

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

Fakulta tělesné kultury

**Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji
a během krokového cyklu u osob s totální endoprotézou kyčelního
nebo kolenního kloubu**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Pavlína Koutná

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachťová, Ph.D.

OLOMOUC 2015

Jméno a příjmení autora: Pavlína Koutná

Název magisterské práce: Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji a během krokového cyklu u osob s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

Rok obhajoby magisterské práce: 2015

Abstrakt: Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit, zda jsou pacienti s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu schopni vědomě rozložit zatížení při stoji a během krokového cyklu. Studie se zúčastnilo 17 probandů ve věku 53-74 let. Data byla získána měřením stoje a chůze na silových plošinách. Výsledky studie ukázaly statisticky významný rozdíl ($p = 0,049$) mezi naměřenou a instruovanou hodnotou při 25% zatížení operované končetiny při stoji. Největší rozdíl mezi naměřenou a instruovanou hodnotou zatížení se ukázal během chůze, kdy hodnota statistické významnosti činila 0,000. Součástí studie bylo také porovnání výsledků s kontrolní skupinou, kterou tvořili zdraví probandi. Hodnoty rozdílu mezi pacienty a zdravými jedinci při 25% zatížení byly statisticky významné ($p = 0,008$). Z výsledků studie vyplývá, že pacienti po totální endoprotéze kyčelního nebo kolenního kloubu přetěžují operovanou končetinu při stoji i během chůze. Pro klinickou praxi tedy lze doporučit zaměření se více na nácvik částečného zatížení operované končetiny.

Klíčová slova: částečné zatížení, totální endoprotéza, kolenní kloub, kyčelní kloub, krokový cyklus

Souhlasím s půjčováním diplomové (magisterské) práce v rámci knihovních služeb.

Author's name and surname: Pavlína Koutná

Thesis title: The capacity for conscious distribution of weight bearing during the static stand and during the gait cycle in persons with total hip replacement or total knee replacement

Department: Department of Physiotherapy

Thesis supervisor: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

Year of thesis defence: 2015

Abstract: This thesis aims at assessing whether or not patients with total hip replacement or total knee replacement are capable of conscious distribution of weight bearing during the static stand and during the gait cycle. The total of 17 probands between 53 and 74 years of age participated in the study. The data were acquired through the measurement of stand and gait using force platforms. The results show a statistically significant difference ($p = 0.049$) between the measured value and the instructed value at 25% bearing of the operated extremity during the stand. The greatest difference between the measured value and the instructed value of bearing was observed during the gait, where the statistical significance was 0.000. The study also includes a comparison of the results with a control group comprising healthy probands. The values of difference between the patients and the healthy individuals at 25% bearing are statistically significant ($p = 0.008$). The study results show that patients with total hip replacement or total knee replacement tend to overload the operated extremity during both the stand and the gait. The recommendation for clinical practice is, therefore, to focus on the training of partial weight bearing of the operated extremity.

Key words: partial weight bearing, total joint replacement, knee joint, hip joint, gait cycle

I agree to borrowing of this master's thesis within the library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Marty Šlachtové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 4. 2015

.....

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytla při odborném vedení diplomové práce. Dále pak děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za ochotu a spolupráci při zpracování dat studie. Také děkuji všem, kteří mi při psaní diplomové práce jakkoli pomohli a podporovali mě.

OBSAH

1	ÚVOD	8
2	TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1	Totální endoprotézy (TEP)	9
2.1.1	TEP kyčelního kloubu	9
2.1.2	TEP kolenního kloubu	14
2.2	Chůze a krokový cyklus u zdravé populace	19
2.2.1	Chůze	19
2.2.2	Krokový cyklus	20
2.3	Chůze u pacientů s TEP kolenního nebo kyčelního kloubu	24
2.3.1	Zatížení končetiny po TEP kolenního nebo kyčelního kloubu	24
2.3.2	Typy chůze s opěrnými pomůckami	25
2.3.3	Analýza chůze u TEP	26
2.4	Biomechanická analýza chůze	27
2.4.1	Dynamická analýza chůze	27
2.5	Propriocepce	28
2.5.1	Faktory ovlivňující propriocepci	29
2.5.2	Souvislost propriocepce a osteoartrózy	29
2.5.3	Propriocepce u pacientů s TEP	29
2.5.4	Porovnání propriocepce u lidí s TEP, osteoartrózou a normálními klouby	30
2.6	Somatognózie a stereognózie	31
2.7	Vyšetření percepčně gnostických funkcí	32
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	35
3.1	Cíl diplomové práce	35
3.2	Výzkumné otázky	35
4	METODIKA	36

4.1	Charakteristika výzkumného souboru	36
4.2	Podmínky měření	36
4.3	Informovaný souhlas účastníků výzkumu s měřením.....	36
4.4	Metodika vyšetření před měřením	36
4.5	Metodika měření	39
4.5.1	Měření stoje.....	39
4.5.2	Měření chůze	40
4.6	Statistické zpracování dat	41
5	VÝSLEDKY	42
5.1	Výsledky k výzkumné otázce číslo 1	42
5.2	Výsledky k výzkumné otázce číslo 2.....	43
5.3	Výsledky k výzkumné otázce číslo 3.....	45
5.4	Výsledky k otázce číslo 4	47
5.5	Kazuistické zpracování dat	49
6	DISKUZE.....	51
7	ZÁVĚR.....	58
8	SOUHRN	59
9	SUMMARY	61
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	63
11	PŘÍLOHY.....	70

1 ÚVOD

V dnešní době moderní medicíny se průměrná doba života lidí stále zvyšuje. S přibývajícím věkem dochází k většímu opotřebením nosných kloubů a následnému vzniku artrózy. Aby mohli lidé s artritickými změnami žít i nadále kvalitní život, bývá u nich v mnoha případech indikována implantace totální endoprotézy. Jedná se o operaci, při které dochází k nahrazení poškozeného kloubu cizím materiálem.

Mnoho pacientů s chronickými bolestmi pohybového aparátu má snížené proprioceptivní vnímání. Schopnost propriocepce je důležitá pro uvědomění si polohy a pohybu jednotlivých segmentů vlastního těla. Literatura se shoduje, že pacienti s artrózou kolenních nebo kyčelních kloubů vykazují zhoršenou propriocepci. Také je dokázáno, že se zvyšujícím se věkem klesá kvalita propriocepce.

Starší pacienti s artritickými změnami se velmi špatně přizpůsobují ortopedickým operačním zákrokům a následné pooperační léčbě. Aby nedošlo ke vzniku komplikací po operaci, musí být dodržovány stanovené pooperační zásady. Jednou ze zásad je odlehčení operované dolní končetiny. Velikost zatížení operované končetiny se v průběhu pooperačního období mění. Hlavními kritérii, podle kterých je stanovena velikost zatížení, jsou délka trvání od operace a typ implantované totální endoprotézy. Postupně se zvyšující velikost zatížení stanovuje operátor.

Tato diplomová práce je zaměřena na schopnost vědomého rozložení zatížení u pacientů s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu při stoje a chůzi. Naměřená data budou vypovídat o kvalitě vnímání pohybového aparátu pacienta. Umožní nám zjistit, zda pacienti po operaci totální endoprotézy dodržují stanovené zatížení operované končetiny. Výsledky studie mohou být přínosné pro klinickou praxi.

2 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ

Tato kapitola popisuje teoretický přehled poznatků týkající se rozdělení typů totálních endoprotéz kyčelního a kolenního kloubu. Dále se zaměřuje na biomechaniku a analýzu chůze u zdravých lidí a pacientů s totální endoprotézou. Na konci této kapitoly jsou vysvětleny pojmy propriocepce, stereognózie a somatognózie.

2.1 Totální endoprotézy (TEP)

Totální endoprotéza kloubu je v literatuře nazývána také jako aloplastika nebo artroplastika. Je to operace, při které se nahrazuje celý kloub nebo jeho část cizím materiálem. Cílem operace je obnovení anatomické osy dolní končetiny, zvýšení stability kloubu, obnova funkce kloubu a hlavně snížení bolesti. Právě bolest bývá hlavním důvodem indikace k operaci (Koudela, 2004).

2.1.1 TEP kyčelního kloubu

Totální endoprotéza kyčelního kloubu patří mezi nejčastější ortopedické operace. Příčinou neustále se zvyšujícího počtu indikací k operaci je prodlužující se průměrná délka života lidí. Ročně je v Evropě implantováno průměrně 450 000 kyčelních náhrad. V naší republice to činí více jak 10 000 kyčelních endoprotéz (Širůčková, 2010; Dungl, 2005; Nedoma et al., 2006).

V následujících letech se očekává, že by měl počet primárních náhrad kyčelního kloubu stále narůstat. Osteoartróza (degenerativní onemocnění kloubu) se dostává do symptomatické fáze nejčastěji po šedesátém roku života. Také se nepočítá s tím, že se osteoartróza v pokročilejším stádiu bude moci léčit jiným efektivnějším způsobem než implantací TEP. Jedna recentní studie uvádí, že by se v roce 2050 mohlo v USA implantovat až 1,86 milionů totálních náhrad kyčelního kloubu (Gallo, Hartl, Vrbka, Návrat, & Křupka, 2013).

2.1.1.1 Historické poznatky

Vývoj kyčelních náhrad má velmi bohatou historii. První pokusy prováděl Growes-Hey, který navrhl první kompletní aloplastiku kyčelního kloubu skládající se z hlavice a jamky vyrobené ze slonoviny. Mezi další badatele 20. století, kteří se zajímali o vývoj náhrady kyčelního kloubu, patří například Smock, Gelard nebo McKee. V roce 1938 P. Willes reálně odoperoval první TEP kyčle (Nedoma et al., 2006).

V českých zemích se o rozvoj kloubních náhrad začal zabývat profesor Chlumský kolem roku 1900. O největší rozvoj se však zasloužil profesor Čech, který ve spolupráci s Poldi Kladno v roce 1970 vyvinul cementovanou TEP kyčelního kloubu. Ta byla implantována tisícům pacientů s velmi úspěšným výsledkem. Profesor Čech také stanovil indikace k operacím, vypracoval operační postup a uvedl možné komplikace (Koudela, 2004; Nedoma et al., 2006).

Jednou z prvních úspěšných endoprotéz kyčelního kloubu byla cervikokapitální endoprotéza podle Austina a Moora vyvinuta v roce 1950 a podle Thomsona, v roce 1952. Tento typ endoprotézy nahrazuje pouze horní konec femuru a používá se dodnes u starých jedinců, kteří utrpěli zlomeninu krčku stehenní kosti (Koudela, 2004).

Další velký úspěch zaznamenala TEP Johna Charnleye (1960). Jednalo se o cementovanou endoprotézu, kde byly jamka a dřík fixovány pomocí kostního cementu (methylmetakrylátu), který se připravuje smícháním tekuté a práškové složky. Tento proces je doprovázen exotermickou reakcí, a proto je nutné během tuhnutí cement chladit, aby se předešlo vzniku kostní termické nekrózy (Koudela, 2004).

Na základě poznatků o negativním vlivu kostního cementu na přilehlou kost byly zkonstruovány necementované endoprotézy. Jedna z prvních necementovaných endoprotéz byla vynalezena podle profesora Zweymüllera (Koudela, 2004).

Ve Fakultní nemocnici Olomouc je ročně provedeno kolem 350 operací kyčelních náhrad a 50 operací náhrad revizních (FN Olomouc, 2013).

2.1.1.2 Komponenty endoprotézy

Základní části endoprotézy se skládají ze dvou hlavních komponentů – jamky (acetabulární komponenta) a dříku s hlavicí (femorální komponenta) (Dungl, 2005).

Dřík

Dříky se dělí podle způsobu fixace na cementované a necementované. Cementované dříky jsou nejčastěji kovové, z vitalia nebo nerezavějících ocelí. Dřík je upevněn v dřevné dutině proximální části femuru pomocí kostního cementu. Povrchy dříků jsou jemně zdrsňené, čímž se jejich povrch zvětší a vylepší se fixace. Jiné dříky jsou vysoce leštěné, což má za úkol zamezit vzniku otěru částic mezi kostním cementem a implantátem. Necementované dříky jsou opatřeny porózním zdrsňeným povrchem zajišťujícím, díky osteointegraci (vrůstu nově vytvořené kosti do implantátu), dlouhodobou sekundární stabilitu.

Materiál dřívku je nejčastěji z korozivzdorné oceli, kobaltových, titanových, zirkonových slitin nebo čistého titanu. V dnešní době mají i speciální povrchové úpravy nástřiku (hydroxiapatitu, titanu a jiných), které umožňují aktivaci osteoblastů (Dungl, 2005; Nedoma et al., 2006).

Hlavice

Hlavice se vyrábí z kovových slitin a z korundové nebo zirkoniové keramiky.

Jamka

Cementované jamky se nejčastěji vyrábí z nízkotlakého vysokomolekulárního polyetyleny (UHMWPE nebo PE). Upevnění cementované jamky se provádí po vyfrézování vadné chrupavky, pomocí kostního cementu rovnoměrně rozloženého v jamce, majícího tloušťku minimálně 2 mm. Necementované jamky využívají pro fixaci přesně opracované kostní lůžko, do kterého je jamka ukotvena pomocí kotvících částí vyrobených z titanu a jeho slitin. Artikulační část jamky se vyrábí z UHMWPE nebo z keramiky (Nedoma et al., 2006).

2.1.1.3 Dělení dle rozsahu náhrady

U takzvaných (tzv.) **povrchových (hip resurfacing) náhrad** se nahrazuje pouze povrchová kontaktní plocha hlavice stehenní kosti. Výhodou je méně náročný operační výkon, rychlejší zotavení a možnost plného rozsahu pohybu kloubu. Indikační skupinou pro operaci jsou aktivní pacienti, u kterých nejsou velké anatomické změny v oblasti kyčelního kloubu. (Širůčková, 2010).

Cervikokapitální endoprotéza (CKP), někdy nazývaná také jako částečná endoprotéza, nahrazuje celou hlavici stehenní kosti. Femorální komponenta je do femorální dutiny ukotvena pomocí kostního cementu. Hlavice je vložena do zachované kloubní jamky. Výhodou CKP je možnost okamžitého zatěžování endoprotézy, a proto bývá implantována u starších pacientů (Nedoma et al., 2006).

Totální endoprotéza kyčelního kloubu je implantát nahrazující obě komponenty kyčelního kloubu – hlavici i jamku.

Anatomické (tumorózní) náhrady substituují kromě hlavice kyčelního kloubu i část stehenní kosti (Nedoma et al., 2006).

2.1.1.4 Dělení dle způsobu fixace

Jedním z nejužívanějších dělení TEP je na **cementované, necementované a hybridní**. Cementované a necementované endoprotézy byly již zmiňované výše. Cementované endoprotézy se implantují spíše starším pacientům, protože mohou být brzy zatěžovány. Tím se zkrátí doba imobilizace a dochází ke kvalitnějšímu vhojení implantátu. Hybridní totální endoprotézy jsou kombinací obou způsobů. Nejčastěji se jedná o cementovanou femorální komponentu a necementovanou jamku. Tento typ implantátu nachází čím dál častější uplatnění (Širůčková, 2010).

2.1.1.5 Biomechanika TEP kyčelního kloubu

Funkční chování lidských kloubů za dynamických podmínek je dáno konstitučními vlastnostmi jednotlivých komponent kloubního systému. Díky jejich elastickým a viskózně elastickým vlastnostem jsou vytvořené poddajnostní podmínky v kloubu. Také vazivový a svalový systém má vliv na nitrokloubní vztahy. Aplikací TEP za postižený kloub dochází k narušení těchto vztahů. Proto je důležité sledovat výši tohoto narušení, aby nepřesáhlo mez biologické a biomechanické únosnosti (Nedoma et al., 2006).

Cílem TEP je obnovení anatomie, biomechaniky a funkce kloubu. Normální stav kyčelního kloubu je určen pozicí středu otáčení kyčle, anteverzí (stehenní a acetabulární komponenty), celkovým posunem komponent a délkou končetin. Tyto parametry jsou vzájemně úzce provázané. Při operaci TEP dochází k obnově všech zmíněných parametrů. Za střed otáčení kyčelního kloubu se udává geometrický střed hlavičky stehenní kosti. Anteverzí dřívku stehenní komponenty vůči acetabulární komponentě zajišťuje dostatečný rozsah pohybu kyčelního kloubu a redukci posunu. Postavení kloubní jamky, umístění a volba dřívku mají vliv na posun TEP. Obnova délky končetiny patří mezi nejdůležitější faktor během operace a je jedním z nejsložitějších úkolů operátora (Sariali, Veysi, & Stewart, 2008).

Konstrukce styčných ploch TEP musí nahradit funkci chrupavky a synoviální tekutiny. Dalším úkolem TEP je zajištění přenosu dynamického zatížení, které vzniká v důsledku dynamického působení svalových sil a současně musí zajistit zachycení sil vznikajících při přechodu do klidového stavu (Nedoma et al., 2006).

Kyčelní kloub je nejvíce namáhán na ohyb. Největší namáhání TEP je v místě největšího ohybového momentu. Velikost ohybového momentu je ovlivněna délkou krčku kloubní náhrady, zakřivením a tvarem dřívku, úhlem mezi krčkem a dřívkem a úhlem zavedení

dříku do kostního kanálu. Optimální rozložení zatížení v TEP se dá zjistit matematickou analýzou. Ta je však velmi obtížná a zatím nebyla plně aplikována do praxe. Totální endoprotézy jsou převážně namáhány dynamickým pohybem, tedy chůzí. Největší reakční síla působí na TEP v okamžiku odrazu a došlapu. Směr reakční síly je určen v sagitální rovině délkou kroku (Nedoma et al., 2006).

2.1.1.6 Životnost TEP kyčelního kloubu

Životnost TEP závisí na příčinách selhání a frekvenci jejich výskytu. Nejčastějším důvodem selhání TEP kyčle je aseptické uvolnění, které bývá provázané periprotetickou osteolýzou. Obě tyto komplikace zapříčiní opotřebení kloubních povrchů. Výběr implantátu a operační techniky může tento proces ovlivnit. V současné době lze posoudit materiálové a konstrukční vlastnosti implantátu jen z informací od výrobce (Gallo et al., 2013).

Registr kloubních náhrad

Aby byl výsledek implantace TEP kvalitní a dlouhodobý, je nutné každý implantát po operaci pravidelně sledovat, přestože pacient nemá žádné potíže. Důvodem je tzv. „tiché“ selhávání TEP. Chování jednotlivých implantátů monitorují registry kloubních náhrad. Ty vznikly nejen kvůli bezpečnosti pacientů, ale také kvůli účelnosti vynakládaných finančních prostředků (Gallo, 2012).

Nejstarší registr náhrad kyčelního kloubu byl založen v roce 1979 ve Švédsku. Analýzy registru jsou užitečné pro porovnání jednotlivých typů implantátů. Daří se tak včas identifikovat špatné endoprotézy a následně je vyřazovat z klinické praxe. V České republice se založily první registry v roce 2002. O založení se zasloužili především docent Václav Štědrý, profesor Pavel Vavřík a doktor Jiří Kubeš (Gallo, 2012).

Příklad některých studií

Ve Fakultní nemocnici Olomouc byla provedena studie, která zjišťovala dlouhodobé výsledky u pacientů s implantovanou necementovanou Balgrist jamkou totální endoprotézy. Do studie bylo zahrnuto 195 případů implantované náhrady u 178 lidí o průměrném věku 52,3 let. Výsledky byly zpracovány u 117 lidí s celkovým počtem 131 totálních náhrad. Pacienti byli sledováni v průběhu 17,4 let. Z celkového počtu 117 pacientů potřebovalo 25 pacientů (27 náhrad) nějaký druh reoperace během sledovacího období. Osm z 27 reoperací byly přímo způsobeny selháním Balgrist jamky (Gallo, Lošťák, & Langová, 2013).

Další studie hodnotící životnost kloubní náhrady byla provedena v Pardubické krajské nemocnici. Jednalo se o pětileté zkušenosti s necementovanou jamkou Allofit. Ta byla implantována v rozmezí let 1998-2005 u 164 pacientů (182 jamek). Výsledky se hodnotily u 129 pacientů (147 jamek), 72 mužů ve věku 39-76 let a 57 žen ve věku 33-80 let. Revizní operace byla provedena jen u 6 jamek z 147 primoimplantovaných kyčlí. Pětileté přežití této acetabulární komponenty bylo tedy celkově u 95,8 % jamek totálních náhrad. Tento typ endoprotézy je indikován hlavně u mladších aktivních pacientů s dobrou kvalitou kostí (Hoza, Pilný, & Kubeš, 2013).

Ve studii Špičky, Radové a Galla (2012) byly zjištěny výborné výsledky přežití totální endoprotézy Plasmacup-Bicontact minimálně 10 roků od operace u pacientů mladších 70 let. U žádného pacienta nedošlo k aseptickému uvolnění endoprotézy, avšak u části pacientů se mohou kolem desátého roku od operace objevovat první bolesti a poruchy funkce. To může být způsobené stárnutím pohybového aparátu pacienta, ale mohlo by se zde projevit i počínající selhávání implantátu, které se ještě nepodařilo zachytit radiologicky.

2.1.2 TEP kolenního kloubu

2.1.2.1 Historické poznatky

První implantát nahrazující celý povrch kolenního kloubu zavedl Waldius a Shiers. Tato endoprotéza umožňovala pohyb jen v sagitální rovině. Tibiální a femorální komponenta byla pevně spojena, proto často docházelo k mechanickému uvolňování komponent nebo zlomeninám diafýzy. S tímto typem endoprotézy se můžeme setkat i v současnosti u některých onkologických indikací nebo u lidí s těžkým postižením vazivových stabilizátorů kolenního kloubu. Tento typ implantátů má nejvyšší stupeň vnitřní stability (Dungl, 2005).

V roce 1971 publikoval Gunston dobré krátkodobé výsledky svého „polycentric knee“. Jednalo se o implantát s nespojenými tibiálními a femorálními komponentami, který se snažil zachovat fyziologickou změnu centra rotace kolene. V 70. letech se o vývoj TEP kolenního kloubu zasloužil i Coventry se svým implantátem „geometric knee“, jenž nerespektoval fyziologický pohyb kolenního kloubu. Implantát Freemana a Swansona byl prvním implantátem skládajícím se z dvou celistvých komponent – femorální a tibiální. Tibiální komponenta neobsahovala dřík, a proto u ní docházelo k jejímu častému uvolnění. V 70. letech byly vyvinuty také implantáty Insalem a Bursteinem nebo Goodfellowem a O'Connerem (Dungl, 2005).

V letech 1983-1984 byla vyvinuta ve spolupráci firmy MOTORLET, s.p., I. ortopedické kliniky 1. LF UK a Fakulty strojní ČVUT první československá TEP kolenního kloubu Walter-Motorlet (Obrázek 1). V roce 1984 byly provedeny první klinické aplikace. Tato endoprotéza dodnes slouží mnoha pacientům. K výrobě kolenní náhrady byly využity pokročilé technologie a materiály používané při výrobě leteckých motorů. Velkou zásluhu na dalším rozvoji totálních endoprotéz v naší zemi má profesor Rybka a docent Vavřík (Anonymous, 2003; Rybka et al., 2014).

V olomoucké Fakultní nemocnici je ročně provedeno 250-300 operací kolenních náhrad a 15-20 revizních operací (FN Olomouc, 2013).



Obrázek 1. Běžně užívaná náhrada kolenního kloubu Walter Modular (Vavřík, 2006, 177)

2.1.2.2 Typy TEP kolenního kloubu

V současnosti existuje poměrně velké množství různých typů náhrad, které nám umožňují vybrat konkrétní TEP k danému postižení. Různé konstrukce náhrad zajišťují různou úroveň vnitřní stability. U pacientů s malou deformitou a neporušeným vazivovým aparátem se volí nízký stupeň vnitřní stability. U větších deformit a deficitu postraních a zkřížených vazů se využívají endoprotézy s vyšším stupněm vnitřní stability. Při minimálním postižení se může zvolit tzv. **hemiartroplastika**, která pacienta méně zatěžuje a umožňuje jednodušší rehabilitaci (Dungl, 2005; Vavřík, 2006).

Mnohem častěji se však používají moderní tzv. **kondylární náhrady**, které mají velmi tenké a kompaktní komponenty imitující do značné míry přirozené kloubní tvary. Materiál femorální komponenty je nejčastěji z chromkobaltové slitiny nebo vzácněji i z keramiky. Komponenta kryje celou kloubní plochu femuru a její ventrální část je uzpůsobená k artikulaci s patelou. Tibiální komponenta kryje celou kloubní plochu tibie. Je tvořena

kovovou základnou s různě utvářeným tvarem dřívku, který zajišťuje ukotvení v dřehové dutině tibie. Povrch tibiální komponenty tvoří destička polyethylenu, která určuje stabilitu kloubu. K ukotvení komponent je zapotřebí jen malá resekce kondylů femuru a tibie, což je výhodné pro případnou reoperaci (Hajný, 2002; Vavřík, 2006).

Dělení dle fixace

Implantáty jsou ke kosti fixovány několika způsoby. Máme endoprotézy cementované, necementované a hybridní.

Cementované implantáty jsou fixovány do kostního lůžka pomocí tenké vrstvy kostního cementu (polymethylmetakrylátu). Ten proniká jak do přilehlé kostní tkáně spongiózní kosti, tak i přiléhá k implantátu. Výhodou tohoto ukotvení je včasná doba zatěžování operované končetiny. Nevýhody se projeví především při revizní operaci, kdy dochází k poškození spongiózní kosti.

Necementované implantáty umožňují ukotvení náhrady bez použití cementu. Fixace probíhá pomocí osteointegrace. Implantát má zdrsňený porézní povrch umožňující lepší vrůst kosti do implantátu. Vznikne tak sekundární fixace biologickou vazbou. Tento typ ukotvení se dá využít jen u lidí s dobrou kvalitou kostí. Vývoj necementovaných endoprotéz však směřuje k dalším možnostem ukotvení. Novinkou je chemická vazba, kde se využívá tzv. bioaktivní keramiky. Nástřík vrstvy hydroxiapatitu nebo tricalciumfosfátu na porézní povrch bioaktivní keramiky umožní osteointegraci implantátu. Jedná se zde o kombinaci vazby biologické a mechanické. Výhodou tohoto typu fixace je prodloužená životnost, větší odolnost vůči infekci a snadnější případná reoperace. Nevýhodami jsou delší doba odlehčení operované dolní končetiny, uvádí se 2 až 3 měsíce, a vyšší cena implantátu (Anonymous, 2003; Vavřík, 2006).

Hybridní implantáty mají jednu část cementovanou a druhou necementovanou (Anonymous, 2003; Nedoma et al., 2006).

2.1.2.3 Poznámky k biomechanice TEP kolenního kloubu

Kolenní kloub umožňuje pohyb v šesti stupních volnosti. Fyziologický pohyb v kolenním kloubu je složitou kombinací valivého pohybu, rotací a posunů. Tento pohyb je dán geometrií jednotlivých artikulárních ploch a funkcí stabilizátorů kolenního kloubu. Aby měla totální endoprotéza dlouhodobé pozitivní výsledky, musí operátor respektovat fyziologickou kinematiku kloubu s ohledem na funkci zadního zkříženého vazy. I za použití

moderních metod a nástrojů je přiblížení se fyziologickému tibiofemorálnímu a patelofemorálnímu pohybu obtížné. Při nesprávném vzájemném postavení komponent endoprotézy a asymetrickému napětí postraních vazů dochází k femorotibiální nestabilitě, k zrychlení opotřebení polyetylenu a následnému uvolnění implantátu nebo k omezení pohyblivosti kloubu až jeho ztuhlosti (Dungl, 2005; Shenoy, Pastides, & Nathwani, 2013).

Při TEP kolenního kloubu jsou poškozené kloubní chrupavky, zbytky menisků a minimální vrstva subchondrální kosti odstraněny a nahrazeny implantátem. U zdravého kolenního kloubu je výslednice působících zatěžovacích sil v mechanické ose končetiny procházející těžištěm hlavice kyčelního kloubu, středem kolena a středem hlezna. U deformovaného kolenního kloubu se tato podmínka ruší. To má za důsledek přetěžování některých částí femorotibiálního skloubení a dochází ke zborcení a přestavbě subchondrální kosti. Cílem operace je tedy obnovení mechanické osy končetiny a zlepšení funkce kloubu. Důležitým faktorem pro dlouhodobou životnost totální náhrady je mimo zachování mechanické osy také stabilita kloubu. Ta je zajištěna tvarem artikulujících kostí, tvarem endoprotézy a systémem statických a dynamických stabilizátorů. Mezi statické stabilizátory patří kloubní pouzdro, menisky a vazy. Za dynamické stabilizátory považujeme svaly stehna (Nedoma et al, 2006).

Při operaci jsou však oba menisky odstraňovány. Zachovávají se postranní vazy, které zajišťují stabilitu ve frontální rovině. Během operačního postupu musí být dosaženo jejich stejnoměrného napětí pro jejich správnou funkci. Dále je během operace zachován zadní zkřížený vaz. Přední zkřížený vaz se u větších destrukcí kolene odstraňuje a jeho funkci pak přebírají dynamické stabilizátory kolene. V případě předozadní nestability se používá implantát, který je opatřen zarážkou. Nevýhodou této aplikace je snížená životnost endoprotézy z důvodu neideálního přenosu působících sil a zvýšení oteru polyetylenové vložky. Správnou dynamickou funkci kolene zajišťuje především čtyřhlavý sval stehenní a flexorová skupina svalů stehna. Ty nahrazují funkci odstraněného předního zkříženého vazy a chrání statické stabilizátory i vlastní náhradu před dlouhodobým statickým zatížením (Nedoma et al, 2006).

Po implantaci TEP bývá omezený rozsah pohybu kolenního kloubu do flexe. Pacienti s tradičními kolenními TEP většinou dosáhnou maximální flexe do 115 stupňů. Studie prokázali, že nejdůležitějším faktorem, který ovlivňuje pooperační flexi je velikost předoperačního rozsahu pohybu kolene do flexe. Ve snaze zvýšit rozsah pohybu do flexe

byly provedeny změny v konstrukci TEP. Ty ukázaly v dřívějších studiích povzbudivé výsledky, avšak systematický přehled publikovaných studií neprokázal dostatečné důkazy o zlepšení funkce nebo rozsahu pohybu těchto nově designovaných endoprotéz (Shenoy et al., 2013).

2.1.2.4 Životnost TEP kolenního kloubu

Pro dlouhodobou životnost a kvalitní fungování TEP je nutné při výběru implantátu zvážit všechny reakční síly femoropatelního a tibiofemorálního spojení. Totální endoprotézy se vyvinuly s cílem zlepšit funkci kloubu a prodloužit tak kvalitní život pacienta. Při některých operacích se využívá počítačové navigace. Ta umožňuje správné umístění implantátu při operaci a přesnější vyvážení měkkých tkání v okolí kloubu. Tím je zajištěna dobrá funkce kloubu a potenciálně dlouhodobější přežití implantátu (Shenoy et al., 2013).

Příklad některých studií

Rybka et al. (2014) ve svém výzkumu hodnotí z dlouhodobého hlediska ALL-POLY tibiální komponentu náhrady kolenního kloubu Walter-Motorlet. V období 1984-1993 bylo operováno 49 pacientů (55 náhrad) s průměrným věkem 66,1 let. Z celkového počtu 49 operovaných bylo vyšetřeno 35 pacientů (38 náhrad). Doba průměrného sledování byla 24,6 let. Průměrný věk pacientů při posledním vyšetření byl 87,3 let. U 73 % vyšetřených pacientů byly stanoveny velmi dobré výsledky (Rybka et al., 2014).

Po TEP kolenního kloubu může dojít ke vzniku instability. Nejhorší formou instability je dislokace. Ta se obecně objevuje v průměru u 1-2 % pacientů s TEP a 10-20 % pacientů po revizi TEP (Villanueva, Ríos-Luna, Pereiro, Fahandez-Saddi, & Pérez-Caballer, 2010). Villanueva et al. (2010) popsali ve své studii šest pacientů s dislokací kolenního kloubu po TEP, kteří byli léčeni v různých institucích v rozmezí osmi let. Jednalo se o pět žen a jednoho muže. Pět z nich utrpělo zadní dislokaci (Obrázek 2) a jeden přední (Obrázek 3).



Obrázek 2. Rentgenový snímek zadní dislokace TEP
(<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2947733/>)



Obrázek 3. Rentgenový snímek přední dislokace
(<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2947733/>)

2.2 Chůze a krokový cyklus u zdravé populace

V kapitole jsou uvedeny různé definice chůze. Jsou zde také popsány jednotlivé fáze krokového cyklu s jejich procentuálním zastoupením. Dále je kapitola zaměřena na popis pohybu v kolenním a kyčelním kloubu v průběhu chůze u zdravé populace.

2.2.1 Chůze

Lidská chůze je jednou ze základních lokomočních funkcí člověka. Stejně jako lidská osobnost i vzorec chůze je pro každého člověka unikátní (Chao & Calahan, 1990). Whittle (2007) definuje normální lidskou chůzi jako způsob lokomoce zahrnující užívání obou končetin střídavě k provádění opory a propulze. Smidt (1990) popisuje chůzi jako způsob pohybu těla z místa na místo, střídavými a opakujícími se změnami poloh dolních končetin za předpokladu, že nejméně jedna končetina je v kontaktu s podložkou. Chůze může být také

definovaná jako metoda lokomoce charakterizovaná fázemi zatěžování a nezatěžování končetin (Kirtley, 2006). Normální chůze má pět základních rysů, které jsou u patologické chůze nejčastěji narušeny. Jedná se o stabilitu ve stojné fázi, dostatečnou výšku chodidla nad podložkou, vhodné nastavení chodidla ve švihové fázi, adekvátní délku kroku a uchování energie. Všechny tyto rysy jsou při chůzi velice důležité proto, aby byla chůze plynulá, energeticky nenáročná a nedošlo k zakopnutí až pádu (Gage, 1991).

2.2.2 Krokový cyklus

Základní jednotkou chůze je krokový cyklus. Whittle (2007) definuje krokový cyklus jako interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy během chůze.

2.2.2.1 Dělení krokového cyklu

V literatuře často nacházíme, mezi jednotlivými autory, odlišné dělení krokového cyklu společně s rozdílnou terminologií.

Základní rozdělení krokového cyklu každé končetiny má dvě fáze:

- stojná fáze – končetina je v kontaktu s podložkou
- švihová fáze – končetina není v kontaktu s podložkou

Rozlišujeme také fázi jednooporovou, kdy je v kontaktu s podložkou jen jedna končetina a dvouoporovou, kdy jsou v kontaktu končetiny obě. Platí, že doba stojné fáze na jedné končetině trvá stejně dlouho jako švihová fáze na končetině druhé. Stojná fáze zaujímá u normální chůze přibližně 60 % krokového cyklu a u švihové 40 %. Každá perioda dvojí opory pak zaujímá přibližně 10 % krokového cyklu. Jiní autoři uvádějí trvání stojné fáze 62 % a 38 % fáze švihové. Každá perioda dvojí opory pak trvá kolem 12 % (Gage, 1991; Perry, 2004b; Whittle, 2007).

Krokový cyklus se dělí dle Perryho a Burndfielda (2010) na fáze (procenta uvedená v závorkách vyjadřují období, v kterém se daná část krokového cyklu vyskytuje):

Stojná fáze

- počáteční kontakt – initial contact (0-2 %)
- stádium zatěžování – loading response (2-12 %)
- mezistoj – mid stance (12-31 %)
- koncový stoj – terminal stance (31-50 %)

- přešvih – pre-swing (50-62 %)

Švihová fáze

- počáteční švih – initial swing (62-75 %)
- mezišvih – mid-swing (75-87 %)
- koncový švih – terminal swing (87-100 %)

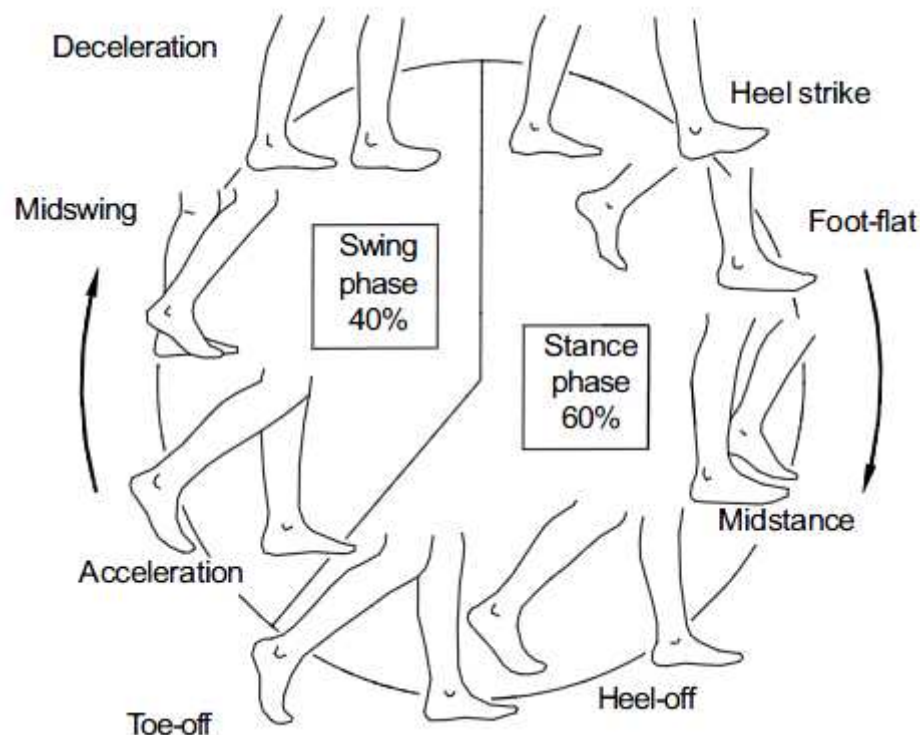
Dělení krokového cyklu dle Vaughana (1992) (Obrázek 4):

Stojná fáze

- úder paty – heel strike
- celé chodidlo na podložce – foot flat
- mezistoj – mid-stance
- odvinutí paty – heel off
- odraz palce – toe-off

Švihová fáze

- zrychlení – acceleration
- mezišvih – mid-swing
- zpomalení – deceleration



Obrázek 4. Tradiční popis osmi fází krokového cyklu (Vaughan, 1992, 11)

Whittle (2007) uvádí tyto hlavní parametry chůze: čas krokového cyklu, rytmus, délka kroku a rychlost chůze. Parametry chůze jsou významné pro její popis a můžeme je tedy využít i v klinické praxi. Mění se u jakékoliv patologické chůze a jsou také ovlivněny věkem a pohlavím.

2.2.2.2 Pohyb kyčelního a kolenního kloubu při chůzi

Kolenní kloub

Ve fázi initial contact krokového cyklu je kolenní kloub ve flexi okolo 5 stupňů. Během fáze loading response dochází k nárůstu této flexe až do maxima (18 stupňů). Dále se flexe snižuje k 3 stupňům, což je úhel nejmenší flexe. Po té se začne flexe opět zvyšovat (Perry, 2004b).

Během začátku švihové fáze provádí kolenní kloub flexi. Díky této flexi nedochází při chůzi k zakopávání končetiny o podložku. Maximální hodnota flexe je okolo 60 stupňů. Dále, na konci počátečního švihu, začíná kolenní kloub provádět extenzi. Poloha bérce a stehna se blíží neutrálnímu, tedy nulovému postavení v kloubu. Končetina dosahuje této hodnoty v závěru koncového stoje. Celkový rozsah flexe se tedy pohybuje od 0 do 60 stupňů.

Maximální flexe nastává při počáteční švihové fázi a minimální flexe je většinou při počátečním kontaktu. Může však nastat i v závěru koncového stoje (Seymour, 2002).

Působení reakční síly na kolenní kloub

Působíště reakční síly podložky je při počátečním kontaktu na patě a vektor prochází blízko středu kolenního kloubu. V další fázi postupného zatěžování směřuje výsledná reakční síla podložky za kolenní kloub a vytváří tak vnější flekční moment. Během této fáze dochází k absorpci tělesné hmotnosti člověka flexí kolene. Ve fázi mezistoje a koncového stoje působí reakční síla před kolenní kloub a dochází tak ke vzniku extenčního momentu a tím stabilizaci kolene (Gage, 1991).

Kyčelní kloub

V počátečním kontaktu je kyčelní kloub ve flexi okolo 30 stupňů. Gage (1991) dokonce uvádí míru flexe 35 stupňů. V počáteční fázi krokového cyklu směřuje vektor reakční síly před kyčelní kloub tak, že musí být aktivované extenzory kyčle, aby nedošlo k pádu (Gage, 1991). Flexe je udržována až do konce stádia zatěžování. Pak začne kyčelní kloub extendovat. To trvá i po dobu mezistoje a koncového stoje. V závěru fáze koncového stoje je v kyčelním kloubu maximální extenze, která má hodnotu okolo 15 stupňů (Perry, 2004b).

Ve fázi přešvihů začne kyčelní kloub zvyšovat flexi. Ta probíhá i v období počátečního švihů a mezišvihů, kdy velikost flexe je okolo 35 stupňů. V koncovém švihů zůstává kyčel ve flexi okolo 30 stupňů až do počátečního kontaktu dalšího krokového cyklu.

Celkový rozsah kyčelního kloubu je tedy od 10 stupňů extenze do 30 stupňů flexe (Seymour, 2002).

2.2.2.3 Působíště reakční síly

Působíště reakční síly neboli centre of pressure (COP) je místo, ve kterém působí vektor reakční síly podložky. Během chůze dochází k předozadnímu a mediolaterálnímu posunu COP. Při počátečním kontaktu u normální chůze dochází k posunu COP směrem laterálním. Ve fázi koncového švihů a přešvihů se vrací mediálně na úroveň prvního a druhého metatarsu a pokračuje přes palec, který je poslední v kontaktu s podložkou (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

2.3 Chůze u pacientů s TEP kolenního nebo kyčelního kloubu

Kapitola je zaměřena na popis postupného zatížení operované končetiny v průběhu hojení. Jsou zde popsány různé druhy pomůcek sloužících k odlehčení dolní končetiny a také různé typy chůze s těmito pomůckami.

2.3.1 Zatížení končetiny po TEP kolenního nebo kyčelního kloubu

Po implantaci TEP se pacient začíná vertikalizovat obvykle druhý až třetí pooperační den. Nejdříve se nacvičuje stoj s opěrnými pomůckami s odlehčením operované končetiny. Dále se pokračuje nácvikem chůze po rovném terénu a po třech týdnech od operace nácvikem chůze po schodech (Votavová, 2012).

Zátěž operované končetiny určuje operátor (Votavová, 2012; Koutný, 2001; Morkesová & Urbancová, 2008). Pokud operátor neurčí jinak, plná zátěž TEP kolenního nebo kyčelního kloubu bývá po třech až šesti měsících (Votavová, 2012). Někteří autoři však ve svých pracích uvádějí specifičtější velikost zatížení operované končetiny.

Dle Koudeli (2004) a Koutného (2001) se povoluje poloviční zátěž TEP kyčle po šesti týdnech a za dalších šest týdnů je možná zátěž plná. Širůčková (2010) uvádí třetinové zatížení do dvou týdnů po operaci, po čtrnácti dnech zvýšení zatížení na polovinu váhy a po šesti měsících plnou zátěž.

Míkula (2002) rozlišuje zatížení TEP kyčelního kloubu u cementované a necementované endoprotézy. U cementované endoprotézy uvádí postupné zatěžování dolní končetiny po dobu prvních šesti týdnů do třetiny hmotnosti. Ve třech měsících zvýšení zátěže na 50 % a zatížení do plné zátěže po půl roce od operace. U necementových endoprotéz uvádí zátěž 30-50 % po dobu prvních třech měsíců. Během dalších tří měsíců postupné zvyšování do plné zátěže.

Zatížení TEP kolenního kloubu je možné poloviční hmotností za šest týdnů od operace a za další tři týdny plnou zátěží (Koudela, 2004). Koutný (2001) popisuje poloviční zatížení po šesti týdnech od operace a po třech měsících odkládání berlí. Některé zdroje uvádějí přesnější zatěžování končetiny v pooperačním období. Operovaná končetina se nejdříve pokládá na podlahu bez zatížení. Posléze se zátěž zvyšuje na jednu třetinu tělesné hmotnosti asi do čtvrtého až šestého týdne po operaci a dále do poloviny váhy pacienta. Plné zatížení je možné po třech měsících od operace (Anonymous, 2003).

2.3.2 Typy chůze s opěrnými pomůckami

Vertikalizace pacienta začíná s dvěma francouzskými holemi nebo podpažními berlemi, u méně zdatných pacientů se může využít i chodítka (Anonymous, 2003).

Opěrné pomůcky mohou značně modifikovat chůzový vzor. Použití opěrných pomůcek je dobrým způsobem k odlehčení dolních končetin, ale dochází zde k nárůstu problémů se zápěstím a ramení klouby, které nejsou stavěné pro přenos velkých sil (Whittle, 2007).

Francouzské hole i podlažní berle mají dva body upevnění (kontaktu s pacientem). První bod je na ruce, druhý bod, který vytváří rameno páky pro přenos točivého momentu, je nad rukou (v oblasti podpaží – u podpažních berlí, nebo předloktí – u francouzských holí). Nevýhodou používání podpažním berlí je možnost poškození nervově-cévních struktur v podpaží při dlouhodobém užívání (Whittle, 2007). Proto se u fyzicky zdatných pacientů (není-li kontraindikace od operátora) může doporučit používání francouzských holí k odlehčení operované končetiny již po operaci (Votavová, 2012). Francouzské hole mají jednak menší riziko poškození tkání, ale jsou i lehčí a kosmeticky přijatelnější. U francouzských holí je nejvíce vertikální složky síly přeneseno přímo přes ruku, ale opřením se o vyvýšenou opěrku se síly přenáší i na předloktí (Whittle, 2007).

Chůze s oporou dvou podpažních berlí nebo francouzských holí má různé způsoby provedení. Základními typy chůze jsou:

Čtyřdobá chůze

Chůze vyžaduje separovaný střídavý pohyb nohou a berlí. Průběh chůze: levá berle – pravá noha – pravá berle – levá noha. Tato chůze je velmi stabilní a vyžaduje malé množství energie, ale je pomalá. Používá se při částečném odlehčení obou dolních končetin (Haladová et al., 2010; Whittle, 2007).

Plné odlehčení se při čtyřdobé chůzi dá také provést. Průběh chůze: levá berle – pravá berle – postižená končetina mezi berle – zdravá končetina před berle (Haladová et al., 2010).

Trojdobá chůze

Trojdobá chůze vyžaduje velké množství energie a dobrou schopnost udržení rovnováhy, avšak je rychlejší. Chodidla jsou zde přesouvány společně nebo jednotlivě. Příklad chůze: posun obou berlí vpřed – prokmitnutí celého těla před berle (končetiny se přesouvají snožmo nebo jde postižená končetina s berlemi a posléze prokmitne zdravá končetina před berle) (Whittle, 2007).

Haladová et al. (2010) však uvádí způsob trojdobé chůze následovně: současný posun berlí vpřed – postižená končetina mezi berle – zdravá končetina před berle.

Dvojdobá chůze

Dvojdobá chůze se podobá chůzi čtyřdobé. Dochází zde k současnému přesunu berle s protistrannou končetinou. Příklad chůze: levá berle s pravou nohou – pravá berle s levou nohou. Je rychlejší než chůze čtyřdobá a vyžaduje dobré koordinační schopnosti jedince (Whittle, 2007).

Dle Haladové et al (2010) se dvoudobá chůze provádí následujícím způsobem: posun obou berlí vpřed současně s postiženou končetinou – posun zdravé končetiny před berle. Druhý způsob uvádí následovně: posun obou berlí vpřed – prokmitnutí celého těla před berle. Tyto typy chůze jsou shodné s trojdobou chůzí dle Whittleho.

Chůze po TEP kolenního nebo kyčelního kloubu začíná nácvikem trojdobé chůze (Koutný, 2001).

2.3.3 Analýza chůze u TEP

Mnoho pacientů s TEP kolenního kloubu nikdy nedosáhne normální funkce kloubu. Benedetti, Catani, Bilotta, Marcacci, Mariani a Giannini (2003) zjistili ve své studii, že u pacientů po TEP kolenního kloubu dochází v průběhu 2 let od operace ke snížení rychlosti chůze se sníženou délkou kroku a velikosti flexe během stojné i švihové fáze. Dále popsali snížení vnějšího extenčního momentu a prodloužení ko-kontrakce musculus rectus femoris se skupinou hamstringů a musculi gastrocnemii s musculus tibialis anterior. Studie také prokázala abnormálně zvýšenou aktivitu na stejnostranných svalech trupu a prodlouženou aktivitu musculus tibialis anterior během fáze mezistoje. K podobným výsledkům dospěli i McClelland, Webster a Feller (2007), kteří uvádí snížení celkového pohybu kolenního kloubu při chůzi a snížení velikosti flexe kolenního kloubu při švihové fázi a fázi zatěžování. Studie Farahiniho, Moghtadaeia, Bagheria a Akbariana (2011) však prokázala jistou pozitivní korelaci mezi rozsahem pohybu před operací TEP a rozsahem pohybu po operaci. Čím větší bylo omezení rozsahu pohybu před operací, tím bylo větší i po operaci.

Foucher, Hurwitz a Wimmer (2007) uvádí, že i přes vynikající klinické funkční výsledky nedochází u lidí s TEP kyčelního kloubu k obnovení normální chůze během jednoho roku po operaci.

2.4 Biomechanická analýza chůze

Chůze člověka může být hodnocena buď kvalitativně pomocí subjektivního pozorování, nebo kvantitativně pomocí měření. Při kvalitativní analýze se používá k hodnocení chůze například slovní popis. Nedochozí zde k měření konkrétních fyzikálních veličin. Pro zjištění přesných parametrů chůze musí být použity kvantitativní metody, jejichž výstupem jsou číselné hodnoty. V naší práci jsme se zaměřili na dynamickou analýzu chůze.

2.4.1 Dynamická analýza chůze

Dynamická analýza se zabývá měřením sil a veličin, které jsou z těchto sil odvozené. Dynamickou analýzou se nejčastěji měří reakční síla podložky na silových plošinách a rozložení velikost tlaku na kontaktu chodidla s podložkou (Whittle, 2007). Pro analýzu chůze je nutné znát změnu síly v průběhu dané činnosti. Určení závislosti síly na čase je výstupem dynamografie (Janura, Vařeka, Lehnert, Svoboda et al., 2012).

2.4.1.1 Silové plošiny

Silové plošiny jsou základním přístrojovým vybavením pro dynamografii. V dnešní době se vyrábí plošiny se snímači tenzometrickými nebo piezoelektrickými. Tenzometrické snímání síly je založeno na převodu mechanické deformace materiálu na elektrické napětí. U piezoelektrických snímačů se využívá piezoelektrického jevu. Jedná se o fyzikální jev, při kterém dochází k deformaci krystalu dielektrických látek. Tenzometrické silové plošiny jsou sice levnější, ale nejsou tak přesné jako piezoelektrické. Silové plošiny jsou nejčastěji používány pro měření posturální stability ve statických i dynamických situacích, pro hodnocení velikosti působící síly v oporové fázi chůze a pro hodnocení výbušné síly dolních končetin při vertikálním výskoku (Janura et al., 2012)

Pomocí měření silovými plošinami můžeme zjistit výsledný vektor reakční síly podložky. Ten může být definován devíti veličinami. Mezi ně patří tři vzájemně kolmé složky silového vektoru, označené jako F_x , F_y , F_z , dále tři prostorové souřadnice x , y , z , které popisují působiště silového vektoru reakční síly podložky (COP) vzhledem k počátku vztažné soustavy plošiny, a tři vzájemně kolmé momenty síly M_x , M_y , M_z , které jsou vztažené k počátku soustavy plošiny. Výsledný moment vyjadřuje otáčivý účinek působící síly. Pro určení velikosti silových momentů je nutná znalost délkových parametrů lidského těla, kinematiky lidského pohybu a setrvačných vlastností pohybujících se částí lidského těla

(Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2014; Janura et al., 2012; Whittle, 2007).

2.5 Propriocepce

V současné literatuře neexistuje jednotná definice propriocepce. Isaac et al. (2007) definuje propriocepci jako kumulativní neurální proud informací do centrální nervové soustavy z periferních mechanoceptorů. Propriocepce zahrnuje jednak povědomí o pohybu v kloubu (kinestézie – pohybovit) a povědomí o postavení kloubu v prostoru (statestézie – polohovit). S poruchou propriocepce tedy dochází k současnému poškození vnímání statestézie a kinestézie (Isaac et al., 2007).

Kolář, Smržová a Kobesová (2011) definují kinestézii jako vědomou schopnost rozlišit pozici jednotlivých částí těla za statické situace. Je také důležitá pro rozpoznání rozsahu, směru, rytmu (timing) a síly pohybu bez využití zrakových nebo sluchových vjemů. Kinestézie je důležitá pro provádění všech pohybových aktivit (Kolář et al. 2011).

S kvalitou aferentního vedení propriocepce souvisí také somatognózie a stereognózie, tedy představa o vlastním těle (Kolář & Lepšíková, 2012).

Proprioceptory jsou receptory, které umožňují detekovat vzájemnou polohu a pohyb jednotlivých částí těla. Králíček (2011) považuje za proprioceptory:

- Ruffiniformní a Paciniformní tělíska – lokalizovaná v kloubních pouzdrech a vazech
- svalová vřetenka a Golgiho šlachová tělíska
- Ruffiniho tělíska – uložená v koriu

Domnívá se, že Ruffiniformní tělíska signalizují extrémní pozici v kloubu a Paciniformní tělíska pohyb v kloubu, tedy kinestézii. Ostatní receptory, což jsou svalová vřetenka, Golgiho šlachová tělíska a Ruffiniho kožní tělíska, oznamují ustálenou pozici v kloubu, tedy statestézii (Králíček, 2011).

Jiní autoři považují za nejdůležitější proprioceptory svalová vřetenka, nikoli nitrokloubní receptory (Knoop et al., 2011; Weiler, Pap, & Awiszus, 2000). Signály z vestibulárního aparátu, vizuálního systému a kožních a proprioceptivních receptorů z jiných částí těla také ovlivňují propriocepci (Knoop et al., 2011).

2.5.1 Faktory ovlivňující propriocepci

Na kvalitu propriocepce mají velký vliv i další faktory. Jedním z nich je věk. Ve studii Barreta, Cobba a Bentleyho (1991), která se prováděla na 81 lidech ve věku 16-86 let se zdravými koleními klouby (bez degenerativních změn nebo dřívější operaci), bylo zjištěno snížení propriocepce u starších jedinců.

Dalším faktorem ovlivňujícím kvalitu propriocepce je pohlaví. Některé studie ukázaly, že ženy mají vyšší práh dráždivosti pro detekci pasivního pohybu než muži (Koralewitz & Engh 2000; Leroux et al., 2014). Také Mayer a Smékal (2004) se ve své práci zabývali otázkou, proč je vyšší poškození měkkých struktur kolene u dívek a žen.

Faktory, jako jsou přítomnost bolesti nebo snížení svalové síly, nemají statisticky významný vliv na změnu propriocepce (Knoop et al., 2011; Weiler et al. 2000). Ve studii Shakoora et al. (2008) byla sice prokázána určitá souvislost mezi sníženou svalovou silou a zhoršenou propriocepcí, ale nedosáhla statistické významnosti. Významnosti dosáhla pouze jedna průřezová studie (Knoop et al., 2011).

2.5.2 Souvislost propriocepce a osteoartrózy

Mayer a Smékal (2004) poukazují na to, že jedním z klíčových faktorů vzniku léze měkkých struktur kolenního kloubu je narušení neuromotorické (nervosvalové) kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a její zpětné kontroly. Mezi stavem měkkých tkání a propriocepcí existuje obousměrný vztah. Tento obousměrný vztah poukazuje na to, že každé narušení měkkých struktur se ihned projeví v poruše propriocepce a to dále vede ke zhoršení kontroly dynamické stabilizace (Mayer & Smékal, 2004). Porušení propriocepce tedy může zahájit vznik degenerativních změn v kloubu a může tedy vést k osteoartróze (Weiler et al., 2000). Přesná příčina poruchy propriocepce při artróze ovšem není doposud známá (Knoop et al., 2011). Není také jasné, zda zhoršení propriocepce nejprve způsobuje vznik degenerativní artrózy nebo degenerativní změny způsobují zhoršení propriocepce (Koralewitz & Engh, 2000).

2.5.3 Propriocepcce u pacientů s TEP

Jak již bylo popsáno výše, existuje mnoho operačních postupů TEP kolenního kloubu, při kterých dochází k odstranění nebo ponechání zadního zkříženého vazů (LCA). Řada studií však neprokázala změnu propriocepce při ponechání či odstranění tohoto vazů. Výsledky měření byly podobné nebo dokonce i stejné (Wada, Kawahara, Shimada, Miyazaki, & Baba,

2002; Ishii, Terajima, Terashima, Bechtild, & Laskin, 1997). Neprokázala se ani rozdílná propriocepce u kolenních kloubů, které měli implantovanou cementovanou nebo necementovanou TEP (Ishii et al., 1997).

Porucha propriocepce v kloubu po TEP může být velkým rizikovým faktorem pro selhání náhrady kolenního kloubu vedoucím až k reimplantaci TEP (Wada et al., 2002).

2.5.4 Porovnání propriocepce u lidí s TEP, osteoartrózou a normálními klouby

V současných studiích se nachází rozdílné informace o kvalitě propriocepce u pacientů s osteoartrózou a lidí s implantovanou TEP.

Studie kolenních kloubů

Wada et al. (2002) ve své studii vyšetřili 38 pacientů, 3 muže a 35 žen o průměrném věku 72,6 let. Zadní zkřížený vaz byl ponechán u 20 pacientů, ostatní pacienti neměli vaz pooperačně zachovaný. Každý pacient byl vyšetřen před implantací TEP a posléze 12-25 měsíců po operaci TEP kolenního kloubu. Pacienti měli za úkol opakovaně uvést dolní končetinu do stejného úhlu flexe v kolenním kloubu. Bylo zjištěno, že měřené odchylky v propriopecce kolenního kloubu po operaci byly menší než před ní. Výsledky však nebyly statisticky významné. Z toho tedy vyplývá, že propriocepce kolenního kloubu po TEP se oproti stavu před operací významně nezmění.

Weiler et al. (2000) vyšetřovali pacienty s jedním kolenem artrotickým a druhým kolenem po implantaci TEP. Jednalo se o 2 muže a 7 žen s průměrným věkem 66 let. Ve studii byly použity dva způsoby hodnocení propriocepce. Při prvním způsobu měl pacient detekovat začátek a konec pohybu dolní končetiny, který byl prováděn přístrojově. Při druhém způsobu měl pacient určovat směr pohybu dolní končetiny, opět prováděného přístrojově. Pacient měl určit vnímání začátku, ukončení a směru pohybu v kolenním kloubu. Detekci (prahovou hodnotu) startu vykazovaly lépe artrotická kolena než kolena s TEP. Při detekci ukončení pohybu nebyl mezi skupinami kolen nalezen rozdíl. Při hodnocení snímání směru pohybu se ukázalo, že prahové hodnoty artrotických kolen byly v průměru dvakrát větší než prahové hodnoty kolenních kloubů s TEP.

Další studie popisují, že kolenní kloub po TEP vykazuje signifikantně nižší odchylky v přesnosti měření propriocepce (Barret, Cobb, & Bentley, 1991). Ve studii Ishii et al. (1997) nebyly zjištěny žádné rozdíly mezi operovaným a neoperovaným kloubem.

Studie kyčelních kloubů

Existuje mnoho studií zabývajících se propiocepcí v oblasti dolní končetiny. Většina těchto studií se soustředí převážně na oblast kolene nebo kotníku, ale nacházíme málo publikovaných dat o propiocepci kyčelního kloubu (Wells, Nicol, Ingram, & Stark, 2007).

Wells et al. (2007) testovali propiocepci u dvaceti jedinců s TEP jednoho kyčelního kloubu. Jako kontrolní skupinu použili druhostrannou „zdravou“ kyčel. Měření proběhlo tři měsíce po operaci TEP. Testované pohyby, flexe a abdukce končetiny, byly vedeny přístrojově. U testovaných jedinců se objevila vyšší variabilita ve schopnosti detekce pohybu u kyčle s TEP. Autoři však nezjistili žádné statisticky významné rozdíly propiocepce mezi zdravou

a operovanou končetinou. Autoři uvádí, že za detekci pohybu jsou odpovědné svalové mechanismy z důvodu absence kloubního pouzdra vazů.

Collins, Lavigne, Girard a Vendittoli (2012) se zaměřili na porovnání kloubní propiocepce po operaci kyčelního a kolenního kloubu. Do výzkumu bylo zahrnuto 347 pacientů, z toho 165 lidí bylo po operaci s kolenním kloubem a zbylých 182 bylo po operaci kloubu kyčelního. Jednalo se o unikompartmentální a trikompartmentální artroplastiky kolenních kloubů a povrchové náhrady kyčle nebo TEP kyčle. Autoři dospěli k výsledku, že kloubní propiocepce ve skupině s operací kolene byla signifikantně horší než ve skupině operovaných kyčlí.

V jiné studii, zabývající se hodnocením propiocepce kyčelního kloubu byly porovnávány tři skupiny. První skupina obsahovala 12 pacientů po hemiartroplastice kyčle, druhá 11 pacientů (12 kyčlí) s TEP kyčle a třetí skupina byla kontrolní, taktéž 12 zdravých jedinců. Pacienti z prvních dvou skupin dosahovali průměrného věku 76 let, v kontrolní skupině byl věk srovnatelný. Studie neprokázala žádný signifikantně významný rozdíl v porovnání propiocepce jednotlivých skupin (Ishii, Tojo, Terajima, Terashima, & Bechtold, 1999).

2.6 Somatognózie a stereognózie

Funkce somatognostická a stereognostická vzniká v průběhu dozrávání centrální nervové soustavy. Somatognózie se dá charakterizovat jako schopnost správného uvědomění si vztahů mezi vlastním tělem a prostředím (Kolář & Druga, 2012). Jedná se o rozpoznání tělesného schématu (Tichý, 2003). Stereognózie je charakterizována jako schopnost

prostorového vnímání kontaktu se zevním prostředím (bez pomoci zraku) ve vztahu k našemu tělesnému schématu (Kolář & Druga, 2012).

Dobrá kvalita somatosenzorických funkcí je velice důležitá pro funkce motorické. Pacienti s chronickými bolestmi pohybového aparátu mají sníženou kvalitu čítí a do jisté míry i poruchu body image. Příčinou vadných pohybových stereotypů může být právě špatná představa o vlastním těle. Dlouhodobé používání vadných stereotypů vede k rozvoji chronických bolestí různých částí pohybového systému (Kolář, 2012).

Kvalita somatognózie a stereognózie má velký vliv na vznik komplikací při pohybové reedukaci po operacích či úrazech. U pacientů s poruchami těchto funkcí se hovoří o tzv. „tělesné slepotě“ (Kolář, 2007). Tyto lidé se často špatně přizpůsobují ortopedickým a chirurgickým operačním zákrokům a někdy u nich dochází k selhání operačního výkonu (Kolář, 2012).

S kvalitou stereognózie a somatognózie souvisí také kvalita pohybové diferenciacce, což je schopnost jemného pohybového rozlišení a schopnost kontrolované relaxace. Člověk je tak schopen provést selektivní pohyb v jednom segmentu bez souhybů segmentů jiných (Kolář, 2007).

2.7 Vyšetření percepčně gnostických funkcí

Testování gnostických funkcí jedince se provádí za statických situací a bez zrakové kontroly. Vyšetření gnostických funkcí nás informuje o tom, jakou má vyšetřovaný představu o vlastním těle, zda dokáže vyhodnotit senzorní podmínky, vnímat vibrace, jestli je schopen pomocí propiocepce identifikovat polohu vlastního těla v prostoru a zda umí určit hmotnostní rozdíl mezi dvěma předměty. Jednotlivé testy se mohou provádět v mnoha modifikacích (Kolář et al., 2011).

Příklady jednotlivých testů:

Vyšetření body image

Klinickým testem body image zjišťujeme, jakou má pacient představu o vlastním těle. Vyšetřovaný je vyzván k tomu, aby při zavřených očích vodorovně předpažil a dlaněmi vymezil například hloubku svého hrudníku, nebo aby ve vertikální rovině ukázal šířku svých boků či ramen (Kolář et al., 2011).

Vyšetření propioceptivní percepce

Tento test nám říká, jak jedinec identifikuje svou polohu pomocí propiocepce. Při testování má pacient zavřené oči. Vyšetřující nastaví horní končetinu pacienta do vymezené polohy. Pacient si tuto polohu snaží zapamatovat. Po změně polohy téže končetiny vyzveme pacienta k opětovnému nastavení do původní polohy (Kolář et al., 2011).

Test podle Petrie

Modifikovaný Test podle Petrie je dalším testem, který hodnotí propioceptivní percepci. Slouží k posouzení, jak jedinec hodnotí standardní senzrické podněty. K testu se používají dva dřevěné bloky, jeden má stejnou šířku po celé délce – tvar hranolu, druhý se postupně zužuje – tvar jehlanu. Vyšetřovaná osoba má za úkol si bez zrakové kontroly ohmatat jednou rukou po dobu 30 sekund blok tvaru hranolu a poté najít odpovídající šířku na bloku tvaru jehlanu. Na tomto bloku je vyznačena toleranční šíře pro rozmezí normálního hodnocení. Pacient provede minimálně tři opakování. Podle opakovaně udávaných rozměrů se pacient zařadí do skupiny pro normální hodnocení, nadhodnocujících nebo podhodnocujících (Kolář et al., 2011).

Hodnocení hmotnostního rozdílu podle propiocepce

Pacient musí, při zavřených očích, rozpoznat hmotnostní rozdíl mezi dvěma předměty položenými či připevněnými na horní končetiny, dolní končetiny a také na trup. Vyšetřujeme, jak velký rozdíl mezi dvěma předměty je jedinec schopen rozlišit. Využit se mohou sklenice naplněné vodou (Kolář et al., 2011).

Vyšetření propiocepce uvádí ve své publikaci i Opavský (2005). Ten popisuje vyšetření statestézie a kinestézie následujícím způsobem:

Při posuzování statestézie má vyšetřovaná osoba určit bez zrakové kontroly do jaké polohy byla nastavena její horní nebo dolní končetina či jejich části. Může se také hodnotit schopnost uvést obě končetiny nebo jejich segmenty do stejného postavení, když před tím jedna z nich (nebo její část) byla nastavena do jiné pozice.

Při vyšetření kinestézie vyšetřující přiloží své prsty na prsty horní nebo dolní končetiny vyšetřované osoby. Jedním z prstů zatlačí velmi pomalým tlakem (nepřekračujícím úhlovou rychlost 30 stupňů za 10 sekund) na prst vyšetřovaného. Úkolem vyšetřované osoby je rozlišit, na který prst byl vyvíjen větší tlak a došlo tak u něj k pohybu v segmentu (Opavský, 2005).

Vyšetření palestézie

Palestézie je schopnost vnímat rytmickou vibrační stimulaci. Vyšetřuje se pomocí graduované ladičky přiložené na místa s nejmenší vrstvou měkkých tkání a podkoží. Zjišťuje se jak dlouho a zda je schopný jedinec vnímat vibrace (Kolář et al., 2011).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zhodnotit, zda jsou pacienti s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu schopni vědomě zatížit operovanou končetinu dle instruovaného zadání zatížení vyšetřujícím při stoji a chůzi.

Dílčí cíl:

Porovnání schopnosti vědomého rozložení zatížení při stoji u pacientů s TEP se zdravými jedinci.

3.2 Výzkumné otázky

1. Je pacient s TEP schopen vědomě rozložit zatížení na dolních končetinách při stoji podle dané instrukce procenta zatížení?
2. Je statisticky významný rozdíl v naměřených hodnotách při instrukci 25% zatížení na operované končetině v porovnání s instrukcí 75% zatížení na zdravé končetině?
3. Je pacient s TEP schopen vědomě rozložit zatížení na operované dolní končetině při chůzi podle dané instrukce procenta zatížení?
4. Je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami pacientů s TEP v porovnání s kontrolní skupinou při stoji?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor byl tvořen 17 probandy s TEP kyčelního (8 probandů) nebo kolenního (9 probandů) kloubu, kteří absolvovali lázeňskou léčbu v lázních Slatinice. Totální endoprotéza na pravé končetině byla zaznamenána u 8 jedinců, zbylých 8 jedinců mělo TEP na levé končetině. Výzkumný soubor se skládal z 11 mužů a 6 žen o průměrném věku $66,06 \pm 5,20$. Věkové rozmezí probandů bylo 53-74 let.

V době měření u všech probandů probíhala lázeňská léčba v lázních Slatinice. U 16 účastníků výzkumu byla operace daného kloubu primární operací, u jednoho pacienta se jednalo o reoperaci TEP kolenního kloubu. Pět probandů využívalo k odlehčení operované končetiny berle, jedenáct probandů dvě francouzské hole a jeden opěrné pomůcky nevyužíval.

4.2 Podmínky měření

Měření se uskutečnilo v průběhu března a dubna 2014 v lázních Slatinice. V rámci projektu diplomové práce jsme na měření spolupracovali s Janou Opálkovou, která zkoumala schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji u zdravých jedinců. Data z této práce slouží k porovnání pacientů s TEP s kontrolní skupinou.

Měření probíhalo za standardních podmínek. V průběhu měření bylo zajištěno soukromí pacienta. V místnosti, kde měření probíhalo, byl přítomen pouze proband a vyšetřující. Měření se uskutečnilo v místnosti s protiskluznou podlahou.

4.3 Informovaný souhlas účastníků výzkumu s měřením

Všichni účastníci zapojení do studie byli seznámeni s cílem diplomové práce a informováni o průběhu vyšetření a měření. Jedinci podepsali informovaný souhlas, kterým stvrdili souhlas s tímto měřením a dalším zpracováním naměřených dat do diplomové práce. Účast probandů na měření byla zcela dobrovolná. Probandi mohli od výzkumu kdykoliv odstoupit. Během měření i následného zpracování výsledků byla zajištěna anonymita účastníků výzkumu. Informovaný souhlas byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého (Příloha č. 1, 2).

4.4 Metodika vyšetření před měřením

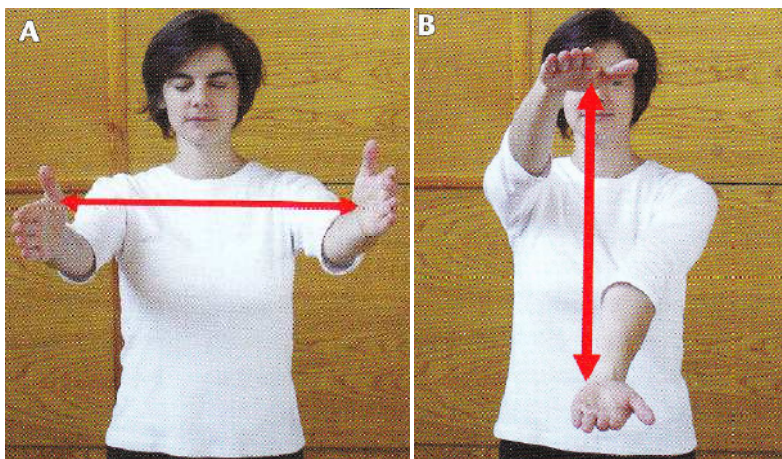
Před zahájením měření byla u probandů odebrána anamnéza a bylo provedeno specifické kineziologické a neurologické vyšetření zaměřené na oblast pánve a dolních

končetin (Příloha č. 3). Každý účastník studie byl vyšetřován samostatně v klidné místnosti, aby se zabránilo vlivu rušivých elementů vnějšího prostředí. Anamnestické údaje obsahovaly jméno, věk, dřívější úrazy pohybového aparátu, zejména dolních končetin a jiné neurologické či psychické onemocnění, které by mohlo ovlivnit výsledky měření. Od probandů byla také odebrána pracovní a sportovní anamnéza. Kineziologický rozbor obsahoval orientační určení preference dolní končetiny. Preference byla stanovena na základě otázky: „Kterou nohou byste kopl do míče?“ Patnáct účastníků uvedlo pravostrannou preferenci a 2 účastníci levostrannou. K posouzení aktuální bolesti byla použita Vizuální analogová škála bolesti. Probandi měli znázornit intenzitu bolesti na 100 milimetrů (mm) dlouhé úsečce. Průměrná hodnota bolesti naměřená u účastníků výzkumu byla $30,6 \text{ mm} \pm 23,1 \text{ mm}$.

Kineziologický rozbor byl dále zaměřen na vyšetření postavení pánve, anatomické (vzdálenost trochanter major – maleolus lateralis) a umbilikomaleolární (vzdálenost umbilikus – maleolus medialis) délky a povrchového cití dolních končetin. Asymetrie umbilikomaleolární délky dolních končetin byla shledána u 7 probandů. U 5 probandů byla asymetrická i délka anatomická. Porucha povrchového cití byla zaznamenána u 3 probandů. U dvou z nich bylo cití porušeno v oblasti obou chodidel a bérců z důvodu neuropatie a u jednoho bylo povrchové cití porušeno v oblasti pravého chodidla z důvodu diabetické neuropatie. Probandi byli také podrobeni testování propriocepce a somatognózie. Pro vyšetření somatognózie byl použit test dle Koláře (2012):

- Proband byl vyzván, aby při zavřených očích ukázal rozpětím svých paží bispinální šířku v horizontální a vertikální rovině (Obrázek 5). Celkem byly provedeny tři pokusy v horizontální a tři pokusy ve vertikální rovině.

Vyšetřující nejdříve poměřil skutečnou pacientovu bispinální vzdálenost a následně změřil rozpětí probandových paží pomocí krejčovského metru. Dle Psalmanové a kol. (2013) je tolerován rozdíl skutečné a naměřené délky do 2 centimetrů. Stejné hodnocení bylo použito i v naší diplomové práci. Dle tohoto kritéria byla shledána porucha somatognózie u všech probandů.



Obrázek 5. Vyšetření somatognozie s vyloučením zrakové kontroly – určení bispinální šířky pomocí rozpětí horních končetin v horizontální (A) a vertikální (B) rovině (Kolář & Lepšíková, 2012, 93)

Propriocepce byla vyšetřována pomocí testů pro statestézii a kinestézii dle Opavského (2005):

- Vyšetření statestézie – vyšetřující nastavil probandovu dolní končetinu do určité polohy. Proband měl za úkol nastavit druhostrannou dolní končetiny do totožné polohy. Po celou dobu vyšetření měl vyšetřovaný zavřené oči. Vyšetření se opakovalo při různých polohách celkem třikrát.
- Vyšetření kinestézie – vyšetřující přiložil své prsty na probandovy prstce a na jeden z nich tlačil větší silou. Proband měl za úkol při zavřených očích určit, na který z daných prstců vyšetřující tlačí větší silou. Celkem bylo provedeno 5 opakování.

Pro účel diplomového práce jsme stanovili jako poruchu propriocepce takový stav, když proband provedl u vyšetření statestézie a kinestézie z celkového počtu 8 opakování více jak 2 chybné pokusy. Dle provedených vyšetření byla zjištěna porucha propriocepce u 5 probandů.

Před zahájením vyšetření byly všechny testy účastníkům výzkumu vysvětleny a názorně předvedeny, aby nedošlo k nepochopení testu a následnému zkreslení výsledku studie. Před každým testem byli účastníci výzkumu tázáni, zda danému testu porozuměli. Testy byly vyšetřovány vždy stejným vyšetřujícím.

4.5 Metodika měření

Měření probíhalo pomocí silové plošiny značky Kistler 9286AA o rozměru 60x40 centimetrů (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland) (Obrázek 6).

Ze silové plošiny byla reakční síla podložky zaznamenávána ve třech směrech: mediolaterálním, anteroposteriorním a vertikálním.

V diplomovém projektu jsme vyhodnocovali jen složku vertikální (F_z), která popisuje průběh zatížení plošiny. Složku mediolaterální (F_x) ani anteroposteriorní (F_y) jsme nevyhodnocovali.



Obrázek 6. Silová plošina Kistler (<http://www.kistler.com/cz/en/>)

Měření se provádělo u pacientů v rozmezí od 8. dne až 4. měsíce od operace. Podle délky tohoto pooperačního období byli pacienti poučeni o zatěžování operované končetiny operátorem. Nejvíce pacientů mělo povolenou zátěž do 30 % hmotnosti těla, proto jsme ve většině případů měřili jen zatížení operované končetiny na 25 % tělesné hmotnosti.

4.5.1 Měření stoje

U probandů byla měřena jak operovaná tak zdravá končetina. Měření probíhalo naboso. Proband stál jednou nohou (operovanou) na silové plošině a druhou nohou (zdravou) na pevné podložce, která měla stejnou výšku jako plošina. Stoj byl měřen při otevřených očích s pažemi podél těla. Proband byl instruován ke klidnému stoji. Poté byl probandovi zadán úkol, aby zatížil operovanou končetinu 25 % své tělesné hmotnosti v délce trvání 10 sekund. Měl-li proband povolenou zátěž právě nebo větší jak 50 % hmotnosti těla, měření probíhalo stejným způsobem pro zatížení na 50 %. Měření 50% zatížení jsme provedli u 5 probandů. Posledním měřením bylo zatížení operované končetiny na 75 % hmotnosti těla, to však bylo

možné jen u 2 probandů. Měření se opakovalo minimálně dvakrát pro jednotlivé hodnoty zatížení.

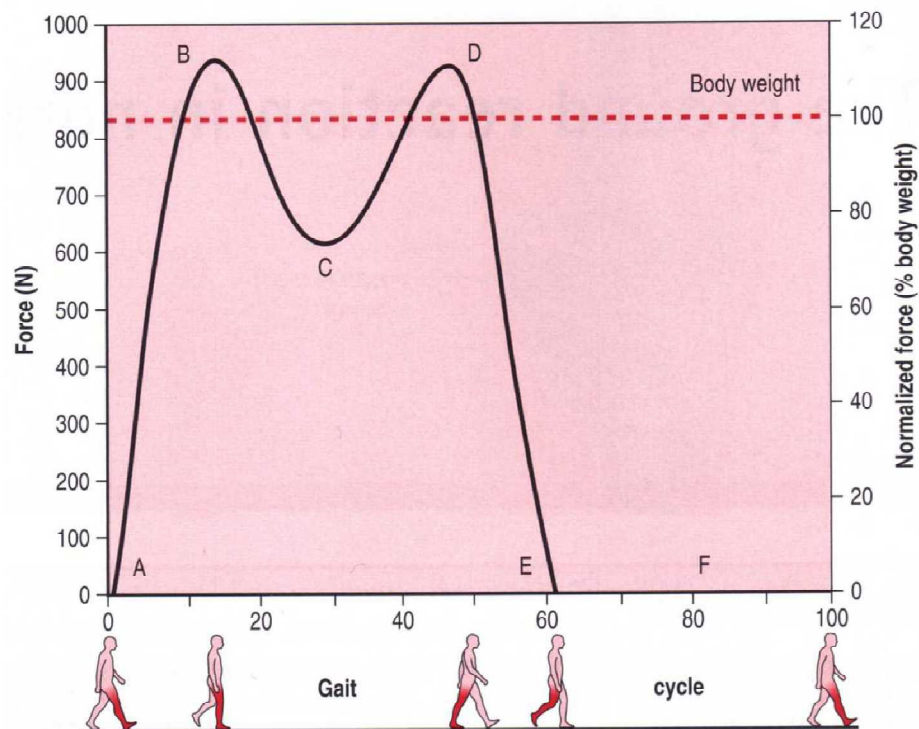
Stejným způsobem probíhalo i měření zdravé končetiny, kdy proband stál zdravou končetinou na silové plošině a operovanou končetinou na pevné podložce. U všech pacientů byla změřena hodnota 75% zatížení, u 5 jedinců 50% zatížení a u 2 jedinců 25% zatížení. Měření se taktéž opakovalo alespoň dvakrát pro jednotlivé hodnoty zatížení.

4.5.2 Měření chůze

Pro měření chůze byl k silové plošině dostavěn dřevěný chodník, který zabezpečoval rovnost terénu se silovou plošinou. Proband se nejprve podrobil nácviku chůze s berlemi nebo francouzskými holemi přes chodník. Následně svou přirozenou rychlostí chůze provedl 3 pokusy přes silovou plošinu. Pokus byl akceptován, pokud proband provedl celou stojnou fázi operované končetiny na silové plošině a zároveň nedošlo ke kontaktu zdravé končetiny nebo opěrné pomůcky se silovou plošinou.

Při vyšetření chůze byl proband instruován k zatížení operované končetiny na procento zatížení, které měl povoleno od operatéra. Vyšetření chůze se zúčastnilo jen 16 z celkového počtu 17 probandů, protože u jednoho probanda byla povolená zátěž na 100 % tělesné hmotnosti.

Při normální chůzi má vertikální složka reakční síly charakteristický průběh s dvěma maximy (Obrázek 7). První maximum se vyskytuje ve fázi loading response, následně dochází k poklesu reakční síly (fáze mid-stance) a druhé maximum se nachází ve fázi terminal stance (Kirtley, 2006). Stejný průběh vertikální složky reakční síly jsme shledali i při měření pacientů s TEP. U pacientů však byla křivka lehce deformována a maxima síly byly odlišné. Proto jsme dále zpracovávali výsledky pro maximum 1 (Max1) (na obrázku číslo 7 znázorněno písmenem B) a maximum 2 (Max2) (na obrázku číslo 7 znázorněno jako písmeno D). Následně jsme stanovili absolutní maximum (Max), což byla větší hodnota z naměřených maxim 1, 2, které jsme také hodnotili.



Obrázek 7. Vertikální složka reakční síly v průběhu normální chůze (Kirtley, 2006, 84)

4.6 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat proběhlo v programu Statistika (verze 12). U parametrů získaných z měření rozložení zatížení během statického stoje a chůze byly vypočítány základní statistické veličiny: aritmetický průměr a směrodatná odchylka.

Data jsou udávána jako rozdíl mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí. Pro posouzení významnosti rozdílu mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí byl použit jednorozměrný t-test. Pro posouzení rozdílu mezi různými instrukcemi byl použit párový t-test.

Pro posouzení rozdílu mezi skupinami po operaci a zdravými probandy byl použit t-test pro nezávislé soubory. Všechna měření na silových plošinách probíhala s frekvencí 200 Hz.

Výsledky byly určeny na hladině statistické významnosti $p \leq 0,05$.

5 VÝSLEDKY

Pro lepší přehlednost jsme označili skupinu probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu jako „POS“ a skupinu zdravých jedinců jako „ZS“.

Protože bylo možné zatížení na 50 % a 75 % tělesné hmotnosti na operovanou končetinu při statistickém stoju jen u 5 jedinců, do statistického zpracování dat jsme tyto hodnoty nezařadili. Zpracovány byly jen hodnoty z měření pro 25% zatížení na operovanou končetinu a 75% zatížení na zdravou končetinu.

Základní statistické veličiny, průměr a směrodatná odchylka, jsou udávány jako procentuální rozdíl mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí.

Statisticky významné rozdíly jsou v tabulkách označeny tučně.

5.1 Výsledky k výzkumné otázce číslo 1

Je pacient s TEP schopen vědomě rozložit zatížení na dolních končetinách při stoju podle dané instrukce procenta zatížení?

Tabulka 1. Základní statistické parametry u skupiny POS pro 25% zatížení při stoju

skupina	POS		
	N	průměr	SD
25 %	17	2,9	5,4

Legenda k tabulce 1.:

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

SD – směrodatná odchylka

N – počet probandů

25 % – hodnota procentuálního rozložení zatížení tělesné hmotnosti operované dolní končetiny

Tabulka 2. Porovnání naměřených hodnot mezi instruovanou hodnotou 25% zatížení a skutečně naměřenou hodnotou zatížení u operované končetiny

skupina	POS		
proměnné	t-test		
	N	p	N
25 %	17	-2,091	0,049

Legenda k tabulce 2.:

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

t – hodnota testovaného kritéria

p – hodnota statistické významnosti

N – počet probandů

25 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti operované dolní končetiny

Tabulka 1. popisuje procentuální rozdíl hodnot mezi instruovanými 25 % zatížení a naměřenou hodnotou na operované končetině. Tabulka 2. ukazuje, že je tento rozdíl statisticky významný. Hodnota statistické významnosti byla v tomto porovnání 0,049. Pacienti nadhodnocovali v průměru o 2,9 %.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce číslo 2

Je statisticky významný rozdíl v naměřených hodnotách při instrukci 25 % zatížení na operované končetině v porovnání s instrukcí 75 % zatížení na zdravé končetině?

Tabulka 3. Základní statistické parametry u skupiny POS pro 25% zatížení operované dolní končetiny a 75% zatížení zdravé dolní končetiny

skupina	POS		
proměnné	N	průměr	SD
ODK 25 %	17	2,9	5,4
ZDK 75 %	17	2,0	10,0

Legenda k tabulce 3.:

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

N – počet probandů

SD – směrodatná odchylka

ODK – operovaná dolní končetina

ZDK – zdravá dolní končetina

25 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti operované dolní končetiny

75 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti zdravé dolní končetiny

Tabulka 4. Porovnání naměřených hodnot mezi instruovanou hodnotou 25% zatížení operované dolní končetiny a 75% zatížení zdravé dolní končetiny

skupina	POS		
proměnné	t-test		
	N	t	p
ODK 25 %	17	0,359	0,724
ZDK 75 %	17		

Legenda k tabulce 4.:

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

t – hodnota testovaného kritéria

p – hodnota statistické významnosti

N – počet probandů

ODK – operovaná dolní končetina

ZDK – zdravá dolní končetina

25 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti operované dolní končetiny

75 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti zdravé dolní končetiny

Tabulka 3. popisuje procentuální rozdíl hodnot mezi instruovanými 25 % zatížení na operované končetině a instruovanými 75 % zatížení na zdravé končetině. Tabulka 4. ukazuje, že tento rozdíl není statisticky významný. Hodnota statistické významnosti byla v tomto porovnání 0,724. Pacienti nadhodnocovali jak při 25% zatížení, tak i při 75% zatížení. Průměrný rozdíl naměřených hodnot od skutečné hodnoty byl u 25% zatížení 2,9 % a u 75% zatížení 2,0 %.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce číslo 3

Je pacient s TEP schopen vědomě rozložit zatížení na operované dolní končetině při chůzi podle dané instrukce procenta zatížení?

Tabulka 5. Základní statistické parametry pro instruované procento zatížení stanovené operátorem a skutečné naměřené hodnoty operované dolní končetiny při chůzi

skupina	POS		
	N	průměr	SD
Max1	16	28,4	11,2
Max2	16	28,5	13,4
Max	16	31,8	11,8

Legenda k tabulce 5.:

N – počet probandů

SD – směrodatná odchylka

Max1 – hodnota maximálního zatížení při fázi loading response

Max2 – hodnota maximálního zatížení při fázi terminal stance

Max – hodnota absolutního maximálního zatížení v průběhu stejné fáze

Tabulka 6. Porovnání naměřených hodnot mezi instruovanou hodnotou zatížení stanovenou operátorem a skutečně naměřenou hodnotou zatížení operované dolní končetiny při chůzi

skupina	POS		
proměnné	t-test		
	N	t	p
Max1	16	10,126	0,000
Max2	16	8,471	0,000
Max	16	10,792	0,000

Legenda k tabulce 6.:

N – počet probandů

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

t – hodnota testovaného kritéria

p – hodnota statistické významnosti

Max1 – hodnota maximálního zatížení při fázi loading response

Max2 – hodnota maximálního zatížení při fázi terminal stance

Max – hodnota absolutního maximálního zatížení v průběhu stejné fáze

Tabulka 5. popisuje procentuální rozdíl hodnot mezi instruovanou hodnotou zatížení, která byla stanovena operátorem, a skutečně naměřenou hodnotou zatížení (Max1, Max2, Max) operované dolní končetiny při chůzi. Tabulka 6. ukazuje, že tento rozdíl je statisticky významný u Max1, Max2 i Max. U rozdílu hodnot pro Max1 byla hodnota statistické

významnosti 0,000, pro Max2 0,000 a pro absolutní Max 0,000. Pacienti nadhodnocovali instruované zatížení průměrně o 31,8 % (vypočítáno z absolutního Max) při chůzi.

Tabulka 7. Porovnání naměřených hodnot Max1 s Max2

skupina	POS		
proměnné	t-test		
	N	t	p
Max1	16	-0,055	0,957
Max2	16		

Legenda k tabulce 7.:

N – počet probandů

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

t – hodnota testovaného kritéria

p – hodnota statistické významnosti

Max1 – hodnota maximálního zatížení při fázi loading response

Max2 – hodnota maximálního zatížení při fázi terminal stance

Tabulka 7. ukazuje, že rozdíl mezi hodnotou Max1 a Max2 není statisticky významný. Hodnota statistické významnosti byla 0,957.

5.4 Výsledky k otázce číslo 4

Je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami pacientů s TEP v porovnání s kontrolní skupinou při stoji?

Tabulka 8. Základní statistické parametry u skupiny POS a ZS pro 25% zatížení dolní končetiny při stoji

skupina	POS			ZS		
proměnné	N	průměr	SD	N	průměr	SD
25 %	17	2,9	5,4	22	-3,9	8,7

Legenda k tabulce 8.:

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

ZS – skupina zdravých jedinců

N – počet probandů

SD – směrodatná odchylka

25 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti dolní končetiny

Tabulka 9. Porovnání naměřených hodnot mezi skupinou POS a ZS pro 25% zatížení dolní končetiny při stoji

skupina	POS & ZS		
proměnné	t-test		
	N	t	p
25 %	39	-2,818	0,008

Legenda k tabulce 9.:

POS – skupina probandů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu

ZS – skupina zdravých jedinců

N – počet probandů

t – hodnota testovaného kritéria

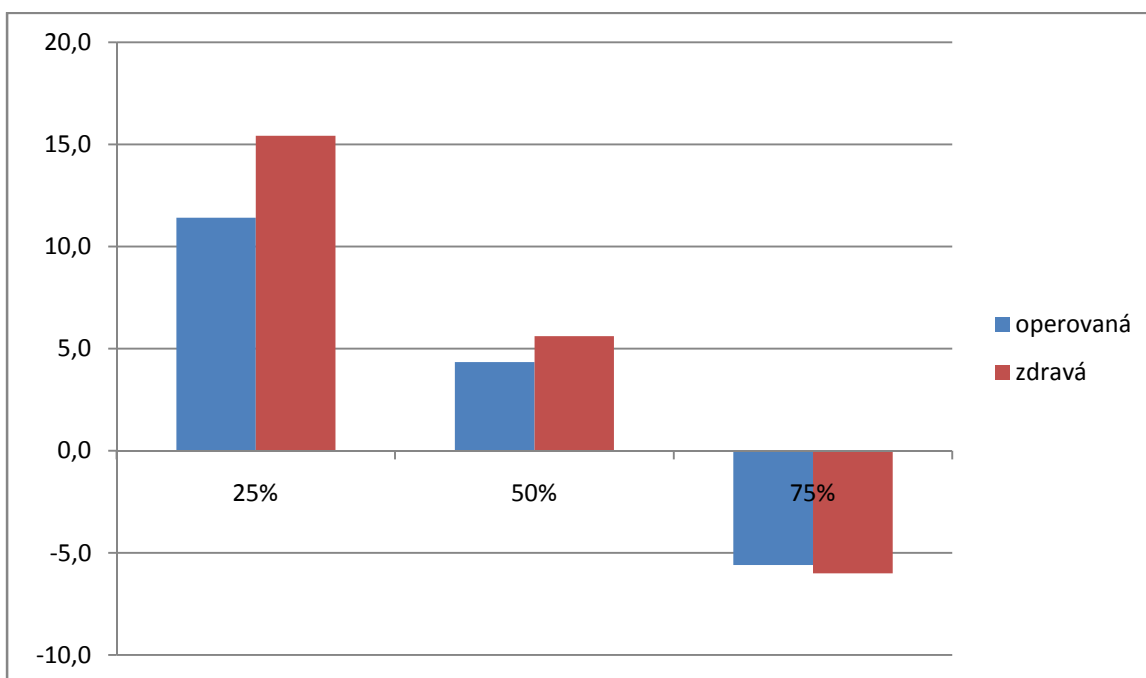
p – hodnota statistické významnosti

25 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti dolní končetiny

Tabulka 8. popisuje procentuální rozdíl hodnot mezi skupinou POS a ZS pro 25% zatížení dolní končetiny při stojí. Tabulka 9. ukazuje, že tento rozdíl je statisticky významný. Hodnota statistické významnosti byla v tomto porovnání 0,008. Pacienti nadhodnocovali průměrně o 2,9 % a zdraví jedinci danou hodnotu podhodnocovali průměrně o 3,9 %.

5.5 Kazuistické zpracování dat

Kazuistické zpracování dat bylo provedeno u jednoho probanda, který měl povolenou 100% zátěž na operovanou končetinu. Tento proband byl jediný, u kterého bylo možno změřit všechna instruovaná zatížení (25 %, 50 %, 75 %). Naopak nebyla u něj měřena chůze.



Obrázek 8. Zobrazení procentuálního rozdílu instruovaného zatížení a skutečně naměřených hodnot zatížení (v %)

Legenda k obrázku 8.:

25 % – hodnota instruovaného zatížení na 25 % tělesné hmotnosti

50 % – hodnota instruovaného zatížení na 50 % tělesné hmotnosti

75 % – hodnota instruovaného zatížení na 75 % tělesné hmotnosti

Obrázek 8. popisuje rozdíl mezi instruovanou hodnotou zatížení a skutečně naměřenou hodnotou zatížení. Ukazuje, že největší rozdíl v hodnotách byl při 25% zatížení jak u operované tak u zdravé končetiny. Na obrázku 8. je také zobrazena větší nepřesnost zatížení u zdravé končetiny v porovnání s operovanou. U probanda je zřejmá tendence k postupnému snižování zatížení na dolní končetinu při zvyšujícím se instruovaném procentu zatížení. U 75% zatížení došlo dokonce k podhodnocování zatížení při instrukci na zdravou i operovanou končetinu.

6 DISKUZE

Částečné zatěžování dolní končetiny je součástí běžného pooperačního léčebného postupu po implantaci TEP kyčelního nebo kolenního kloubu. Cílem snížení zatížení je omezení mechanického dráždění kloubu. Především se tak vzniku následných komplikací jako je aseptické uvolnění TEP, které by mohlo ohrozit dlouhodobý proces léčby (Krause et al., 2007). Možné zatížení dolní končetiny zpravidla určuje operátor. Zatížení dolní končetiny se vyjadřuje v kilogramech nebo v procentu tělesné hmotnosti (Pataky et al., 2009).

U pacientů po ortopedických operacích bývá často porušena propriocepce. Schopnost propriocepce je důležitá pro uvědomění si polohy a pohybu vlastního těla (Kolář & Druga, 2012). S poruchou propriocepce také úzce souvisí kvalita somatognózie a stereognózie. Ta bývá u těchto lidí taktéž porušena. Kolář (2007) užívá pro jedince s poruchou somatognózie a stereognózie termín „tělesná slepota“.

K posouzení kvality somatognózie jsme ve studii použili testování dle Koláře et al. (2012). Probandi měli za úkol ukázat rozpětím svých paží bispinální šířku v horizontální a vertikální rovině. K posouzení výsledků jsme použili stejné hodnocení jako Psalmanová a kol. (2013), podle nichž je porucha somatognózie stanovena při rozdílu naměřené a skutečné hodnoty větší jak 2 centimetry. Dle tohoto kritéria byla shledána porucha somatognózie u všech probandů. Dle našeho názoru je toto kritérium příliš přísné, ale pro vyhodnocení daného testu jsme nenašli žádné jiné standardizované hodnocení.

K posouzení kvality propriocepce jsme provedli vyšetření kinestézie a statestézie dle Opavského (2005). Nevýhodou tohoto testování je, že pro jeho vyhodnocení nebyla dosud zavedena žádná standardizace. Pro účel diplomového práce jsme stanovili jako poruchu propriocepce takový stav, když proband provedl u vyšetření statestézie a kinestézie z celkového počtu 8 opakování více jak 2 chybné pokusy. Dle provedeného vyšetření byla zjištěna porucha propriocepce jen u 5 probandů z celkového počtu 17. Jednalo se pouze o orientační vyšetření, při kterém mohlo dojít ke zkreslení výsledku z důvodu selhání lidského faktoru. Abychom mohli s jistotou říci, zda u daného probanda došlo k poruše kvality propriocepce, museli bychom využít přístrojového měření, které bylo provedeno například ve studii Weiler et al. (2000), kde je výsledek více objektivní.

Jelikož u pacientů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu dochází ve většině případů k poruše propriocepce, je u nich nezbytné podstoupení kvalitní pooperační léčby. Ta by měla zahrnovat nácvik zatížení operované končetiny (Krause et al., 2007).

Do dnešní doby neexistuje shoda v tom, která metoda nácviku zatížení je nejlepší. Nejčastějším způsobem, který se využívá, je slovní instrukce terapeuta nebo nácvik pomocí osobních vah (Hurkmans, 2005).

Nácvik zatížení dolní končetiny často probíhá na osobních vahách (Hershko, Tauber, & Carmeli, 2008). Většina pacientů však velmi překračuje doporučené zatížení stanovené operátorem, průměrně až o 225 %. Důvodů, proč pacienti toto doporučené zatížení nedodrží, může být několik. Jedním z nich je, že u celkově slabších pacientů nebo pacientů s nedostatkem svalové síly na horní části těla může docházet k nedostatečnému opření se o chůzové pomůcky a následnému přetěžování dolní končetiny (Pataky et al., 2009). Také špatný stereotyp chůze s chůzovými pomůckami může být důvodem přetěžování dolní končetiny. Pacienti se o chůzové pomůcky opírají buď příliš pozdě nebo příliš brzy. To způsobuje přetížení krátce po dopadu paty nebo krátce před koncem stojné fáze (Krause et al., 2007). V neposlední řadě záleží i na způsobu nácviku zatížení. Například nácvik zatížení pomocí osobní váhy neodráží dynamiku chůze, a proto pro tyto účely není příliš efektivní (Pataky et al., 2009). Hurkmans (2005) uvádí, že jedním z hlavních faktorů, který může ovlivnit zatěžování končetiny je i duševní stav jedince.

Nácvik zatížení pomocí osobních vah je účinný především u mladých zdravých jedinců (Malviya, Richards, Jones, Udawadia, & Doyle, 2005). K nácviku rozložení zatížení se dá využít pro větší přesnost digitální osobní váha (Kumar et al., 2014). Pro starší pacienty po TEP však není tento způsob příliš vhodný (Hershko et al., 2008). Osobní váhy se dají využít pro nácvik zatížení při stoji, avšak odlehčení při chůzi by mělo být nacvičováno jiným způsobem. Při chůzi nehraje roli jen hmotnost těla člověka, ale také dopředné zrychlení (Hurkmans, Bussmann, & Benda, 2009). Maximální zatížení dolní končetiny při normální chůzi je tak až 115 % tělesné hmotnosti (Hsu, Michael, & Fisk, 2008). Ani postupy, které využívali nácvik zatížení dolní končetiny pomocí osobní váhy společně se zvukovou zpětnou vazbou, nebyly účinné při snižování zatížení. Pozitivní ovlivnění motorického učení mohou mít metody pomocí video instrukce a tréninku verbální zpětné vazby (Pataky et al., 2009).

V některých zahraničních studiích uvádí autoři jako efektivní nácvik zatížení pomocí silových plošin. Tato metoda je však velmi finančně náročná a využitelná jen v laboratorních podmínkách. Pro běžné denní užívání je nepraktická (Hurkmans, Bussmann, Benda, Verhaar, & Stam, 2003). Proto se někteří vědci domnívají, že by měly být systémy zpětné vazby mobilní, aby se mohli využít i v běžných denních situacích (Hershko et al., 2008).

Schopnost naučeného vědomého zatížení operované končetiny je omezena jen na určitý časový interval. Malviya et al. (2005) uvádí, že při nácviku zatížení dolní končetiny na předem stanovené procento zatížení se tato schopnost po uplynutí 60 minut téměř nezmění. Po uplynutí delšího časového intervalu se však přesnost začíná zhoršovat. Schopnost zapamatování si naučeného zatížení se snižuje se zvyšující se dobou od nácviku zatížení. Tato schopnost však přetrvává i 5 dní po posledním nácviku, i když v horší kvalitě – pacienti zatěžují končetinu více (Hershko et al., 2008).

Hershko et al. (2008) ve své studii uvedli využití mobilního biofeedbacku pomocí senzorů ve stélce boty (tzv. SmartStep systému). Ta zaznamenávala velikost zatížení končetiny a porovnávala ji s předem nastavenou hodnotou zatížení. Následně vysílala zpětný zvukový signál, který informoval nositele o nadhodnocování či podhodnocování zatížení dolní končetiny. Pacienti, kteří byli po ortopedické operaci dolní končetiny, se tak naučili zatěžovat operovanou končetinu požadovaným způsobem. Isakov (2007) uvedl, že je tento systém velmi přesnou metodou měření zatížení. V porovnání s výsledky ze silových plošin zjistil signifikantně významnou korelaci mezi těmito dvěma metodami měření zatížení.

Využitím mobilního biofeedbacku se zabývali také Moriana, Roldán, Rejano, Martínez a Serrano (2013). Ti vyvinuli speciální zpětnovazebný systém, který je umístěn přímo na holích. Ze spodu hole je čidlo, které zaznamenává velikost zatížení vyvíjené na hole. Čidlo je napojeno na software, který má pacient umístěn za opaskem. Zatížení vyvíjené na hole je vyhodnocováno a porovnáno s přednastavenou velikostí zatížení. Při přesáhnutí nebo naopak nedosáhnutí požadovaného zatížení začne systém vydávat akustickou a vizuální zpětnou vazbu.

Hurkmans et al. (2010) uvádí, že schopnost rozložení zatížení není ovlivněna jen metodou, která byla použita pro nácvik zatížení dolní končetiny, ale i věkem pacienta, jeho hmotností, velikostí bolesti a silou horních končetin. Se zvyšující se věkem dochází ke snížení fyzické výkonnosti a snížení svalové síly. U pacientů s vyšší hmotností může docházet k většímu zatěžování končetiny. Autoři také zjistili, že psychický stav jedince je významným ovlivňujícím faktorem u částečného zatížení končetiny.

Cílem této studie bylo zhodnotit, zda jsou pacienti po TEP kyčelního nebo kolenního kloubu schopni vědomě rozložit zatížení při stoje a během chůze. Studie byla porovnáвана s kontrolní skupinou zdravých jedinců. U většiny pacientů byla od operátora povolena zátěž operované dolní končetiny na 30 % tělesné hmotnosti. Proto jsme při měření stoje instruovali

pacienty k zatížení operované končetiny na 25 % tělesné hmotnosti. Měření se provedlo i na zdravé končetině, kde jsme použili instrukci 75% zatížení. Při chůzi jsme měřili schopnost vědomého zatížení operované končetiny na procento zatížení povolené operátorem.

Pacienti měli za úkol zatížit operovanou končetinu na 25% zatížení bez předchozího nácviku. Měření probíhalo opakovaně. Pacienti nebyli v průběhu měření informováni o výsledcích průběžného zatížení. Ve výsledcích jsme porovnávali hodnotu 25% zatížení se skutečně naměřenou hodnotou zatížení. Byl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenou a instruovanou hodnotou. Hodnota statistické významnosti byla v tomto porovnání 0,049. Tento výsledek se shoduje s výsledky studie Pataky at al. (2009), kteří měřili rozdíl v zatížení na 20 kilogramů a skutečně naměřenou hodnotu u pacientů s TEP kyčelního kloubu. Autoři popsali přetěžování operované končetiny v průměru o 50 newtonů, které bylo měřeno před započítáním nácviku zatížení operované končetiny.

Stejně měření proběhlo pro zdravou končetinu, kdy byli pacienti instruováni k 75% zatížení končetiny. Ve studii jsme porovnávali rozdíl při 25% zatížení na operované končetině se 75% zatížení na zdravé končetině. Výsledky studie ukázaly, že tento rozdíl nebyl statisticky významný. Hodnota statistické významnosti byla 0,724.

Dalším úkolem, který měli pacienti s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu provést, bylo odlehčení operované končetiny pomocí opěrných pomůcek na hodnotu určenou operátorem během chůze. Do měření bylo zahrnuto 16 probandů z celkového počtu 17. Jeden proband se měření nezúčastnil z důvodu povoleného zatížení na 100 % tělesné hmotnosti. Jednalo se o probanda, u kterého jsme mohli změřit schopnost vědomého rozložení zatížení na operované končetině na 25 %, 50 % i 75 % tělesné hmotnosti. U tohoto probanda jsme následně provedli kazuistické zpracování naměřených dat z hodnot zatížení při stožení.

Pět pacientů používalo k odlehčení podpažní berle a zbylých 11 pacientů francouzské hole. Všichni pacienti byli zařazeni do jedné skupiny. Při dalším zkoumání by bylo zajímavé zjistit, zda existuje nějaký rozdíl v zatěžování operované končetiny mezi pacienty používajícími k odlehčení podpažní berle a pacienty s francouzskými holemi.

Ve výsledku studie jsme našli statisticky významný rozdíl mezi hodnotou určenou operátorem a skutečně naměřenou hodnotou zatížení. Statisticky významný rozdíl byl sledován u Max1 (hodnota maximálního zatížení při fázi – loading response), Max2 (hodnota maximálního zatížení při fázi – terminal stance) i absolutního maxima (Max). Hodnota

statistické významnosti byla u všech maxim (Max1, Max2, Max) 0, 000. Rozdíl mezi Max1 a Max2 nebyl statisticky významný ($p = 0,957$).

V diplomové práci jsme zjistili, že největší rozdíl mezi instruovanou a naměřenou hodnotou je právě při chůzi. K tomuto závěru došli i autoři studie Krause et al. (2007). Hodnota rozdílu instruovaného a skutečného zatížení dosáhla průměru 31,8 % (vypočítáno z absolutního Max). Někteří pacienti však zatěžovali končetinu i o 100 % více než bylo doporučené zatížení. Z naměřených výsledků vyplývá, že pacienti s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu přetěžují operovanou končetinu během každého kroku při chůzi. Přetěžování operované končetiny potvrdili ve své studii také Hershko et al. (2008).

Dílčím cílem studie bylo také porovnat, zda existuje nějaký rozdíl mezi naměřenými hodnotami skupin POS a ZS. Měření se porovnávalo jen při stoji z důvodu, že zdraví jedinci nejsou zvyklí v běžném životě chodit s opěrnými pomůckami a mohlo by tedy dojít ke zkreslení výsledků studie. Případný nácvik chůze s opěrnými pomůckami by byl časově náročný jak pro nás, tak i pro dané probandy. U skupiny ZS bylo měřeno zatížení dominantní končetiny na 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti. Avšak u skupiny POS bylo 75% zatížení měřeno jen u 2 probandů a 50% zatížení u 5 probandů. Z důvodu malého počtu pacientů, u kterých jsme mohli změřit zatížení na 50 % a 75 %, bylo porovnání výsledků mezi skupinami POS a ZS provedeno jen u instrukce 25% zatížení.

Z naměřených hodnot jsme zjistili, že rozdíl mezi skupinou POS a ZS je statisticky významný. Hodnota statistické významnosti činila 0,008. Hodnota rozdílu naměřeného a instruovaného procenta zatížení dosáhla průměru -3,9 % u skupiny ZS. Z výsledku tedy vyplývá, že zdraví jedinci podhodnocovali instruovanou hodnotu. Naopak u skupiny POS jsme zjistili hodnotu průměrného rozdílu 2,9 %. Pacienti tak instruovanou hodnotu nadhodnocovali. Porovnáme-li dané průměry rozdílů od instruované hodnoty, mohli bychom tvrdit, že skupina pacientů došla k přesnějšímu výsledku, avšak na úkor přetěžování operované končetiny. K podobnému výsledku došli i Vasarhelyi et al. (2006), kteří porovnávali schopnost vědomého rozložení zatížení u pacientů a zdravých jedinců. Zjistili, že jak pacienti, tak i zdraví jedinci nejsou schopni zatížit končetinu na instruovanou hodnotu zatížení 200 newtonů. U obou skupin došlo k přetěžování dolní končetiny.

Jak už bylo výše popsáno, součástí studie bylo také kazuistické zpracování dat u jednoho probanda. Z výsledků rozdílů naměřených hodnot od instruovaného procenta zatížení můžeme tvrdit, že proband měl tendenci k postupnému snižování zatížení na dolní

končetinu se zvyšující se instrukcí procenta zatížení. Tento stav byl zjištěn jak u zdravé, tak u operované končetiny, kdy rozdíl od skutečného procenta zatížení byl větší u zdravé končetiny při všech instrukcích zatížení. Při instrukci 75% zatížení jsme naměřili dokonce záporné hodnoty u obou končetin. Jedná se pouze o kazuistické zpracování dat, a tak nemůžeme s jistotou říct, zda by se tento stav potvrdil i u většího výzkumného souboru.

Ke stejnému výsledku došli také autoři studie Hurkmanse et al. (2007), kteří měřili zatížení na 10 % a 50 % tělesné hmotnosti u pacientů po TEP kyčelního kloubu. Zjistili, že pacienti daleko více nadhodnocují danou instrukci při 10% zatížení v porovnání s 50% zatížení.

V diplomové práci jsme měřili rozložení zatížení u pacientů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu. Tyto dvě lokality TEP jsme zvolili z důvodu zvýšení počtu probandů ve studii a objektivnějšího výsledku studie. Kdybychom měřili pacienty jen s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu, měli bychom malý výzkumný soubor. Bylo by však zajímavé tyto dvě skupiny oddělit a zjistit, u které z nich dochází k většímu rozdílu zatížení od instruovaných hodnot zatížení. To však bylo nad rámec naší studie.

Zahraniční studie věnující se částečnému zatížení končetin jsou zaměřené převážně na TEP kyčelního kloubu. Během shromažďování literatury jsme nenašli žádnou studii věnující se rozložení zatížení u pacientů s TEP kolenního kloubu. Proto by bylo přínosné další zkoumání zaměřené právě na pacienty s TEP kolenního kloubu.

Výsledky studie mohou být ovlivněny několika faktory. Hlavním z faktorů, který by mohl ovlivnit naměřené hodnoty, byla přítomnost bolesti u některých pacientů zahrnutých do studie. Průměrná hodnota bolesti byla zaznamenána na Vizuální analogové škále a činila 30,6 mm. Výzkumný soubor zahrnoval jen 17 jedinců, což je relativně malý soubor. Pro větší přesnost bychom měli soubor rozšířit a specifikovat jej na soubor jedinců s TEP kyčelního kloubu a soubor jedinců s TEP kolenního kloubu. I lokalizace TEP totiž může ovlivnit kvalitu propriocepce a tím i následné zatížení dolní končetiny. Dalším faktorem, který mohl ovlivnit výsledek studie, byla přítomnost TEP na jiném kloubu dolních končetin. Tyto TEP však byly staršího data, a proto jsme tyto probandy ze studie nevyloučili. U 3 probandů byla zjištěna porucha povrchového cití na dolních končetinách. Jednalo se o poruchu z důvodu přítomnosti neuropatie. I tento faktor mohl ovlivnit výsledek měření, ale poškození bylo jen v malém rozsahu, a proto daní jedinci zůstali zařazeni do studie.

Z uvedených výsledků studie vyplývá, že pacienti po TEP kyčelního nebo kolenního kloubu přetěžují operovanou končetinu jak při stožení, tak i během chůze. Pro klinickou praxi by tedy bylo vhodné zaměřit se více na nácvik částečného zatížení operované končetiny. Během následné rehabilitační léčby by se mohly využít některé z výše uvedených metod nácviku zatížení.

7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda jsou pacienti s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu schopni vědomě rozložit zatížení při stoje a během chůze. Zpracováním získaných dat jsme došli k následujícím závěrům:

- Výsledky měření 25% zatížení ukázaly, že pacienti nadhodnocovali instruovanou hodnotu průměrně o 2,9 %. Rozdíl mezi instruovanou a naměřenou hodnotou byl statisticky významný. Hodnota statistické významnosti činila 0,049.
- Rozdíl mezi naměřenou hodnotou 25% zatížení na operované končetině a 75% zatížení na zdravé končetině nebyl statisticky významný. Hodnota statistické významnosti byla v tomto porovnání 0,724. Pacienti nadhodnocovali jak při 25% zatížení, tak i při 75% zatížení. Průměrný rozdíl naměřených hodnot od instruované hodnoty byl u 25% zatížení 2,9 % a u 75% zatížení 2,0 %.
- Ve výsledcích měření byl zjištěn největší rozdíl mezi naměřenou a instruovanou hodnotou při chůzi. Během chůze pacienti nadhodnocovali průměrně o 31,8 % (vypočítáno z absolutního Max). Ve výsledcích studie byly zpracovány hodnoty z Max1, Max2 a absolutního Max. Všechny rozdíly mezi naměřenými hodnotami a instruovaným procentem zatížení byly statisticky významné. Hodnota statistické významnosti byla pro Max1 0,000, pro Max2 0,000 a pro absolutní Max 0,000. Rozdíl mezi Max1 a Max2 nebyl statisticky významný ($p = 0,957$).
- V porovnání skupin POS a ZS pro 25% zatížení dolní končetiny při stoje byl zjištěn statisticky významný rozdíl. Hodnota statistické významnosti byla v tomto porovnání 0,008. Pacienti nadhodnocovali průměrně o 2,9 % a zdraví jedinci danou hodnotu podhodnocovali průměrně o 3,9 %.
- Při kazuistickém zpracování dat byla pozorována tendence k postupnému snižování zatížení při zvyšující se instrukci zatížení. Při zatížení operované končetiny na 75 % tělesné hmotnosti měly hodnoty dokonce záporný charakter.

8 SOUHRN

Lidé s artrotickými změnami kyčelního nebo kolenního kloubu jsou často indikováni k implantaci TEP. Současná literatura dokazuje, že pacienti s TEP mají poruchu kvality propriocepce. Následkem této poruchy je snížené uvědomění si polohy a pohybu jednotlivých segmentů vlastního těla. Tato porucha může způsobit přetěžování operované končetiny v pooperačním období, kdy je povolena jen částečná zátěž dolní končetiny. Přetěžováním končetiny by mohlo dojít k aseptickému uvolnění TEP, které by negativně ovlivnilo dlouhodobý proces léčby.

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda jsou pacienti s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu schopni vědomě rozložit zatížení při statickém stoji a během krokového cyklu.

Teoretická část diplomové práce zahrnuje poznatky týkající se rozdělení typů TEP kyčelního a kolenního kloubu. Dále se zaměřuje na biomechaniku a analýzu chůze u zdravých lidí a pacientů s TEP. Popisuje také význam pojmů propriocepce, stereognózie a somatognózie.

Metodika v sobě zahrnuje charakteristiku výzkumného souboru, metodiku vyšetření a metodiku měření stoje a chůze. Výzkumu se zúčastnilo 17 probandů ve věku 53-74 let. Vyšetření i měření probíhalo v lázních Slatinice, kde pacienti absolvovali lázeňskou léčbu. Hodnoty pro statistické zpracování dat byly získány měřením stoje a chůze na silových plošinách. Po ukončení měření byla naměřená data statisticky zpracována.

Výsledky studie ukazují, že u pacientů s TEP kyčelního nebo kolenního kloubu dochází k přetěžování operované končetiny jak u stoje, tak i během chůze. U výzkumného souboru bylo měřeno zatížení operované končetiny na 25 % tělesné hmotnosti. Rozdíl mezi instruovanou a skutečně naměřenou hodnotou byl statisticky významný ($p = 0,049$). Pacienti nadhodnocovali v průměru o 2,9 %. Při porovnání rozdílu hodnot 25% zatížení operované končetiny se 75% zatížení zdravé končetiny nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly ($p = 0,724$). Přesto jsme zjistili, že pacienti nadhodnocovali také instrukci 75% zatížení v průměru o 2,0 %.

Měření chůze se zúčastnilo jen 16 probandů z důvodu, že u jednoho pacienta byla povolena 100% zátěž. Z naměřených dat vyplývá, že všichni pacienti přetěžovali operovanou končetinu během chůze. Pacienti nadhodnocovali instruovanou hodnotu, která byla předem stanovena operátérem, v průměru o 31,8 % (vypočítáno z absolutního Max). U některých

z nich došlo k zatížení operované končetiny o více jak 100 % instruované hodnoty. Naměřené hodnoty zahrnovaly Max1, Max2 a celkové Max. Rozdíl mezi instruovanou a skutečnou hodnotou byl statisticky významný u všech maxim (Max1, Max2, Max). Hodnota statistické významnosti byla u Max1 0,000, Max2 0,000 a absolutního Max 0,000. Rozdíl mezi Max1 a Max2 nebyl statisticky významný ($p = 0,957$).

Součástí studie bylo také porovnání naměřených hodnot s kontrolní skupinou, kterou tvořili zdraví jedinci. Porovnání proběhlo pro instruovanou hodnotu zatížení 25 %. Rozdíl mezi skupinou POS a ZS byl statisticky významný ($p = 0,008$). Pacienti nadhodnocovali průměrně o 2,9 % a zdraví jedinci danou hodnotu podhodnocovali průměrně o 3,9 %.

Ve studii jsme provedli také kazuistické zpracování dat u jednoho jedince, který měl povolenou 100% zátěž na operovanou končetinu. Tento proband byl jediný, u kterého bylo možno změřit všechna instruovaná zatížení (25 %, 50 %, 75 %). Naměřená data ukazují, že největší rozdíl v hodnotách byl při 25% zatížení jak u operované, tak u zdravé končetiny. U probanda byla nalezena dokonce větší nepřesnost zatížení u zdravé končetiny v porovnání s operovanou. Z výsledků vyplývá, že při zvyšujícím se instruovaném procentu zatížení dochází k postupnému snižování zatížení na dolní končetinu. Při 75% zatížení došlo dokonce k podhodnocování zatížení u zdravé i operované končetiny.

Z výsledků studie vyplývá, že pacienti po TEP kyčelního nebo kolenního kloubu přetěžují operovanou končetinu jak při stoji, tak i během chůze. Proto lze pro klinickou praxi doporučit zaměření se více na nácvik částečného zatížení operované končetiny během následné rehabilitační léčby.

9 SUMMARY

Individuals with arthritic changes in the hip joint or knee joint are often indicated for the total joint replacement implantation. Current literature proves that patients with total joint replacements suffer from the proprioception quality impairment, eventuating in the reduced realisation of the position and movement of the individual segments of own body. This impairment can lead to overloading of the operated extremity in the post-operative period when only partial weight bearing of the lower extremity is permitted. The extremity overloading could eventuate in the aseptic loosening of the total joint replacement, affecting negatively the long-term treatment process.

The thesis aims at assessing whether or not patients with total hip replacement or total knee replacement are capable of conscious distribution of weight bearing during the static stand and during the gait cycle.

Theoretical part of the thesis includes information on the subdivision of the total hip replacement and total knee replacement type. It also focuses on the biomechanics and analysis of gait in healthy individuals and in patients with total joint replacements. This part also describes the terms proprioception, stereognosis and somatognosis.

The methodology comprises the characteristics of the research group, the methods of examination, and the methods of measurement of stand and gait. The total of 17 probands between 53 and 74 years of age participated in the study. The examination and measurements took place in Slatinice spa where the patients were undertaking spa treatments. Readings were acquired through the measurement of stand and gait using force platforms and statistically processed afterwards.

The study results show that patients with total hip replacement or total knee replacement tend to overload the operated extremity during both the stand and the gait. Weight bearing of the operated extremity at 25% of the body weight was measured within the research group. The difference between the instructed value and the actually measured value was statistically significant ($p = 0.049$). The average rate of overvaluing in the patients was 2.9%. The comparison of difference between the 25% weight bearing of the operated extremity with the 75% weight bearing of the healthy extremity did not return statistically significant differences ($p = 0.724$). Nevertheless, we have found that the patients overvalued the instruction for 75% weight bearing as well, by 2.0% on an average.

The gait measurement was carried out in 16 probands only, because 100% weight bearing was allowed for one of the patients. The measured data show that all patients overloaded the operated extremity during the gait. The patients overvalued the instructed value, prescribed by the surgeon in advance, by 31.8% on an average (calculated from the absolute Max value). Some of them loaded the operated extremity by more than 100% of the instructed value. The measured values included Max1, Max2 and the total Max. The difference between the instructed value and the actual value was statistically significant in all maximum values (Max1, Max2, Max). The statistical significance value was 0.000 for Max1, 0.000 for Max2 and 0.000 for the absolute Max. The difference between Max1 and Max2 was not statistically significant ($p = 0.957$).

The study also included a comparison of the results with a control group comprising healthy individuals. The comparison was carried out for the instructed weight bearing value of 25%. The difference between both groups was statistically significant ($p = 0.008$). Patients overvalued by 2.9% on an average, while healthy individuals undervalued the given value by 3.9% on an average.

A case report was also part of the study, which included processing of data obtained from an individual who was allowed to apply 100% weight bearing to the operated extremity. It was possible to measure all instructed weight bearing values (25%, 50%, 75%) in this proband. The measured data show that the greatest difference in values was found at the 25% weight bearing of both the operated and the healthy extremities. In fact, the proband displayed greater inaccuracy of weight bearing in the healthy extremity in comparison with the operated one. The results show that the increase in the instructed percentage of weight bearing eventuated in the gradual reduction of weight bearing of the lower extremity, resulting in undervaluing at the 75% weight bearing in both the healthy and the operated extremities.

The study results show that patients with total hip replacement or total knee replacement tend to overload the operated extremity during both the stand and the gait. The recommendation for clinical practice is, therefore, to focus on the training of partial weight bearing of the operated extremity during the subsequent physiotherapy.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous (2003). *Rehabilitační problematika kolenních náhrad*. Retrieved 20. 11. 2014 from the World Wide Web: <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/rehabilitacni-problematika-kolennich-nahrad-154666>.
- Barret, D. S., Cobb, A. G., & Bentley, G. (1991). Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 73(1), 53-56.
- Benedetti, M. G., Catani, F., Bilotta, T. W., Marcacci, M., Mariani E., & Giannini (2003). Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*, 18(9), 871-876.
- Collins, M., Lavigne, M., Girard J., & Vendittoli P. A. (2012). Joint perception after hip or knee replacement surgery. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98(3), 275-280.
- Dungl, P. a kol. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Fakultní nemocnice Olomouc (2013). *Výroční zpráva*. Olomouc: Ortopedická klinika LF UP a FN v Olomouci.
- Farahini, H., Moghtadaei, M., Bagheri, A., & Akbarian, E. (2011). Factors Influencing Range of Motion after Total Knee Arthroplasty. *Iranian Red Crescent Medical Journal*, 14(7), 417-421.
- Foucher, K. C., Hurwitz, D. E., & Wimmer, M. A. (2007). Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3432-3437.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.
- Gallo, J. (2012). Endoprotéza kyčelního kloubu – přežití výsledku, komplikace, socioekonomický dopad. Retrieved 5. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/endoproteza-kycelniho-kloubu-preziti-vysledku-komplikace-socioekonomicky-dopad-468320>.
- Gallo, J., Hartl, M., Vrbka, M., Návrat, T., & Křupka, I. (2013). What should an orthopaedic surgeon know about biotribology of total hip. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*, 80(6), 377-385.

- Gallo, J., Lošťák, J., & Langová, K. (2013). Long-term survival of the uncemented Balgrist total hip replacement cup. *International Orthopaedics*, 37(8), 1449-1456.
- Hajný, P. (2002). Totální náhrada kolenního kloubu: Doporučené postupy. *Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně*, 1-11. Retrieved 19. 2. 2015 from the World Wide Web: www.cls.cz/dokumenty2/os/t213.rtf.
- Haladová, E. et al. (2010). *Léčebná tělesná výchova: cvičení* (Vyd. 3.). Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.
- Hershko, E., Tauber, Ch., & Carmeli, E. (2008). Biofeedback Versus Physiotherapy in Patients With Partial Weight-Bearing. *The American Journal of Orthopedics*, 37(5), 92-96.
- Hoza, P., Pilný, J., & Kubeš, J. (2013). Necementovaná jamka Allofit – pětileté zkušenosti. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*, 80(2), 148-154.
- Hsu, J. D., Michael, J. W., & Fisk, J. R. (2008). *AAOS atlas of orthoses and assistive devices* (4th ed.). Philadelphia: Mosby/Elsevier.
- Hurkmans, H. L. P. (2005). *Partial weight bearing long-term monitoring of load in patients with a total hip arthroplasty during postoperative recovery*. Enschede: PrintPartners Ipskamp BV.
- Hurkmans, H. L., Bussmann, J. B., & Benda, E. (2009). Validity and Interobserver Reliability of Visual Observation to Assess Partial Weight-Bearing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(2), 309-313.
- Hurkmans, H. L. P., Bussmann, J. B. J., Benda, E., Verhaar, J. A. N., & Stam, H. J. (2003). Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 576-589.
- Hurkmans, H. L., Bussmann, J. B., Selles, R. W., Benda, E., Stam, H. J., & Verhaar, J. A. (2007). The difference between actual and prescribed weight bearing of total hip patients with a trochanteric osteotomy: Longterm vertical force measurements inside and outside the hospital. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(2), 200-206.
- Hurkmans, H. L., Bussmann, J. B., Benda, E., Haisma, J. A., Verhaar, J. A., & Stam, H. J. (2010). Predictors of partial weight-bearing performance after total hip arthroplasty. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(1), 42-48.

- Chao, E. Y. S., & Calahan, T. D. (1990). Kinematics and kinetics of normal gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 45-65). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Isaac, S. M., Barker, K. L., Danial, I. N., Beard, D. J., Dodd, C. A., & Murray, D. W. (2007). Does arthroplasty type influence knee joint proprioception? A longitudinal prospective study comparing total and unicompartmental arthroplasty. *The Knee*, *14*(3), 212-217.
- Isakov E. (2007). Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Eura Medicophys*, *43*(1), 21-26.
- Ishii, Y., Terajima, K., Terashima, S., Bechtold, J. E., & Laskin, R. S. (1997). Comparison of joint position sense after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, *12*(5), 541-545.
- Ishii, Y., Tojo, T., Terajima, K., Terashima, S., & Bechtold, J. E. (1999). Intracapsular components do not change hip proprioception. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *81-B*(2), 345-348.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z. a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Knoop, J., Steultjens, M. P. M., Van der Leeden, M., Van der Esch, M., Thorstensson, C. A., Roorda, L. D., Lems, W. F., & Dekker, J. (2011). Proprioception in knee osteoarthritis: a narrative review. *Osteoarthritis and Cartilage*, *19*(4), 381-388.
- Koudela, K. a kol. (2004). *Ortopedie*. Praha: Karolinum.
- Koutný, Z. (2001). Rehabilitace po totálních endoprotézách. Retrieved 20. 11. 2014 from the World Wide Web: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/rehabilitace-po-totalnich-endoprotezach-134310>.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *14* (1), 3-7.
- Kolář, P. (2012). Sensorické funkce v neurorehabilitaci. In P. Kolář, et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 305-306). Praha: Galén.
- Kolář, P. (2012). Vertebrogenní algický syndrom. In P. Kolář, et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 450-458). Praha: Galén.

- Kolář, P., & Druga, R. (2012). Korové syndromy a jejich vyšetření. In P. Kolář et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 84-90). Praha: Galén.
- Kolář, P., & Lepšíková, M. (2012). Vyšetření motorických funkcí z pohledu korové plasticity. In P. Kolář et al., *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 91-92). Praha: Galén.
- Kolář, P., Smržová, J., & Kobesová, A. (2011). Vývojová dyspraxie, senzomotorická integrace a jejich vliv na pohybové aktivity a sport. *Medicina sportiva bohemica et slovacca*, 20(2), 66-81.
- Koralewitz, L. M., & Engh, G. A. (2000). Comparison of proprioception in arthritic and age-matched normal knees. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82-A(11), 1582-1588.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyziologie*. (3. přepracované a rozšířené vydání). Praha: Galén.
- Krause, D., Wünnemann, M., Erlmann, A., Hölzchen, T., Mull, M., Olivier, N., & Jöllenbeck, T. (2007). Biodynamic Feedback Training to Assure Learning Partial Load Bearing on Forearm Crutches. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(7), 901-906.
- Kumar, S. N. S., Omar, B., Htwe, O., Joseph, L. H., Krishnan, J., Esfehiani, A. J., & Min, L. L. (2014). Reliability, agreement, and validity of digital weighing scale with MatScan in limb load measurement. *Journal of Rehabilitation Research Development*, 51(4), 591-598.
- Leroux, T., Ogilvie-Harris, D., Dwyer, T., Chahal, J., Gandhi, R., Mahomed, N., & Wasserstein, D. (2014). The Risk of Knee Arthroplasty Following Cruciate Ligament Reconstruction. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 96(1), 2-10.
- Malviya, A., Richards, J., Jones, R. K., Udwardia, A., & Doyle, J. (2005). Reproducibility of partial weight bearing. *Injury*, 36(4), 556-559.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 11(3), 111-117.
- McClelland, J. A., Webster, K. E., & Feller, J. A. (2007). Gait analysis of patients following total knee replacement: A systematic review. *The Knee*, 14, 253-263.
- Mikula, J. (2002). Sabilita endoprotézy a luxační riziko v rehabilitaci kyčelních náhrad. *Rehabilitácia*, 35/39(1), 9-27.

- Moriana, G. Ch., Roldán, J. R., Rejano, J. J. J., Martínez, R. Ch., & Serrano, C. S. (2013). Design and validation of GCH System 1.0 which measures the weight-bearing exerted on forearm crutches during aided gait. *Gait & Posture*, 37(4), 564-569.
- Morkesová, Š., & Urbancová, S. (2008). Péče o pacienta po implantaci totální endoprotézy z pohledu fyzioterapeuta. *Sestra*, 18(5), 38-39.
- Nedoma, J. et al. (2006). *Biomedicínská informatika II. (Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí)*. Praha: Karolinum.
- Opavský, J. (2005). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Pataky, Z., Rodriguez, D. L., Golay, A., Assal, M., Assal, J-P., & Hauert, C-A. (2009). Biofeedback Training for Partial Weight Bearing in Patients After Total Hip Arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(8), 1435-1438.
- Perry, J. (2004b). Normal Gait. In D. G. Smith, J. W. Michael & J. H. Bowker (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* (3rd ed.) (pp. 353-366). Rosemont: AAOS.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: Slack Incorporated.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research methods in biomechanics* (2nd. ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Rybka, V., Vavřík, P., Landor, I., Denk, F., Hach, J., Krůta, T., & Síbr, M. (2014). ALL-POLY standardní tibiální komponenta náhrady kolenního kloubu Walter-Motorlet v dlouhodobém hodnocení. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Czechoslovaca*, 81(2), 122-128.
- Sariali, E., Veysi, V., & Stewart, T. (2008). Biomechanics of the human hip - consequences for total hip replacement. *Current Orthopaedics*, 22, 371-375.
- Shakoor, N., Rurmanov, S., Nelson, D. E., Li, Y., & Block, J. A. (2008). Pain and its relationship with muscle strength and proprioception in knee OA: Results of an 8-week home exercise pilot study. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interaction*, 8(1), 35-42.
- Shenoy, R., Pastides, P. S., & Nathwani, D. (2013). Biomechanics of the knee and TKR. *Orthopaedics and Trauma*, 27(6), 364-371.

- Smidt, G. L. (1990). Rudiment of gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 1-19). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Psalmanová, D. a kol. (2013). *Výzkum ve sportovní medicíně*. Brno: Masarykova univerzita. Retrieved 25. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.fsps.muni.cz/~tvodicka/data/reader/book-27/07.html>.
- Širůčková, M. (2010). Typy totálních endoprotéz – terapie a rehabilitace. Retrieved 22. 11. 2014 from the World Wide Web: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/typy-totalnich-endoprotez-terapie-a-rehabilitace-449684>.
- Špička, J., Radová, L., & Gallo, J. (2012). TEP kyčle Plasmacup-Bicontact: výsledky s minimálně 10letým sledováním. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechoslovaca*, 79(4), 317-323.
- Vasarhelyi, A., Baumert, T., Fritsch, Ch., Hopfenmüller, W., Gradl, G., & Mittlmeier, T. (2006). Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity – is it achievable?. *Gait & Posture*, 23(1), 99-105.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
- Vavřík, P. (2006). Náhrady kolenního kloubu. In K. Trnavský, & V. Rybka, *Syndrom bolestivého kolena* (pp. 175-186). Praha: Galén.
- Villanueva, M., Ríos-Luna, A., Pereiro, J., Fahandez-Saddi, H., & Pérez-Caballer, A. (2010). Dislocation following total knee arthroplasty: A report of six cases. *Indian Journal of Orthopaedics*, 44(4), 438-443.
- Votavová, M. (2012). Alloplastiky. In P. Kolář et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 429-432). Praha: Galén.
- Wada, M., Kawahara, H., Shimada, S., Miyazaki, T., & Baba, H. (2002). Joint proprioception before and after total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 403, 161-167.
- Weiler, H. T., Pap, G., & Awiszus, F. (2000). The role of joint afferents in sensory processing in osteoarthritic knees. *Rheumatology*, 39(8), 850-856.
- Wells, J. A., Nicol, A. C., Ingram, R., & Stark, A. (2007). Hip joint proprioception following total hip replacement. *Journal of Biomechanics*, 40 (2), 232.

Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis, an introduction* (4rd ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha 1 Vyjádření etické komise FTK UP

Příloha 2 Informovaný souhlas

Příloha 3 Kineziologický rozbor

Příloha 1 Vyjádření etické komise FTK UP



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 2. 5. 2014 byl projekt diplomové práce

autorky **Bc. Pavlína Koutné**

s názvem **Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji a během
krokového cyklu u osob s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 41 / 2014
dne: 30. 6. 2014.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské
účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji a během krokového cyklu u osob s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband bude do studie zařazen pod číslem:

1. Souhlasím s účastí na této studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o vyšetřovacích i terapeutických postupech, které budu absolvovat, a také o průběhu studie. Jsem plně srozuměn(a), že se jedná o neinvazivní postupy.
3. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
4. Souhlasím s tím, že moje účast na studii je zcela dobrovolná. Svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit nebo ukončit.
5. Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny.
6. Účast na studii je bez poskytnutí jakékoliv odměny.
7. Souhlasím s tím, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka studie:

Datum:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Příloha 3 Kineziologický rozbor

Jméno: _____ **věk:** _____ **Lateralita: P/L**

OA:

PA:

SA:

FA:

SpA:

NO:

VAS:

Kineziologické vyšetření:

Pánevní:

- vodorovná/ šikmá P výš/L výš
- anteverze, retroverze,
- shift dx/sin,
- rotace pánve dx/sin
- torze (P SIPS výš, níž)

Postavení DKK: **P** **L**

- zr
- vr

Postavení KOK: **P** **L**

- valga
- vara
- recurvata

Chůze: s oporou jedné hole x 2FH x 2 PB

Preference DK: dx/sin

Preference HK: dx/sin

Délky DK:

P

L

- **anatomická** cm cm
- **umbilikomaleolární** cm cm

Vyšetření propriocepce:

- **statestézie** 3/
- **kinestézie** 5/

Vyšetření somatognózie:

- **horizontální rovina** 3/
- **vertikální rovina** 3/

Povrchové čítí:

P

L

- **stehna**
- **bérce**
- **chodidla**