

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Jana Válková

**Principy a možnosti reedukace lokomoce u pacientů
po totální endoprotéze kyčelního kloubu s využitím
treadmill systémů**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Martina Marková

Olomouc 2014

ANOTACE

Bakalářská práce

Název práce: Principy a možnosti reedukace lokomoce u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu s využitím treadmill systémů

Název práce v AJ: Principles and Options for Locomotion Reeducation of Patients after Total Hip Arthroplasty Using Treadmill Systems

Datum zadání: 31. 1. 2014

Datum odevzdání: 2. 5. 2014

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

Autor práce: Jana Válková

Vedoucí práce: Mgr. Martina Marková

Oponent práce: Mgr. Jiří Stacho

Abstrakt v ČJ:

Bakalářská práce se zabývá možnostmi reedukace poruch chůze u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu s využitím treadmill systémů. Použití treadmill systémů v terapii dosahuje příznivých výsledků u řady diagnóz. Cílem práce je zodpovědět otázku, zda tento trénink chůze může být přínosný i u pacientů s poruchami chůze souvisejícími se stavem po totální endoprotéze kyčelního kloubu. Teoretická část shrnuje obecné informace o operaci, chůzi a vlivu operace na chůzi. Zároveň je zde zahrnut popis chodícího pásu s možnostmi, které nabízí. Druhá část textu se zabývá zahájením terapie na chodícím páse, kde je zahrnuta možnost použití odlehčovacího systému. Dále se zabývá možnostmi reedukace uvedených poruch chůze s využitím treadmill systémů a vlivem zpětné vazby na terapii. Práci uzavírá srovnání tradiční terapie s terapií na páse.

Abstrakt v AJ:

The bachelor thesis deals with options in gait reeducation for patients after total hip arthroplasty with the use of treadmill systems. Treadmill training has beneficial outcomes when used in cases of other diagnoses that required a gait reeducation therapy. The aim of the thesis is to answer the question of efficiency of such training systems as a tool of gait reeducation of patients specifically after the total hip

arthroplasty operation. Theoretic part includes general information about the operation and its impact on patient's gait, as well as information on gait and its disorders in general, followed by a description of options that treadmill systems offer in that regard. In its second part the thesis deals with the early stages of the therapy, including options offered by partial-weight support systems. Following part deals with reeducation of gait disorders using treadmill system during the therapy itself and the advantages or disadvantages of using real-time feedback. There is comparison between conventional therapy and treadmill training offered in the conclusion.

Klíčová slova v ČJ: endoprotéza kyčle totální, chůze, cyklus krokový, pás chodící

Klíčová slova v AJ: treadmill training, total hip arthroplasty rehabilitation, gait after total hip replacement

Rozsah: 54 s.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 2. 5. 2014

podpis

Děkuji Mgr. Martině Markové za odborné vedení bakalářské práce a za cenné rady a připomínky k textu.

OBSAH

ÚVOD	7
1 PŘEHLED POZNATKŮ.....	9
1.1 Totální endoprotéza kyčelního kloubu.....	9
1.1.1. Indikace k operaci	11
1.2 Obecné parametry chůze	12
1.3 Vliv operace na chůzi a následná rehabilitace	14
1.3.1 Rozsah pohybů kyčelního kloubu.....	16
1.3.2 Symetrie chůze.....	19
1.3.3 Ostatní parametry chůze	21
1.4 Chodící pás.....	22
2 DISKUZE.....	25
2.1 Zahájení tréninku chůze s využitím treadmill systémů.....	26
2.1.1 Možnost využití treadmill systémů při sestavení rehabilitačního plánu. 26	
2.1.2 Možnosti zahájení terapie na chodícím páse v závislosti na pooperační době.....	27
2.2 Zlepšení rozsahu kyčelního kloubu tréninkem chůze s využitím treadmill systémů.....	29
2.3 Optimalizace symetrie chůze s využitím treadmill systémů	31
2.3 Vliv zpětné vazby na terapii.....	32
2.4 Porovnání treadmill tréninku s běžným tréninkem chůze.....	35
ZÁVĚR	39
REFERENČNÍ SEZNAM	41
SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	55

ÚVOD

Totální endoprotéza kyčelního kloubu je velice úspěšnou a častou operací při léčbě (nejenom) degenerativního onemocnění kyčelního kloubu. V současné době roste význam této operace. Se zvyšující se průměrnou délkou života roste i výskyt degenerativních onemocnění kloubů. Zároveň však dochází i k rozšíření indikace na mladší pacienty. Samotná operace od doby svého zavedení do praxe prodělala značných změn a stále je diskutovaným tématem. Pacienti s artrotickou degenerací kloubu často mění svůj stereotyp chůze, který přetrvává i po operaci. Z tohoto důvodu se klade velký důraz na rehabilitaci poruch chůze u pacientů podstupujících tuto operaci, neboť chůze neslouží pouze k cíleným přesunům, ale je i důležitým prostředkem k sociálnímu vyžití jedince. Nesprávným stereotypem chůze dochází ke kompenzačním strategiím, které mohou vést k urychlení degenerace ostatních kloubů. V současné době je tedy na místě hledat efektivní možnosti k reedukaci poruch chůze. Takovou možností by mohlo být i použití treadmill systémů, které nachází uplatnění u neurologických pacientů s poruchami chůze. Cílem této bakalářské práce je shromáždění informací o významu a principech této terapie u pacientů po operaci totální endoprotézy kyčelní kloubu. Dalším úkolem je zodpovězení otázky, zda může být pro tyto pacienty terapie využívající treadmill systémů přínosná.

Odborné články jsem vyhledávala v období od dubna 2013 do dubna 2014 prostřednictvím vyhledávače Google Scholar a v databázích PubMed a Science Direct. Vyhledávala jsem tato klíčová slova a jejich kombinace: totální endoprotéza kyčelního kloubu, chodící pás, chůze, krokový cyklus, treadmill training, total hip arthroplasty rehabilitation, gait after total hip replacement. Většina použitých studií je k dispozici v angličtině. Ze zdrojů vstupní literatury (Dungl, 2005; Gallo a kol., 2007; Véle, 2006) čerpám poznatky o operaci a také o obecných parametrech chůze v první části práce. V této části dále uvádím konkrétní poruchy chůze pojící se s artrózou kyčelního kloubu a následně s operací, které čerpám z anglických studií (zejména z 10 studií). Studie využívající treadmill systémy zřídka uvádějí i bližší informace o vybavení treadmill systému, proto tyto informace čerpám převážně z webových stránek výrobců těchto systémů. Ve druhé části textu spojuji využití treadmill systému s tréninkem chůze po operaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. Počet vyhledaných studií zabývajících se explicitně touto problematikou je nízký (2 plně dostupné studie, 1 abstrakt). Z toho

důvodu pracuji i se studii, jejichž jedinci jsou staršího věku bez poruch chůze (4 studie), s poruchami chůze v důsledku neurologického onemocnění (4 studie) či fraktury stehenní kosti (3 studie).

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Totální endoprotéza kyčelního kloubu

Totální endoprotéza kyčelního kloubu je jednou ze základních ortopedických operací. Do běžné klinické praxe byla uvedena koncem šedesátých let minulého století. Základem náhrady je jamka, která je upevněna do acetabula, a femorální dřík, který je ukotven v proximálním femuru (Dungl, 2005, s. 897 – 950). Podle typu ukotvení do kosti se rozlišují náhrady cementované, které jsou fixovány ke kostnímu lůžku pomocí speciálně rychle tuhnoucí hmoty – kostního cementu, necementované, u nichž chybí cementová mezivrstva z důvodu jejich povrchové úpravy v místě kontaktu s kostí, a hybridní endoprotézy, kde jsou jednotlivé komponenty fixovány rozdílným způsobem (Dungl, 2005, s. 897 – 950; Jahoda a kol., 2003, s. 9 – 10).

Stabilita náhrady je jedním z hlavních požadavků úspěšné operace. Stabilní, dobře fixovaná endoprotéza závisí v první řadě na správné operační technice (správná velikost a ukotvení komponent). Prvních 5 až 10 let po implantaci probíhá remodelace kosti jako reakce na zátěž, což vede k optimální osteointegraci náhrady. Pooperační rehabilitace se významnou měrou podílí na stabilitě náhrady (Dungl, 2005, s. 921 – 47).

Implantaci umělého kloubu lze provést z různých operačních přístupů ke kyčelnímu kloubu, které se liší v místě přístupu a v míře poškození měkkých tkání (Musil, 2011, s. 45). Při anterolaterálním operačním přístupu se protíná tractus iliotibialis ve směru snopců tak, aby bylo možné jej dokonale rekonstruovat suturou. Dále se postupuje uvolněním přední části úponu m. gluteus medius et minimus v co nejmenším rozsahu. Další svalovou strukturou, kterou operatér protíná, jsou zevní rotátory v případě jejich těžké kontraktury. Dále se postupuje stejně jako u všech operačních přístupů, tedy protnutím a odstraněním kloubního pouzdra. Při použití zadního (posterolaterálního) přístupu se přerušuje některá část úponu m. gluteus maximus nebo se odetne úpon m. gluteus medius. Existují však i šetrnější postupy, kdy

není třeba zmíněným svalům odtínat úpony. Dále se postupuje protnutím úponu zevních rotátorů (musculus piriformis, m. gemelus superior, m. obturator internus a m. gemelus inferior) od fossa trochanterica, kde se po repozici kloubu opět přišívají (Čech a Pavlanský, 1983, 122 – 36; Musil, 2011, s. 45 – 7). V poslední době notně diskutovaný miniinvazivní anterolaterální přístup je podle Musila a kol. (2008, s. 16 – 20) šetrnější k měkkým tkáním, především ke svalstvu. Po protěti fascie se pokračuje ke kloubnímu pouzdru kyčelního kloubu intervalem mezi m. tensor fasciae latae a m. gluteus medius. Dalším benefitem tohoto přístupu je, že z důvodu malé plochy rány je i sníženo riziko infekce (Held a kol., 2008, s. 262 – 70; Musil a kol., 2008, s. 16 – 20). Zhojení poškozené stehenní fascie a iliotibiálního traktu je důležité pro stabilitu umělého kloubu v raném stádiu po operaci. Tyto struktury společně s okolními svaly se totiž významnou měrou podílí na pohybu i stabilitě zmíněného kloubu (Čech a Pavlanský, 1983, s. 34 – 6; Dungl, 2005, s. 947).

V souvislosti s operačním výkonem mohou vznikat celé řady jak celkových tak místních komplikací. Nejběžnější klinickou komplikací je bolest. Může vznikat z různých příčin, například kvůli uvolnění náhrady v důsledku úbytku kostní tkáně či infekce, tumoru, únavové zlomenině či burzitidě. Riziko uvolnění endoprotézy je vyšší u mladších pacientů podstupujících operaci z důvodu jakékoliv kostní patologie (posttraumatické artrózy, vrozená dysplazie kyčelního kloubu). Mezi další rizikové faktory patří nadváha, vysoká aktivita pacienta a osteonekróza hlavice femuru. Další příčinou bolesti může být mechanické protažení pelvifemorálních svalů operované končetiny z důvodu chirurgické korekce rozdílných délek dolních končetin (Dungl, 2005, s. 919 – 47). Nestejná délka končetin je příznak přítomný u artróz, které vznikají na podkladě vrozené dysplazie kyčelního kloubu (Jahoda a kol., 2003, s. 17).

Pro hodnocení a stanovení úspěšnosti provedení artroplastiky kyčelního kloubu se používají různé vyšetření a skórovací systémy. Například Harrisovo skóre (1969) integruje funkci s rozsahem pohybu. Maximálním a optimálním počtem bodů, které pacient může získat je 100. Největší důraz se klade na subjektivní údaje pacienta, především na bolest. Deformita či hybnost jsou méně významnými údaji. Harris vychází z předpokladu, že ne každý pohyb v kyčli má pro funkci stejný význam. Skóre má 6 kategorií, jimiž jsou bolest, kulhání, použití pomůcek pro denní mobilitu, maximální vzdálenost, kterou pacient ujde, schopnost denních aktivit (chůze po schodech, použití veřejného dopravního prostředku, pohodlí při sezení, oblékání,

obouvání bot a ponožek), a pasivní rozsah v kyčelním kloubu, zahrnující kontraktury a rozdíly v délce dolních končetin (Dungl, 2005, s. 897 – 950; Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73).

1.1.1. Indikace k operaci

Mezi hlavní důvody k provedení náhrady kyčelního kloubu patří bolest provázející základní onemocnění a omezení celkové pohyblivosti z důvodu porušené funkce kloubu (Matouš a kol., 2005, s. 17).

Implantace umělého kyčelního kloubu je nejběžnější léčbou posledního stádia osteoartrózy (Grau et al., 2013, p. 762 – 9), degenerativního onemocnění kloubu, při němž dochází k postupnému zužování kloubní štěrbině a tvorbě osteofytů. Jedná se o nejčastější onemocnění kloubu lidí středního a staršího věku (Gallo a kol., 2007, s. 9 – 26). Koxartróza neboli artróza kyčelních kloubů může být primární, na jejímž vzniku se podílí faktory dědičnosti a chronického přetěžování kloubu, nebo sekundární, vznikající na podkladě vrozené dysplazie kyčelního kloubu nebo traumatických změn (Jahoda a kol., 2003, s. 16). Důležitými příznaky kloubní degenerace je bolest a porucha pohyblivosti pacienta. Bolest se objevuje při chůzi a později i v klidu a dosahuje takové intenzity, že již nemůže být tlumena orálně podávanými analgetiky (Caplan et al., 2012, p. 1 – 6). Cílem této léčby je snížit bolest, vycházející z artrózou změněného kloubu, a zlepšit funkčnost pacienta natolik, aby se mohl účastnit běžných denních aktivit, jejichž významnou prerekvizitou je chůze (Grau et al., 2013, p. 762 – 9; Bennett et al., 2008, p. 194 - 200).

Mezi další indikace k umělé náhradě kyčelního kloubu patří destrukce kyčelního kloubu kvůli závažnému zánětlivému kloubnímu onemocnění - revmatoidní artritidě (Dungl, 2005, s. 897 – 950; Jahoda a kol., 2003, s. 16; Pavelka a kol., 2003, s. 181). Operací je u těchto pacientů, často relativně mladých, dosaženo dobrých výsledků, navzdory snížené kvalitě kosti vlivem farmakoterapie kortikoidy a dlouhodobě sníženou aktivitou (Dungl, 2005, s. 928). Ačkoliv kloubní postižení je u revmatoidní artritidy symetrické (Pavelka a kol., 2003, s. 188), je pro pacienta šetrnější neoperovat zároveň oba klouby, ale nechat mezi jednotlivými operacemi alespoň tříměsíční odstup, jelikož pooperační zátěž na pacienta by byla velice vysoká a mobilizace obtížnější (Dungl, 2005, s. 928).

Dalšími indikacemi jsou úraz kyčelního kloubu (např. fraktura krčku femuru) (Matouš a kol., 2005, s. 17), posttraumatická destrukce hlavice femuru, avaskulární nekróza hlavice femuru, onkologická onemocnění, při nichž je potřeba rekonstruovat kloub po exstirpaci femuru (Kolář, 2009, s. 430). V mladším věku bývají často operováni pacienti s vrozenou dysplazií kyčelního kloubu, u nichž se relativně brzy rozvíjí sekundární koxartróza (Dungl, 2005, s. 897 – 950).

1.2 Obecné parametry chůze

Chůze je jedním ze základních znaků člověka. Jedná se o nejběžnější typ lokomoce. Slouží člověku k vykonávání základních životních potřeb při sebeobsluze, umožněním dosáhnutí místa určení. Chůze však neslouží pouze k přesunu z jednoho místa na druhé, ale plní i důležitou roli v sociálním začlenění jedince. I z tohoto důvodu se klade velký důraz na její rehabilitaci (Mayer, 2000, s. 67 – 8; Véle, 2006, s. 347 – 51). K reedukaci poruch chůze je nezbytné znát parametry normální chůze (Whittle, 2007, p. 47).

Třebaže se chůze může jevit jako jednoduchý alternující pohyb, při její analýze vyjde najevo, že se jedná o složitý sekvenční fázový pohyb, probíhající cyklicky podle určitého načasování a zasahující celý pohybový systém. Podmínkou pro bezpečnou chůzi je zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla v klidu i při pohybu, na čemž se podílí činnost centrálního nervového systému a antigravitačních svalů (Véle, 2006, s. 347 – 51). Při chůzi plní funkci opory a přenášení váhy těla dolní končetiny (Neculaes, 2012, p. 93 – 100). Kyčelní klouby dolních končetin jsou velmi důležitými váhonosnými klouby. Díky nim je možný pohyb celého těla v prostoru a také udržení stability trupu během chůze (Rychlíková, 2002, s. 198). Jakákoliv patologická změna těchto kloubů se manifestuje právě během chůze (Neculaes, 2012, p. 93 – 100).

Při chůzi slouží jedna dolní končetina jako zdroj pohyblivé opory, zatímco druhá postupuje vpřed. Poté se jejich role prohodí. Tato sekvence pohybů vykonaná jednou končetinou je nazývána krokovým cyklem (Burnfield and Perry, 2010, p. 3 – 6).

Během krokového cyklu každá končetina projde třemi fázemi:

- a) opornou,
- b) švihovou,
- c) fází dvojí opory (Véle, 2006, s. 346).

Při chůzi se popisují kroky, které trvají od kontaktu paty jedné dolní končetiny ke kontaktu paty druhé končetiny, nebo dvojkroky, trvající od kontaktu do kontaktu paty jedné dolní končetiny s opornou bází na zemi (Burnfield and Perry, 2010, p. 6).

Oporná fáze začíná počátečním kontaktem paty s podložkou (tzv. počáteční kontakt), který se z paty postupně rozšiřuje na celou plantu (postupné zatěžování a následující střed stojné fáze) a končetina se stává stojnou. Kontakt s podložkou se postupně zmenšuje (konečný stoj) a fáze končí odrazem palce (předšvihová fáze) (Kolář, 2009, s. 48 – 9; Véle, 2006, s. 347 – 51). Z délky trvání celého krokového cyklu tato fáze zabere přibližně 60 % (Burnfield and Perry, 2010, p. 4).

Při švihové fázi jedna dolní končetina postupuje vpřed bez kontaktu s opornou bází na zemi. Tato fáze zaujímá zbývajících 40 % krokového cyklu. Přejít mezi dvěma fázemi tvoří fáze dvojí opory, kdy se oporné báze na zemi dotýkají obě dolní končetiny. Děje se tak, když stojná končetina odvíjí palec a švihová končetina pokládá patu na podložku, což zabírá zhruba 12 % délky trvání krokového cyklu (Véle, 2006, s. 347 – 51; Burnfield and Perry, 2010, p. 3 – 6; Kolář, 2009, s. 48 – 9).

Parametry chůze jako je kadence (počet kroků za minutu), šířka stojné báze či délka kroku nejsou stejné u mladých aktivních jedinců a u starších lidí. Při nácviu správného stereotypu chůze je tedy nutné znát parametry normální chůze u konkrétních pacientů. U starších jedinců chůzi nejvíce ovlivňují dva faktory: věk a patologie (osteoartróza, Parkinsonova choroba, ...), jejichž výskyt je v pokročilém věku častější. Whittle uvádí, že začátek změn chůze související s věkem se objevuje zhruba kolem 60, 70 let věku. Typickými znaky těchto změn je prodloužení doby trvání krokového cyklu (snižuje se kadence) a fáze dvojí opory, zkrácení délky kroku a rozšíření oporné báze, což pomáhá udržet rovnováhu během chůze. Zjednodušeně lze říci, že chůze lidí staršího věku je „zpomalenou verzí“ chůze mladších jedinců (Whittle, 2007, p. 47 – 97).

1.3 Vliv operace na chůzi a následná rehabilitace

Totální endoprotéza kyčelního kloubu vede k úlevě od bolesti, funkčnímu zotavení a podstatnému zlepšení kvality života pacienta. Nicméně dlouhodobé studie uvádějí přetrvávající poškození a funkční omezení v pooperační době (Cavanna et al., 2009, p. 303). Omezení se popisuje zejména u pacientů podstupující operaci z důvodu pokročilé artrózy kyčelního kloubu. S postupujícím procesem degenerace se mění mechanické i senzorké podmínky kloubu (Beis et al., 2011, p. 201 – 8; Lifeso et al., 2001, p. 104 – 9). Tyto podmínky vyústí ke kompenzačním mechanismům nejenom ostatních segmentů dolních končetin, ale i topograficky vzdálenějších oblastí (Beis et al., 2011, p. 201 – 8; Gallo a kol., 2007, s. 50 – 9). Důvodem k tvorbě kompenzačních mechanismů je především bolest kyčelního kloubu, která vede k omezení pohybu. Pacient se snaží nezatěžovat kloub větší silou než je k vykonání chůze potřebné, čímž se zkrátí doba stojné fáze na nemocné dolní končetině (Dungl, 2005, s. 945 – 6; Gallo a kol., 2007, s. 21 – 3). Pacient se na tyto změny adaptuje a samotnou operaci podstupuje již s narušeným stereotypem chůze (Dungl, 2005, s. 945 – 6).

Artróza kyčelního kloubu je nejčastějším důvodem k operaci (Grau et al., 2013, p. 762 – 9), je však potřeba zmínit se i o vlivu ostatních indikací na chůzi. U pacientů operovaných z důvodu destrukce kyčelního kloubu revmatoidní artritidou, tzv. koxitidou, jsou přítomny klidové bolesti i ranní ztuhlost kloubů, která trvá déle než u artróz. Tito jedinci mohou navíc trpět systémovými příznaky, negativně ovlivňujícími chůzi, jako jsou únava, slabost a zvýšená tělesná teplota. Při chůzi mohou používat podpažní berle či francouzské hole pro odlehčení hmotnosti. U některých pacientů je přítomná asymetrie v trvání jednotlivých fází krokového cyklu. Rozsah pohybu v kyčelním kloubu je omezen relativně pozdě (Pavelka a kol., 2003, s. 187 – 209).

Další indikací k operaci je zlomenina stehenní kosti. Častý výskyt fraktur je u jedinců vyššího věku (Beek et al., 2013, p. 2). K pádům způsobujícím zlomeninu kosti nejčastěji dochází během chůze (Alessio et al., 1997, p. 261 – 8). U těchto jedinců může být poté přítomen strach z pádů, což se může negativně projevit v jejich motivaci k tréninku chůze (Bellelli et al., 2006, p. 717 – 8). Alessio et al. uvádějí, že

při tréninku chůze u těchto jedinců je třeba dbát na provedení dostatečné flexe kyčelního i kolenního kloubu a dorzální flexe hlezenního kloubu postihnuté končetiny během švihové fáze, neboť při nedostatečném odlepení končetiny od podložky se riziko pádu zvyšuje (Alessio et al., 1997, p. 261 – 8). U jedinců staršího věku (nad 70 let věku) je také vyšší riziko výskytu demencí (Ambler, 2011, s. 233). Pro tyto pacienty může být velice obtížné učit se chodit o berlích a zvyknout si na jejich používání po dobu, kdy ještě nemají dovoleno plně zatížit endoprotézu (Bellelli et al., 2006, p. 717 – 8). Zatěžování končetiny v pooperační době, kdy fixace endoprotézy závisí zejména na operační technice, se může negativně projevit na stabilitě náhrady a pacient se tak může vystavovat nutnosti podstoupit revizní operaci, která je daleko náročnější než první operace (Dungl, 2005, s. 921 – 42)

Rehabilitace by měla být ideálně zahájena již před operací. Pro pacienta by poté bylo daleko snazší rehabilitovat po operaci, což by mohlo vést i ke snížení doby hospitalizace. Rehabilitace před operací však naráží na organizační i finanční překážky. Pooperační rehabilitace směřuje k nácviku chůze. Konkrétní podoba rehabilitace se liší v závislosti na zvyklostech oddělení (Dungl, 2005, s. 946 – 9). Doposud nebyl stanoven nejoptimálnější a nejefektivnější postup terapie (Cavanna et al., 2009, p. 312). Dungl popisuje průběh rehabilitace v prvních dnech po operaci. Terapie probíhá na lůžku. Pacient aktivně cvičí pohyby v hlezenním kloubu, izometricky gluteální svaly a m. quadriceps femoris. Postupně se přidává aktivní cvičení s dopomocí v kyčelním kloubu, především flexe do 90° s abdukci. Terapie pokračuje přes nacvičování sedu se svěšenými bérce, otáčením na zdravý bok a na břicho k nácviku chůze nejdříve po rovině, následně i po schodech a nerovném terénu. Pacient nejdříve zatěžuje končetinu pouze její hmotností, nacvičuje tak tzv. simulaci nášlapu (Dungl, 2005, s. 945 – 9). Pro tento nácvik je vhodná trojdobá chůze o podpažních berlích, kdy pacient předsune berle před sebe a vzepře se na nich tak, aby nezatížil operovanou dolní končetinu. Při vertikalizaci a následném nácviku chůze je třeba počítat s určitou slabostí pacienta a možností vzniku závratě či mdloby (Jahoda a kol., 2003, s. 30 – 6). Je tedy ze začátku vhodné cvičit po kratší dobu vícekrát denně do pocitu mírné únavy, než si pacient na pohybový režim zvykne a stane se pro něj rutinou (Matouš a kol., 2005, s. 63). Množství zátěže se v závislosti na pooperační době postupně zvyšuje. Kolem 6 týdnů od operace je obvykle dovoleno končetinu zatížit polovinou tělesné váhy. Tento časový údaj je však závislý na výsledcích

klinických kontrol prováděných operátorem (Dungl, 2005, s. 948). S větší zátěží je vhodné odložit podpažní berle a použít francouzské hole. Dvoudobá chůze o francouzských holích je podobnější správnému stereotypu chůze (Jahoda a kol., 2003, s. 36 – 55). Dle doporučení operátora se postupně odkládají i francouzské hole, což nastává zhruba od 3 měsíců po operaci (Dungl, 2005, s. 948).

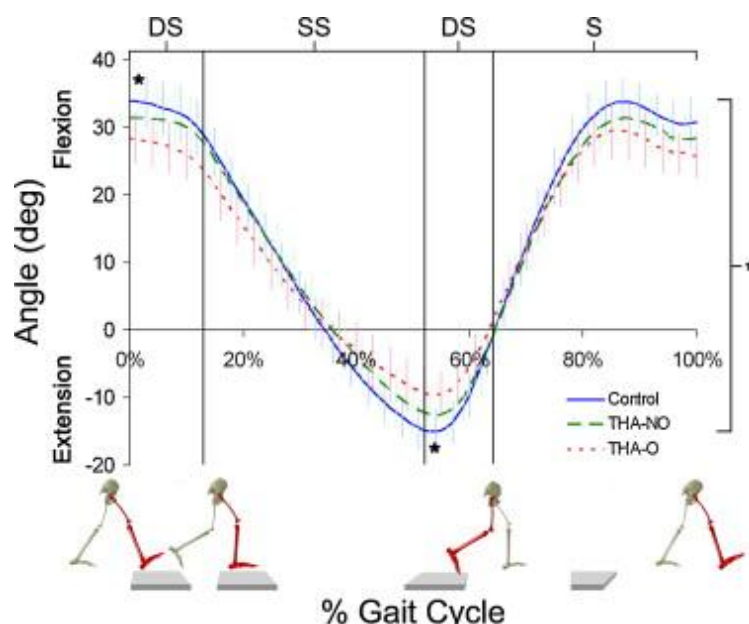
Při nácvičku chůze je již od začátku potřeba dbát na vytvoření správného stereotypu bez kompenzací (Dungl, 2005, s. 945 – 9). Důraz na správný stereotyp chůze se klade z toho důvodu, že atypická chůze vede ke změně zatěžování přilehlých kloubů a podílí se na vzniku degenerativních změn (nejenom) kontralaterálního kyčelního kloubu (Banzer et al., 2004, p. 1 – 9). Nácvik chůze je nejvíce efektivní během prvních šesti měsíců po operaci, ale zlepšení parametrů chůze může být dosaženo i rok po operaci (Grau et al., 2013, p. 762 – 9). Navzdory zlepšeným výsledkům nemusí operovaní pacienti dosahovat hodnot zdravé populace stejného věku (Beaulieu et al., 2010, p. 269 – 73; Bennett et al., 2008, p. 194 – 200).

1.3.1 Rozsah pohybů kyčelního kloubu

Rozsah pohybu artrotického kyčelního kloubu v sagitální rovině při chůzi nedosahuje hodnot zdravé populace stejného věku před i po operaci (Grau et al., 2013, p. 762 – 9). Norma celkového rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůze se pohybuje v rozmezí od 40° (Burnfield and Perry, 2010, p. 104) až do 50° (Whittle, 2007, p. 59). Uprostřed švihové fáze dosahuje vrcholu flexe kyčelního kloubu (cca 30°) a před koncem stojné fáze extenze (cca 15°). Nicméně u starších jedinců může být tento rozsah snížen (Whittle, 2007, p. 64 – 98). Grau et al. ve své studii uvádějí významně nižší rozsah pohybů u pacientů před operací (v průměru 30,4°) než u vybraných zdravých jedinců (37,7°). Půl roku po operaci došlo ke zlepšení (34,6°) v porovnání s předoperačními hodnotami, nebylo však dosaženo hodnot zdravé skupiny (Grau et al., 2013, p. 762 – 9). Graf 1 (s. 17) zobrazuje menší rozsah flexe a extenze, který je patrný po 10 měsících po operaci (Beaulieu et al., 2010, p. 269 – 73). Bennett et al. uvádějí přetrvávající deficit v rozsahu pohybu kyčelního kloubu při chůzi i po deseti letech po operaci. U jedinců starších 80 let byl tento rozsah v průměru 30,4°. U mladších lidí (54 – 64 let) byl

rozsah větší ($37,7^\circ$), avšak i po deseti letech od operace zde byl stále patrný signifikantní rozdíl v porovnání se zdravou populací stejného věku ($45,9^\circ$). Rozdíly mezi operovanými a zdravými lidmi jsou i v poměru flexe a extenze kyčelního kloubu při chůzi. Vrchol flexe kyčelního kloubu při chůzi byl u operovaných jedinců větší než u kontrolní skupiny (v rozmezí $40,9^\circ$ až $47,3^\circ$ versus $39,7^\circ$). Pohyb kloubu směrem do extenze byl naopak kriticky omezen. K samotné extenzi totiž u jedinců po operaci vůbec nedocházelo, neboť při pohybu směrem do extenze nebylo dosaženo nulové hodnoty či jejího překročení. U mladších účastníků studie byly opět tyto hodnoty lepší (v rozmezí od $6,3^\circ$ do $8,6^\circ$) než u operovaných jedinců staršího věku ($16,9^\circ$). Zůstával zde patrný deficit v porovnání s kontrolní skupinou, jejíž pohyb do extenze překročil nulovou hodnotu o $6,2^\circ$. U operovaných jedinců byla také naměřena menší délka kroku a dvojkroku, což je pravděpodobně následek nedostatečné extenze na konci stojné fáze (Bennett et al., 2008, p. 194 – 200).

Graf 1 Rozsahy pohybů operovaného a neoperovaného kyčelního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu v porovnání s rozsahy kontrolní skupiny (Beaulieu et al., 2010, p. 271)

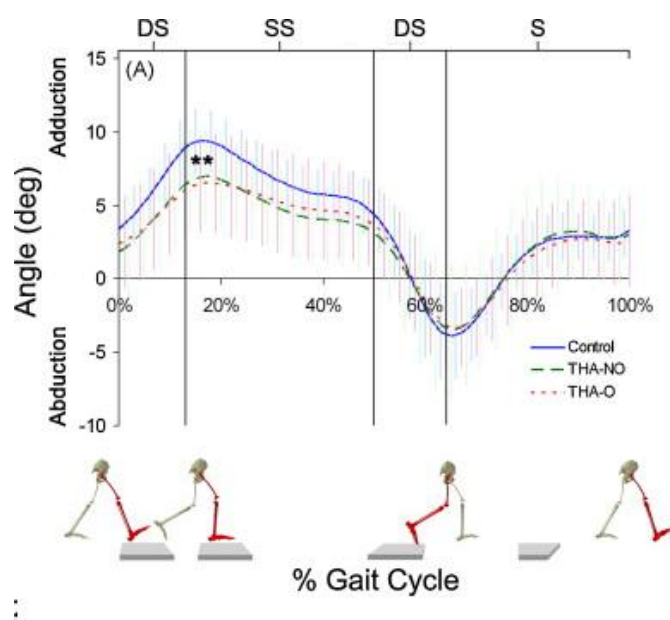


Legenda ke grafu č. 1:

DS = Fáze dvojí opory, SS = Stojná fáze (kontakt s podložkou pouze jednou dolní končetinou), S = švihová fáze, Control = kontrolní skupina, THA-NO = neoperovaný kyčelní kloub, THA-O = operovaný kyčelní kloub.

Rozsah pohybu kyčelního kloubu při chůzi je omezen i ve frontální rovině (Beaulieu et al., 2010, p. 269 – 73). Celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině při chůzi je cca 15°. Vrcholu addukce je dosaženo při odlepení prstů od podlahy kontralaterální končetiny a vrcholu abdukce při tomtéž pohybu homolaterální končetinou (Gamble and Rose, 2006, p. 47 – 8). Graf 2 ukazuje omezení rozsahu pohybu kyčelního kloubu při chůzi u pacientů 10 měsíců od operace (Beaulieu, et al., 2010, p. 269 – 73).

Graf 2 Rozsahy pohybů operovaného a neoperovaného kyčelního kloubu ve frontální rovině u pacientů v porovnání s kontrolní skupinou (Beaulieu et al., 2010, p. 271)



Legenda ke grafu č. 2:

DS = Fáze dvojí opory, SS = Stojná fáze, S = švihová fáze, Control = kontrolní skupina, THA-NO = neoperovaný kyčelní kloub, THA-O = operovaný kyčelní kloub.

Příčinou nedostatečné abdukce může být slabost abduktorů kyčelního kloubu (zejména m. gluteus medius), která se vyvíjí u pacientů s artrózou kyčelního kloubu jako výsledek snahy nezatěžovat kyčelní kloub a vyhnout se tak bolesti. Ve stojné fázi krokového cyklu fungují abduktory jako laterální stabilizátory pánve a významnou měrou se tak podílejí na udržení rovnováhy během chůze. Aktivita abduktorů na straně stojné dolní končetiny umožňuje odlepit švihovou končetinu od země bez poklesu pánve na opačnou stranu (Dungl, 2005, s. 945 – 9; Soderberg in Behrman et al., 2002,

p. 47 – 51; Banzer et al., 2004, p. 1 – 9). Dysfunkce abduktorů se může projevit právě poklesem pánve, nebo může být kompenzována inklinací trupu na stranu operované končetiny, zatímco je tato končetina ve stejné fázi. Nakloněním trupu se zredukuje síla svalů nutná ke kontrole pánve (Berend et al., 2004, p. 44 – 50). Snížená aktivita těchto svalů může vést k instabilitě kloubu nebo ke ztrátě rovnováhy, což může zvýšit riziko pádu a poranění (Dungl, 2005, s. 945 – 9; Soderberg in Behrman et al., 2002, p. 47 – 51; Banzer et al., 2004, p. 1 – 9). Příčinou dysfunkce abduktorové skupiny operovaného kyčelního kloubu může být také jejich poškození během operace z anterolaterálního přístupu (Banzer et al., 2004, p. 1 – 9). Berg et al. (2010, p. 183 – 8) prokazují přetrvávající 15% deficit v jejich síle dva roky po operaci v porovnání s těmito svaly na neoperované dolní končetině.

Z uvedených parametrů vyplývá, že terapeut by při reedukaci správného stereotypu chůze měl klást důraz zejména na provedení extenze na konci stejné fáze krokového cyklu. Dále je při rehabilitaci důležité posílit kyčelní abduktory (zejména m. gluteus medius) a extenzory (m. gluteus maximus). Tyto svaly totiž na rozdíl od adduktorů, flexorů či zevních rotátorů kyčelního kloubu reagují na proces postupné kloubní degenerace ochablostí a jejich slabost je patrná i po operaci. Zároveň se značnou měrou podílejí na stabilitě endoprotézy (Dungl, 2005, s. 945 – 9).

1.3.2 Symetrie chůze

Chůze je popsána jako symetrická, jestliže hodnoty parametrů na obou dolních končetinách při chůzi jsou stejné, to znamená, když mezi nimi nejsou statisticky významné rozdíly (Griffin et al. in Allard et al., 2000, p. 34 – 45). Výsledky studií, které se zabývají symetrií chůze zdravých jedinců, nicméně prokazují přítomnost asymetrie v kinematických i časově prostorových parametrech dolních končetin, což autoři vysvětlují jako výsledek přirozených funkčních rozdílů mezi dolními končetinami (Allard et al., 2000, p. 34 – 45). Tyto rozdíly jsou dle některých autorů výsledkem lateralit, jelikož dolní končetiny plní při chůzi odlišné úkoly (jedna končetina více přispívá k propulzi, zatímco druhá k opoře) (Hirasawa, Vanden – Abeele in Allard et al., 2000, p. 34 – 45).

Asymetrie chůze pacientů je popisována před i po operaci, avšak neexistují obecná kritéria, která by od určité hodnoty asymetrii považovala za patologickou (Helbostad et al., 2012, p. 134 – 41). Robinson et al. (in Helbostad et al., 2012, p. 134) navrhli 10% odchylku od perfektní symetrie chůze jako kritérium pro asymetrii chůze. Tato hraniční hodnota je snadno použitelná jak ve výzkumu, tak v samotné terapii. Helbostad et al. (2012, p. 134 – 41) uvádějí, že 10% kritérium má vysokou klasifikující schopnost, jelikož neklasifikuje asymetrii jako patologickou u zdravých jedinců bez patologií ovlivňujících chůzi. Nicméně platnost tohoto kritéria je kritizována pro jeho parametrou nespecifičnost (Herzog et al. in Helbostad et al., 2012, p. 134).

U jedinců po operaci totální endoprotézy kyčelního kloubu je přítomná asymetrie v době trvání jednotlivých fází krokového cyklu. Výsledky studií, které se zabývají touto problematikou, uvádějí kratší dobu stojné fáze u operované končetiny v porovnání se zdravou končetinou (Berg et al., 2010, p. 183 – 8; Grau et al., 2013, p. 762 – 9). Opět se jedná o jev přítomný již před operací. Uvádí se významný rozdíl mezi délkou trvání stojných fází nemocné a zdravé dolní končetiny (58,1% versus 60,5%). Mírnější rozdíly jsou patrné i po operaci (Grau et al., 2013, p. 762 – 9).

Asymetrie je přítomna nejen v časových parametrech krokového cyklu, ale i v množství zátěže přenášené dolními končetinami. Lifeso et al. (2001, p. 104 – 9) uvádějí, že neoperovaná končetina přenáší více zátěže dva měsíce po operaci. Tato omezená schopnost operované končetiny snést zátěž může být přítomná u pacientů i po více než dvou letech po operaci (Borges et al., 2011, p. 123 – 30). Hodnoty vrcholů přenášených sil během stojné fáze (postupné zatěžování a konečný stoj) jsou u operované končetiny menší než u kontralaterální dolní končetiny. Vrchol síly během fáze postupného zatěžování je v případě operované končetiny dosažen později než u zdravé končetiny. Tyto hodnoty mohou být opět způsobeny vlivem progredující artrózy kloubu před operací, ale také nepřítomností proprioreceptorů kyčelního kloubu operované končetiny, což činí stání na zdravé končetině více stabilní (více v kapitole 1.3.3). V důsledku dlouhodobého přetěžování mohou vzniknout degenerativní změny i u kloubů zdravé, neoperované končetiny. Lifeso et al. dále uvádějí, kromě těchto preventivních důvodů, další argument pro reedukaci asymetrie zátěže dolních končetin. Náhrady kloubů jsou navrženy na základě výsledků studií o normální (symetrické) chůzi. Jestliže tedy jedinci vykazují při chůzi asymetrii v zatěžování, může dojít k selhání implantátu (Lifeso et al., 2001, p. 104 – 9).

1.3.3 Ostatní parametry chůze

Jak již bylo uvedeno, následkem degenerace jednoho kloubu dochází ke kompenzačním strategiím ostatních segmentů těla. Popsané omezení rozsahu operovaného kyčelního kloubu v sagitální rovině při chůzi je přítomné (ne však v takové míře) i u kontralaterálního kyčelního kloubu (viz graf 1). Zároveň dochází i k omezení rozsahu obou kolenních kloubů při chůzi (Beis et al., 2011, p. 201 – 8; Grau et al., 2013, p. 762 – 9). Bejek et al. (2006, p. 27 – 34) uvádějí, že jako kompenzace omezených rozsahů kyčelních kloubů dochází ke zvýšené inklinaci pánve při chůzi a k větším rozsahům pánve směrem do ante- a retroflexe.

Postupujícím artrotickým procesem dochází i ke snížení rychlosti chůze (Beis et al., 2011, p. 201 – 8), což může opět přetrvávat i po operaci (Borges et al., 2011, p. 123 – 30; Caplan et al., 2012, p. 1 – 6). Studie popisují rozdíly v preferované rychlosti chůze. U pacientů byla zvolená rychlost nižší než u kontrolních skupin zdravých jedinců. Pokud však pacienti dostali pokyn ke zvýšení rychlosti, rozdíly mezi skupinami se stíraly. S ohledem na tyto výsledky zvýšení rychlosti chůze není primárním bodem rehabilitace po operaci totální endoprotézy kyčelního kloubu (Helbostad et al., 2012, p. 134 – 41; Borges et al., 2011, p. 123 – 30).

Mezi dalšími popisovanými změnami při chůzi u jedinců podstupujících operaci kyčelního kloubu se objevují i problémy s udržení rovnováhy. Nastávají u pacientů s postupující artrózou, při které se zvětšuje ztuhlost kloubu a dochází k poškození proprioreceptorů. Svalové, šlachové a kloubní receptory poskytují informace o poloze kloubu, což se významnou měrou podílí na schopnosti udržení rovnováhy. Proprioreceptory nejsou ušetřeny ani během operace, při níž dochází ke kapsulární excizi. Dalšími faktory, které činí udržení rovnováhy obtížnější, je již popsaná slabost abduktorů, nerovnost délek dolních končetin, menší rozsah pohybů v kloubech a asymetrie v přenosu váhy dolními končetinami. Následkem úlevy od bolesti, zvětšené svalové síly a zvýšenými kloubními rozsahy po operaci se zlepšuje i schopnost udržet rovnováhu během chůze (Allum et al., 2005, 1337 – 43; Skinner, 1993, p. 78 – 86).

I zvolený operační přístup se může projevit při chůzi. Faris et al. (2001, p. 95 – 9) uvádějí vyšší výskyt asymetrie chůze – kulhání při anterolaterálním přístupu, u posterolaterálního přístupu zase hrozí vyšší riziko dislokace kloubu. Zatímco

parametry jako jsou rychlost chůze, délka kroku, symetrie v přenášení zátěže dolní končetinou a kadence nejsou významně ovlivněny použitým přístupem, inklinace trupu a rozsah pohybů v sagitální i frontální rovině ovlivněny jsou. Nejmenší hodnoty rozsahu pohybu kloubu v sagitální rovině při chůzi jsou patrné u anterolaterálního přístupu, na čemž se může podílet zvolený přístup, nicméně působí zde i již zmíněné faktory, jimiž jsou adaptace a pooperační přetrvávání kompenzačních strategií, které si člověk s artrotickým kloubem vytvoří, aby se při chůzi vyhnul bolesti. Jelikož anterolaterální přístup zasahuje abduktory kyčelního kloubu, je zde i vyšší úhel inklinace trupu a menší rozsah pohybů kyčelního kloubu ve frontální rovině v porovnání s posterolaterálním přístupem (Berend et al., 2004, p. 44 – 50).

1.4 Chodící pás

Chodící pás, tzv. treadmill, je moderní přístroj používající se v rehabilitaci pro analýzu chůze i pro její nácvik a korekci poruch chůze neurologických a ortopedických pacientů (Mayer, 2000, s. 66 – 73; Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Typů chodících pásů je větší množství. Základní pásy sestávají z chodící plochy, k níž lze po stranách připevnit zábradlí. Pásy mohou být vybaveny obrazovkou, umístěnou před pacienta, kde lze nastavit program rehabilitace (Biodex, 2014, p. 1 – 4).

Některé typy pásů poskytují pacientovi i terapeutovi okamžitou zrakovou a sluchovou zpětnou vazbu o časově prostorových parametrech chůze. Plocha, na níž pacient šlape, monitoruje a nahrává informace o délce kroku, rychlosti kroku a symetrii chůze, což se pacientovi okamžitě ukazuje formou obrázků stop na obrazovce před ním (Biodex, 2014, p. 1 – 4). Existují chodící pásy, které poskytují zpětnou vazbu o zátěži a umožňují pomocí zrakových či sluchových signálů pacienta upozornit na překročení mezní zátěže (Zebris, 2012, p. 1 – 12).

Existují i pásy, které umožňují pomocí projektoru promítat stopy přímo na chodící plochu, na něž se snaží pacient co nejpřesněji šlapat (viz obr. 1, s. 24). Terapeut může nastavit parametry délky a šířky kroku a rotace chodidla, které se v průběhu terapie mohou měnit až k cílovým hodnotám (Zebris, 2012, p. 1 – 12). V rámci tréninku přizpůsobení chůze na měnící se podmínky prostředí může terapeut nastavit

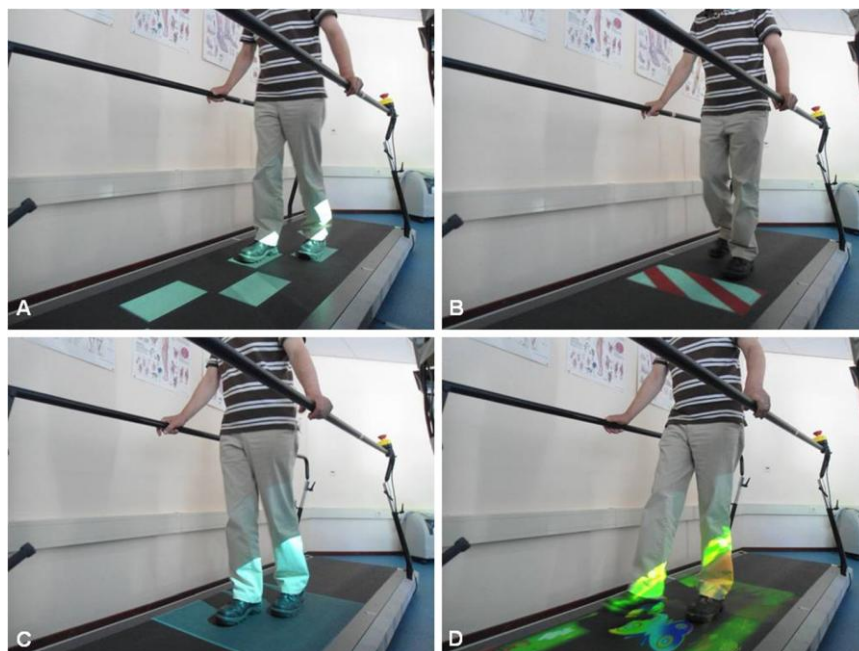
různou obtížnost prostřednictvím překážek, které jsou také promítány na chodící plochu a pacient je při chůzi musí překročit (Kolářová, 2012, s. 16 – 7). Velikost překážek může terapeut upravovat. Zároveň může upravovat čas, kdy se překážka objeví a tak zvyšovat obtížnost. Nejobtížnější možnost je, pokud se překážka na pásu zobrazí v momentě, kdy je daná dolní končetina ve švihové fázi (Beek et al., 2013, p. 5).

System lze rozšířit o obrazovku ve výšce očí pacienta, která poskytuje virtuální prostředí. Pacient během terapie sleduje simulovanou krajinu, kde se mu do cesty kladou různé překážky, například kmen stromu, na které musí změnou chůze reagovat (Zebris, 2012, p. 1 – 12, fno1, 2013, s. 10 – 1). Trénink s použitím virtuálního prostředí připravuje pacienta na výzvy každodenního života (Zebris, 2012, p. 1 – 12).

Řada pásů disponuje odlehčovacím zařízením s bezpečnostní vestou, tzv. treadmill with partial body weight support. Při použití je pacient jištěn závěsem na hrazdě nad pásem (Mayer, 2000, s. 68 – 9). Terapeut nastavuje velikost odlehčení, která může být až o 100 kg, v případě, že pacient nemůže nést plnou zátěž na dolních končetinách, či není schopen chůze bez zevní opory (Kolářová, 2012, s. 16 – 7). Například Hesse et al. (2003, p. 1770) pracují s 15% odlehčením váhy v případě, že pacienti chodí dvoubodovou chůzí o francouzských holích. Takové množství je použito z toho důvodu, že dle studie Bergmann et al. (in Hesse et al., 2003, p. 1770) právě 15% odlehčení odpovídá množství váhy, která je při dvoubodové chůzi přenášena holemi. Odlehčovací systém umožňuje trénovat chůzi bezpečněji a zahájit rehabilitaci již v raném stádiu po operaci (Hidler a Lee, 2008, p. 747 – 55).

Chodící pásy poskytují terapeutovi všechny důležité údaje pro analýzu chůze, jako jsou časové a prostorové parametry stojné a švihové fáze krokového cyklu dolních končetin, délka a šířka kroku (Zebris, 2012, p. 1 – 12). Jiné treadmill systémy dokumentují i rotační úhel chodidla a prostřednictvím tlakových senzorů umístěných pod plochou pásu poskytují terapeutovi podrobnou analýzu rozložení tlaku pod ploskami. Pro analýzu chůze je vhodné rozšířit možnosti vyšetřovacího systému o kamerový systém, který monitoruje pohyb končetin zezadu a z profilu, a využívá výpočetní modul, dokumentující maximální úhly v kloubech dolních končetin (Zebris, 2012, p. 1 – 12, fno1, 2013, s. 10 – 1). Dále je možné systém doplnit o elektromyografii (Zebris, 2012, p. 1 – 12).

Obr. 1 Treadmill systém s projekcí obrázků na chodící pás (Beek et al., 2013, p. 5)



2 DISKUZE

V předešlé kapitole jsem uvedla typické projevy poruch chůze pacientů s umělým kyčelním kloubem a představila jsem moderní zařízení, které se používá pro analýzu i reedukaci poruch chůze. V následujícím textu se zabývám spojením těchto témat, tedy možnostmi využití treadmill systémů při nácviku chůze u pacientů po operaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. Cílem této části práce je diskuze o možnostech a významu reedukace uvedených poruch chůze terapií na treadmill systémech.

Terapie, využívající treadmill systémů (anglicky treadmill training), vykazuje pozitivními výsledky při použití k nácviku chůze u pacientů neurologických, zejména po cévní mozkové příhodě či po míšním poranění (Barbeau et al., 1998, p. 1122 – 8; Behrman and Harkema, 2000, p. 688 – 70; Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Jedná se o rozšíření standardní terapie chůze, kupříkladu o možnost použití okamžité zpětné vazby a o možnost odlehčení tělesné váhy. Některé systémy umožňují i analýzu chůze (Lifeso and White, 2005, p. 1958 – 63, Kolářová, 2012, s. 16 – 7). Trénink chůze s použitím treadmill systémů vychází z poznatků o motorickém učení (Hesse et al., 2003, p. 1767). Motorické učení je proces vedoucí k relativně trvalým změnám v pohybových dovednostech pomocí opakování určitých zkušeností, cvičení, či činností (Lee and Schmidt, 1999, p. 264 – 5). V případě tréninku chůze s použitím treadmill systémů se toto učení sestává z kontrolovaného opakování krokového cyklu. Cílovou dovedností je správný stereotyp chůze. Baake et al. (1995, p. 976 – 81) uvádějí, že tento trénink může plnit funkci přídavné terapie k urychlení obnovení či zlepšení chůze u pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu. Třebaže má rehabilitace neurologických pacientů svá specifika, trénink chůze s využitím treadmill systémů vychází ze stejných poznatků, probíhá podobným způsobem a má společný cíl jak pro neurologické tak i pro ortopedické pacienty. Patrně z toho důvodu se v indikacích k této terapii objevují i ortopedičtí pacienti, ačkoliv množství aktuálních studií zahrnující neurologické pacienty značně převyšuje počet studií zabývajících se touto problematikou v oblasti ortopedie. V následující části textu se zabývám dílčím použitím této terapie.

2.1 Zahájení tréninku chůze s využitím treadmill systémů

2.1.1 Možnost využití treadmill systémů při sestavení rehabilitačního plánu

Při zahájení pacientovy terapie je vhodné stanovit individuální rehabilitační plán (Kolář a kol., 2009, s. 3). Z tohoto ohledu může být pro terapeuta velice přínosné použití těch treadmill systémů, které poskytují poměrně podrobnou objektivní analýzu pacientovy chůze, čehož může terapeut využít při plánování cílů terapie. V kapitole 1.4 uvádím jednotlivé parametry chůze, které mohou být součástí analýzy v závislosti na možnostech konkrétního treadmill systému. Tyto informace mohou být natolik specifické (např. distribuce tlaku při kontaktu chodidla s podložkou), že je terapeut při kineziologickém rozboru nemusí a ani nemůže zaznamenat. Terapeut by měl počítat s tím, že pro pacienta může být tento způsob chůze ze začátku novou zkušeností, což může měřená data ovlivnit (Guisse et al., 2006, p. 43 – 52).

Matsas et al. se ve své studii zabývali dobou nutnou ke zvyknutí si na chůzi na chodícím pásu u starších pacientů (od 67 do 80 let věku). Vycházeli ze srovnání hodnot kadence a rozsahu pohybů kolenních kloubů při dvou modalitách krokového cyklu, tedy chůzi běžnou a na páse. Pokud jsou rozdíly mezi těmito hodnotami minimální, znamená to, že si pacient na tento způsob chůze začíná zvykat. Rozdíly byly v první minutě vysoké, s postupujícím časem klesaly. Třebaže byly rozdíly mezi sledovanými způsoby chůze stále značné, v průměru kolem 14. minuty se ustálily a nedocházelo k jejich výkyvům (Matsas et al., 2005, p. 72 – 9). V předchozí studii se Matsas et al. zabývali toutéž problematikou, avšak u mladších jedinců (18 až 28 let věku). K výraznému snížení rozdílů mezi těmito dvěma způsoby chůze došlo již po 6 minutách tréninku (Matsas et al., 2000, p. 46 – 53). Z uvedeného vyplývá, že věk hraje v přizpůsobení se na nové podmínky chůze významnou roli, na což by terapeut měl brát ohled při tréninku se staršími pacienty a poskytnout jim více času. Uvedené studie ukazují zajímavý další trend. V prvních minutách chůze na páse obě skupiny pacientů vykazovaly významně vyšší hodnoty kadence než při chůzi na běžném povrchu. Ve studii s mladšími účastníky byla naměřena i kratší délka kroku v prvních dvou minutách chůze na páse. Ve druhé studii měřili pouze hodnoty kadence (Matsas et al., 2000, p. 46 – 53; Matsas et al. 2005, p. 72 – 9), dá se ovšem předpokládat, že

i zde by byly hodnoty délky kroku kratší. Dle Whittle (2007, p. 133) hraje pacientovo vědomí o omezené délce chodící plochy treadmillu důležitou roli v tomto výsledku, tedy ve zkrácení délky kroku. Terapeut s tímto výsledkem může pracovat tak, že pacientovi doporučí jít spíše o delších krocích pomalejší rychlostí, než se bude cítit jistěji.

Před sběrem dat k analýze Charteris a Wall doporučují alespoň hodinový trénink (např. 5 terapií po 10 minutách). S každou další zkušeností s treadmill systémem trvá adaptace kratší dobu. S analýzou je však i po hodinovém tréninku vhodnější začínat po 2 minutách chůze (Charteris and Wall in Guise et al., 2006, p. 44 – 51). Tohle by měl mít na paměti terapeut, který již dále nebude využívat treadmill systému k nácviku chůze, ale bude chtít pracovat s naměřenými daty. Guise et al. uvádějí, že unáhlený postup by mohl vést k nesprávné analýze, což by při rehabilitaci vycházející z naměřených dat mohlo vést v tom nejhorším případě k ublížení pacientovi. Pokud terapeut s analýzou počká, než si pacient na chůzi zvykne, může si být jist, že naměřená data odpovídají skutečné chůzi pacienta a nejsou způsobeny pouze chůzí na treadmillu (Guise et al., 2006, p. 43 – 52). Práce s analýzou naměřených dat se nemusí vztahovat pouze k tvorbě rehabilitačního plánu. Terapeut si pomocí analýzy během tréninku může ověřovat, zda a jak rychle pacient stanovených cílů dosahuje, popř. je přeformulovat. Zároveň tak může být i pacient informován o postupech při svém tréninku, což může figurovat jako důležitý motivační prvek.

2.1.2 Možnosti zahájení terapie na chodícím páse v závislosti na pooperační době

K zahájení tréninku chůze u pacienta, který ještě nemá dovoleno plně zatěžovat operovanou končetinu při chůzi, je vhodné využít odlehčovacího systému. Díky němu je možné přesně dávkovat množství tělesné hmotnosti, kterou pacient ponese (Lee and Hidler, 2008, p. 747 – 55). Postroj, držící pacienta, umožňuje volný pohyb horních i dolních končetin (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Volnost horních končetin dovoluje jejich synkinetický pohyb, čímž se stává tento způsob chůze podobnější běžné chůzi bez opory (Véle, 2006, s. 350 – 1). Pacienti tak mohou alespoň po omezený čas tréninku na treadmillu simulovat správný stereotyp chůze. To představuje

velkou výhodou, kterou odlehčovací systém přináší, zvláště pro pacienty, kteří potřebovali při chůzi oporu horních končetin již před operací. U pacientů po operaci vybavených podpažními berlemi umožňuje tento systém na chvíli si odpočinout od jejich používání. Je pravděpodobné, že tato možnost přijde pacientům vhod, neboť chůze o podpažních berlích je energeticky náročná a vyžaduje značnou aktivitu svalů ramenního pletence, horních končetin a trupu (Mulroy and Waters, 1999, p. 207 – 31). Pro pacienty obávající se pádu při chůzi (zvláště u pacientů, kteří byli indikováni k operaci z důvodu fraktury femuru způsobené pádem) hraje odlehčovací systém i důležitou roli jistoty (Bellelli et al., 2006, p. 717 – 8; Lee and Hidler, 2008, p. 747 – 55). Pocit bezpečí při chůzi může vést k usnadnění dosažení cílů terapie i u starších jedinců (Bellelli et al., 2006, p. 717 – 8). Je všeobecně známo, že s vyšším věkem klesá funkční zdatnost i přizpůsobivost (Kolář, 2009, s. 601 - 5). Trénink chůze s využitím odlehčovacího systému je úspěšně používán u pacientů s Parkinsonovou chorobou či u pacientů po cévní mozkové příhodě (Barbeau et al., 1998, p. 1122 – 8; Fujimoto et al., 2000, p. 849 – 52). Je možné, že právě použití tohoto systému hraje významnou roli v získaných výsledcích a že bez odlehčení váhy by se výsledky mohly lišit. Při použití odlehčovacího systému zároveň terapeuti nemusí kontrolovat, zda pacient skutečně nezatěžuje končetinu plnou váhou, což je nutné hlídat při běžném tréninku chůze s podpažními berlemi a může to být pro terapeuta obtížné (Adachi et al., 2009, p. 2125 – 30). Možností použití odlehčovacího systému se ve své studii zabýval Hesse et al., který srovnával výsledky tréninku chůze s odlehčovacím systémem s tréninkem dvoudobé chůze o dvou francouzských holích na běžném povrchu u pacientů (v průměru 65 let) po operaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. Doba tréninku činila 10 pracovních dní, během nichž již byly patrné rozdíly mezi oběma skupinami. Pacienti, využívající treadmill systém, ušli větší množství kroků během zhruba půlhodinového tréninku v porovnání s druhou skupinou pacientů (1000 – 1500 kroků versus 100 – 150 kroků). Rozdíly byly patrné i v rychlosti chůze. Kromě 3 pacientů trénujících na treadmillu dosáhla rychlost jejich chůze 25% zrychlení po 5. dni tréninku (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Adachi et al. (2009, p. 2128) prokazují podobné zlepšení rychlosti chůze a větší vzdálenosti během tréninku chůze na treadmillu s odlehčovacím systémem u pacientů po zlomenině kyčelního kloubu. Autoři uvádějí, že pacienti trénující s odlehčovacím systémem měli také větší tendence chodit ve svém volném čase než pacienti z druhé skupiny (Hesse

et al., 2003, p. 1767 – 73). Z uvedeného se dá usuzovat, že trénink chůze využívající treadmill systémů byl pro tyto pacienty velkou motivací, což je prvek, který v rehabilitaci hraje nezastupitelnou roli.

Výsledky studie hovořily pozitivně o možnosti použití odlehčovacího systému a treadmill systému k nácviku chůze. Pro úplnost je však třeba doplnit, že jeden účastník studie trénující právě s odlehčovacím systémem v průběhu studie zemřel na plicní embolii. Jednalo se o jedince s pozitivní anamnézou hluboké žilní trombózy. Autoři se domnívají, že příčinou úmrtí mohly být postroje odlehčovacího systému uvázané těsně kolem stehén, které vedly ke stázi krve a vzniku trombu, nebo dynamické cvičení, které vedlo k uvolnění již existujícího trombu. Z uvedeného vyplývá, že u pacientů s historií hluboké žilní trombózy či jakýchkoliv srdečních chorob je potřeba dbát na zvýšenou opatrnost při použití odlehčovacího systému a treadmillu obecně, zvláště v brzké pooperační rehabilitaci, kdy je třeba počítat s větším výskytem rizik (Hesse et al., 2003, p. 1767 - 73; Musil, 2009, s. 61 – 5).

Kromě odlehčovacího systému může pacient použít i postranní zábradlí pro odlehčení váhy. Opora horních končetin může pacientovi rovněž přinést pocit větší jistoty. Vizualně však tento způsob chůze není tolik podobný správnému stereotypu chůze jako v případě použití odlehčovacího systému, neboť synkinetický pohyb horních končetin je nahrazen držením se zábradlí (Matsas, 2005, p. 77), z tohoto důvodu se jeví vhodnější použít spíše odlehčovací systém.

Chůzi na treadmillu bez odlehčovacího systému či možnosti opory o postranní zábradlí je možno použít při nácviku chůze až tehdy, kdy operatér dovolí plně zatížit operovanou končetinu (Jahoda a kol., 2003, s. 55).

2.2 Zlepšení rozsahu kyčelního kloubu tréninkem chůze s využitím treadmill systémů

Jak bylo uvedeno v kapitole 1.3.1, rozsah pohybů v kyčelním kloubu při chůzi po operaci z důvodu artrózy kloubu je omezen v rovině sagitální i frontální (Beaulieu et al., 2010, p. 269 - 73). Studie, zkoumající biomechaniku chůze na treadmillu, uvádějí větší rozsah extenze v kyčelním kloubu v porovnání s chůzí v běžném terénu

u zdravých jedinců (Lee, Hidler, 2007, p. 747 – 55). Právě dosáhnutí extenze kyčelního kloubu během chůze je důležitým bodem při nácviku správného stereotypu chůze po náhradě kyčelního kloubu (Dungl, 2005, s. 945 – 9). Vzhledem k tomu, že chůze na páse vedla u zdravých jedinců k většímu rozsahu extenze, je zde možnost, že by podobné tendence měli i operovaní pacienti.

Hesse et al. ve své studii zahrnují i měření hodnot extenze kyčelního kloubu při chůzi. Podobně jako je uvedeno v kapitole 1.3.1, výchozí hodnoty zdaleka nedosahovaly nuly (zhruba 15°). Na konci desetidenního tréninku byl tento deficit v extenzi výrazněji menší u skupiny trénující na páse. Tato skupina dosahovala lepších výsledků i při ročním měření. Uvedené výsledky potvrzují, že treadmill systémy mohou vést ke zlepšení fyziologického rozsahu pohybu kyčelního kloubu ve směru do extenze (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Tento výsledek rovněž potvrzuje biomechanickou studii Lee a Hidlera (2007, p. 747 – 55). Nedá se ovšem uvést, jaký vliv měl větší rozsah pohybu směrem do extenze na celkový rozsah pohybů kyčelního kloubu, neboť studie toto měření nezahrnovala. Rovněž se nedá určit, jak ovlivnila tato získaná hodnota rozsah pohybu v kontralaterálním kyčelním kloubu, jenž bývá v důsledku kompenzačního mechanismu také snížen (Grau et al., 2013, p. 762 – 9).

Hesse et al. nepřinášejí výsledky o rozsazích ve frontální rovině. Namísto toho se zabývají svalovou silou abduktoru kyčelního kloubu (m. gluteus medius), jehož slabost právě vede k omezení v rozsahu pohybu ve směru abdukce při chůzi (viz kapitola 1.3.1). Na začátku studie bylo oslabení svalu značné u všech účastníků. Elektromyografické vyšetření ukázalo, že lepších výsledků bylo dosaženo ve skupině trénujících na páse. Rozdíl mezi skupinami opět přetrvával i po roce od tréninku (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Limitem studie je, že nezahrnovala, jak se zvýšená síla podepsala na rozsahu pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině. Bardeleben et al. rovněž prokazují větší aktivaci abduktorů kyčelního kloubu operované končetiny při chůzi na treadmillu v porovnání s chůzí s berlemi. Největší aktivace tyto svaly dosáhly při chůzi bez jakékoliv opory po běžném povrchu, avšak tento způsob chůze nebyl natolik symetrický jako zbylé dva způsoby (Bardeleben et al., 1999, 265 – 72; Bardeleben et al., 2000, p. 233 – 43).

Lepší výsledky skupiny účastníků trénujících na páse jsou překvapením, vezme-li se v potaz, že skupina nepodstoupila individuální terapii zaměřenou na posílení abduktorů a extenzorů. Z uvedeného vyplývá, že trénink chůze na treadmillu

může být vhodným prostředkem k posilování svalů a vůbec k pohybovému zotavení po operaci bez nutnosti specifického cvičení. Studie však neodpovídají na otázku, do jaké míry se na pozitivních výsledcích podepisuje použití odlehčovacího systému. Společným bodem tréninku s či bez odlehčení je trénink chůze. Z uvedeného se dá pouze předpokládat, že i trénink chůze na páse bez odlehčení váhy by dosahoval podobných výsledků (Cavanna et al., 2009, p. 303 – 17).

2.3 Optimalizace symetrie chůze s využitím treadmill systémů

Treadmill systémy nabízejí možnost nastavit parametry délky kroku, které se pacientovi ukazují např. formou obrázku na obrazovce před ním (Biodex, 2014, p. 1 – 4; Zebris, 2012, p. 2 – 3). Některé systémy dokonce umožňují i promítat obrázky stop na chodící plochu (Zebris, 2012, p. 2 – 3). Díky těmto možnostem se dá předpokládat, že vliv takového tréninku se na symetrii chůze bude projevovat pozitivně. Studie uvedený předpoklad potvrzují.

Hesse et al., jejichž studii uvádím v předešlé kapitole, udávají 10% zlepšení v symetrii doby trvání švihových fází dolních končetin na konci desetidenního tréninku u pacientů, trénujících chůzi s využitím treadmill systému s postroji odlehčujícími tělesnou váhu. Pro úplnost uvádím, že na začátku tréninku byla průměrná hodnota symetrie chůze u pacientů obou skupin 0,72 (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73), tedy podle 10% kritéria dalece za hranicí hodnot fyziologické asymetrie (Robinson et al. in Helbostad et al., 2012, p. 134). Po ročním přeměření byla tato hodnota 0,95 u skupiny využívající treadmill systém. U druhé skupiny byla naměřena trochu nižší hodnota, ovšem pohybující se kolem 10% hranice. Značného zlepšení tedy dosáhly obě skupiny během deseti dní tréninku, avšak zatímco u první skupiny byla naměřená hodnota stejná ve 3 i 12 měsících, ve druhé skupině výsledky v tomto časovém intervalu vykazovaly mírné zlepšení (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Bardeleben et al. (2000, p. 233 – 43) uvádějí, že dvoudobá chůze o francouzských holích vykazuje větší symetrii v jednotlivých fázích krokového cyklu než chůze bez holí. Je tedy možné, že pacienti trénující chůzi tímto způsobem po delším čase než roce dosáhli hodnot první skupiny. Ovšem nedá se to tvrdit s určitostí, neboť studie

nezahrnuje měření po delším časovém období. Faktem zůstává, že zlepšení v symetrii chůze bylo u první skupiny dosaženo dříve. Z tohoto ohledu je tedy trénink chůze s využitím treadmill systémů efektivním nástrojem ke zlepšení symetrie jednotlivých fází krokového cyklu (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73).

Kromě časových parametrů se posuzuje i symetrie v silových parametrech, jako jsou vrchol síly působící na dolní končetinu během stojné fáze, rychlost dosažení tohoto vrcholu, rozložení tlaku na plantární straně chodidla během stojné fáze. Ukazuje se, že trénink chůze na chodícím páse s použitím zpětné vazby má pozitivní vliv i na tyto parametry (Davis et al., 1996, p. 101 – 10; Lifeso and White, 2005, p. 1958 – 63), čemuž se podrobněji věnuji v následující kapitole.

2.3 Vliv zpětné vazby na terapii

Zpětná vazba je terapeutický přístup, kdy pacient získává okamžitou informaci o způsobu provádění pohybového úkolu (Guskiewicz et al. in Caulfield et al, 2013, p. 1 – 11). Poskytnutí zpětné vazby jak pacientovi tak jeho terapeutovi může mít efekt na terapii díky tomu, že pacient získává větší kontrolu nad svým pohybem (Zhang et al. in Caulfield et al., 2013, p. 1 – 11). Zpětná vazba umožňuje pacientovi plnit úkoly s větší přesností a více se zapojit ve své rehabilitaci (Caulfield et al., 2013, p. 1 – 11).

Příkladem využití zpětné vazby může být kontrolovaná zátěž. Míru zátěže kontroluje pacient na monitoru před sebou. Lifeso a White uvádějí změnu asymetrie v zatěžování dolních končetin po osmitýdenním tréninku chůze u pacientů alespoň dva měsíce po operaci totální endoprotézy kyčelního kloubu. Účastníci této studie byli rozděleni na tři skupiny. První skupina trénovala chůzi na chodícím páse s okamžitou zpětnou vazbou. Na obrazovce před sebou pacienti pozorovali dva sloupcové grafy (jeden pro každou dolní končetinu), jejichž výška se měnila podle vrcholu síly během postupného zatěžování při stojné fázi. Navíc pacienty naváděl slovními pokyny terapeut ke změně chůze a tím k dosažení větší symetrie v zatěžování. Druhá skupina trénovala taktéž na chodícím páse, ale bez zmíněné zpětné vazby. Kontrolní skupina byla vybrána z pacientů, kteří se účastnili měření, nikoli však tréninku. Z měření

vyplývalo, že zdravá dolní končetina přenáší více zátěže. Tato asymetrie se po osmitýdenním tréninku zlepšila, ale mezi končetinami byl stále patrný rozdíl. U první i druhé skupiny došlo k významnému zlepšení symetrie při měření navýšení zátěže dolní končetiny během fáze postupného zatěžování. Autoři nepřipisují tento výsledek efektu zpětné vazby, ale vlastnostem chodícího pásu, který vyvolává v pacientech potřebu přizpůsobit svůj rytmus chůze konstantní rychlosti chodící plochy. U první skupiny bylo dosaženo větší symetrie u měření zatížení oblasti plošky chodidla během celé stojné fáze (Lifeso and White, 2005, p. 1958 – 63). Limitem studie je, že nezahrnuje měření, které by ukázalo, zda zlepšení v symetrii přetrvávalo. Nicméně studie ukazují, že okamžitá vizuální zpětná vazba je efektivní metodou, jak pacienta po operaci naučit zatěžovat obě dolní končetiny při chůzi stejnou silou (Davis et al., 1996, p. 101 - 10; Lifeso and White, 2005, p. 1958 – 63).

Zpětná vazba poskytující pacientovi okamžité informace o velikosti vrcholu sil při přenosu váhy během chůze může být prospěšná nejenom v korekci asymetrie, ale i v korekci samotné velikosti tohoto vrcholu během počátečního kontaktu paty s podložkou. Radin et al. přišli s teorií, že dočasná síla působící na klouby během iniciálního kontaktu paty s podložkou může být hlavním faktorem v rozvoji degenerativních kloubních změn. Jedinci se začínajícími degenerativními změnami vystavují patu při iniciálním kontaktu větším silám než jedinci téhož věku bez degenerativních změn (Kelman et al. and Radin et al. in Whittle, 1999, p. 269). Mezi lidmi existují rozdíly v rychlosti, s jakou se přibližuje chodidlo švihové končetiny k podložce. Někteří lidé téměř zastaví končetinu před dotekem, některé naopak přibrzdí až kontakt paty se zemí (Collins et al. in Whittle, 1999, p. 264 – 75). Dle Voloshin a Wosk (in Whittle, 1999, p. 269) je právě druhá skupina kandidátem na vznik degenerativních změn. Korekce sil přenášených na chodidlo během prvotního kontaktu s podložkou by byla nejvíce na místě předoperačně, ideálně při prvních známkách artrózy. Otevírá se zde otázka možnosti širší aplikace treadmill systémů nejen pro rehabilitaci po operaci kyčelního kloubu, ale i pro jejich roli v prevenci a v předoperační přípravě pacientů s možnými kloubními degenerativními změnami. Každopádně korekce těchto sil může být prospěšná i po operaci, jelikož na ostatní nosné klouby tyto síly působí také a mohou urychlit jejich degenerativní proces. Velikost těchto sil se pravděpodobně podílí i na stabilní fixaci endoprotézy (Bergmann et al., 1995, p. 817 – 27). Dosavadní studie se zabývají výzkumem, jak tvrdost povrchu

ovlivní velikost sil a jejich distribuci především během prvního kontaktu paty s podložkou, v souvislosti s tématem práce je však potřeba zodpovědět otázku, zda tréninkem na chodícím pásu, který umožňuje tento typ zpětné vazby, je možné dosáhnout zmenšení sil vyvíjených na patu, a jestliže ano, zda jsou pacienti schopni přenést tento vzor i do chůze po běžném terénu po ukončení tréninku na páse. V současné době chybí studie primárně se zabývající touto problematikou.

Femery et al. se zabývají schopností zdravých jedinců změnit distribuci plantárních tlaků při použití chodícího pásu se zrakovou i sluchovou zpětnou vazbou. Sluchová zpětná vazba fungovala na principu všechno nebo nic, což znamená, že se spustila, pokud byla překonána nastavená hranice maxima přenášených sil. Zraková zpětná vazba naopak reagovala na velikost přenášených sil. Napravo od obrázku stopy, který se zobrazoval na obrazovce před pacientem, byla barevná škála od modré po červenou, která zobrazovala zatížení chodidla. Čím větší byly síly vyvíjené na plošku chodidla, tím červenější byla stopa. Výsledky studie odhalily, že při opakovaném měření je možné změnit distribuci plantárních tlaků, nicméně výsledky popisují pouze 6 půlminutových testů chůze na chodícím páse, bez zahrnutí dlouhodobějších měření, které by ukázalo, zda se pro pacienty nový vzor chůze stal rutinou a dokážou jej přenést i do běžných podmínek chůze (Femery et al., 2003, p. 103 – 6).

Zpětná vazba o rozložení plantárních tlaků může být přínosná v terapii pacientů, kteří byli indikováni k operaci z důvodu revmatické artritidy. U těchto pacientů je pozorováno poškození kloubů předonoží, což je spojeno se zvýšeným plantárním tlakem, zejména v oblasti 1. a 4. metatarsophalangeálního kloubu (Dekker et al., 2006, p. 465 – 9).

Patrně největším přínosem použití zpětné vazby jako kontroly pro přenos váhy při tréninku chůze je zkrácení času potřebného k dosažení cílů terapie, které může být až dvojnásobné (Borrell et al. in Lifeso and White, 2005, p. 1958 – 63).

2.4 Porovnání treadmill tréninku s běžným tréninkem chůze

Trénink chůze s využitím treadmill systémů má množství výhod v porovnání s tréninkem chůze v běžném terénu. Jednou z výhod, která umožňuje zahájit rehabilitaci dříve po operaci a bezpečněji, je možnost použití odlehčovacího systému. Dalšími výhodami tohoto tréninku je, že se terapie odehrává na menší ploše, rychlost pacientovy chůze může být kontrolována a pacient může dosáhnout většího množství kroků. Výhodou je i možnost kontroly množství zátěže přenášené na končetiny a větší zapojení a informovanost pacienta o průběhu terapie a jeho pokrocích pomocí zrakové či sluchové zpětné vazby (Caulfield et al., 2013, p. 1 – 11; Lee and Hidler, 2008, p. 747 – 55; Lifeso and White, 2005, p. 1958 – 63).

Při porovnání tréninku s využitím treadmill systému s tradičním tréninkem chůze po běžném povrchu je důležité zabývat se srovnáním biomechaniky chůze u těchto dvou způsobů, jelikož cílem rehabilitace je schopnost správného stereotypu chůze po běžném povrchu, nikoliv po pásu. Hidler a Lee srovnávají rozdíly v biomechanice chůze na chodícím pásu a na normálním povrchu u zdravých jedinců bez jakýchkoliv známek patologie chůze. Během chůze na chodícím pásu měli účastníci studie menší dorsální flexi, menší extenzi v koleni a větší extenzi v kyčli. Ostatní časové a kinematické parametry chůze nedosahovaly signifikantních rozdílů. Dle závěru studie je strategie pohybu při chůzi v těchto dvou modalitách podobná, tudíž zlepšení, kterého se dosáhne tréninkem na chodícím pásu, se přenesou i do chůze na normálním povrchu, což hovoří ve prospěch použití tohoto zařízení při nácviku chůze (Hidler and Lee, 2008, p. 747 – 55).

Kamman et al. uvádějí, že k tomu, aby biomechanika chůze na běžném povrchu a pásu byla podobná, je důležité, aby rychlost pásu byla konstantní a stejná jako u pacientovy běžné chůze. Rozdíly mezi těmito dvěma způsoby chůze jsou částečně způsobeny změnami rychlosti pásu během kroku. Před počátečním kontaktem dochází k mírnému zpomalení rychlosti pohybu dolní končetiny, zatímco před švihovou fází dochází ke zrychlení pohybu toutéž dolní končetinou. V návaznosti na popsané změny rychlosti pohybu dojde k výměně energie mezi pásem a jedincem a tím ke změnám rychlosti pásu. Autoři uvádějí, že změny v rychlosti pásu během kroku se významně podílejí na rozdílech v kinematických parametrech mezi chůzí po běžném povrchu

a na pásu. Tyto rozdíly byly menší při použití výkonnějšího treadmill systému, než je v běžné klinické praxi používán. Z toho důvodu autoři upozorňují na větší opatrnost při interpretování zejména kinematických výsledků dosažených použitím těchto systémů (Kamman et al., 1998, p. 26 – 34). Harlaar et al. naopak uvádějí, že výměnou energie mezi jedincem a pásem nedochází k tak významným rozdílům v biomechanice chůze na páse v porovnání s běžnou chůzí. Rozdílem mezi těmito dvěma studiemi bylo použití modernějšího pásu, jenž byl v půlce rozdělen. Rychlost obou polovin pásu byla nezávisle na sobě kontrolována dvěma oddělenými motory (Harlaar et al., 2014, p. 1510 – 3). Lze tedy předpokládat, že s postupným vývojem treadmill systémů se budou rozdíly mezi těmito dvěma modalitami chůze stírat.

Studie se zabývají i metabolickými nároky při chůzi na páse v porovnání s chůzí po běžném povrchu. U starších jedinců (nad 50 let) může docházet k větší únavě a potřebě si odpočinout při chůzi na treadmillu. Matsas et al. (2005, p. 72 – 9) uvádějí případ dvou takových účastníků studie, kteří kvůli únavě ukončili měření a nabízejí vysvětlení, že počáteční rychlost těchto dvou jedinců byla příliš vysoká na to, aby ji udrželi po celou dobu měření. Dalším vysvětlením způsobujícím předčasnou vyčerpanost může být také větší metabolický výdej při chůzi na páse. Brouwer et al. prokazují vyšší hodnoty tepové frekvence a spotřeby kyslíku při chůzi na páse v porovnání s běžnou chůzí. Účastníci obou studií však neměli do té doby žádnou zkušenost s treadmill systémem, je tedy možné, že by se tyto hodnoty lišily ve chvíli adaptace na nový způsob chůze (Brouwer et al., 2009, p. 95 – 100). Anderson et al. potvrzují tento úsudek. Po půlročním tréninku chůze s využitím treadmill systémů u pacientů v chronickém stádiu po cévní mozkové příhodě došlo ke značnému snížení energetického výdeje a kardiovaskulární zátěže (Anderson et al., 1997, p. 326 – 30). Tento výsledek hovoří pozitivně o dlouhodobé aplikaci tréninku chůze na páse, nejenom z důvodu reedukace poruch chůze, ale i kvůli zlepšení celkové fyzické kondice pacienta.

Uvedené studie srovnávají způsob chůze na treadmillu s chůzí po rovině. Jedinec však potřebuje být schopný chodit i po jiném než rovném terénu. Aby byla chůze po terénu bezpečná, je potřeba neustálé přizpůsobování se měnícím podmínkám okolního prostředí (Véle, 2006, s. 347 – 8). Novější treadmill systémy ve svém vybavení počítají i s touto problematikou. Jedním ze způsobů jak trénovat reakce jedince na měnící se podmínky při chůzi na treadmillu je možnost použití treadmill

systemu s projekcí obrázků přímo na pás (viz kapitola 1.4). Beek et al. (2013, p. 7 – 9) předpokládají, že takový trénink by mohl výrazně zlepšit dlouhodobý efekt tréninku v porovnání s konstantním tréninkem na treadmillu. Dalším způsobem tohoto tréninku je použití obrazovky s virtuálním prostředím. Studie ukazují, že treadmill trénink s využitím virtuální reality může zlepšit schopnost přizpůsobení chůze na měnící se podmínky u pacientů s Parkinsonovou nemocí či u pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu (Deutsch et al. and Chuang et al. in Beek et al., 2013, p. 8), dá se tedy předpokládat, že podobného efektu by bylo dosaženo i u pacientů po operaci.

Chůze na treadmillu může být prospěšná i z hlediska stability endoprotézy. Tuto teorii uvádějí Hesse et al. na základě výsledků jejich studie. K uvolnění implantátu došlo pouze ve skupině operovaných pacientů trénující chůzi na normálním povrchu (u čtyř účastníků). Na tomto výsledku se může podílet vyšší aktivita abduktorů kyčelního kloubu (více v kapitole 2.2) i větší motivace chůze ve volném čase u pacientů trénujících na treadmill systémech v porovnání s druhou skupinou (Hesse et al., 2003, p. 1767 – 73). Ověření, zda se tréninkem chůze s využitím treadmill systému skutečně zlepšuje stabilita endoprotézy, si však žádá další studie.

Řada studií zahrnuje i různé testy a škály k měření funkčního zlepšení stavu pacienta po tréninku na treadmill systémech. Hesse et al. používají Harrisovo skóre (více v kapitole 1.1). Autoři uvádějí, že mezi dvěma skupinami pacientů byly největší rozdíly v kategorii bolesti a maximální vzdálenosti chůze ve prospěch skupiny trénující na chodícím páse. Ovšem obě dvě skupiny vykazovaly značné zlepšení Harrisova skóre již po deseti dnech tréninku (Hesse et al, 2003, p. 1767 – 73). Zlepšení měřených dat mohlo být dle Adachi et al. částečně způsobeno tím, že účastníci studie byli pouze jedinci mladší 75 let věku, z nichž většina byla operována z důvodu artrózy kyčelního kloubu a byla schopna chůze s berlemi. Autoři vysvětlují zlepšení výsledků v předešlé studii z toho důvodu, že u účastníků jejich studie k takovým rozdílům mezi skupinou trénující na treadmill systémech s odlehčením a kontrolní skupinou nedošlo. Účastníci jejich studie byli jedinci starší 75 let věku po zlomenině kyčelního kloubu, jejichž pohyblivost byla omezenější než u jedinců v předešlé studii. Tito jedinci však nepodstoupili tak intenzivní rehabilitaci na treadmill systémech jako účastníci předešlé studie (Adachi et al., 2009, p. 2125 – 9). Je pravděpodobné, že spíše než vyšší věk pacientů se na výsledcích podepsala méně intenzivní terapie, neboť Baker et al. (in Kohia, 2005, p. 1285 – 91) popisují výrazné zlepšení při využití pásu k terapii

i u pacientů vyššího věku. Na výsledných hodnotách Harrisova skóre se projevilo i použití zpětné vazby. Lifeso a White uvádějí, že největších rozdílů v měřeném skóre dosáhla skupina jedinců trénující chůzi na treadmill systémech se zpětnou vazbou. Hodnoty ostatních dvou skupin dosáhly také zlepšení, avšak ne tak výrazného jako v případě první skupiny (Lifeso and White, 2005, p. 1958 – 63).

Jak již bylo naznačeno, treadmill systémy procházejí značným vývojem ve snaze umožnit co neoptimálnější trénink chůze. Jednodušší chodící pásy jsou v dnešní době poměrně široce rozšířeny a tím se stává tato terapie dostupnější. Jejich rozšíření lze například pozorovat i ve fitness centrech, kde tedy neplní roli nástroje k reedukaci poruch chůze, ale ke zlepšení fyzické kondice. Horší může být dostupnost treadmill systémů, jejichž cena i možnosti vybavení dalece přesahují zmíněné pásy. V současné době dochází k velkému rozšíření přístrojové techniky v rámci celé medicíny, tedy i fyzioterapie. Dle Mayera (2000, s. 70 – 1) lze očekávat jejich širší uplatnění u osob s poruchami stereotypu chůze.

ZÁVĚR

Využití treadmill systémů ve fyzioterapii je aktuálně poměrně notně diskutovanou problematikou. Jejich použití při nácviku chůze u neurologických pacientů se setkává s příznivými výsledky. Z tohoto důvodu je na místě zabývat se rozšířením jejich použití i na ostatní pacienty s poruchami chůze. Takovou skupinou by mohli být právě pacienti po totální endoprotéze kyčelního kloubu. Zlepšení stereotypu chůze je jedním z hlavních cílů jejich terapie, neboť přetrvávání kompenzačních mechanismů může vést ke vzniku či k urychlení procesu degenerace ostatních kloubů nejenom dolních končetin. Výsledky dostupných studií potvrzují přínos využití chodících pásů v korekci symetrie jednotlivých fází krokového cyklu i ve zlepšení rozsahu kyčelního kloubu při chůzi. Jedná se o zlepšení, která mohou nastat při správné spolupráci terapeuta s pacientem i v případě tradiční terapie chůze. Důvodem, proč je využití treadmill systémů přínosné, je kratší čas k dosažení zlepšení. Zkrácení doby k dosažení cílů rehabilitace může být podpořeno použitím zpětné vazby, která srozumitelnou formou umožňuje pacientovi optimalizovat chůzi. Pacient si tak například může ověřit, zda obě končetiny zatěžuje při chůzi stejnou silou. Právě tento typ zpětné vazby je velkým přínosem u nácviku chůze pacientů s umělým kyčelním kloubem. Korekce asymetrie přenášených sil dolními končetinami při chůzi totiž může do jisté míry sloužit jako prevence procesu degenerace kloubů druhé dolní končetiny. Otevírají se zde dvě otázky, které by byly hodny dalšího zkoumání. První otázkou je, zda a do jaké míry jsou pacienti schopni změnu v zatěžování přenést i do běžného způsobu chůze. Z důvodu podobnosti způsobu chůze na páse a na běžném povrchu lze pouze předpokládat pozitivní výsledky. Další otázkou je, jestli by bylo přínosné používat treadmill systémy se zpětnou vazbou i jako prevenci rychlé progresse artritických procesů. Zodpovězení by vyžadovalo vznik dlouhodobějších studií.

Z důvodu nízkého počtu studií zatím nelze stanovit principy či zásady terapie u konkrétních pacientů. Lze však uvést některá doporučení, která ze studií vyplývají. Například pacienty, pro které je chodící pás novinkou, je vhodné upozornit na vyšší energetickou náročnost chůze na páse a z toho důvodu zvolit ze začátku spíše pomalejší tempo chůze o delších krocích. Další doporučení se týká doby terapie. Z dostupných poznatků vyplývá, že první „seznamovací“ terapie by měla dosahovat

alespoň 15 minut, zvláště u pacientů vyššího věku. Je to z toho důvodu, že po této době si pacienti začínají teprve na chůzi na páse zvykat. Trénink na páse popisovaný ve studiích většinou trvá tradičních 20 – 30 minut a pozitivní výsledky jsou patrné i po pouhých deseti dnech tohoto tréninku. Z uvedeného tedy vyplývá, že i krátkodobý trénink s využitím treadmill systému může nést ovoce. Ovšem není důvod bránit se dlouhodobějšímu tréninku na páse, neboť ten se zase pozitivně projeví ve zlepšení celkové fyzické kondice, což je jeden z primárních cílů rehabilitace. Dále je výhodné použít postroje k odlehčení pacientovy váhy, pokud zatím nemůže zatížit umělý kloub celou váhou. Výhodu představuje simulace správného stereotypu chůze, například v porovnání s chůzí o berlích či s oporou o postranní zábradlí v případě chodícího pásu.

Závěrem lze shrnout, že použití treadmill systémů jako nástroje k reedukaci poruch chůze u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu může být přínosným doplňkem terapie pacienta. Nemělo by však dojít k omezení terapie pouze na použití treadmillu, protože stěžejním bodem rehabilitace je spolupráce pacienta s terapeutem.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADACHI, J. D., DEBEER, J., FARRAUTO, L., GIANGREGORIO, L. M., MCCARTNEY, N., PAPAIOANNOU, A., THABANE, L. 2009. Body Weight-Supported Treadmill Training for Patients With Hip Fracture: A Feasibility Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2009, vol. 90, no. 12, p. 2125 – 30. [cit. 18. 3. 2014]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0003-9993/PIIS0003999309007242.pdf>.

ALESSIO, H. M., BERG, W. P., MILLS, E. M., TONG, C. 1997. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing* [online]. 1997, vol. 26, no. 4, p. 261 – 8. [cit. 19. 4. 2014]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <http://ageing.oxfordjournals.org/content/26/4/261.full.pdf>.

ALLARD, P., LABELLE, H., PRINCE, F., SADEGHI, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture* [online]. 2000, vol. 12, no. 1, p. 34 – 45. [cit. 11. 3. 2014]. ISSN 0966-6362 Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

ALLUM, J. H. J., BISCHOFF-FERRARI, H. A., DICK, W., GRÜNEBERG, C., MAJEWSKI, M. 2005. Improvements in balance after total hip replacement. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 2005, vol. 87, no. 10, p. 1337 – 1343. [cit. 28. 2. 2014]. ISSN 0301-620X. Dostupné z: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/87-B/10/1337.full>.

AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-707-3.

ANDERSON, P. A., DENGEL, D. R., DESOUZA, C. A., GORMAN, P., MACKO, R. F., SILVER, K. H., SMITH, G. V., TOMOVASU, N., TRETTER, L. D. 1997. Treadmill Aerobic Exercise Training Reduces the Energy Expenditure and Cardiovascular Demands of Hemiparetic Gait in Chronic Stroke Patients. *Stroke*

[online]. 1997, vol. 28, no. 2, p. 326 – 330. [cit. 19. 4. 2014]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/28/2/326.full>.

BAAKE, P., BERTELT, C., HESSE, S., JAHNKE, M. T., MALEZIC, M., MAURITZ., K. H., SCHAFFRIN, A. 1995. Treadmill Training With Partial Body Weight Support Compared With Physiotherapy in Nonambulatory Hemiparetic Patients. *Stroke* [online]. 1995, vol. 26, no. 6, p. 976 – 81. [11. 3. 2014]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/26/6/976.full>.

BAKER, P. A., EVANS, O. M., LEE, C. 1991. Treadmill gait retraining following fractured neck-of-femur. In KOHIA, M., TOUSSANT, E. M. 2005. A Critical Review of Literature Regarding the Effectiveness of Physical Therapy Management of Hip Fracture in Elderly Persons. *Journal of Gerontology* [online]. 2005, vol. 60A, no. 10, p. 1285 – 91. [cit. 18. 4. 2014]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/60/10/1285.full.pdf>.

BANZER, W., GALM, R., PFEIFER, K., VOGT, L. 2004. Muscle Activation Pattern of Hip Arthroplasty Patients in Walking. *Research in Sports Medicine* [online]. 2004, vol. 12, no. 3, p. 1 – 9. [cit. 15. 2. 2014]. ISSN 1543-8635. Dostupné z: <http://www.omgl.com.cn/upfile/File/2013pdf/Zebirs/muscle.pdf>.

BARBEAU, H., KORNER-BITENSKY, N., MAYO, N. E., VISINTIN, M. 1998. A New Approach to Retrain Gait in Stroke Patients Through Body Weight Support and Treadmill Stimulation. *Stroke* [online]. 1998, vol. 29, no. 6, p. 1122 – 1128. [cit. 11. 3. 2014]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/29/6/1122.full.pdf+html>.

BARDELEBEN, A., HESSE, S. KÄDING, M., SONNTAG, D., UHLENBROCK, D. 2000. Gait with and without forearm crutches in patients with total hip arthroplasty. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 2000, vol. 23, no. 3, p. 233 – 243. [cit. 3. 4. 2014]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.11.0a/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=BHKJFPKJMNDDCMILNCMKHAOBIKLCAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3fMain%2bSearch%2bPage%3d1%26S%3dBHKJFPKJMNDDCMILNCMKHAOBIKLCAA00&directlink=http%3a%2f%2fgraphics.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2fFPDDNCOBHAILMN00%2ffs047%2fovft%2flive%2fgv024%2f00004356%2f00004356-200023030->

00014.pdf&filename=Gait+with+and+without+forearm+crutches+in+patients+with+to
tal+hip+arthroplasty.&navigation_links=NavLinks.S.sh.22.1&link_from=S.sh.22|1&p
df_key=FPDDNCOBHAILMN00&pdf_index=/fs047/ovft/live/gv024/00004356/0000
4356-200023030-00014&D=ovft&link_set=S.sh.22|1|sl_10|resultSet|S.sh.22.23|0.

BARDELEBEN, A., CONRADI, E., HESSE, S., KÄDING, M., SONNTAG, D.,
ROGGENBRUCK, C. 1999. The gait of patients with full weightbearing capacity after
hip prosthesis implantation on the treadmill with partial body weight support, during
assisted walking and without crutches. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre
Grenzgebiete*. 1999, vol. 137, no. 3, p. 265 – 72. ISSN 0044-3220.

BEAULIEU, M. L., BEAULÉ, P. E., LAMONTAGNE, M. 2010. Lower biomechanics
during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait & Posture*
[online]. 2010, vol. 32, no. 2, p. 269 - 273. [cit. 3. 2. 2014]. ISSN 0966-6362.
Dostupné z: [http://ac.els-cdn.com/S0966636210001311/1-s2.0-S0966636210001311-
main.pdf?_tid=6c38400c-b7f9-11e3-ab5a-
00000aab0f27&acdnat=1396176944_45201a74df6758f34e6200f23d6485a5](http://ac.els-cdn.com/S0966636210001311/1-s2.0-S0966636210001311-main.pdf?_tid=6c38400c-b7f9-11e3-ab5a-00000aab0f27&acdnat=1396176944_45201a74df6758f34e6200f23d6485a5).

BEEK, P. J., JANSSEN, T. W., OOIJEN, M. W., ROERDINK, M., TREKOP, M.,
VISSCHEDIJK, J. 2013. Functional gait rehabilitation in elderly people following
a fall-related hip fracture using a treadmill with visual context: design of a randomized
controlled trial. *BMC geriatrics* [online]. 2013, vol. 13, no. 4, p. 1 – 11.
[cit. 19. 4. 2014]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: [http://www.biomedcentral.com/1471-
2318/13/34](http://www.biomedcentral.com/1471-2318/13/34).

BEHRMAN, A. L., HARKEMA, S. J. 2000. Locomotor training after human spinal
cord injury: a series of case studies. *Physical therapy* [online]. 2000, vol. 80, no. 7,
p. 688 – 700. [cit. 11. 3. 2014]. ISSN 1538-6724. Dostupné z:
<http://ptjournal.apta.org/content/80/7/688.long>.

BEIS, J. N., LAROCHE, D., MAILLEFERT, J.-F., MORISSET, C., ORNETTI, P.,
TAVERNIER, CH. 2011. Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip
osteoarthritis during walking. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*
[online]. 2011, vol. 24, no. 4, p. 201 – 208. [cit. 1. 2. 2014]. ISSN 1878-6324.
Dostupné z:

<http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&sid=c916977e-d722-4f97-ad5f-23b786164131%40sessionmgr4001&hid=4107>.

BEJEK, Z., ILLYÉS, Á., KISS, R. M., PARÓCZAI, R., SZLÁVIK, I. 2006. Three-dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Facta Universitatis: Series Physical Education and Sport* [online]. 2006, vol. 4, no. 1, p. 27 – 34. [cit. 15. 1. 2014]. ISSN 1451-740X. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&sid=003366d2-ffe8-4db2-87d8-03e7d8a3680f%40sessionmgr4002&hid=4212>.

BELLELLI, G., GUERINI, F., TRABUCCHI, M. 2006. Body weight – supported treadmill in the physical rehabilitation of severely demented subjects after hip fracture: a case report. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2006, vol. 54, no. 4, p. 717 – 718. [cit. 3. 3. 2014]. ISSN 1532-5415. Dostupné z: http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1532-5415.2006.00668_6.x/pdf.

BENNETT, BEVERLAND, D. E., HUMPHREYS, L., KELLY, C., O'BRIEN, S., ORR, J. F. 2008. Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – A large scale, long term follow-up study. *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 28, no. 2, p. 194 – 200. [cit. 25. 2. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207002986>.

BEREND, M. E., FARIS, P. M., MADSEN, M. S., MEDING, J. B., MORRIS, H. H., RITTER, M., A., VARDAXIS, V. G. 2004. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2004, vol. 22, no. 1, p. 44 – 50. [cit. 1. 3. 2014]. ISSN 0736-0266. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/235116881/fulltextPDF?accountid=16730>.

BERG, H. E., DALÉN, N., RASCH, A. 2010. Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthopaedica* [online]. 2010, vol. 81, no. 2, p. 183 – 188. [cit. 14. 1. 2014]. ISSN 1745-3682. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/full/10.3109/17453671003793204>.

BERGMANN, G., GRAICHEN, F., KNIGGENDORF, H., ROHLMANN, A. 1995. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *Journal of Biomechanics* [online]. 1995, vol. 28, no. 7, p. 817 – 27. [cit. 12. 3. 2014]. ISSN 0021-

9290. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/002192909400129R/1-s2.0-002192909400129R-main.pdf?_tid=e225808e-c665-11e3-bd6d-00000aab0f6c&acdnat=1397762844_04eb160b15e14f2bdbee1af71942e693.

BERGMANN, G., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A. 1993. Hip joint forces during walking and running measured in 2 patients. In HESSE, S., WERNER, C., SEIBEL, H., VON FRANKENBERG, S., KAPPEL, E-M., KIRKER, S., KÄDING, M. 2003. Treadmill training with partial body-weight support after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 84, no. 12, p. 1767 – 1773. [cit. 20. 9. 2013]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.cebp.nl/media/m1033.pdf>.

Biodex Medical Systems. Bring Patients up to speed with the right step length. [New York]: BIODEX, ©2014.

BORGES, V. S., DIAS, J. M. D., DIAS, R. C., GUEDES, R. C., LUSTOSA, L., P., ROSA, N. M. B. 2011. Total hip arthroplasty in the elderly: impact on functional performance. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 2011, vol. 15, no. 2, p. 123 – 130. [cit. 2. 2. 2014]. ISSN 1413-3555. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-35552011000200007&script=sci_arttext.

BORRELL, R. M., GASPIS, J. J., GRABOIS, M., KELLY, M., MENKEN, S. A. 1982. Limb load monitor: evaluation of a sensory feedback device for controlled weight bearing. In LIFESO, R. M., WHITE, S. C. 2005. Altering Asymmetric Limb Loading After Hip Arthroplasty Using Real-Time Dynamic Feedback When Walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005, vol. 86, no. 10, p. 1958 – 1963. ISSN 0003-9993.

BROUWER, B., PARVATANENI, K., PLOEG, L., OLNEY, S. J. 2009. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics* [online]. 2009, vol. 24, no. 1, p. 95 – 100. [cit. 12. 4. 2014]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003308002350>.

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

CAPLAN, N., EWEN, A. M., GIBSON, A. C., KASHYAP, S. N., STEWART, S. 2012. Post-operative gait analysis in total hip replacement patients – A review of current literature and meta-analysis. *Gait & Posture* [online]. 2012, vol. 36, no. 1, p. 1 – 6. [cit. 9. 11. 2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621100840X>.

CAVANNA, A., DI MONACO, M., VALLERO, F., TAPPERO, R. 2009. Rehabilitation after total hip arthroplasty: a systematic review of controlled trials on physical exercise programs. *European Journal Of Physical And Rehabilitation Medicine* [online]. 2009, vol. 45, no. 3, p. 303 – 317. [cit. 10. 3. 2013]. ISSN 1973-9095. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/204204447>.

CAULFIELD, B., GIGGINS, O., MCCARTHY PERSSON, U. 2013. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2013, vol. 10, no. 60, p. 1 – 11. [cit. 24. 11. 2013]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/10/1/60>.

COLLINS, J. J., JEFFERSON, R. J., O'CONNOR, J. J., RADIN, E. L., WHITTLE, M. W. 1990. The role of the quadriceps in controlling impulsive forces and heelstrike. In WHITTLE, M. V. 1999. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 3, p. 264 – 275. [cit. 6. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000417#>.

Časopis Fakultní nemocnice Olomouc [online]. 6. 9. 2013. [20. 2. 2014]. Dostupné z: <http://www.fnol.cz/pdf/casopis/2013-3.pdf>.

ČECH, O., PAVLANSKÝ, R. 1983. *Aloplastika kyčelního kloubu*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1983. ISBN 08-028-83.

DAVIS, B. L., DINGWELL, J. B., FRAZIER, D. M. 1996. Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and trans-tibial amputee subjects. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. 1996, vol. 20, no. 2, p. 101 – 110. [cit. 26. 12. 2013]. ISSN 1746-1553. Dostupné z: http://oandplibrary.net/poi/pdf/1996_02.pdf#page=41.

DEKKER, J. H. M., DEKKER, J., PRINS, A. P. A., LEEDEN, M., STEULTJENS, M. 2006. Forefoot joint damage, pain and disability in rheumatoid arthritis patients with

foot complaints: the role of plantar pressure and gait characteristics. *Rheumatology* [online]. 2006, vol. 45, no. 4, p. 465 – 469. [cit. 20. 3. 2014]. ISSN 1462-0332. Dostupné z: <http://rheumatology.oxfordjournals.org/content/45/4/465.full>.

DEUTSCH, J. E., GILADI, N., HAUSDORFF, J. M., HERMAN, T., MAIDAN, I., MIRELMAN, A. 2011. Virtual reality for gait training: can it induce motor learning to enhance complex walking and reduce fall risk in patients with Parkinson's disease? In BEEK, P. J., JANSSEN, T. W., OOIJEN, M. W., ROERDINK, M., TREKOP, M., VISSCHEDIJK, J. 2013. Functional gait rehabilitation in elderly people following a fall-related hip fracture using a treadmill with visual context: design of a randomized controlled trial. *BMC geriatrics* [online]. 2013, vol. 13, no. 4, p. 1 – 11. [cit. 19. 4. 2014]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/13/34>.

DUNGL, P. 2005. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0550-8.

FARIS, P. M., HARTY, L. D., KEATING, M. E., MEDING, J. B., RITTER, M. A. 2001. A Clinical Comparison of the Anterolateral and Posterolateral Approaches to the Hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2001, vol. 385, no. 4, p. 95 – 99. [cit. 1. 3. 2014]. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.11.0a/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=fulltext&D=ovft&AN=00003086-200104000-00016&NEWS=N&CSC=Y&CHANNEL=PubMed>.

FEMERY, V., HESPEL, J. M., MORETTO, P., THÉVENON, A. 2003. A Real Time Plantar Pressure Feedback Device for Foot unloading. *Journal of Medical Informatics and Technologies* [online]. 2003, vol. 6, p. 103 – 106. [cit. 24. 11. 2013]. ISSN 1642-6037. Dostupné z: http://mit.us.edu.pl/new/ftp/journal/2003/MIT_2003-37.pdf.

FUJIMOTO, Y., KANG, J., MIYAI, I. NOZAKI, S., SAITO, T., UEAD, Y., YAMAMOTO, H. 2000. Treadmill Training With Body Weight Support: Its Effect on Parkinson's Disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2000, vol. 81, no. 7, p. 849 – 852. [cit. 11. 3. 2014]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <http://knowledgetranslation.ca/sysrev/articles/project51/Miyai2000.pdf>.

GALLO, J. BRTKOVÁ, J., HORÁK, P., KROBOT, A. 2007. *Artróza váhonosných kloubů ve světle medicíny založené na důkazu*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1741-7.

GAMBLE, J. G., ROSE, J. 2006. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. ISBN 07-817-5954-4.

GRAU, S., HAASE, G., HORSTMANN, T., LISTRINGHAUS, R., MÜNDERMANN, A. 2013. Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: A six month follow-up. *Clinical Biomechanics* [online]. 2013, vol. 28, no. 7, p. 762 – 769. [cit. 3. 2. 2014]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003313001575>.

GRIFFIN, M. P., MCBRIDE, I. D., OLNEY, S. J. 1995. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. In ALLARD, P., LABELLE, H., PRINCE, F., SADEGHI, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture* [online]. 2000, vol. 12, no. 1, p. 34 – 45. [cit. 11. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

GUISE, J. A., HAGEMEISTER, N., PARENT, G., ST-ONGE, N., PUTTE, M. 2006. Habituation to treadmill walking. *Biomedical materials and engineering* [online]. 2006, vol. 16, no. 1, p. 43 – 52. [cit. 9. 2. 2014]. ISSN 1878-3619. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=77a1422f-9a3d-4a5d-aa8b-d9058b3999c5%40sessionmgr113&vid=2&hid=106>.

GUSKIEWICZ, K., ONATE, J. SULLIVAN, R. 2001. Augmented feedback reduces jump landing forces. In CAULFIELD, B., GIGGINS, O., MCCARTHY PERSSON, U. 2013. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2013, vol. 10, no. 60, p. 1 – 11. [cit. 24. 11. 2013]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/10/1/60>.

HARLAAR, J., KROGT, M. M., SLOOT, L. H. 2014. Energy exchange between subject and belt during walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, vol. 47, no. 6, p. 1510 – 1513. [cit. 12. 4. 2014]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929014000852>.

HELBOSTAD, J. L., HODT-BILLINGTON, C., MOE-NILSSEN, R., ROGNSVAG, T., VERVAAT, W. 2012. Criteria of gait asymmetry in patients with hip osteoarthritis. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2012, vol. 28, no. 2, p. 134 – 141. [cit. 1. 2. 2014]. ISSN 1532-5040. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=2abf3473-3bf6-4504-ae37-78ea77453ff7%40sessionmgr4002&vid=2&hid=4103>.

HELD, M., MUSIL, D., STÁREK, M., STEHLÍK, J. 2008. Náhrada kyčelního kloubu MIS-AL technikou – roční výsledky. *Acta Chir. orthop., Traum. Čech* [online]. 2008, roč. 75, č. 4, s. 262 – 270. [cit. 10. 2. 2014]. ISSN 0001-5415. Dostupné z: http://www.achot.cz/dwnld/0804_262.pdf.

HERZOG, W., NIGG, B. M., OLSSON, E., READ, L. J. 1989. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. In HELBOSTAD, J. L., HODT-BILLINGTON, C., MOE-NILSSEN, R., ROGNSVAG, T., VERVAAT, W. 2012. Criteria of gait asymmetry in patients with hip osteoarthritis. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2012, vol. 28, no. 2, p. 134 – 141. [cit. 1. 2. 2014]. ISSN 1532-5040. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=2abf3473-3bf6-4504-ae37-78ea77453ff7%40sessionmgr4002&vid=2&hid=4103>.

HESSE, S., WERNER, C., SEIBEL, H., VON FRANKENBERG, S., KAPPEL, E-M., KIRKER, S., KÄDING, M. 2003. Treadmill training with partial body-weight support after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 84, no. 12, p. 1767 – 1773. [cit. 20. 9. 2013]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: <http://www.cebp.nl/media/m1033.pdf>.

HIDLER, J., LEE, S. J. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2008, vol. 104, no. 3, p. 747 – 755. [9. 2. 2014]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.jappp.org/content/104/3/747.full>.

HIRASAWA, Y. 1981. Left leg supporting human straight (bipedal) standing. In ALLARD, P., LABELLE, H., PRINCE, F., SADEGHI, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture* [online]. 2000, vol. 12, no. 1, p. 34 – 45. [cit. 11. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

CHARTERIS, J., WALL, J. C. 1981. Kinematic study of long-term habituation to treadmill walking, In GUISE, J. A., HAGEMMEISTER, N., PARENT, G. , ST-ONGE, N., PUTTE, M. 2006. Habituation to treadmill walking. *Biomedical materials and engineering* [online]. 2006, vol. 16, no. 1, p. 43 – 52. [cit. 9. 2. 2014]. ISSN 1878-3619. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=77a1422f-9a3d-4a5d-aa8b-d9058b3999c5%40sessionmgr113&vid=2&hid=106>.

CHUANG, T. Y., SUNG, W. H., TSAI, M. P., WANG, R. Y., YANG, Y. R. 2008. Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: a randomized controlled trial. In BEEK, P. J., JANSSEN, T. W., OOIJEN, M. W., ROERDINK, M., TREKOP, M., VISSCHEDIJK, J. 2013. Functional gait rehabilitation in elderly people following a fall-related hip fracture using a treadmill with visual context: design of a randomized controlled trial. *BMC geriatrics* [online]. 2013, vol. 13, no. 4, p. 1 – 11. [cit. 19. 4. 2014]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/13/34>.

JAHODA, D., POKORNÝ, D., SOSNA, A. 2003. *Náhrada kyčelního kloubu. Rehabilitace a režimová opatření*. 1. vyd. Praha: TRITON, 2003. ISBN 80-7254-302-4.

KAMMAN, E. H., SAVELBERG, H., SCHAMBARDT, H. C., VORSTENBOSCH, M., WEIJER, J. 1998. Intra-stride belt speed variation affects treadmill locomotion. *Gait & Posture* [online]. 1998, vol. 7, no. 1, p. 26 – 34. [cit. 12. 4. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636297000234>.

KELMAN, J. L., ORR, R. B., PAUL, I. L., RADIN, E. L., ROSE, R. M. 1982. Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. In WHITTLE, M. V. 1999. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 3, p. 264 – 275. [cit. 6. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000417#>.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012. ISBN 978-80-260-1645-8.

LEE, T. D., SCHMIDT, R. A. 1999. *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. 3rd ed. Champaign : Human Kinetics, 1999. ISBN 0-88011-484-3.

LIFESO, R. M., MCCRORY, J. L., WHITE, S. C. 2001. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait & Posture* [online]. 2001, vol. 14, no. 2, p. 104 – 109. [cit. 7. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001400>.

LIFESO, R. M., WHITE, S. C. 2005. Altering Asymmetric Limb Loading After Hip Arthroplasty Using Real-Time Dynamic Feedback When Walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005, vol. 86, no. 10, p. 1958 – 1963. ISSN 0003-9993.

MATOUŠ, M., MATOUŠOVÁ, M., KUČERA, M. 2005. *Život s endoprotézou kyčelního kloubu*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0886-8.

MATSAS, A., TAYLOR, N., MCBURNEY, H. 2000. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & Posture* [online]. 2000, vol. 11, no. 1, p. 46 – 53. [cit. 19. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663629900048X>.

MATSAS, A., TAYLOR, N. F., WASS, E. 2005. Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait & Posture* [online]. 2005, vol. 21, no. 1, p. 72 – 79. [cit. 19. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204000165>.

MAYER, M. 2000. Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, č. 2, s. 66 – 73. ISSN 1805-4552.

MULROY, S., WATERS, R. L. 1999. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 9, no. 3, p. 207 – 231. [cit. 1. 4. 2014]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000090>.

MUSIL, D. Přínos miniinvazivní MIS-AL techniky při implantaci totální náhrady kyčelního kloubu, zdravotně sociální aspekty MIS-AL přístupu [online]. České Budějovice, 2011. Disertační práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Zdravotně sociální fakulta. [cit. 29. 3. 2014]. Dostupné z: http://www.theses.cz/id/b3wexs/Disertan_prce_Musil_CD_-_bez_publikovanch_st.pdf.

MUSIL, D., STEHLÍK, J., VERNER, M. 2008. Biochemické porovnání invazivity TEP MIS-AL a standardní TEP kyčelního kloubu. *Acta Chir. orthop., Traum. Čech* [online]. 2008, roč. 75, č. 1, s. 16 – 20. [cit. 10. 2. 2014]. ISSN 0001-5415. Dostupné z: http://www.achot.cz/dwnld/0801_16.pdf.

MUSIL, D. 2009. Rizika a prevence tromboembolické choroby. *Medicína Pro Praxi* [online]. 2009. roč. 6, č. 2, s. 61 - 65. [cit. 17. 4. 2013]. ISSN 1214-8687. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2009/02/02.pdf>.

NECULAES, M. 2012. Functional assessment of the gait for the patient with a total hip endoprosthesis. *Sport & Society* [online]. 2012, vol. 12, no. 1, p. 93 – 100. [cit. 15. 1. 2014]. ISSN 1582-2168. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=2bd6f592-1cb4-485f-a78d-1b7b7416a07f%40sessionmgr4004&hid=4107>.

PAVELKA, K., ROVENSKÝ, J. 2003. *Klinická revmatologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2003. ISBN 80-726-2174-2.

RADIN, E. L. RIEGGER, C., YANG, K. H, et al. 1991. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. In WHITTLE, M. V. 1999. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 3, p. 264 – 275. [cit. 6. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000417#>.

ROBINSON, R. O., HERZOG, W., NIGG, B. M. 1987. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. In HELBOSTAD, J. L., HODT-BILLINGTON, C., MOE-NILSSEN, R., ROGNSVAG, T., VERVAAT, W. 2012. Criteria of gait assymetry in patients with hip osteoarthritis. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2012, vol. 28, no. 2, p. 134 – 141. [cit. 1. 2. 2014]. ISSN 1532-5040. Dostupné z:

<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=2abf3473-3bf6-4504-ae37-78ea77453ff7%40sessionmgr4002&vid=2&hid=4103>.

RYCHLÍKOVÁ, E. 2002. *Funkční poruchy kloubů končetin*. Diagnostika a léčba. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002. ISBN 80-247-0237-1.

SKINNER, H. B. 1993. Pathokinesiology and Total Joint Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 1993, vol. 288, no. 1, p. 78 – 86. [cit. 28. 2. 2014]. ISSN 1528-1132. Dostupné z: http://ovidsp.tx.ovid.com/sp-3.11.0a/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=LIMFPBDMDDDGMMINCMKJHLBGNOAAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3fMain%2bSearch%2bPage%3d1%26S%3dLIMFPBDMDDDGMMINCMKJHLBGNOAAA00&directlink=http%3a%2f%2fgraphics.tx.ovid.com%2fovftpdfs%2fFPDDNCLBJHMIMD00%2ffs046%2fovft%2flive%2fgv023%2f00003086%2f00003086-199303000-00010.pdf&filename=Pathokinesiology+and+Total+Joint+Arthroplasty.&navigation_links=NavLinks.S.sh.22.1&link_from=S.sh.22|1&pdf_key=FPDDNCLBJHMIMD00&pdf_index=/fs046/ovft/live/gv023/00003086/00003086-199303000-00010&D=ovft&link_set=S.sh.22|1|sl_10|resultSet|S.sh.22.23|0.

SODERBERG, G. L. 1986. Kinesiology Application to Pathological Motion. In BEHRMAN, A. L., LIGHT, K. E., SICARD-ROSENBAUM, L. 2002. Gait, Lower Extremity Strength, and Self-Assessed Mobility After Hip Arthroplasty. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES* [online]. 2002, vol. 57A, no. 1, p. 47 – 51. [cit. 19. 2. 2014]. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/57/1/M47.full>.

VANDEN-ABEELE, J. 1980. Comments of the functional assymetry of the lower extremities. In ALLARD, P., LABELLE, H., PRINCE, F., SADEGHI, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture* [online]. 2000, vol. 12, no. 1, p. 34 – 45. [cit. 11. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

VOLOSHIN, A. S., WOSK, J. 1981. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. In WHITTLE, M. V. 1999. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 3, p. 264 – 275. [cit. 6. 3. 2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000417#>.

WHITTLE, M. 2007. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-0-7506-8883-3.

Zebris Medical GmbH. Learning to walk again: Gait Analysis and Gait Training for Rehabilitation. [Linden]: Zebris, ©2012.

ZHANG Z., WANG, B., WANG, H., WU, H. 2010. A smartphone based respiratory biofeedback system. In CAULFIELD, B., GIGGINS, O., MCCARTHY PERSSON, U. 2013. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2013, vol. 10, no. 60, p. 1 – 11. [cit. 24. 11. 2013]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/10/1/60>.

SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. č. 1	Treadmill systém s projekcí obrázků na chodící pás (Beek et al., 2013, p. 5).....	23
Graf č. 1	Rozsahy pohybů operovaného a neoperovaného kyčelního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu v porovnání s rozsahy kontrolní skupiny (Beaulieu et al., 2010, p. 271)	16
Graf č. 2	Rozsahy pohybů operovaného a neoperovaného kyčelního kloubu ve frontální rovině u pacientů v porovnání s kontrolní skupinou (Beaulieu et al., 2010, p. 271)	17