

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Praha 2018

Bc. Martin Stříbrný

Univerzita Karlova

1. lékařská fakulta

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Fyzioterapie



Bc. Martin Stříbrný

**Fyzioterapie u pacientů po operační implantaci totální kloubní endoprotézy.
S využitím cvičebního a diagnostického přístroje Imoove s labilní plochou**

Physiotherapy treatment of a patients after surgical implantation of total endoprosthesis.

By using exercise and diagnostic device Imoove with unstable surface

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Silvie Táborská

Konzultant práce: Mgr. Michaela Kůsová

Praha 2018

Poděkování:

Rád bych poděkoval vedoucí bakalářské práce Mgr. Silvii Táborské za odborné vedení a rady během zpracovávání. Velké poděkování si zaslouží také konzultantka Mgr. Michaela Kůsová z pracoviště Orto-Reha Bulovka, která mi umožnila přístup k přístroji Imoove a pomohla s výběrem vhodných pacientů pro testování. V neposlední řadě patří poděkování mé rodině, která mi byla oporou po celou dobu studia.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Silvie Táborské, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze dne:

Podpis studenta

Identifikační záznam:

STRÍBRNÝ, Martin. *Fyzioterapie u pacientů po operační implantaci totální kloubní endoprotézy. [Physiotherapy treatment of a patients after surgical implantation of total endoprosthesis]*. Praha, 2018. 58 s. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí práce Mgr. Táborská, Silvie.

ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Jméno: Bc. Martin Stříbrný

Vedoucí práce: Mgr. Silvie Táborská

Oponent práce:

Název bakalářské práce:

Fyzioterapie u pacientů po operační implantaci totální kloubní endoprotézy. S využitím cvičebního a diagnostického přístroje Imoove s labilní plochou.

Abstrakt bakalářské práce:

Bakalářská práce je zaměřená na problematiku operační implantace kloubních endoprotéz. V současnosti se jedná o jednu z nejčastěji prováděných operací. V teoretické části jsou zpracovány aktuální informace o operačních náhradách kyčelního a kolenního kloubu a následné rehabilitaci. Popsány jsou vybrané přístroje s labilní plochou. V praktické části byl zhodnocen terapeutický efekt dvoutýdenní rehabilitace na přístroji Imoove po operační náhradě kolenního kloubu. Pět pacientů bylo otestováno 3 týdny a 3 měsíce od operace. V šesti sledovaných kategoriích ze sedmi došlo mezi oběma testy ke zlepšení dosažených výsledků. Terapie s využitím přístroje Imoove měla na stav pacientů pozitivní vliv.

Klíčová slova: labilní plochy, endoprotézy, přístroj Imoove, postura

Title:

Physiotherapy treatment of a patients after surgical implantation of total endoprosthesis. By using exercise and diagnostic device Imoove with unstable surface

Abstract:

Bachelor thesis is focused on the issue of surgical implantation of articular endoprosthesis. Currently this is one of the most frequently performed operations. In the theoretical part, current informations of hip and knee replacement surgery and subsequent rehabilitation are processed. Selected devices with a balance platform are presented. Aim of the practical part was to evaluate the therapeutic effect of two-weeks

long rehabilitation on the Imoove device after surgical replacement of the knee or the hip joint. Five patients were tested two times: 3 weeks and 3 months after surgery. Between these two tests the results were improved in the six of seven categories. The therapy with Imoove device has had a positive effect on the patients.

Key words: balance platforms, endoprosthesis, Imoove device, posture

Obsah

1. Úvod	11
2. Přehled teoretických poznatků	13
2.1. Kyčelní kloub.....	13
2.1.1. Základní anatomie kyčelního kloubu	13
2.1.2. Svaly kyčelního kloubu	13
2.1.3. Totální endoprotéza kyčelního kloubu	14
2.2. Kolenní kloub	17
2.2.1. Základní anatomie kolenního kloubu	17
2.2.2. Svaly kolenního kloubu	17
2.2.3. Totální endoprotéza kolenního kloubu	19
2.3. Totální kloubní endoprotézy	19
2.3.1. Používané materiály kloubních náhrad	20
2.3.2. Kontraindikace operační implantace kloubní endoprotézy	22
2.3.3. Komplikace kloubních náhrad kyčelního a kolenního kloubu	22
2.3.4. Rehabilitace po operační náhradě kyčelního a kolenního kloubu	23
2.4. Postura	25
2.5. Rovnováha	26
2.6. Přístroje s labilní plochou používané v rehabilitaci	27
2.6.1. Přístroj Imoove 300.....	27
2.6.2. The Smart Balance Master	29
2.6.3. Wii Fit Balance Board.....	30
3. Praktická část.....	31
3.1. Cíl práce.....	31
3.2. Praktický průběh realizace.....	31
3.3. Metodologie	32
3.3.1. Cvičební jednotka	33
3.3.2. Vyhodnocení cvičení	34
3.3.3. Sběr dat.....	35
3.3.4. Hodnocené parametry.....	36
3.4. Výsledky	38
4. Diskuze	43

5. Závěr.....	48
6. Seznam literatury.....	50
6.1. Publikace.....	50
6.2. Internetové zdroje.....	54
Seznam obrázků.....	56
Seznam tabulek.....	56
Seznam grafů.....	56
Seznam příloh.....	56
7. Přílohy.....	57

1. Úvod

Současná úroveň medicíny výrazně zlepšuje životní úroveň a prodlužuje střední délku života. Proto stoupají nároky na lékařské a přidružené nelékařské profese, aby udržely lidskou populaci v dobré fyzické i psychické kondici. S vyšší délkou dožití se zvyšují nároky na pohybovou soustavu, která postupem času podléhá degeneraci a v konečném stádiu přestane zajišťovat svoji hlavní funkci – možnost volní lokomoce. Mezi častá degenerativní onemocnění patří coxartróza a gonartróza, což vzhledem k nosné funkci dolních končetin snižuje pacientům možnost mobility. Z tohoto důvodu mezi nejčastěji uměle nahrazované klouby patří kloub kyčelní a kolenní. Úplná náhrada kloubních komponent umělým materiálem dává většině pacientů možnost k návratu do běžného života bez bolestivých komplikací. Proto jsou v posledních letech tyto operace prováděny stále častěji a vznikají lékařská pracoviště, která se specializují na implantaci kloubních náhrad a současně na pooperační rehabilitaci. Hlavní úlohu v průběhu léčby má operatér, který provádí vlastní chirurgický zákrok a dále dohlíží na průběh pooperační léčby, během níž úzce spolupracuje s fyzioterapeutem, který má v rehabilitaci nezastupitelnou úlohu.

Úroveň rehabilitační péče po implantaci kloubních náhrad neustále stoupá. Příčinou je nejen zvyšující se odbornost fyzioterapeutů, kteří se této problematice věnují, ale i zlepšující se technická vybavenost zdravotnických zařízení. Intenzivnější a kvalitnější rehabilitací lze znatelně zkrátit dobu potřebnou k návratu pacienta k aktivitám běžného denního života. Jedním z pracovišť specializujících se na kloubní náhrady je zdravotnické zařízení Orto-Reha Bulovka, které jako jedno z mála v České republice disponuje přístrojem Imoove. Na tomto pracovišti bude provedena praktická část této bakalářské práce, s využitím zmíněného přístroje.

Pro studenty fyzioterapie je rehabilitace po operačních kloubních náhradách velice přínosná z hlediska získávání praktických zkušeností. Důvodem je možnost využití širokého spektra terapeutických přístupů a především na první pohled viditelný efekt terapie. Tyto faktory výrazně posilují sebevědomí studentů a jejich chuť se dále zlepšovat, jelikož na pacientovi mohou již po krátké době pozorovat výsledky své práce. To je i důvodem pro výběr tématu práce autorem, který by chtěl touto prací upozornit

na velké možnosti využití labilních ploch a tím přispět ke zkvalitnění rehabilitace po operační náhradě kyčelního nebo kolenního kloubu.

Tato bakalářská práce si klade za cíl využít cvičební a diagnostický přístroj Imoove s labilní plochou ke zlepšení pacientova fyzického stavu a zjednodušení návratu pacienta do běžného života, ideálně se stejnou, nebo dokonce vyšší úrovní, než před operací. V teoretické části této bakalářské práce bude zpracována anatomie a biomechanika kolenních a kyčelních kloubů, jejich nejčastější onemocnění a poškození, která vedou k indikaci k operační náhradě kloubu a také informace o totálních kloubních endoprotézách. Obsahovat bude také přehled nejčastěji využívaných přístrojů s labilní plochou a možnosti cvičení na těchto přístrojích. V praktické části této bakalářské práce bude s pacienty po operační náhradě kolenních a kyčelních kloubů cvičeno na přístroji Imoove s labilní plochou. Cvičení bude provedeno s pacienty operovanými ve zdravotnickém zařízení Orto-Reha Bulovka. Ve třech časových obdobích v různém odstupu od operace bude proveden diagnostický test Dynamic Live Control, což umožní získat přehled o vývoji fyzického stavu pacientů.

2. Přehled teoretických poznatků

2.1. Kyčelní kloub

2.1.1. Základní anatomie kyčelního kloubu

Jedná se o kloub kulovitý omezený. Patří mezi velké nosné klouby a dle Bartoníčka (1991) a Rychlíkové (2002) plní dvě hlavní funkce – zajišťuje pohyb celé dolní končetiny vůči trupu a umožňuje pohyb celého těla v prostoru, čímž se výrazně podílí na celkové stabilitě. Jamka je tvořena acetabulem kosti pánevní a hlavicí tvoří caput femoris. Pohyby v kyčelním kloubu zajišťuje celkem 21 svalů. Možné pohyby jsou flexe (do 120°), extenze (do 13°), abdukce (do 40°), addukce (do 10°), zevní rotace (do 15°) a vnitřní rotace (do 35°), v praxi jsou však rozsahy pohybů značně individuální. Měly by však být symetrické na obou dolních končetinách (Čihák, 2011).

2.1.2. Svaly kyčelního kloubu

Hlavním flexorem je m. iliopsoas. Skládá se ze svalu m. psoas, který začíná na tělech obratlů Th 12 – L4 a svalu m. iliacus, který začíná ve fossa iliaca. Společně se upínají na trochanter minor a jejich působením na kyčelní kloub dochází k flexi a pomocně m. iliopsoas působí také při addukci a zevní rotaci. Důležitou funkcí je udržování vzpřímené pozice trupu ve stoji. Sval má tendenci k hypertonu (Véle, 2006). Vzhledem k implantaci kloubní náhrady kyčelního kloubu je důležité, aby lem acetabulární komponenty nebyl po operaci v kontaktu se šlachou m. iliopsoas. Pokud ke kontaktu dojde, rozvine se impingement syndrom m. iliopsoas a pacient bude s vysokou pravděpodobností limitován bolestí v třísle. Tato bolest se objevuje především během chůze do schodů, při zvedání ze sedu a při nastupování nebo vystupování z auta. Pacienti bývají bez bolesti v klidu a často také při chůzi po rovině. Fyzioterapeuta na impingement syndrom může upozornit, pokud si pacient pomáhá rukama při elevaci operované nohy na lehátko. Diagnostiku lze provést elevací natažené dolní končetiny z lehu na zádech, která je v případě pozitivního impingement syndromu pasivně bez bolesti a aktivně bolestivá až nemožná (Riemer a kol., 2015).

M. sartorius je dvoukloubový sval, který spojuje pánev s tibií. Jeho hlavní funkcí je iniciace spirálního pohybu v kyčelním kloubu do flexe se zevní rotací a v kolenním kloubu do flexe s vnitřní rotací (Véle, 2006). M. rectus femoris a skupina kolenních flexorů zvaná hamstringy budou popsány v kapitole svalů kolenního kloubu.

Gluteální skupina obsahuje svaly m. gluteus maximus, medius a minimus. Hlavní funkcí m. gluteus maximus je extenze v kyčelním kloubu a pomocná addukce (dolní část svalu), abdukce (horní část) a zevní rotace. Ve stoji udržuje vzpřímenou pozici trupu společně s m. iliopsoas, jehož je antagonistou. M. gluteus maximus má tendenci k hypotonii a v případě zkrácení m. iliopsoas dochází k jeho inhibici. M. gluteus medius abdukuje femur a zatímco přední část pomáhá při vnitřní rotaci, zadní část pomocně rotuje zevně. Hlavním významem je stabilizace pánve při chůzi, kdy zabraňuje poklesu opačné strany pánve při švihové fázi. Při jeho oslabení vzniká tzv. Trendelenburgova chůze. M. gluteus minimus je hlavní vnitřním rotátorem a pomocným abduktorem. M. tensor fasciae latae má podobnou funkci jako m. gluteus medius. Současně se jeho činností napíná fascia lata. Tento sval má tendenci ke zkrácení (Véle, 2006). M. gluteus medius a minimus patří mezi svaly nejvíce poškozené po operační náhradě kyčelního kloubu. Rasch a kol. (2010) ve své studii uvádí, že po dvou letech od operace byla svalová síla abduktorů kyčelního kloubu stále snížena o 15 %.

Skupinu zevních rotátorů tvoří šest hluboko uložených a krátkých svalů. Jde o m. piriformis, mm. obturatorii externus a internus, mm. gemelli superior a inferior a m. quadratus femoris. Mimo zevní rotace tyto svaly vtahují hlavicí femuru do acetabula a nastavují jejich vzájemnou polohu při pohybu (Véle, 2006).

Další skupinou jsou stehenní adduktory. Patří do ní m. pectineus, mm. adductores brevis, longus a magnus a m. gracilis. Ovlivňují volnost pohybu v kloubu, která je při jejich zkrácení snížena. Adduktory jsou ve stoji téměř stále aktivní a mají tendenci ke zkrácení. Působí při dynamické stabilizaci stoje a chůze (Véle, 2006).

2.1.3. Totální endoprotéza kyčelního kloubu

Implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu patří mezi nejčastější operace, ročně je jich v České republice provedeno až 12 tisíc (Zubina, 2016). Celosvětově v posledních dvou desetiletích došlo k výraznému nárůstu počtu provedených operací.

V současné době jde o vysoce úspěšné operace s nízkým výskytem komplikací. O úspěšnosti operací svědčí popsáný fenomén „forgotten hip“, popisující pacienty, kteří v průběhu několika let od operace zapomněli, že mají umělou kyčel. Po úspěšné operaci a následné kvalitní rehabilitaci dochází ke zlepšení kvality života pacienta. Zvyšuje se také jeho funkční zdatnost. Operační implantace snižuje komplikace spojené s konzervativní léčbou koxartrózy, jelikož konzervativní léčba nepřináší téměř žádné výhody a pro zdravotnický systém bývá dražší (Belmont a kol., 2014).

Velký posun nastal také v oblasti indikací k operační implantaci kyčelního kloubu. Zatímco dříve byli operováni výhradně pacienti staří nebo pacienti s velkými pohybovými obtížemi, v současné době jsou operováni také pacienti nižšího věku a s méně významnými pohybovými komplikacemi. Důvodem je, že vzhledem k úspěšnosti prováděných operací a následné rehabilitace pacienti nechtějí přistupovat ani na mírné snížení kvality svého života a volí operační náhradu. Zvýšená očekávání pacientů kladou vyšší nároky na operatéry, výrobce kloubních náhrad a fyzioterapeuty, což ve výsledku vede k dalšímu zlepšování celkové péče (Learmonth a kol., 2007).

Jelikož jde o náhradu totální, je nahrazena jamka i hlavice kloubu. Rozdíl mezi cementovanou a necementovanou endoprotézou kyčelního kloubu zobrazuje obrázek č. 2.1. Nejčastěji je však využívána tzv. hybridní protéza, která kombinuje cementovaný a necementovaný způsob uchycení do kosti. Femorální část kloubu je fixována kostním cementem a acetabulární komponenta bez kostního cementu (Dungl, 2005). Femorální komponenta je zavedena do dřevného kanálu stehenní kosti a na její krček je nasazována hlavice s co nejvíce hladkým povrchem. To snižuje opotřebení vložky ze zesíťovaného polyethylenu, která se vkládá na kovovou kotvící část acetabulární náhrady a zajišťuje dlouhou životnost protézy (Sosna a kol., 2003). Pro úspěšnou operaci je důležité správné umístění acetabulární komponenty, což má zásadní vliv na obnovení biomechaniky kloubu. Nutná je především obnova anatomického středu rotace, která umožní svalům kloubu optimální funkci. Umělý kloub je při správném umístění acetabulární komponenty současně stabilní i dostatečně mobilní (Riemer a kol., 2015).



Obr. č. 2.1: Cementovaná a necementovaná endoprotéza kyčelního kloubu. Zdroj: Zubina, 2016

Mezi nejčastější indikace kloubní náhrady kyčle v České republice patří koxartróza, poškození kloubu úrazem, revmatická onemocnění, vrozené vývojové vady a nádorová onemocnění (Sosna a kol., 2003).

Od přelomu tisíciletí se do popředí začala dostávat tzv. minimálně invazivní operace. Richard Berger přišel s operační technikou, která spočívala v použití pouhých dvou řezů a současně v propracovaném tlumení bolesti. Hlavním cílem bylo zrychlit návrat pacienta do běžného života. Pooperační rekonvalescence je urychlena možností začít téměř okamžitě s aktivním cvičením. Důvodem je, že během operace nedochází k výraznějšímu poranění svalstva. Aktivní cvičení je vedené fyzioterapeutem přesně podle potřeb a možností daného pacienta. Minimálně invazivní operace umožňuje pacientovi odejít domů již v den operace. Zmíněný fenomén „forgotten hip“ se vyskytuje až u 80 % pacientů, kteří prodělali operační implantaci minimálně invazivní metodou (Berger a kol., 2004 a Dorr, 2007). Mezi další výhody patří snížení pooperační bolestivosti, snížení krevních ztrát a zkrácení doby hospitalizace. Nevýhodou je horší přístup a přehlednost pro operátora během operace. Z toho plynou chyby v umístění implantátu nebo nesprávná fixace v kosti. S narůstajícími zkušenostmi operátorů klesá množství výskytu pooperačních komplikací. Vzhledem k významným přínosům této metody je pro operátory výzvou provádět stále více operačních náhrad mini-invazivně (Zubina, 2016).

2.2. Kolenní kloub

2.2.1. Základní anatomie kolenního kloubu

Jedná se o složený kloub, stýkají se v něm femur, tibie a patella a mezi artikulující plochy femuru a tibie jsou vloženy vnitřní a vnější meniskus. Kondyly femuru fungují jako kloubní hlavice a tibie společně s menisky tvoří kloubní jamky. Patella je největší sezamská kost v těle a výrazně zlepšuje činnost extenzorů kolenního kloubu při flekčním postavení kolene. Základním postavením kloubu je plná extenze, při které je kloub tzv. "uzamknutý" a při flexi musí nejprve dojít k iniciální rotaci, při které se tibie točí dovnitř (při stožení na končetině se točí femur zevně), čímž se uvolní ligamentum cruciatum anterius. Rozsah flexe je aktivně do 140° a při pasivním stlačení svalových hmot (např. při dřepu) až 160°. Ze základního postavení lze provést 5° extenzi do tzv. rekurvace. Při současné flexi lze v kolenním kloubu rotovat dovnitř do 15° a zevně do 50°. Příčinou složitosti kloubu je zajištění dostatečné stability a současně mobility pro chůzi (Čihák, 2011 a Vele, 2006).

2.2.2. Svaly kolenního kloubu

Kolenní kloub během chůze nebo běhu mění vzdálenost trupu od podložky a přizpůsobuje délku dolní končetiny lokomoci. Ač funkčně patří kolenní kloub mezi nejsložitější klouby, svalový aparát na rozdíl od kloubu kyčelního je podstatně jednodušší. Pohyb je vykonáván kolem dvou os. Osa flekčně – extenční a osa rotační, přičemž osa rotační má relativně malý význam oproti ose flekčně – extenční (Vele, 2006).

Přední svalová skupina obsahuje m. quadriceps femoris, který se skládá se čtyř svalů, z čehož tři (m. vastus medialis, m. vastus intermedius a m. vastus lateralis) jsou jednokloubové extenzory kolenního kloubu a čtvrtý (m. rectus femoris) působí současně i flexi v kloubu kyčelním. V závěrečné fázi pohybu je extenze sdružena s vnější rotací. M. vastus medialis velice snadno atrofuje a pokud pacient po operační náhradě kolenního či kyčelního kloubu aktivně nerehabilituje, atrofie tohoto svalu může být prvním signálem snižující se svalové síly. Při volném stožení s plně extendovanými koleny by m. quadriceps femoris měl být relaxovaný, což si lze ověřit pohyblivostí pately.

V krokovém cyklu provádí m. quadriceps femoris především kontrakce excentrické proti působení gravitace ve stojné fázi (Kalichová, 2014 a Véle, 2006).

Zadní skupinu, zvanou hamstringy, tvoří m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris. S výjimkou krátké hlavy bicepsu jde o dvoukloubové svaly, které mimo flexe a rotací kolenního kloubu dělají i extenzi kloubu kyčelního. Tyto svaly mají tendenci ke zkracování. M. biceps femoris provádí zevní rotaci v kolenním kloubu, společně s m. tensor fasciae latae. Vnitřní rotaci dělají m. sartorius, m. semitendinosus, m. gracilis a m. popliteus. M. popliteus působí především při odemčení kolenního kloubu. V krokovém cyklu jsou hamstringy aktivní především ve švihové fázi, kdy v prvních dvou třetinách koncentrickou kontrakcí flektují koleno a v poslední třetině švihové fáze naopak excentrickou kontrakcí zpomalují pohyb do extenze vyvolaný setrvačností končetiny (Kalichová, 2014 a Véle, 2006).

Důležitým stabilizačním mechanismem zabraňujícím podlamování kolene je kokontrakce dvoukloubových flexorů a extenzorů kolenního kloubu, nazývaná Lombardův paradox. M. rectus femoris působí větší silou extenzi kolene než je síla flektujících hamstringů, zatímco hamstringy funkčně převažují při extenzi v kyčli nad flektujícím m. rectus femoris. Zároveň při extenzi v kyčli dojde k pasivnímu protažení m. rectus femoris, čímž se zvýší jeho síla působící extenzi kolena. Při současné aktivaci antagonistických svalů tedy nedojde k vyrušení jejich účinku, ale naopak k vzájemné synergii vedoucí k současné extenzi kolenního i kyčelního kloubu (Andrews, 1987).

Lombardův paradox je nutno odlišit od zvýšené kokontrakce flexorů a extenzorů kolenního kloubu, ke které dochází po poškození menisku nebo předního zkříženého vazy. Důvodem zvýšené kokontrakce je v tomto případě změněná biomechanika, která kompenzuje nestabilitu poškozeného kloubu. Problémem však je, pokud přetrvává i po ukončení rehabilitace původního poškození, jelikož přispívá k časnému rozvoji gonartrózy. Jelikož gonartróza je nejčastějším důvodem k operační náhradě kolenního kloubu, je správně vedená rehabilitace po poškození menisku nebo předního zkříženého vazy velmi důležitá i z hlediska prevence indikace k operační náhradě kolenního kloubu (Hall a kol., 2015).

2.2.3. Totální endoprotéza kolenního kloubu

U náhrad kolenního kloubu lze využít cementovaného, necementovaného i hybridního implantátu. Většinou je používána cementovaná náhrada, u které je možno končetinu začít dříve zatěžovat. Je-li využit hybridní implantát, bývá cementem fixována tibiální část a necementována je femorální komponenta (Vavřík, 2005). Nejčastější indikací ke kloubní náhradě je gonartróza, dále pak revmatická onemocnění, poúrazové stavy (nitrokloubní zlomeniny) a systémové poruchy pohybového aparátu (Kolář, 2012). Gonartróza se dle Halla a kol. (2015) vyvine u 70 % lidí s poraněním menisku nebo předního zkříženého vazů a to do 10 až 15 let od úrazu. Proto by pooperační rehabilitace těchto poranění měla být současně zaměřena i na prevenci časného rozvoje gonartrózy (Hall a kol., 2015).

2.3. Totální kloubní endoprotézy

Totální kloubní náhrady jsou pacientům implantovány již od roku 1960. Tehdy zkonstruoval a použil první endoprotézu Angličan John Charnley. Jednalo se o polyethylenovou jamku a kovový dřík s hlavicí, které do kosti pacienta fixoval s využitím kostního cementu. První endoprotéza v Československu byla implantována v roce 1969 (Zubina, 2016). Ke konci dvacátého století postupně došlo k významnému zdokonalení operačních technik. Hlavní překážkou nekomplikovaného pooperačního průběhu se proto stala nedostatečná trvanlivost a odolnost kloubních náhrad. Například fixace femorální komponenty za použití kostního cementu často způsobovala sekundární osteolýzu a zánětlivé reakce proti implantátu (Maloney a kol., 1990). Často také docházelo k uvolnění implantátu. Z těchto důvodů byla snaha vyvinout odolnější protézy umožňující ukotvení do kosti bez použití kostního cementu. Vytvořeny byly necementované kloubní náhrady se speciálně upraveným povrchem, který umožňuje vrůstání kostních trámců do svého povrchu. Podmínkou je zajištění mechanické stability bezprostředně po operaci a dokonalý kontakt mezi porézním povrchem implantátu a kostí (Giebaly a kol., 2016). Srůst kostí s implantátem je možno charakterizovat dvěma způsoby. Tzv. „ingrowth“, při kterém kostní trámce vrůstají do porézního

povrchu a „ingrowth“, kdy kost přirůstá na povrch zdrsňený např. oxidem hliníku, který vytváří malá abrazivní zrnka na implantátu (Khanuja a kol., 2011).

Během série klinických a laboratorních zkoušek se ukázalo, že klíčem k úspěšné implantaci kloubní náhrady je kvalitní počáteční stabilita implantátu po operaci. Počáteční stabilitu ovlivňuje více faktorů, mezi nejdůležitější patří tvar a struktura implantátu, použitá operační technika a kvalita kosti. V ideálním případě během prvních 4 až 12 týdnů po operaci zmíněné faktory minimalizují vzájemné mikro-pohyby kosti a implantátu a tím podporují jejich srůst (Khanuja a kol., 2011). Giebaly a kol. (2016) mezi významné faktory ovlivňující iniciální stabilitu přidávají charakter povrchové vrstvy implantátu, především její hrubost. Voperovaný implantát je designován tak, aby co nejvíce odpovídal kostní dutině. Rozměry implantátu jsou mírně větší než dutina kosti, tudíž mezi nimi vzniká tlak, který napomáhá vzájemnému srůstu a především stabilitě (Khanuja a kol., 2011).

2.3.1. Používané materiály kloubních náhrad

Khanuja a kol. (2011) uvádí, že na úspěšnost operace má vliv především geometrické řešení použitého implantátu, zatímco materiál má význam menší. Výběr použitého materiálu závisí na operatérovi, který vždy individuálně vybírá materiál pro každého pacienta.

- **Kobalt – chrom – molybden**

Slitina kobalt – chrom – molybden (CoCrMb) je používána již od začátku sedmdesátých let dvacátého století. Je využívána především na necementované náhrady. Její porézní povrch umožňuje vrůstání kostních trámčů, tzv. „ingrowth“. Mezi diskutabilní výhody patří tvrdost materiálu, která se však postupně snižuje opotřebením. Na porézní povrch bývá nanášen anorganický minerál hydroxyapatit, jelikož má schopnost zvýšit růst mineralizované kosti mezi voperovaným implantátem a vlastní kostní hmotou. Patří mezi nejčastěji používané materiály, především v kombinaci s povrchem ze zesíťovaného polyethylenu (Giebaly a kol., 2016 a Vavřík a kol., 2005).

- **Titan**

Titanové slitiny disponují oproti CoCrMb vyšší biologickou kompatibilitou, nižší rychlostí opotřebování a elasticitu více odpovídající elasticitě kosti. Také „ingrowth“ kostních trámčů je větší a titanové slitiny vytváří přímé strukturální a funkční spojení mezi kostí a implantátem. Obsahuje-li titanová slitina 6 % hliníku a 4 % vanadia (Ti – 6Al – 4V) zvýší se její síla, aniž by došlo ke zhoršení ostatních vlastností. V porovnávací studii Kumhara a Sardy (2017) mají slitiny titanu nejvyšší hodnocení v odolnosti proti korozi a působení síly. Slitina Ti–6Al–4V je v současnosti nejčastěji používaná slitina u necementovaných kloubních náhrad, zároveň však může být použita i u cementovaných náhrad. Problémem je použití této slitiny jako nosného povrchu modulární hlavice, kdy dochází k rychlému opotřebování implantátu a současně také k osteolýze, což v krajním případě může být příčinou uvolnění implantátu. Proto jsou titanové slitiny kombinovány s keramickými modulárními hlavicemi, případně s hlavicemi z CoCrMb nebo zesíteného polyethylenu (Lewis a kol., 2008). Titanové slitiny se používají především na kotvící část acetabulární jamky (Zubina, 2016).

- **Keramika**

Keramika bývá používána jako alternativní nosný povrch, při jehož použití dochází v porovnání s polyetylenem ke snížení osteolýzy, nižšímu opotřebování a zmenšení rizika aseptického odloučení implantátu (Toni a kol., 2017). Keramické komponenty se vyznačují vysokou biologickou kompatibilitou a mimořádnou tvrdostí, což snižuje riziko aseptického odloučení implantátu. Riziko odloučení je u keramických komponent nejnižší ze všech používaných materiálů. Výhodou je také vysoká smáčivost keramiky, která snižuje opotřebování endoprotézy. Toto opotřebování je nejnižší ze všech používaných materiálů (MacDonald a Bankes, 2014). V současnosti se používá již třetí generace tzv. Biolox®forte, jejíž incidence poškození je 0,004 %, což je velice nízká hodnota (Willmann, 2000).

- **Zesítený polyetylen**

Zesítený polyetylen (XLPE) byl vyvinut na konci devadesátých let kvůli častému výskytu osteolýzy a následnému aseptickému odloučení implantátu. Často je používán jako povrchová vrstva u protéz vyrobených z jiných materiálů (Johanson a kol., 2017). Dle studie Kurtze a kol. (2011) se u implantátů se zesíteným

polyethylenem snížila incidence výskytu osteolýzy po operační implantaci kloubní náhrady. Nejčastěji je využívána pro náhradu ramenního kloubu, bývá však často poškozena opotřebením. Vhodnější řešení kloubní náhrady ramenního kloubu se stále hledá (Kurtz a kol., 2011).

2.3.2. Kontraindikace operační implantace kloubní endoprotézy

Mezi zásadní kontraindikace patří závažná celková onemocnění (kardiologická, neurologická, psychiatrická atd.), nespolupráce pacienta, či stavy, u kterých nelze předpokládat, že pacient po operaci bude schopen chůze. Dalšími zásadními kontraindikacemi jsou postižení CNS, přítomnost infekce v těle pacienta (například bércové vředy, které by mohly infekcí zkomplikovat pooperační hojení tkáně) a cévní onemocnění (Philippou a kol, 2016 a Zubina, 2016). Kremers a kol. (2017) uvádí, že výskyt komplikací během operační implantace může nastat, pokud má pacient zvýšenou glykémii v krvi, nebo pokud trpí nemocí diabetes mellitus. Nadváha a osteoporóza nepatří mezi kontraindikace, ale u pacientů s nadváhou dochází k vyššímu výskytu pooperačních komplikací (Zubina, 2016).

2.3.3. Komplikace kloubních náhrad kyčelního a kolenního kloubu

Komplikace v souvislosti s operací mohou být peroperační, pooperační včasné nebo pooperační pozdní. Mezi peroperační komplikace patří zlomeniny kostí, poranění velkých cév nebo poranění nervů. Časná pooperační komplikace je například luxace náhrady, krvácení, rozestup operační rány, tromboembolická nemoc (TEN) a hematomy. Především TEN patří z důvodu rizika plicní embolie mezi nejzávažnější komplikace a je důležité, aby byl pacient správně poučen o prevenci TEN. V první řadě jde o aktivní cvičení dolních končetin, které aktivuje svalovou pumpu, pomáhající v návratu krve z periferie. V návratu krve pomáhá také elastické bandážování dolních končetin. Dalším důležitým faktorem v prevenci TEN je užívání antikoagulačních léků (tzv. antikoagulancia – nejčastěji používaný je Warfarin či Lawarin), které snižují srážlivost krve. Pozdní komplikací je především aseptické uvolnění implantátu, kdy působením částic cizího materiálu dojde ke vzniku granulomu z cizích těles (Zubina, 2016).

Důležité je předejít vzniku infekce nejen kontaminací během operace, ale také postoperačně u pacienta s nižší obranyschopností nebo s přítomností infekčního ložiska v organizmu – zubní váček, infekce močových cest, gynekologická infekce, zánět pohybového aparátu apod. V případě přítomnosti infekce v organizmu je nutno vyjmout implantát z těla, vyléčit zánět nebo infekci a teprve poté implantovat kloubní náhradu zpět (Leopold, 2013).

2.3.4. Fyzioterapie po operační náhradě kyčelního a kolenního kloubu

Hlavní cíle pooperační fyzioterapie jsou: prevence TEN, zvýšení rozsahu pohybu v operovaném kloubu (v případě náhrady kolenního kloubu je důležité dosáhnout 90° flexe), vertikalizace, zvýšení svalové síly a nácvik chůze s oporou.

Dle Koláře (2012) je velmi důležité vyšetřit si pacienta již před operací. Součástí vyšetření by měl být kineziologický rozbor, antropometrické a goniometrické vyšetření kloubu, zhodnocení chůze, pohybových stereotypů a svalových dysbalancí. Na zjištěných nedostatcích fyzioterapeut s pacientem pracuje a snaží se upravit svalovou nerovnováhu a nacvičit správné pohybové stereotypy. Důležitý je také nácvik chůze s francouzskými holemi (Simová, 2007). Výhodně je, pokud je pacient podrobně informován o průběhu operace a především o průběhu následné pooperační léčbě a rehabilitace (Kisner a Colby, 2012). Přes zmíněné výhody začátku rehabilitace již před operací Kwok a kol. (2015) uvádí, že tato předoperační péče nepřináší pro pacienta zásadní pooperační funkční pokrok. Přínosem je tedy spíše zvýšení informovanosti pacienta, která vede k efektivnější spolupráci po operaci. Dalším důvodem je, že fyzioterapie bývá před operací omezena komplikacemi coxartrózy nebo gonartrózy, což jsou, jak již bylo uvedeno výše, nejčastější indikace k implantaci kloubní náhrady. Mezi tyto komplikace řadíme bolestí ovlivněný pohybový stereotyp a flekční kontraktury. Proto by se předoperační rehabilitace měla omezit pouze na šetrné uvolnění kloubu v dostupném rozsahu, mobilizaci patelly, izometrické posilování okolních svalů a nácvik chůze s oporou o francouzské hole (Trč a Šťastný, 2013).

Po operaci pacient cítí výraznou bolest, kterou je možné tlumit analgetiky. Použití analgetik je výhodně také k odbourání psychických zábran pacienta, který po užití analgetik není při aktivním pohybu limitován zvýšenou bolestí. Rehabilitace nesmí narušit hojení měkkých tkání a zároveň nesmí dojít k dlouhodobější imobilizaci.

Fyzioterapie se zaměřuje na zvětšení omezené hybnosti v operovaném kloubu, snaží se vypracovat fyziologický způsob chůze a dbá na udržení svalové rovnováhy, péči o jizvu a prevenci pooperačních komplikací. Jelikož se v současné době používají relativně šetrné operační techniky, není okolí kloubu včetně přilehlých svalů zásadněji poškozeno. S aktivním cvičením svalů lze začít téměř okamžitě. Vertikalizace pacienta je v ideálním případě provedena již druhý pooperační den. V rámci prevence TEN pacient cvičí aktivní plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu a izometrickou kontrakci m. quadriceps femoris, což z důvodu bolesti je třeba provádět opatrně. Od třetího pooperačního dne je zvyšován rozsah pasivního pohybu motodlahou a postupně nacvičován sed, stoj s oporou u lůžka a chůze o berlích. Velikost zvětšování rozsahu pohybu je udávána subjektivním pocitem pacienta, který by neměl při pasivním pohybu motodlahy nikdy cítit bolest. Důležité je dodržet míru zátěže operované dolní končetiny dle instrukcí operátora. Rehabilitace je tedy řízena společně fyzioterapeutem, operátorem i pacientem. Přibližně 14 dní po operaci jsou z operační rány vyndány stehy a pacient je instruován v péči o jizvu (Kolář, 2012).

Kolář (2012) zdůrazňuje důležitost včasné vertikalizace pacienta. Vertikalizace se zpočátku provádí bez zátěže operované končetiny. To znamená, že pacient přikládá končetinu na zem pouze vlastní vahou (tj. cca 15 – 20 kg), bez přidání hmotnosti zbytku těla. Při nekomplikovaném průběhu rehabilitace je plné zatížení operované končetiny možné 3 měsíce po operaci. Důležité je, aby pacient používal správný stereotyp chůze, především souměrnou délku kroku pravou i levou končetinou. Důležitou součástí fyzioterapie je zvýšení svalové síly operované končetiny a současně i zbývajících částí těla. Z počátku lze využít šetrnějších izometrických kontrakcí, poté analytického cvičení např. v pozicích vyšetření svalového testu dle Jandy a později lze přidávat těžší cviky náročnější na svalovou koordinaci. Po propuštění z rehabilitační péče je pacientovi doporučeno zařadit do běžného života sporty umožňující odlehčení operované končetiny, jako jsou plavání či cyklistika. U kloubní náhrady kyčelního kloubu je nutné instruovat pacienta, aby neprováděl addukci, zevní rotaci a flexi větší než 90°, a to minimálně v období prvních 3 měsíců po operaci (Simon, 2016 a Kolář, 2012).

Fyzioterapie by se neměla soustředit pouze na zvětšování rozsahu pohybu a zvýšení svalové síly, ale měla by zahrnovat i další faktory jako je koordinace pohybu, neuromuskulární stabilita, propiocepce a senzomotorická stimulace. Pethe-Kania a kol. (2017) jako jeden z důležitých cílů rehabilitace po operační náhradě kloubu zmiňují

obnovení správné postury. To obnáší postupnou symetrizaci zatížení obou dolních končetin. V dosažení (nejen) těchto cílů má nezastupitelnou úlohu využití balančních plošin vybavených čidly a softwarem. Tyto přístroje dokáží vyhodnotit lokalizaci pacientova těžiště a zhodnotit jeho posturu během cvičení.

2.4. Postura

Definice postury neboli držení těla se u jednotlivých autorů liší. Kolář (2012) zmiňuje rozdíl mezi odlišným pojetím ideální postury například u zahraničních a českých autorů, nebo u Brüggerova konceptu a pilates. Dle Véleho (2006) je postura klidovou polohou těla vyznačující se určitou konfigurací mobilních segmentů. Vojta a Peters (2010) ji považují za celoživotní nevědomý pochod, automatismus a nezbytný předpoklad pro fyziologickou fyzickou hybnost. Dle Koláře (2012) jde o „aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil“.

Postura je součástí jakékoliv polohy a současně základní podmínkou všech pohybů člověka. To potvrzuje i věta vyslovená R. Magnusem „the posture follows movement like a shadow“, tedy postura doprovází pohyb jako stín. Při statickém držení těla (např. ve stoji či sedu) je koaktivační aktivitou antagonistických svalů zajištěna stabilita kloubů. Tím tělo vzdoruje působení zevních sil (např. gravitace). Z hlediska svalové činnosti nejde o statický stav, ale o kontinuální nastavování ideální polohy. Během všech pohybů musí být jeden z úponu pracujícího svalu zpevněn aktivací jiných svalů. Toto místo se nazývá jako *punctum fixum*. Druhý úpon svalu poté může provádět pohyb. Nazývá se *punctum mobile* (Kolář, 2012).

K vývoji postury dochází již v prvních měsících po narození. Jde o program centrálního nervového systému, který je vrozený obdobně jako primitivní reflexy. Rozvíjí se schopnost zaujetí ideální polohy v kloubech. Tato poloha bývá označována jako centrované postavení kloubu. Současně dochází ke stabilizaci kloubů prostřednictvím koordinované svalové aktivity. Důležité je také držení osového orgánu v lordoticko – kyfotickém zakřivení a vzájemné postavení pánve a hrudníku. Rozvíjí se souhra mezi extenzory páteře, břišními svaly, bránicí a svaly pánevního dna, které společně vytváří nitrobřišní tlak (Kolář, 2012).

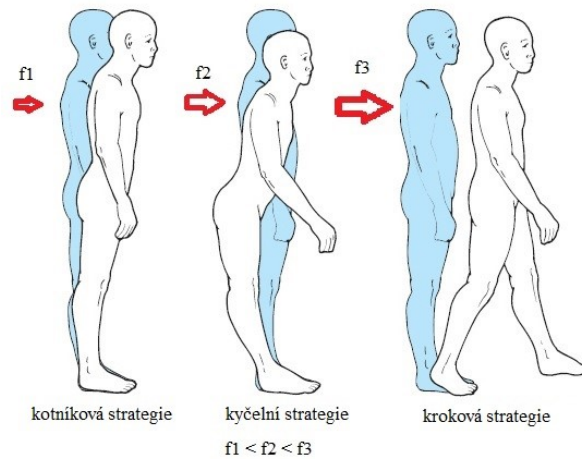
2.5. Rovnováha

Rovnováhu lze definovat jako schopnost udržet při všech prováděných činnostech průmět těžiště těla do roviny opěrné báze (Centre of Gravity) v oblasti opěrné báze. Opěrná báze je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími body opěrné plochy, tedy i oblastí, kde nedochází ke kontaktu s podložkou. Udržování rovnováhy je komplexní proces. Dochází k interakci tří hlavních okruhů. Prvním je získání a zpracování informací o poloze těla. Tyto informace jsou získány současně zrakem, vestibulárním aparátem a propiocepcí. Pokud tyto informace nejsou ve vzájemném souladu, objevuje se tzv. vertigo. Druhým důležitým okruhem je koordinovaná motorická reakce především svalů dolních končetin a trupu. A třetím je schopnost mozku integrovat výše zmíněné sensorické a motorické procesy a dle potřeby je modifikovat vzhledem k měnícím se podmínkám okolního prostředí. Bez přítomnosti patologie pracují tyto okruhy ve vzájemné harmonii a automaticky. Z toho vyplývá, že na udržení posturální stability není nutné se vědomě soustředit (Kolář, 2012 a Nokham a Kitisri, 2017).

Fyziologicky se problémy objevují s přibývajícím věkem. Ve stáří se snižuje množství i kvalita informací získaných zrakem, vestibulárním aparátem a propiocepcí. Mezi 40. a 49. rokem života dochází k největšímu snížení vlivu zraku na udržení rovnováhy. Naopak vestibulární aparát v tomto období dosahuje svého funkčního maxima. Současně dochází ke snížení svalové síly svalů dolních končetin i trupu a zpomalení reakční doby. Schopnost udržet rovnováhu se velmi liší i mezi lidmi stejného věku. Důvodem je individuální motorické učení pohybových vzorů každého člověka (Faraldo-García a kol., 2012).

Ve stoji lze rozlišit tři základní strategie udržení rovnováhy v reakci na zevní podnět (viz obr. č. 2.2). Dvě využívají pohybu těla, zatímco nohy zůstávají na podložce a třetí mění opěrnou bázi ukročením. K reakci na nejmenší zevní podněty bývá využívána strategie kotníková, při které se tělo v kotnících pohybuje jako obrácené kyvadlo. Kotníková strategie je stále aktivní při stoji na obou nohou, kdy lze pozorovat drobné stahy svalů, které korigují stranové titubace. Tato stála aktivita je prováděna na nevědomé úrovni. Výraznější zevní podněty kompenzuje strategie kyčelní. V případě velkého zevního podnětu je aktivována strategie kroková, při které dojde ke změně opěrné báze těla. V případě starších osob se sníženou schopností udržet stabilní

rovnováhu v reakci na zevní podněty je ve zvýšené míře využívána strategie kyčelní. Efekt kyčelní strategie je snížen po náhradě kyčelního kloubu, což snižuje pacientovu schopnost se vyrovnat s působením zevních sil. Vzhledem ke zpomalení reakční doby jsou všechny strategie ve vyšším věku méně schopné reagovat na rychlé zevní podněty (Horak, 2006 a Majewska a kol., 2018).

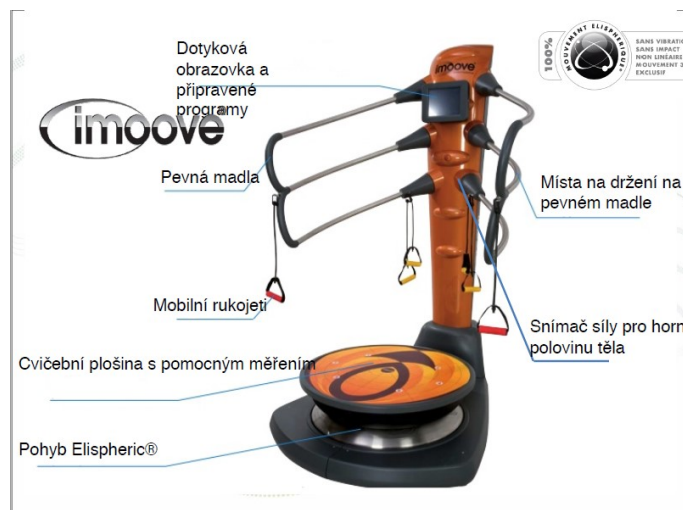


Obr. č. 2.2: Typy balanční strategie. Zdroj: *Symmetry Physical Therapy*, 2017

2.6. Přístroje s labilní plochou používané v rehabilitaci

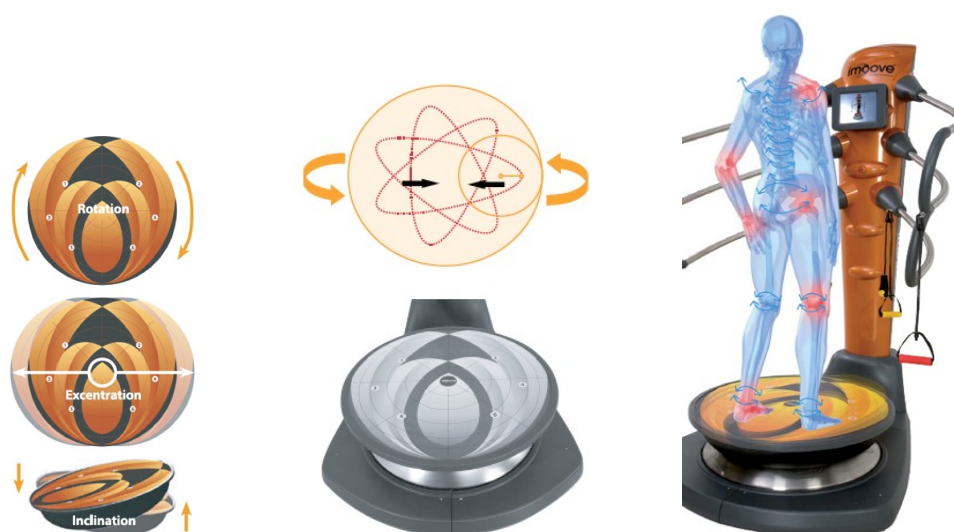
2.6.1. Přístroj Imoove 300

Tento sofistikovaný multifunkční přístroj (viz. obrázek č. 2.3) slouží v rehabilitaci nejen v rámci kinezioterapie, ale také k diagnostice posturální stability a rozložení váhy těla. Optimalizací propriocepce a svalové koordinace Imoove obnovuje a rozvíjí rovnováhu, koordinaci a držení těla, přičemž dle výrobce přístroj pracuje s celým tělem a během cvičení dochází ke stimulaci až 95 % svalové hmoty najednou, čímž dochází k programování nových motorických vzorů pro udržení posturální koordinace a stability (Imoove, 2015).



Obr. č. 2.3: Přístroj Imoove 300. Zdroj: Imoove, 2016.

Principem účinnosti přístroje Imoove je elisférický pohyb, který je odvozen od vzájemných pohybů obratlů. Pohyb je vytvářen kombinací více eliptických drah v části velké koule a vede tělo do trojrozměrného, spirálovitého a nelineárního pohybu. Cvičební plocha přístroje vykonává eliptický pohyb, rotace a inklinace v rozsahu 18° (viz. obrázky č. 2.4 a 2.5). Směr rotace a rychlost pohybu plošiny se nepravidelně střídá. Spirálovitý a nelineární pohyb sjednocuje svalové řetězce kolem kloubu v synchronizované akci a současně zapojuje klouby v celém těle (viz. obrázek 2.6). Z toho vyplývá, že jsou současně zapojeny svalové řetězce kolem všech kloubů a aktivní je většina svalové hmoty. Přístroj je využíván v rehabilitaci, ortopedii, sportovním tréninku a ve fitness (Imoove, 2015 a Imoove, 2016).



Obr. č. 2.4 (vlevo) a obr. č. 2.5 (uprostřed): Pohyby balanční plochy. Zdroj: Imoove, 2015

Obr. č. 2.6 (vpravo): Zapojení kloubů celého těla při cvičení na přístroji Imoove. Zdroj: Imoove, 2015

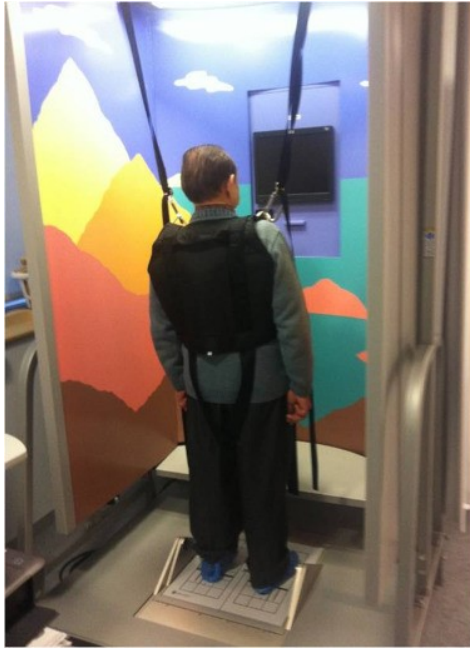
Cvičení na přístroji Imoove má několik cílů: základní trénink, posilování svalstva, zlepšení koordinace, dynamický strečing, analýzu a korekci asymetrií prostřednictvím komplexního pohybu, zlepšení rovnováhy a zpomalení stárnutí tkání. Široká škála nastavitelných cvičení s variabilní obtížností umožňuje využít přístroj Imoove pro většinu osob. Pro každého pacienta lze individuálně vybrat nejvhodnější způsob cvičení. Na přístroji může pacient v libovolné pozici stát, klečet, sedět či ležet. Nosnost přístroje je 220 kg (Imoove, 2015 a Imoove, 2016). Detailnější popis provedení cvičení bude obsažen v praktické části bakalářské práce.

Imoove 300 se skládá z pohyblivé cvičební plošiny, pevných opěrných madel, mobilních rukojetí, snímače pro horní polovinu těla s odporovými expandéry a výškově nastavitelné dotykové obrazovky s přednastaveným softwarem na cvičení a diagnostiku (viz. obrázek č. 2.3). Pevná madla mají ergonomický tvar a umožňují zaujmout obtížnější pozice pro cvičení. Z boku obrazovky je USB port, který umožňuje výsledky přenést ve formátu PDF do počítače. Mezi další části patří nouzový vypínač pro zastavení pohybu cvičební plošiny, který je umístěný v dosahu cvičícího pacienta, úchyty pro odpočinek mezi cvičením a pomocné mobilní schody k usnadnění přístupu pacientům se sníženou pohyblivostí. V případě potřeby lze přidat závěsný systém pro nestabilní pacienty. Pevná madla zajišťují pacientovi oporu a současně umožňují stát k přístroji čelem, bokem či zády, což zvyšuje variabilitu prováděných cviků. Při nástupu lze balanční plošinu sklopit, aby pacient nemusel překonávat vysoký schod.

2.6.2. The Smart Balance Master

Přístroj Smart Balance Master (viz. obrázek č. 2.7) využívá mobilní plošiny, která během svých pohybů vykonává rotace a vertikální úklony směrem dopředu a dozadu. Maximální rychlost úklonů je 15,24 cm za vteřinu. Maximální rychlost rotace je 50° za vteřinu. Během cvičení provádí pacient množství úkolů, které testují jeho rovnováhu. Jedním ze cvičení může být například pohyb těžiště (reprezentovaný piktogramem na displeji před ním) ve směru naznačeném na displeji. Pokud je test zaměřen spíše na zhodnocení využití jednotlivých smyslů, je měření provedeno v základním Rombergově postoji, na boso a v postroji zabraňujícím pádu. Po 20 vteřinách se mění podmínky měření. Šest okruhů testu postupně mění parametry zapojení/vyloučení zraku,

pohyblivá/fixovaná plošina a pohybující se/nepohybující se vizuální okolí. Měřením síly, kterou působí chodidla testovaného pacienta do podložky, je přístroj schopen lokalizovat pacientovo těžiště a kvantifikovat posturální kontrolu. Využitím dynamického vizuálního okolí přístroj hodnotí míru využití vizuálních informací k udržení stabilní rovnovážné pozice.



Obr. č. 2. 7 (vlevo): Smart Balance Master společnosti Neurocom. Zdroj: Faraldo-García a kol, 2016

Obr. č. 2.8 (vpravo): Wii Fit Balance Board od společnosti Nintendo. Zdroj: ebay.com

2.6.3. Wii Fit Balance Board

Tato balanční plošina společnosti Nintendo (viz. obrázek č. 2.8) byla vyvinuta především pro hraní videoher. Chang a kol. (2013) tuto herní konzoli připojili k softwaru DarwiinRemote, s pomocí kterého navrhli přístroj umožňující hodnocení rovnováhy. Jelikož jde původně o herní konzoli, lze na ní rovnováhu nejen testovat, ale také přístroj využít k tréninku či fyzioterapii. Punt a kol. (2017) uvádí, že lze tento přístroj využít k rehabilitačnímu cvičení i bez odborného dohledu. Čtyři senzory v plošině registrují rozložení tělesné váhy a software DarwiinRemote v reálném čase zobrazuje zatížení jednotlivých senzorů. Zároveň software z přijímaných signálů počítá lokalizaci těžiště (Chang a kol., 2013 a Punt a kol., 2017).

3. Praktická část

3.1. Cíl práce

Cílem bakalářské práce je analyzovat terapeutický efekt přístroje Imoove u pacientů po implantaci totální kloubní endoprotézy kyčelního a kolenního kloubu. S pacienty bude na přístroji cvičeno každý den po dobu dvou týdnů. Každý pacient podstoupí třikrát (na začátku terapie, po 3 týdnech a po čtvrt roce od operace) diagnostický test Dynamic Live Control a na základě získaných výsledků budou zodpovězeny následující otázky:

- bude terapeutické využití přístroje Imoove patrné spíše v menším nebo větším časovém odstupu od operace?
- dojde ke zlepšení všech sledovaných parametrů nebo jen některých?
- přetrvává efekt terapie s využitím balanční plochy i po devíti týdnech bez cvičení na přístroji Imoove mezi 3. týdnem a 3. měsícem od operace?
- je terapeutické využití přístroje Imoove rozdílné při náhradě kyčelního nebo kolenního kloubu?

3.2. Praktický průběh realizace

Cvičení a testování pacientů bylo provedeno v zařízení Orto–Reha Bulovka, které disponuje přístrojem Imoove 300. Metodické vedení zajistila vedoucí fyzioterapeutka Mgr. Michaela Kůsová. Pooperační fyzioterapie trvala tři týdny po operaci a první testování pacientů probíhalo v srpnu 2017 během letní praxe. Druhé testování proběhlo v listopadu 2017.

3.3. Metodologie

S pacienty po operační implantaci totální endoprotézy bylo po dobu 14 dní dvakrát denně cvičeno na přístroji Imoove s labilní plochou. Délka každého cvičení byla přibližně 15 minut. Na konci třetího týdne od operace byl každý pacient otestován pomocí testovacího programu Dynamic Live Control, který má přístroj Imoove naprogramován ve svém softwaru. Toto testování bylo zopakováno po čtvrt roce od operace. Aby byly výsledky co nejméně ovlivněny rozdíly ve fyzickém stavu jednotlivých pacientů, byla vybrána homogenní skupina probandů. Důraz nebyl kladen na stejné pohlaví nebo věk, ale především na dobrou fyzickou zdatnost. Dobrá fyzická zdatnost umožnila pacienty podrobit obtížnějšímu testování, které mělo vyšší vypovídající hodnotu. Do zkoumané skupiny pěti pacientů byli zařazeni muži i ženy ve věku 61 – 71 let, kteří byli operováni za účelem implantace totální endoprotézy pravého kyčelního kloubu.

Cvičení na přístroji Imoove bylo do rehabilitačního programu zařazováno přibližně sedmý den po operaci. Počet dní od operace se však mezi testovanými pacienty mohl lišit o jeden až dva dny, jelikož vždy bylo nutné zohlednit aktuální fyzické možnosti daného pacienta. V prvních dnech byl přístroj Imoove nastaven na nízkou obtížnost, aby si pacient zvykl na nový pohybový vzor a dokázal se pohybům labilní plošiny přizpůsobit. Toto přizpůsobení bylo velice důležité, jelikož během cvičení pacient svými pohyby především reagoval na pohyby labilní plošiny. Pacienti si tedy během prvních dvou až tří dnů na pohyb zvykali, což v kombinaci s vyššími pohybovými možnostmi postupně dovolovalo zvyšovat obtížnost cvičení. Vzhledem k možnosti detailnějšího porovnání by bylo vhodné testování provést i na samotném začátku pacientovy rehabilitace. To však nebylo možné, jelikož i při nastavení nejnižší úrovně programu Dynamic Live Control by cvičení bylo pro pacienta příliš obtížné a nebezpečné. Proto byl každý pacient měřen pouze ve dvou obdobích (po třech týdnech a po čtvrt roce od operace). Pacienti byli informováni, že výsledky těchto měření budou využity ke zpracování bakalářské práce a každý podepsal informovaný souhlas (viz. příloha č. 1) se zpracováním dat.

3.3.1. Cvičební jednotka

Cvičení na přístroji Imoove bylo vždy prováděno v přesně definované poloze. Tuto polohu zobrazují obrázky č. 3.1 a 3.2. Pacient opatrně vylezl na pohyblivou cvičební plošinu pomocí mobilních schůdků. Následně za pomoci opory o pevné opěrné rukojeti zaujal polohu na středu pohyblivé balanční plošiny. Dolní končetiny byly v mírné abdukci, aby chodidla byla vzdálena orientačně na šíři boků. Prsty nohou mířily rovně dopředu, aby noha nebyla rotována. Fyzioterapeut pomohl s nastavením chodidel do optimální polohy pomocí linií, které byly na plošině vyznačeny. Změnou polohy chodidel na cvičební ploše lze měnit vyvolávané elisférické pohyby v kloubech. Chodidla lze na cvičební plochu umístit paralelně do základního postavení, nebo šikmo symetricky či asymetricky vůči centru pohybu. Umístění chodidel zároveň ovlivňovalo obtížnost cvičení, jelikož na okrajích cvičební plošiny byly pohyby výraznější. Obtížnost se zvyšovala úměrně vzdálenosti chodidel od středu plošiny. Kolena byla v mírné flexi (cca 20°), aby nedošlo k jejich „uzamčení“ a mírná flexe (do 20°) byla také v kyčelních kloubech. Operovaná dolní končetina byla vždy odlehčena. Pacient vykonával cílené pohyby pouze v kloubech dolních končetin a pánvi, zatímco zbytek těla na tyto pohyby pouze reagoval.



Obr. č. 3.1 a obr. č. 3.2: Ideální pozice během cvičební jednotky a testu Dynamic Live Control.

Zdroj: autor

Trup byl držen ve vzpřímené pozici a ramena byla v depresi. Téměř u všech sledovaných pacientů docházelo velice často k elevaci ramen během cvičení, a proto bylo důležité pacienta zkorigovat, kdykoliv k tomu došlo. Částečně úspěšné bylo

umístění zrcadla před přístroj Imoove, čímž došlo k zvýšení zpětné vazby pro cvičícího pacienta. Ačkoliv se držení ramen po tomto opatření mírně zlepšilo, špatný pohybový stereotyp nebyl zcela odstraněn.

Horní končetiny byly během cvičení spuštěny volně podél těla, nebo se pacient držel opěrných madel, případně pružných expandérů. Pokud byly ruce ve statické poloze na opěrných madlech, tvořily pevný bod, kolem něhož byl pohyb organizován. V případě použití pružných expandérů bylo cvičení více dynamické a pacient musel neustále přizpůsobovat svůj pohybový vzorec. Ramenní klouby byly ve flexi cca 10°, klouby loketní ve flexi cca 30° a předloktí ve středním postavení. Tato pozice horních končetin by během cvičení měla zůstat konstantní. Nepatrné pohyby v loketním a ramenním kloubu by měly pouze vycházet z pohybů dolní poloviny těla.

Hlava byla v základní poloze a pohled směřoval rovně dopředu, pacient by v žádném případě neměl sledovat pohybující se cvičební plošinu pod nohama, ač – především při prvních kontaktech s přístrojem Imoove – k tomu pacienti mívali tendenci. Po celou dobu cvičení fyzioterapeut dohlížel na správné provedení, s důrazem na kvalitní třibodovou oporu o plošky dolních končetin a také na aktivní stabilizaci trupu.

V softwaru přístroje Imoove lze nastavit rychlost otáčení, frekvenci a rychlost změn směru pohybu plošiny a velikost jejích rotací a výkyvů ve směru vertikálním i horizontálním. Pro všechny tyto parametry platí, že cvičení se začínalo s velmi lehkou obtížností a postupně se úroveň zvyšovala dle možností pacienta. Jako první se zvyšoval parametr velikosti vertikálních výkyvů, jelikož většina pacientů lépe vnímala zvětšené vertikální pohyby plošiny. Zlepšené vnímání vedlo ke kvalitnějším reakcím na pohyby plošiny, což se projevilo kvalitnějším provedením cvičení.

3.3.2. Vyhodnocení cvičení

Pohyblivá plošina je vybavena citlivými senzory, které snímají zatížení jednotlivých oblastí. Současně jsou senzorem vybaveny i dynamické expandéry, registrující sílu tahu. Pokud pacient expandéry během cvičení držel v ruce, bylo jeho úkolem sledovat obrazovku a udržovat pohyblivý kurzor ve vyznačeném poli uprostřed osy. Kurzor se po ose pohyboval směrem do té strany, na které byl senzorem v expandéru registrován

větší tah. Pacient se snažil pohyby kurzoru ovládat nikoliv izolovaným pohybem horních končetin, ale stabilizací trupu. Byl-li trup v symetrické pozici, kurzor se nacházel ve středu osy. Správné provedení musel opět ohlídat fyzioterapeut. V případě, že nedocházelo k nežádoucím izolovaným pohybům horních končetin, registrovaly senzory expandérů pohyby horní poloviny těla.

Cvičení lze provádět také bez zpětné zrakové vazby. V tomto případě na displeji obrazovky nebyla zobrazena osa s pohybujícím se kurzorem. Ve výsledném vyhodnocení se bez zpětné zrakové vazby více projevovaly případné stranové preference. V kombinaci se senzory v pohyblivé plošině přístroj vyhodnotil lokalizaci těžiště, stabilitu trupu a dolních končetin a posturální koordinaci. Hodnocení bylo v rozmezí 0 – 100 bodů. Parametry rozložení hmotnosti na dolní končetiny a stranová preference trupu jsou kvantifikovány procentními hodnotami pro pravou i levou stranu, jejichž součet je 100 %. Hodnoty odpovídají procentuálnímu zatížení/preferenci pravé a levé strany při cvičení. Dále přístroj Imoove ohodnotil posturální strategii pacienta, opět na stupnici 0 – 100 bodů. Pokud pacientovo hodnocení posturální strategie dosahovalo hodnoty nad 80 bodů, byla jeho pohybová koordinace vzhledem k provedenému cvičení dostačující a následující cvičební jednotky bylo možné absolvovat se ztíženými parametry. Příklad vyhodnocení výsledků softwarem přístroje Imoove zobrazuje příloha č. 2.

3.3.3. Sběr dat

Sběr dat byl proveden vyhodnocením testovacího programu Dynamic Live Control. Test trval jednu minutu, během které se balanční plošina pohybovala podél všech tří os, a pacient se musel pohybům přizpůsobovat. Pohyby nebyly pravidelné, ale neustále se měnil jejich rozsah, směr a rychlost. Pacient stál v popsané základní pozici a stejně jako během cvičení reagoval na pohyby plošiny pomocí pohybů dolních končetin. Rozdílem oproti standardní cvičební jednotce byla větší variabilita změn pohybů, které plošina vykonávala. Vlastnímu testování předcházela pětiminutová příprava v podobě cvičení se střední obtížností, aby si pacient zvykl reagovat na pohyby plošiny. To bylo důležité obzvláště v případě testování po čtvrt roce od operace, jelikož na přístroji Imoove nestál 9 týdnů. Během cvičení pacient držel dynamické expandéry a byl nejprve otestován se zrakovou kontrolou a poté bez ní. Jednotlivé parametry vyhodnocené testovacím

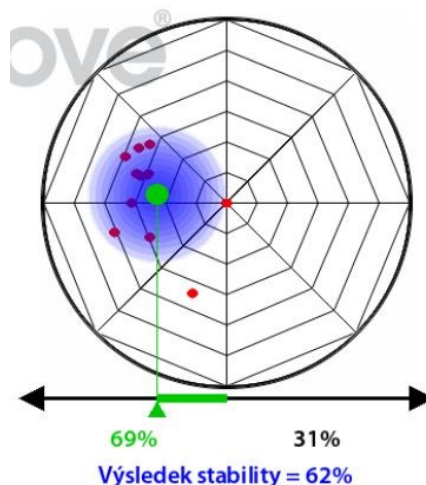
programem Dynamic Live Control byly porovnány v obou obdobích a také vzájemně mezi zkoumanými pacienty. Dvojitě měření výsledků (se zpětnou zrakovou kontrolou a bez ní) umožnilo určit, do jaké míry musel pacient vědomě řídit svoji posturální koordinaci během cvičení.

3.3.4. Hodnocené parametry

1) Rozložení hmotnosti na dolní končetiny: Senzory balanční plošiny registrují míru zatížení jednotlivých míst. Následně jsou hodnoty porovnány mezi pravou a levou končetinou a je z nich lokalizováno těžiště. Výsledné hodnocení zpracované přístrojem Imoove zobrazuje obrázek č. 3.3. V tomto případě pacient během testu zatěžoval levou nohu z 69 % a pravou z 31 %.

2) Stabilita dolních končetin: Vyhodnoceno softwarem přístroje Imoove na základě rovnoměrnosti zatěžování jednotlivých senzorů balanční plošiny ploškami nohou. Obrázek č. 3.3 zobrazuje hodnotu 62 %, což koresponduje s nerovnoměrným rozložením hmotnosti na dolní končetiny.

3) Lokalizace těžiště: Nejvíce zatěžovaná místa podložky jsou na obrázku č. 3.3 znázorněna červenými tečkami. Na základě jejich umístění přístroj Imoove zobrazuje primárně zatěžovanou oblast modrým kruhem. Těžiště je lokalizováno zelenou tečkou. V tomto případě se těžiště i nejvíce zatěžovaná oblast nachází pod levou dolní končetinou, jelikož pacient po operaci odlehčoval operovanou pravou dolní končetinu.

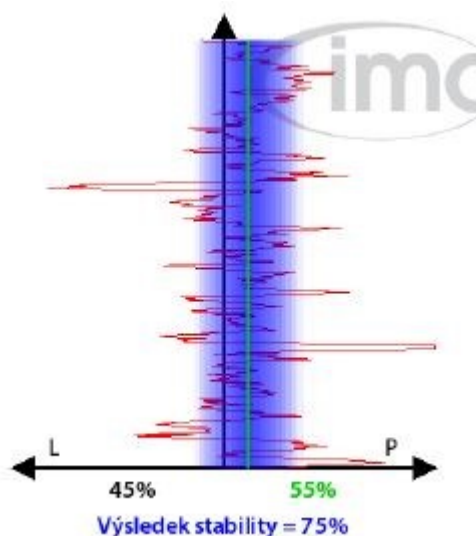


Obr. č. 3.3: Rozložení hmotnosti na dolní končetiny, lokalizace těžiště a stabilita dolních končetin.

Zdroj: autor na základě výsledků softwaru Imoove

4) Stabilita trupu: Senzory v pružných expandérech registrují výchylky trupu do obou stran po dobu celého testu Dynamic Live Control. Na obrázku č. 3.4 jsou zobrazeny červenou linií.

5) Stranová preference trupu: Je vyhodnocena na základě senzorů v pružných expandérech. Při měření bez zpětné zrakové vazby dochází k zvýraznění stranových preferencí, které by pacient dokázal vědomě zkorigovat, pokud by viděl polohu kurzoru na ose. Proto byla k vyhodnocení používána metoda bez zrakové kontroly. Nejlepším možným výsledkem je vyvážené rozložení s hodnotami 50 % pro pravou i levou stranu. Výsledná úsečka se v tomto případě překrývá s vertikální osou. Na obrázku č. 3.4 je zelenou úsečkou zobrazena mírná převaha pravé poloviny trupu (55 %) nad levou (45 %).



Obr. č. 3.4: Stabilita a stranová preference trupu. Zdroj: autor na základě výsledků softwaru Imoove

6) Posturální koordinace: Během testu Dynamic Live Control bylo pacientovým úkolem stabilizací trupu udržovat pohyblivý kurzor ve vyznačeném poli uprostřed osy. Kurzor se po ose pohyboval směrem do té strany, na které byl senzorem v expandéru registrován větší tah. Výsledná hodnota je procentuální podíl časového úseku s kurzorem ve vyznačeném středu osy a času celého testu (tj. 1 minuta). Například pokud pacient udržel celou minutu kurzor ve vyznačeném poli, je hodnota 100 %.

7) Posturální strategie: Hodnotí komplexní schopnost pacienta přizpůsobit se pohybům balanční plošiny během testu. Do této hodnoty se promítají všechny ostatní měřené parametry. Pokud pacientovo hodnocení posturální strategie přesahuje 80 bodů, byla

jeho pohybová koordinace vzhledem k provedenému cvičení dostačující a následující cvičební jednotky bylo možné absolvovat se ztíženými parametry.

3.4. Výsledky

Výsledky byly získány pomocí testovacího programu Dynamic Live Control přístroje Imoove. Výsledky měly být měřeny u pacientů po operační implantaci totální kloubní endoprotézy kolenního a kyčelního kloubu, ale byly změřeny pouze u kyčelních náhrad. Důvodem pro vynechání pacientů po implantaci kolenní endoprotézy byl diskomfort až značná bolest udávaná pacienty během cvičení, které neumožnily podrobit pacienty testu Dynamic Live Control. Dalším důvodem byl nedostatečný rozsah pohybu do flexe i extenze v operovaném kloubu. Pacienti během cvičení snížený rozsah kompenzovali pohybem trupu, což je v rozporu s požadovaným držením těla.

Tabulky č. 3.1 a 3.2 shrnují výsledky dosažené všemi testovanými subjekty ve čtyřech základních kategoriích: Stabilita dolních končetin, trupová stabilita, posturální koordinace a posturální strategie. Maximální možné bodové hodnocení bylo vždy 100 bodů. Hodnoty posturální strategie dosahovaly po 3 týdnech hodnot pod 80 bodů (s výjimkou pacienta TV, který dosáhl 82 bodů). Jak již bylo výše zmíněno, tato hodnota informovala, zda jsou pohybové možnosti pacienta vzhledem k obtížnosti cvičení dostačující. Při měření po 3 měsících už pacienti hranici 80 bodů překračovali (opět s jednou výjimkou, pacient KH měl pouze 75 bodů). Z toho vyplývá, že vzhledem ke zlepšení už by s pacienty bylo možno postupně přejít na vyšší úroveň cvičení.

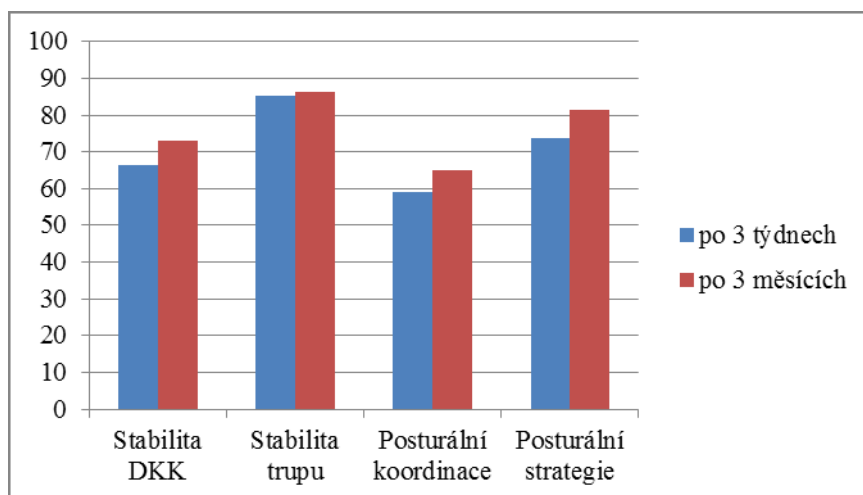
3 týdny od operace	AŠ	JR	KH	MB	TV
Stabilita DKK	62	62	64	44	100
Trupová stabilita	86	88	87	75	90
Posturální koordinace	62	66	52	41	74
Posturální strategie	74	72	72	68	82

Tabulka č. 3.1: Hodnoty testovaných pacientů po 3 týdnech od operace

3 měsíce od operace	AŠ	JR	KH	MB	TV
Stabilita DKK	84	64	52	65	100
Trupová stabilita	80	92	90	81	88
Posturální koordinace	47	81	78	54	65
Posturální strategie	81	83	75	80	90

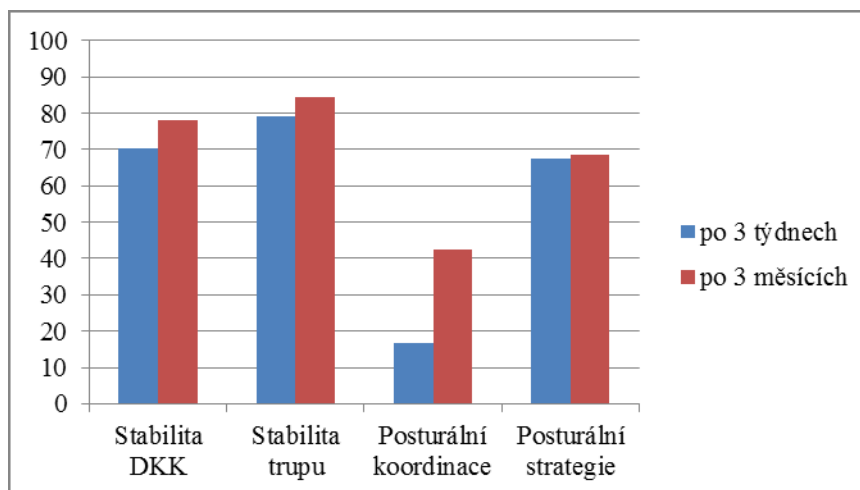
Tabulka č. 3.2: Hodnoty testovaných pacientů po 3 měsících od operace

Celkové zhodnocení dlouhodobého terapeutického efektu cvičení na přístroji Imoove lze získat porovnáním dosažených výsledků mezi měřenými obdobími. Výsledky všech pěti pacientů byly v jednotlivých kategoriích zprůměrovány a zobrazeny v grafu č. 3.1. Po třech měsících od operace se mírně zlepšily výsledky v kategorii stabilita trupu (o 1 bod). Výraznější bodový nárůst byl v kategoriích posturální koordinace (6 bodů), stabilita dolních končetin (7 bodů) a posturální strategie (o 8 bodů).



Graf č. 3.1: Srovnání zprůměrovaných hodnot pěti pacientů v obou sledovaných obdobích

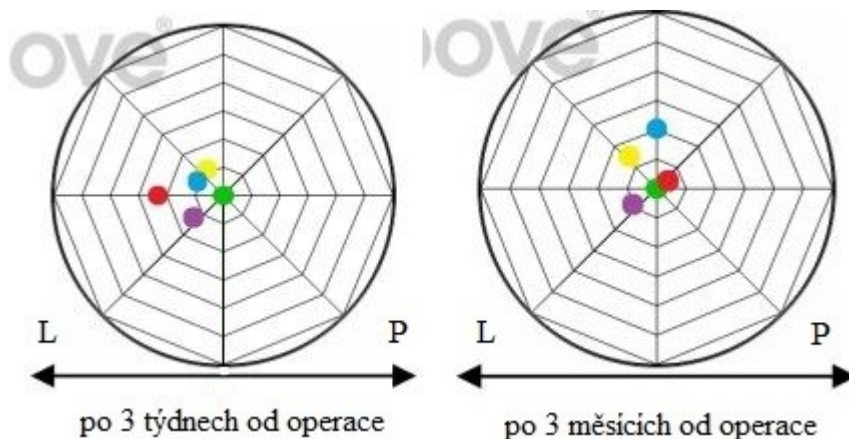
Zajímavější srovnání nabízí graf č. 3.2, který opět hodnotí dlouhodobý terapeutický efekt cvičení na přístroji Imoove v obou měřených obdobích. Rozdílem je, že měření bylo provedeno bez zpětné zrakové vazby. Ve všech čtyřech kategoriích opět došlo ke zvýšení hodnot mezi sledovanými obdobími. K nejmenšímu zlepšení (o 2 body) došlo u testovaných pacientů v kategorii posturální strategie. Stabilita dolních končetin se zlepšila o 8 bodů, což je podobné jako v porovnání mezi oběma obdobími se zrakovou kontrolou, kdy došlo ke zlepšení o 7 bodů. Nejvýraznější zlepšení (o 26 bodů) bylo v kategorii posturální koordinace. Důvodem je velmi nízké hodnocení po 3 týdnech, které v průměru činilo 17 bodů. Ač tedy došlo k velkému zlepšení o 26 bodů, po 3 měsících od operace byl průměrný bodový zisk 43 bodů. To jsou stále jen dvě třetiny hodnoty naměřené se zpětnou zrakovou vazbou po 3 měsících od operace, která dosahovala 65 bodů.



Graf č. 3.2: Srovnání zprůměrovaných hodnot naměřených bez zrakové zpětné vazby pěti pacientů v obou sledovaných obdobích

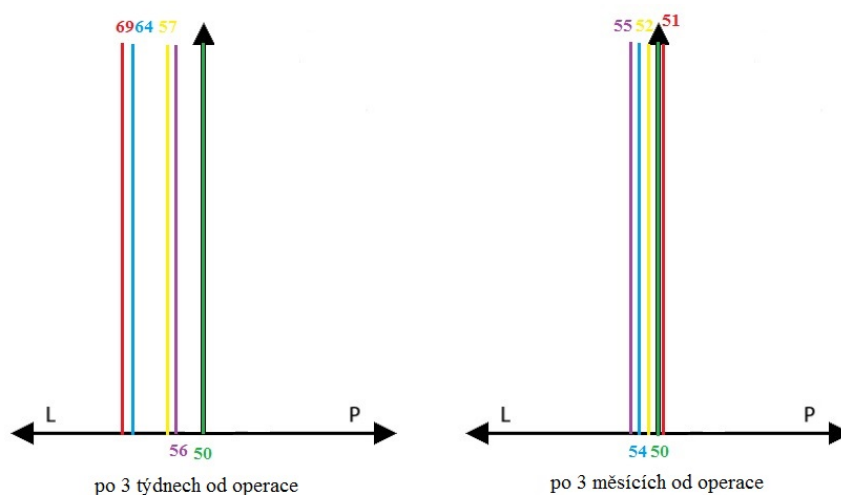
Vzájemným porovnáním grafů 3.1 a 3.2 zjistíme, že hodnoty měření bez zpětné zrakové vazby jsou v kategoriích trupové stability, posturální koordinace a posturální strategie vždy nižší než v případě měření se zrakovou zpětnou vazbou, a to v obou sledovaných obdobích. Výjimkou je kategorie stabilita dolních končetin, která při měření bez zrakové zpětné vazby dosahuje vyšších hodnot po 3 týdnech i po 3 měsících. Důvodem je pravděpodobně větší koncentrace pacientů na pohyby balanční plošiny, jelikož se nesoustředili na udržení kurzoru ve vyznačeném středu osy. Zajímavé je, že stabilita trupu byla bez zrakové kontroly nižší v období po 3 týdnech od operace jen o 6 bodů a po 3 měsících dokonce jen o 1 bod než v případě měření se zrakovou kontrolou. Z toho vyplývá, že ač pacienti neviděli pozici kurzoru na ose, tak pokud se dostatečně koncentrovali na pohyby plošiny, byli schopni dosáhnout téměř totožných výsledků.

Obrázek č. 3.5 porovnává lokalizaci těžiště všech testovaných pacientů v obou obdobích. Po 3 týdnech od operace je patrné větší odlehčování operované pravé dolní končetiny, které se manifestuje posunutím těžiště doleva. Po 3 měsících se těžiště nachází blíže středové osy, jelikož pacienti již operovanou dolní končetinu více zatěžují. Výjimkou je pacient MB, znázorněný žlutou tečkou, u kterého došlo mezi sledovanými obdobími k posunu těžiště mírně do levé strany a dopředu. Nejlepšího výsledku dosáhl pacient TV, znázorněný zelenou tečkou, jehož těžiště bylo v obou měřeních přímo uprostřed.



Obr. č. 3.5: Lokalizace těžiště pěti pacientů v obou časových obdobích

Změnu rozložení hmotnosti na dolní končetiny mezi sledovanými obdobími zobrazuje obrázek č. 3.6. Po 3 týdnech od operace čtyři z pěti pacientů výrazně více zatěžovali levou dolní končetinu (v intervalu 56 až 69 %) a odlehčovali operovanou pravou končetinu. Po 3 měsících od operace se převažující zatížení levé končetiny u těchto čtyř pacientů zmenšilo, ale stále bylo mírně přítomno (v intervalu 52 až 55 %). Výjimkou byl pacient AŠ, u kterého po 3 měsících byla více zatížena pravá končetina (z 51 %). Pacient TV stejně jako při hodnocení lokalizace těžiště dosáhl nejlepších možných výsledků a v obou sledovaných obdobích zatěžoval obě dolní končetiny z 50 %.

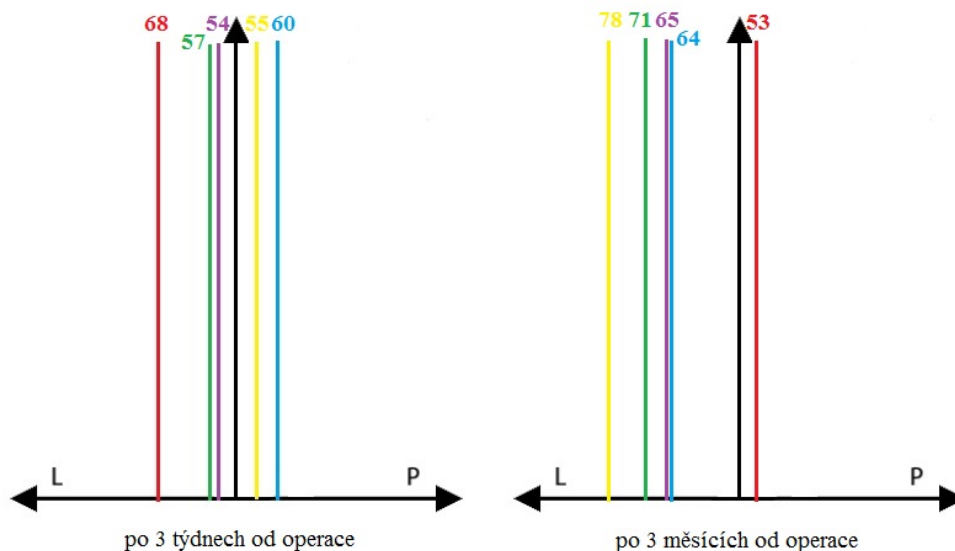


Obr. č. 3.6: Rozložení zatížení dolních končetin v obou sledovaných obdobích, čísla reprezentují procentuální hodnoty převahy dané strany

Obrázek č. 3.7 zobrazuje stranovou preferenci trupu všech pěti pacientů v obou sledovaných obdobích. Výsledky byly naměřeny bez zpětné zrakové vazby, čímž se

zvýraznily přítomné stranové preference. Zajímavé je, že pacienti dosahují lepších výsledků v období po 3 týdnech od operace. Čtyři z pěti pacientů mají převahu jedné strany nižší než 60 %. U dvou jde o převahu strany pravé, a u dvou o převahu strany levé. Pouze u pacienta AŠ převažovala pravá strana ze 68 %. Po 3 měsících od operace došlo u čtyř pacientů ke zhoršení a zároveň k posunu stranové preference k levé straně. Výjimkou je opět pacient AŠ, u něhož se preference posunula doprava a výsledná úsečka byla ze všech pacientů nejbližší k ideální střední hodnotě 50 %.

Během měření se zrakovou kontrolou byly v obou testovacích obdobích hodnoty stranové preference pacientů vždy pod 56 % a nenabízely výraznější možnost vzájemného porovnání. Z toho vyplývá, že stranové preference se u pacientů vyskytovaly, ale všichni je dokázali vědomě zkorigovat, když měli možnost zrakové kontroly. To platí především pro testování po 3 měsících od operace.



Obr. č. 3.7: Stranové preference trupu pěti pacientů v obou časových obdobích, měřeno bez zrakové kontroly, čísla reprezentují procentuální hodnoty převahy dané strany

4. Diskuze

Jedním z předběžně stanovených cílů práce bylo zjistit, zda se liší úspěšnost terapeutického využití přístroje Imoove u pacientů po operační implantaci totální kloubní endoprotézy kolenního a kyčelního kloubu. Ukázalo se však, že po operační implantaci totální endoprotézy kolenního kloubu není vhodné na přístroji Imoove cvičit v popsaném základním postavení během prvních tří týdnů po operaci. Důvodem byl pacienty udávaný diskomfort až značná bolest během cvičení. Současně místo potřebné extenze pacienti během pohybů balanční plošiny zůstávali v operovaném kolenním kloubu ve flekčním postavení. Toto flekční postavení zvyšovalo obtížnost cvičení nad optimální úroveň. Současně nedostatečný rozsah pohybu kolenního kloubu do flexe kompenzovali pohybem trupu, což bylo v rozporu s požadovaným držením těla. Během cvičení by se většina pohybu měla odehrávat v oblasti pánve a v kloubech dolních končetin, zatímco trup, horní končetiny a hlava mají zůstat stabilní a téměř bez pohybu. Ač náhrada kolenního kloubu oproti kloubu kyčelnímu lépe odolává zátěži během cvičení na balanční plošině, z důvodu bolesti nebylo možno pacienty podrobit testu Dynamic Live Control. Přístroj Imoove lze však během fyzioterapie po operační náhradě kolenního kloubu úspěšně využít jinými způsoby. Pohyblivost a rozsahy pohybu operovaných kloubů se u sledovaných pacientů postupně orientačně zvětšovaly, nebylo ovšem možno výsledky kvantifikovat a vzájemně porovnat s využitím softwaru přístroje Imoove.

Testování pacientů bylo provedeno pouze ve dvou časových obdobích (3 týdny a 3 měsíce od operace). Vzhledem k možnosti detailnějšího porovnání a kvantifikaci postupného zlepšování měřených parametrů by bylo vhodné testování provést i na samotném začátku pacientovy rehabilitace. To však nebylo možné, jelikož i při nastavení nejnižší úrovně programu Dynamic Live Control by cvičení bylo pro pacienta příliš obtížné a nebezpečné. S podobnou komplikací se setkali také Lemay a kol. (2013) ve své studii provedené s využitím přístroje The Smart Balance Master. Jejich pacienti z důvodu velké nestability nebyli schopni udržet rovnováhu v celém měřeném úseku a pouze jeden z testů byli schopni dokončit všichni.

Fyzioterapie s využitím přístroje Imoove pomohla pacientům dosáhnout lepších výsledků ve všech sledovaných kategoriích s výjimkou stranové preference trupu

v druhém sledovaném období. K nejvýraznějšímu zlepšení mezi sledovanými obdobími došlo v kategorii posturální koordinace a to v případě měření bez zpětné zrakové vazby. Měřením bez možnosti zrakové kontroly se zvýraznily přítomné stranové preference. Také Majewska a kol. (2018) uvádí, že během jejich studie byl posturální test pacientů po náhradě kyčelního kloubu provedený se zavřenými očima více senzitivní v detekci propioceptivního deficitu. Důvodem velkého bodového nárůstu byly špatné výsledky v období 3 týdnů od operace. Jelikož během měření se zpětnou zrakovou vazbou byl ve stejném období průměrný výsledek o 42 % lepší, lze usuzovat, že již po 3 týdnech od operace pacienti dokázali vědomě svojí posturu zkorigovat, ale při vyloučení možnosti zrakové kontroly se špatná posturální koordinace ozřejmila. To potvrzuje i čtyřikrát nižší velikost zlepšení mezi sledovanými obdobími v případě porovnání výsledků naměřených se zpětnou zrakovou vazbou.

V kategorii rozložení hmotnosti na dolní končetiny bylo také pozorováno zlepšení mezi sledovanými obdobími. To je v souladu se studií Pethe-Kania a kol. (2017), kteří testovali rozložení hmotnosti na dolní končetiny u pacientů po náhradě kyčelního kloubu. Autoři uvádí, že zlepšení v rozložení hmotnosti bylo větší u skupiny cvičící na balančních plochách, než u kontrolní skupiny s klasickou fyzioterapií bez využití labilních ploch. Dále uvádějí, že tento efekt pravděpodobně nebude mít dlouhého trvání a po ukončení tréninku na labilních plochách postupně vymizí. V této bakalářské práci proběhlo druhé testování po 9 týdnech bez cvičení na labilních plochách a výsledky se naopak zlepšily, což je v rozporu se zmíněnou studií. Z důvodu malého počtu probandů nelze dosažené výsledky hodnotit jako relevantní, lze tedy pouze předpokládat, že efekt přetrvává i po dvou měsících od ukončení terapie. Otázkou zůstává, zda by se dosažené výsledky u sledovaných pacientů začaly zhoršovat při dalším otestování s větším časovým odstupem. Specifikem kategorie rozložení hmotnosti na dolní končetiny však bylo, že v období 3 týdnů od operace nebylo žádoucí, aby pacienti dosahovali nejlepších možných výsledků. Nejlepšími výsledky bylo zatížení obou nohou z 50 %. Kolář (2012) však uvádí, že pacient by měl zpočátku končetinu přikládat na zem pouze vlastní vahou bez přidání hmotnosti celého těla. Plné zatěžování operované končetiny doporučuje až 3 měsíce po operaci. Pacienti proto byli – především v prvních dnech – během cvičení instruováni, aby větší vahou stáli na levé dolní končetině. Toto doporučení v menší míře platilo i v průběhu testování po 3 týdnech. Proto, ač pacient TV dosáhl v testu výsledku 50 %, bylo mu vytýkáno nadměrné zatěžování operované končetiny.

Nadměrnému zatěžování odpovídaly i výsledky v kategorii lokalizace těžiště, ve které měl pacient TV po 3 týdnech od operace těžiště přesně uprostřed opěrné báze.

Jedinou kategorií, ve které pacienti dosahovali lepších výsledků po 3 týdnech od operace, byla stranová preference trupu. Důvodem pro zhoršení výsledků může být trvalé přetěžování levé poloviny trupu v domácím prostředí. Všichni sledovaní pacienti přiznali, že navzdory instrukcím začali chodit s oporou pouze o levou francouzskou berli. Orientačně s chůzí o jedné berli začali v období 8. a 9. týdne od operace. Z toho vyplývá, že celý měsíc před druhým testováním více zatěžovali levou polovinu trupu. Během testu Dynamic Live Control se nový motorický stereotyp mohl manifestovat zvýšenou aktivitou levé strany trupu, která byla přístrojem zaznamenána.

Pozitivem výsledného zhodnocení stability je v případě přístroje Imoove jejich konkrétnost. Nejen že přístroj Imoove poskytne výsledky s konkrétním hodnocením posturální koordinace a posturální strategie, ale současně dokáže specifikovat přesné hodnoty pro stabilitu dolních končetin a také pro stabilitu trupu. To může být dále nápomocné v diagnostice zdroje potíží pacienta. V porovnání s funkčními klinickými testy stability jde o významný přínos, ač i v případě přístroje Imoove platí, že jelikož jde o multifaktoriální proces, tak neexistuje způsob testování, který by obsáhl všechny složky podílející se na udržení posturální stability (Kováčiková a kol., 2014). Majewska a kol. (2018) uvádí, že přesné otestování rovnováhy a posturální kontroly na přístroji s balanční plošinou by mělo být základní součástí komplexního hodnocení funkčního stavu pacienta v různých obdobích po operační náhradě kyčelního kloubu.

Funkční klinické testy stability hodnotí stabilitu pouze jako celek. Jejich nezpochybnitelnou výhodou je jednoduchost provedení i vyhodnocení testu, který může být proveden kdykoliv dle potřeby, a především cenová nenáročnost. To jsou hlavní nedostatky přístroje Imoove oproti funkčním klinickým testům. Příkladem funkčního klinického testu je tzv. Véleho test. Véle (2012) předpokládá, že pokud je pacientova stabilita zhoršena, zvyšuje se aktivita bérceových svalů a aktivita v oblasti prstů nohou. Hodnocení tedy v tomto případě probíhá pozorováním těchto oblastí. Test má čtyři stupně výsledného hodnocení, z nichž každý je definován. Z toho vyplývá, že jde o mnohem méně konkrétní testování než v případě přístroje Imoove, jelikož výsledkem je pouze zařazení do jedné ze čtyř definovaných kategorií. Přístroj Imoove naopak kvantifikuje pacientovu stabilitu přesnou hodnotou na škále 0 – 100. Horak a kol.

(2009) přišli s návrhem komplexního hodnocení stability s názvem: Balance Evaluation Systems Test (BESTest), který si kladl za cíl nejen ohodnotit pacientovu stabilitu, ale v případě zjištěné patologie diagnostikovat příčinu problémů. Test využívá labilních ploch, ale nikoliv přístrojově ovládaných jako v případě plošiny Imoove. Přesnost hodnocení se tedy opět odvíjí od zkušeností a pozorovacích schopností fyzioterapeuta. Mancini a Horak (2010) uvádí, že využití dynamické posturografie (metoda měření stability na základě přizpůsobování se pacienta zevním podnětům – v tomto případě balanční plošině přístroje Imoove) dosahuje nejlepšího zhodnocení motorických i sensorických složek posturální stability. Nevýhodou ovšem je skutečnost, že hodnocení stability je prováděno v přesné pozici definované dle použitého přístroje. Funkční klinické testy stability a Balance Evaluation Systems Test naopak hodnotí pacientovu stabilitu i při dalších polohách a situacích, jako je například vstávání ze sedu, natahování se pro předměty či chůze. Tyto limitující faktory jsou v souladu se závěry studie provedené s využitím přístroje The Smart Balance Master. Testování stability na tomto přístroji také vyžaduje, aby chodidla pacienta zůstala po celou dobu měření bez pohybu. Proto například při chůzi, kdy se chodidla musí přizpůsobovat nerovnostem terénu či pohybům těla, může být pacientova rovnováha odlišné kvality než by odpovídalo výsledkům testu (Lemay a Nadeau, 2013).

Jak již bylo zmíněno, hlavní nevýhodou přístrojů Imoove nebo Smart Balance Master je jejich velmi vysoká pořizovací cena, prostorové nároky a z nich vyplývající nemobilita přístroje. V případě přístroje Smart Balance Master je další nevýhodou obtížnější analýza výsledků a nutná přítomnost fyzioterapeuta se zkušenostmi s obsluhou zařízení během cvičení. Zkušený fyzioterapeut musí být přítomen i během cvičení na přístroji Imoove. V testu Dynamic Live Control přístroje Imoove jsou výsledky vyhodnoceny softwarem, ale je nutné před spuštěním testu zkorigovat pacienta do přesně definované pozice. Chang a kol. (2013) ve své práci navrhli zařízení na měření rovnováhy založené na balanční plošině Wii Fit, kterou připojili k vyhodnocovacímu softwaru s databází. Pořízení balanční plošiny Wii Fit bylo ekonomicky výrazně přijatelnější a zařízení bylo jednodušší na používání. I mobilita přístroje byla výrazně vyšší, než v případě přístrojů Imoove a Smart Balance Master.

Kvalita získaných výsledků nedosahovala stejné úrovně jako u zmíněných dvou dražších přístrojů, ale současně nebyla významně horší. Přístroj Wii Fit nedokázal zachytit nepatrné posuny těžiště či mírné přetěžování jedné končetiny. Rozdílem také

bylo, že zatímco balanční plošina Wii Fit hodnotí pouze rovnováhu, přístroje Imoove a Smart Balance Master vyhodnocují i další parametry, které je možno využít v diagnostice příčin zhoršené rovnováhy pacienta. Punt a kol. (2017) balanční plošinu Wii Fit úspěšně využili k rehabilitaci pacientů po distorzi hlezenního kloubu. Specifikem této studie bylo, že pacienti cvičili bez odborného dohledu. Skupina pacientů po šesti týdnech samostatného domácího cvičení dosáhla podobného zlepšení jako skupina, která šest týdnů rehabilitovala s fyzioterapeutem. To naznačuje, že balanční plošinu Wii Fit lze využít jako alternativní rehabilitační metodu, která je cenově přístupná širšímu okruhu pacientů. Také Chang a kol. (2013) uvádí, že zařízení Wii Fit lze využít jako levnou variantu dynamické posturografie. Současně je tato balanční plošina ideálním nástrojem pro zlepšení rovnováhy a s tím související posílení svalstva dolních končetin i trupu. Autoři doporučují širší využití balanční plošiny Wii Fit jako alternativního přístroje k dražším přístrojům typu Imoove či Smart Balance Master (Chang a kol., 2013).

5. Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo analyzovat terapeutický efekt přístroje Imoove u pacientů po implantaci totální kloubní endoprotézy. Z naměřených výsledků byl patrný pozitivní efekt využití labilní plochy během rehabilitace, ale vzhledem k velice omezenému souboru sledovaných probandů, nelze výsledky hodnotit jako relevantní. Pacienti se mezi sledovanými obdobími zlepšili v šesti sledovaných kategoriích ze sedmi. Výjimkou byla stranová preference trupu, u které mezi prvním a druhým měřením došlo ke zhoršení. To odpovídá i na druhou otázku bakalářské práce, zda dojde ke zlepšení všech sledovaných parametrů nebo jen některých.

První stanovenou otázkou, zda efekt terapie bude patrný spíše v menším nebo větším časovém odstupu od operace, nelze jednoznačně zodpovědět. Důvodem je neprovedené testování před začátkem rehabilitace. Testování nebylo možné, jelikož i při nastavení nejnižší úrovně testovacího programu Dynamic Live Control by cvičení bylo pro pacienty příliš obtížné a nebezpečné. Orientačně bylo patrné, že od začátku do ukončení rehabilitace došlo u všech pacientů ke zlepšení, nebylo však možno výsledky kvantifikovat.

Třetí položená otázka se zabývala přetrváním efektu rehabilitace s využitím labilní plochy i po ukončení rehabilitace. Výsledky naznačují, že pozitivní efekt přetrvál, jelikož i po 9 týdnech bez cvičení na labilní ploše se sledované parametry zlepšily. Zmíněnou výjimkou byla stranová preference trupu, což mohlo být zapříčiněno nevhodným používáním pouze jedné francouzské berle v domácím prostředí.

Odpověď na čtvrtou otázku, zda je terapeutické využití přístroje Imoove rozdílné při náhradě kyčelního nebo kolenního kloubu, byla jednoznačná. Důvodem byla nemožnost testovat pacienty po náhradě kolenního kloubu během prvních tří týdnů po operaci. Tito pacienti byli během cvičení limitováni diskomfortem až značnou bolestí. Současně pohyb prováděli špatným pohybovým stereotypem, způsobeným sníženým rozsahem pohybu po operaci. Po náhradě kyčelního kloubu mohli pacienti na přístroji cvičit bez výraznějšího omezení. Terapeutické využití je tedy větší v případě náhrady kyčelního kloubu. Přístroj Imoove lze během rehabilitace po náhradě kolenního kloubu úspěšně

využit jinými způsoby. Nebylo ovšem možno výsledky kvantifikovat a vzájemně porovnat s využitím softwaru přístroje Imoove.

6. Seznam literatury

6.1. Publikace:

ANDREWS J. G. (1987). The functional roles of the hamstrings and quadriceps during cycling: Lombard's Paradox revisited. *Journal of Biomechanics*. 1987. **20** (6), 565–575.

BARTONÍČEK, J. et al. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 1. vydání. Praha: Avicenum, 1991. 249 s. ISBN 80-201-0151-9.

BELMONT, P. J. Morbidity and Mortality in the thirty-day period following total hip arthroplasty: risk factors and incidence. *The Journal of Arthroplasty*. 2014. **29** (10), 2025 – 2030. DOI: 10.1016/j.arth.2014.05.015

BERGER, R. A. a kol. Rapid rehabilitation and recovery with minimally invasive total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004, **429**, 239 – 247. DOI: 10.1097/01.blo.0000150127.80647.80

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 3. upravené vydání. Praha: Grada Publishing, 2011. 497 s. ISBN 978-80-247-3817-8

DORR L. D. Editorial Comment: Why do MIS THR? *Seminars in Arthroplasty*. 2007, **18** (4), 222-225. DOI: 10.1053/j.sart.2007.09.002

DUNGL, P. a kol. *Ortopedie*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.

FARALDO-GARCÍA A. a kol. Influence of age and gender in the sensory analysis of balance control. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2012, **269**(2), 673 - 677

FARALDO-GARCÍA A. a kol. Postural changes associated with ageing on the sensory organization test and the limits of stability in healthy subjects. *Auris Nasus Larynx*. 2016, **43**(2), 149 – 154

GIEBALY, D. E. a kol. Cementless hip implants: an expanding choice. *Hip International*. 2016, **26** (5), 413–423. ISSN 11207000.

HALL, M. a kol. Muscle activity amplitudes and co-contraction during stair ambulation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2015, **25**, 298-304.

HORAK, F., Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006, **35**(2). DOI: 10.1093/ageing/afl077

HORAK, F. a kol. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*. 2009, **89**(5), 484 – 498. DOI: 10.2522/ptj.20080071. ISSN 15386724.

CHANG, W. a kol. Validity and Reliability of Wii Fit Balance Board for the Assessment of Balance of Healthy Young Adults and the Elderly. *Journal of physical therapy science*. 2013, **25**(10), 1251 – 1253

IMOOVE. Kompenzační strategie. Sport-Fyzio Medicína. 2016.

IMOOVE. Prezentace Imoove – moderní pohybová technologie pro fyzioterapii. Praha. 2015.

JOHANSON, P. a kol. Outcome in design-specific comparisons between highly crosslinked and conventional polyethylene in total hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica*. 2017, **88**(4), 363–369. ISSN 17453674.

KALICHOVÁ, M. *Biomechanika*. Brno: Masarykova univerzita, 2014, 60 s. ISBN 978-80-210-7354-8.

KHANUJA H. S., a kol. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. The Journal of bone and joint surgery. American Volume. 2011; **93** (5), 500-509

KISNER, C. a COLBY L. A. *Therapeutic exercise: foundations and techniques*. 6. vydání. Philadelphia: F. A. Davis, 2012, s. 721-722. ISBN 9780803625747

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2012, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOVÁČIKOVÁ, Z., a kol. Hodnocení posturální stability pomocí funkčních testů u skupiny transtibiálně amputovaných (Pilotní studie). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2014, **21**(2), 51-55

KREMERS, H. M. a kol. Diabetes Mellitus, Hyperglycemia, Hemoglobin A1C and the Risk of Prosthetic Joint Infections in Total Hip and Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. **30** (3), 439-443

KUMHAR V. a SARDA A. Design and Analysis of Total Elbow Replacement Joint. *International Journal of Engineering Research and Applications*, 2017, **7** (4), 24-27. ISSN 22489622.

KURTZ, S. a kol. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2011, **469**(8), 2262–2277. ISSN 1528-1132. DOI: 10.1007/s11999-011-1872-4

KWOK H. Y. a kol. Does Pre-Operative Physiotherapy Improve Outcomes in Primary Total Knee Arthroplasty? – A Systematic Review. *The Journal of Arthroplasty*. 2015, **30** (9), 1657–1663. DOI: 10.1016/j.arth.2015.04.013

LEARMONTH, I. D. a kol. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007, **370** (9597), 1508–1519. ISSN: 01406736

LEMAY, J. a NADEAU S. Potential od the Smart Balance Master systém to assess standing balance in people with incomplete spinal cord injury. *Journal od rehabilitation medicine*. 2013, **45**(1), 55 – 60

LEWIS, P. a kol. Comparison of mid-term clinical outcomes after primary total hip arthroplasty with Oxinium vs cobalt chrome femoral heads. *Orthopedics*. 2008, **31**(12). ISSN 1938-2367.

MACDONALD, N. a BANKES M. Ceramic on ceramic hip prostheses: a review of past and modern materials. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2014, **134**(9), 1325–1333. ISSN 1434-3916. Dostupné z: doi:10.1007/s00402-014-2020-x

MAJEWSKA, J. a kol. The Assessment of Static Balance in Patients after Total Hip Replacement in the Period of 2-3 Years after Surgery. *BioMed Research International*. 2018. ISSN 23146133

MALONEY W. J. a kol. Bone lysis in well-fixed cemented femoral components. *The Journal of bone and joint surgery*. British volume. 1990, **72(6)**, 966-970

MANCINI, M. a HORAK, F., The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010. **46(2)**, 239 – 248

NOKHAM, R. a KITISRI Ch. Effect of square-stepping exercise on balance in older adults: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*. 2017, **6(3)**, 183 – 190. DOI: 10.7600/jpfsm.6.183.

PANTI, J. P. a kol. Clinical and radiologic outcomes of the second-generation Trabecular Metal™ glenoid for total shoulder replacements after 2–6 years follow-up. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2016, **136(12)**, 1637–1645

PETHE-KANIA, K. a kol. The follow-up posturography in rehabilitation after total hip arthroplasty. *Acta Of Bioengineering And Biomechanic*. 2017, **19(1)**, 97 – 104

PHILIPPOU, T. a kol. Rehabilitace po totální náhradě kyčelního a kolenního kloubu. *Časopis lékařů českých*. 2016, **155 (8)**, 427-432. ISSN 0008-7335.

PUNT, I. a kol. Effect of Wii Fit (TM) exercise therapy on gait parameters in ankle sprain patients: A randomized controlled trial. *Gait & Posture*. 2017, **58**, 52 – 58

RASCH, A. a kol. Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta orthopaedica*. 2010, **81(2)**, 183 - 188

RIEMER, B a kol. Iliopsoas tendon impingement following total hip replacement surgery. *SA orthopaedics Journal*. 2015, **14 (4)**, 47-52. DOI: 10.17159/2309-8309/2015/v14n4a6.

RYCHLÍKOVÁ, E. *Funkční poruchy kloubů končetin Diagnostika a léčba*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2002. 256 s. ISBN 80-247-0237-1.

SIMOVÁ, M. Rehabilitácia u pacientov po implantácii totálnych endoprotéz bedrových a kolenných kĺbov. *Rehabilitácia*, 2007, vol. 44, No. 2, s. 73-84.

SOSNA, A. a kol. *Náhrada kyčelného kĺbu. Rehabilitace a režimová opatření*. 1. vydání. Praha: Triton, 2003. 62 s. ISBN 80-7254-302-4.

TONI, A. a kol. 3rd generation alumina-on-alumina in modular hip prosthesis: 13 to 18 years follow-up results. *Hip International* [online]. 2017. **27**(1), 8–13. ISSN 11207000. Dostupné z: doi:10.5301/hipint.5000429

TRČ, T., ŠTASTNÝ, E., Rehabilitace po impantaci TEP kolenního kĺbu. *Ortopedie*. 2013, **7**(2), 52-56. ISSN 1802 - 1727.

VAVŘÍK, P. *Endoprotéza kolenního kĺbu: průvodce obdobím operace, rehabilitací a dalším životem*. 1. vydání. Praha: Triton, 2005, 82 s. Učební texty (Univerzita Karlova). ISBN 80-725-4549-3.

VÉLE, F. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton, 2012. 222 s. ISBN 978-80-7387-608-1.

VÉLE F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vydání. Triton, 2006, ISBN 80-7254-837-9.

VOJTA, V. a PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada, 2010, 180 s. ISBN 978-80-247-2710-3

WILLMANN, G., Ceramic femoral head retrieval data. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2000, (379), 22 – 28

ZUBINA, P. Problematika totální endoprotézy kyčelního kĺbu v systému sociálního zabezpečení České republiky. *Revizní a posudkové lékařství*. 2016, **19**(2), 51 – 67

6.2. Internetové zdroje:

Ebay.com: OFFICIAL Nintendo Wii Fit Balance Board [online]. [cit. 2018-03-18]. Dostupné z: <https://www.ebay.com/itm/OFFICIAL-Nintendo-Wii-Fit-Balance-Board-Feet-Risers-WiiFit-no-game-genuine-OEM-/331995627296>

LEOPOLD, S. S. What is Hip Replacement? A Review of Total Hip Arthroplasty. In: *UW Orthopaedics and Sports Medicine, Seattle* [online]. 2013-01-04 [cit. 2017-06-19]. Dostupné z: <http://www.orthop.washington.edu/?q=patient-care/articles/hip/what-is-hip-replacement-a-review-of-total-hip-arthroplasty.html>

SIMON, H. Hip joint replacement – series – Aftercare [online]. 2016-03-21 [cit. 2017-05-22]. Dostupné z: <http://www.umm.edu/health/medical/reports/presentations/hip-joint-replacement-series>

Symmetry Physical Therapy: The Strategies to Maintain Balance [online]. Symmetry Physical Therapy: One-on-one patient care © 2016. Poslední změna 2017-08-29 [cit. 2018-03-15]. Dostupné z: <http://symmetryptmiami.com/strategies-maintain-balance/>

Seznam obrázků

Obr. č. 2.1: Cementovaná a necementovaná endoprotéza kyčelního kloubu.....	16
Obr. č. 2.2: Typy balanční strategie.....	27
Obr. č. 2.3: Přístroj Imoove 300.....	28
Obr. č. 2.4: Pohyby balanční plochy.....	28
Obr. č. 2.5: Pohyby balanční plošiny.....	28
Obr. č. 2.6: Zapojení kloubů celého těla při cvičení na přístroji.....	28
Obr. č. 2.7: Smart Balance Master od společnosti Neurocom.....	30
Obr. č. 2.8: Wii Fit Balance Board.....	30
Obr. č. 3.1: Ideální pozice během cvičební jednotky a testu Dynamic Live Control.....	33
Obr. č. 3.2: Ideální pozice během cvičební jednotky a testu Dynamic Live Control.....	33
Obr. č. 3.3: Lokalizace těžiště a rozložení hmotnosti na dolní končetiny.....	36
Obr. č. 3.4: Stabilita a stranová preference trupu.....	37
Obr. č. 3.5: Lokalizace těžiště pěti pacientů v obou časových obdobích.....	41
Obr. č. 3.6: Rozložení zatížení dolních končetin v obou sledovaných obdobích.....	41
Obr. č. 3.7: Stranové preference trupu pěti pacientů v obou časových obdobích.....	42

Seznam tabulek

Tabulka č. 3.1: Hodnoty testovaných pacientů po 3 týdnech od operace.....	38
Tabulka č. 3.2: Hodnoty testovaných pacientů po 3 měsících od operace.....	38

Seznam grafů

Graf č. 3.1: Srovnání zprůměrovaných hodnot pěti pacientů v obou sledovaných obdobích.....	39
Graf č. 3.2: Srovnání zprůměrovaných hodnot naměřených bez zrakové zpětné vazby pěti pacientů v obou sledovaných obdobích.....	40

Seznam příloh

Příloha č. 1: Informovaný souhlas pacienta – vzor.....	57
Příloha č. 2: Zobrazení výsledků softwarem přístroje Imoove.....	58

7. Přílohy

Příloha č. 1: Informovaný souhlas pacienta – vzor

Informovaný souhlas pacienta

Název bakalářské práce (dále jen BP):

Stručná anotace BP (shrnutí tématu a průběhu zpracování BP prezentované pacientovi):

Jméno a příjmení pacienta:

Datum narození:

Kazuistika pacienta pod číslem:

1. Já, níže podepsaný/á souhlasím s účastí v BP, jejíž výsledky budou anonymně zpracovány formou kazuistiky. Je mi více než 18 let.
2. Byl/a jsem podrobně a srozumitelně informován/a o cíli BP a jejích postupech, průběhu zpracování, a formě mé spolupráce. Byl mi vysvětlen očekávaný přínos BP.
3. Porozuměl/a jsem tomu, že svou účast mohu kdykoliv přerušit či zcela zrušit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mé další léčby. Moje účast v kazuistice BP je dobrovolná.
4. Kazuistika bude v BP uveřejněna přísně anonymně bez jakýchkoliv osobních údajů.
5. S účastí v kazuistice BP není spojeno poskytnutí žádné finanční ani jiné odměny.

Datum:

Podpis pacienta:

Podpis studenta:

Příloha č. 2: Zobrazení výsledků softwarem přístroje Imoove. Zdroj: přístroj Imoove



DYNAMIC LIVE CONTROL



DURATION : 1 min
CITLIVOST : 2

PACIENT: autor práce
DATUM: 2017-08-18 12:22
VÝSLEDKY:

SUPPORTS : Výsledek stability = 84 bodů
Distribution: 49%/51% = 98 bodů

TRUNK : Výsledek stability = 92 bodů
Distribution: 51%/49% = 98 bodů

Postural coordination: 49.5 s = 82 bodů

POSTURAL STRATEGY = 9.1 / 10

