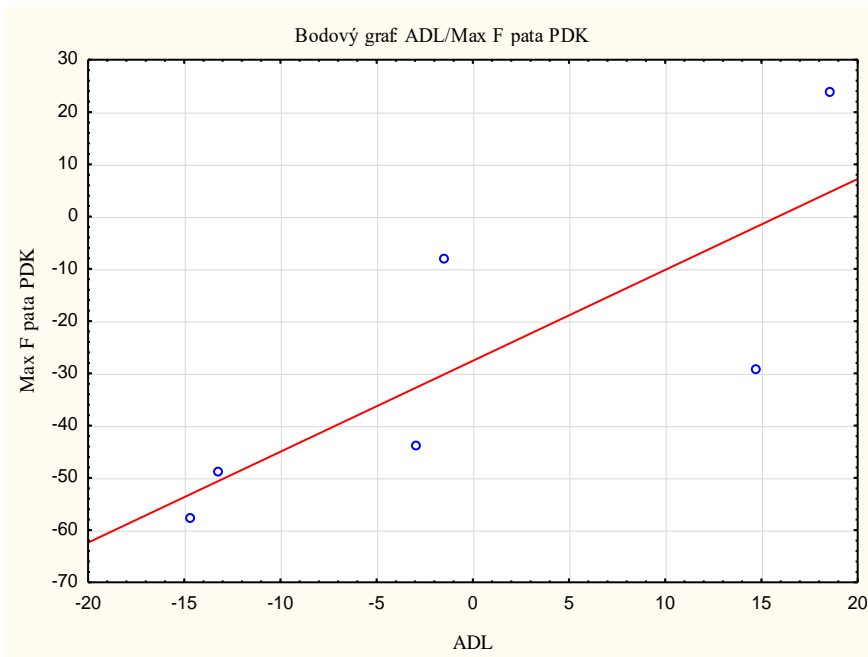
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, LDK = levá dolní končetina



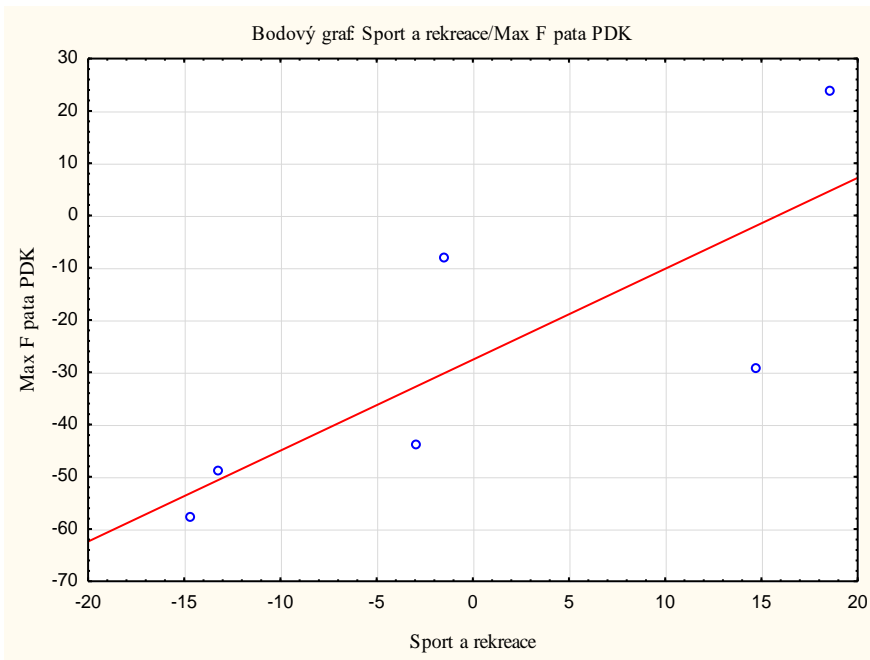
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



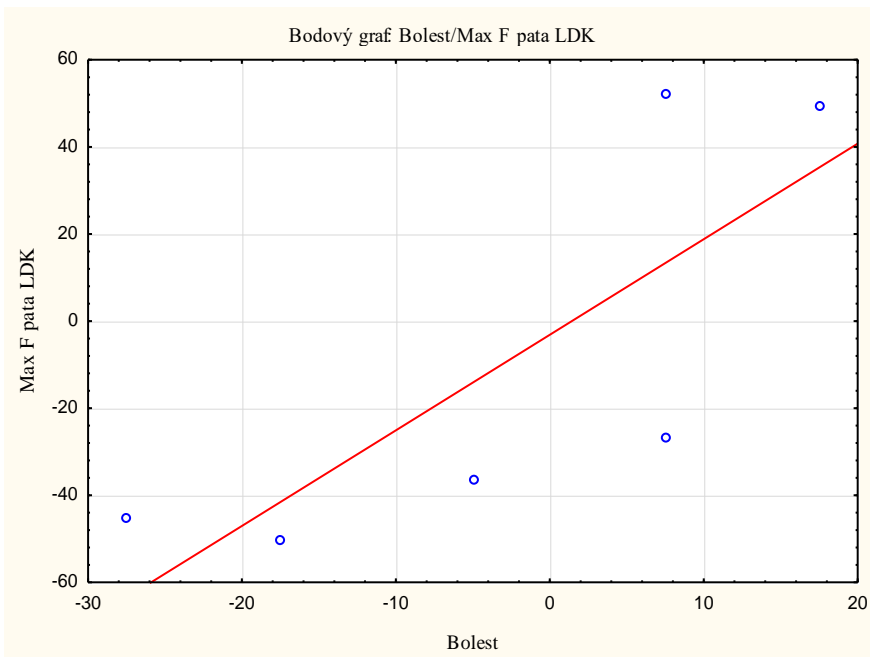
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



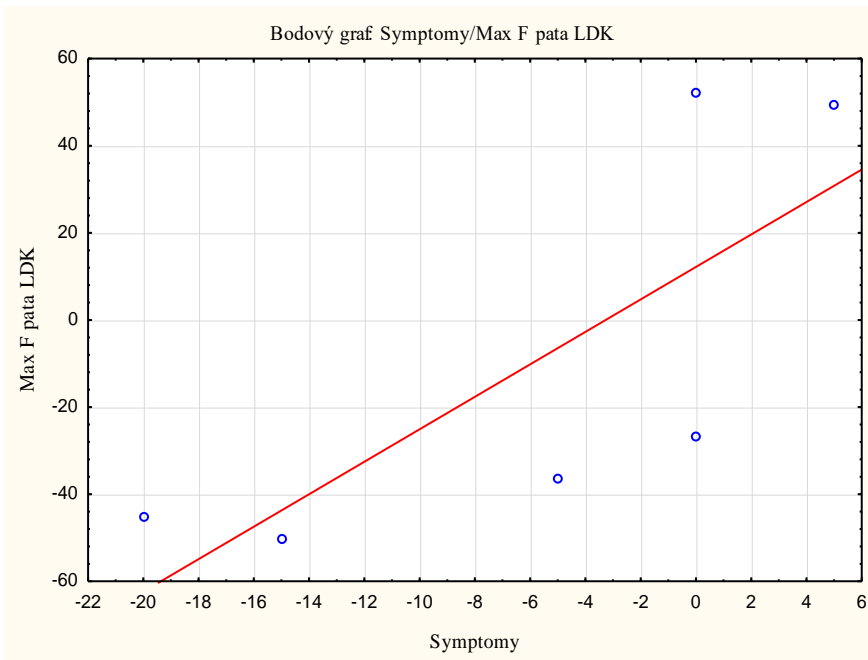
Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



Legenda: Max F = maximální silové zatížení, PDK = pravá dolní končetina



Legenda: Max F = maximální silové zatížení, LDK = levá dolní končetina



Legenda: Max F = maximální silové zatížení, LDK = levá dolní končetina