

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2.LF UK a FN Motol

Monika Hrachovcová

**Lokomoce při použití pomůcek a její
energetická náročnost**

Bakalářská práce

Praha 2017

Autor práce: **Hrachovcová Monika**

Vedoucí práce: **MUDr. Kryštof Slabý**

Oponent práce: **Mgr. Lenka Babková**

Datum obhajoby: **2017**

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Monika Hrachovcová

Název bakalářské práce: Lokomoce při použití pomůcek a její energetická náročnost

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2.LF UK a FN Motol

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Kryštof Slabý

Rok obhajoby bakalářské práce: 2017

Abstrakt

Cílem práce je shrnutí poznatků o používání lokomočních opěrných pomůcek a jejich vlivu na chůzi na základě údajů z odborné literatury a studií vyhledaných v databázích PubMed a ScienceDirect. Studie se týkají vlivu na parametry chůze a energetickou náročnost chůze. První část práce se obecně zabývá opěrnými lokomočními pomůckami, jejich použitím a vlivem na parametry chůze. V druhé části je rozebírán energetický výdej při chůzi, jeho měření a energetická náročnost chůze s pomůckami. Dle požadavků pacienta, jeho celkového zdravotního stavu a kardiorepirační rezervy je možné posoudit vhodnost pomůcky. Znalost biomechaniky a energetických nároků používání lokomočních pomůcek může optimalizovat jejich využití v rehabilitačním procesu a terapeutické intervenci.

Klíčová slova: lokomoce, lokomoční pomůcky, energetický výdej, spotřeba kyslíku

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author's first name and surname: Monika Hrachovcová

Title of the bachelor thesis: Walking Aid Assisted Locomotion and Its Energy Expenditure

Department: Department of Rehabilitation and Sport Medicine, 2nd Faculty of Medicine and University Hospital Motol

Supervisor: MUDr. Kryštof Slabý

The year of presentation: 2017

Abstract:

The aim of this thesis paper is to summarize findings about gait with walking aids. The PubMed and ScienceDirect databases were searched for studies dealing with walking aid usage, influence of walking aids on gait parameters and gait energy expenditure. The first part of the thesis is about walking aids in general and their influence on gait parameters. The second part describes energy expenditure of normal gait, its measurement and energy expenditure of walking aid assisted gait. A proper walking aid could be prescribed according to patient's requirements, his health state and cardiopulmonary condition. The knowledge of biomechanics and energy demands of assisted gait could optimize rehabilitation and therapeutic intervention.

Key words: locomotion, walking aids, energy expenditure, oxygen rate, oxygen cost

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

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Kryštofa Slabého, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze **2. 5. 2017**

Monika Hrachovcová

Poděkování

Děkuji MUDr. Kryštofu Slabému za odborné vedení mé bakalářské práce.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	4
1 ÚVOD.....	7
2 LOKOMOCE A LOKOMOČNÍ POMŮCKY.....	9
2.1 Lokomoce.....	9
2.1.1 Krokový cyklus	9
2.1.2 Parametry chůze	9
2.1.3 Předpoklady chůze	10
2.2 Lokomoční pomůcky.....	10
2.2.1 Benefity pomůcek	11
2.2.2 Komplikace při používání pomůcek.....	12
2.2.3 Druhy lokomočních pomůcek	13
2.2.3.1 Hole	13
2.2.3.2 Berle	17
2.2.3.3 Chodítka	21
2.2.3.4 Ortézy a funkční elektrická stimulace	24
3 ENERGETICKÁ NÁROČNOST CHŮZE.....	27
3.1 Výdej energie	27
3.1.1 Celkový a čistý výdej energie	28
3.2 Měření energetického výdeje.....	28
3.2.1 Kalorimetrie	28
3.2.2 Měření pomocí srdeční frekvence	30
3.3 Energetická účinnost chůze.....	30
3.4 Pozornost, automacie řízení chůze.....	33
3.5 Energetická náročnost chůze s pomůckami.....	34
3.5.1 Hole	35
3.5.2 Berle	36
3.5.3 Chodítka	40
3.6 Výběr pomůcky	42
4 DISKUSE	44
5 ZÁVĚR.....	50
6 KAZUISTIKA	51
7 REFERENČNÍ SEZNAM	56
8 SEZNAM OBRÁZKŮ	66

SEZNAM ZKRATEK

ATP	adenosintrifosfát
CO ₂	oxid uhličitý
DMO	dětská mozková obrna
FES	funkční elektrická stimulace
O ₂	kyslík
O ₂ cost	spotřeba kyslíku na jeden metr
O ₂ rate	spotřeba kyslíku za minutu
PCI	Physiological Cost Index
RQ	respirační kvocient
STPD	standard temperature, pressure, dry
VO ₂ max	maximální spotřeba kyslíku
VO ₂ peak	vrcholová spotřeba kyslíku
VZP	Všeobecná zdravotní pojišťovna

1 ÚVOD

Pohyb je charakteristikou živého organismu a s jeho omezením člověk částečně ztrácí možnost sebeobsluhy a realizace. Pokles mobility ovlivňuje schopnost vykonávat osobní činnosti a odráží se na míře závislosti na ostatních a na kvalitě života (Martins, Santos, Frizera-Neto & Ceres, 2012).

Základním a nejběžnějším typem lokomoce člověka je chůze. V průběhu života dochází k výskytu patologií a snižování kapacit různých tělesných systémů člověka a možnost chůze je omezována.

K nesprávnému vývoji mechanismu chůze nebo jeho alteraci může dojít z různých důvodů – postižením muskuloskeletálního systému – úrazem či vrozenou vadou; neurologickým deficitem, smyslovým postižením, dekondíci. Reedukace chůze je jedním z hlavních cílů rehabilitace u neurologických a ortopedických poranění či onemocnění.

V rámci rehabilitačního programu se užívají pomůcky, které mají zlepšit pacientovu sebeobsluhu a kvalitu života. Mezi rehabilitační pomůcky se řadí i pomůcky lokomoční, které umožňují či zlepšují mobilitu pacienta.

Pomůcky mají vliv na fyzickou i psychickou stránku člověka, na jeho nezávislost a kvalitu života. Použití pomůcek přináší úlevu od bolesti a zjednodušení lokomoce, ale může se pojit i se zvýšenými nároky a různými riziky (Bateni & Maki, 2005).

Ve Spojených státech amerických užívá lokomoční pomůcku 24% lidí nad 65 let (8 506 000), z toho třetina používá více různých pomůcek (platné pro rok 2011) (Gell, Wallace, LaCroix, Mroz & Patel, 2015).

Pro porozumění vlivu pomůcek na lokomoci, především chůzi, jsou prováděny studie, při kterých je pohyb analyzován, jsou vypočítávány síly působící na klouby a jejich momenty a zatížení kloubů, je monitorována spotřeba kyslíku a energetický výdej při chůzi. Je zkoumán vliv pomůcek na chůzi u pacientů s různými diagnózami.

Použití pomůcek klade na uživatele určité nároky, které musí být brány v potaz při výběru pomůcky. Aby byly pro uživatele opravdu přínosné, je třeba se s nimi naučit správně zacházet.

Lokomoční pomůcky lze rozdělit na opěrné, kompenzační a substituční. Tato práce se zabývá pomůckami opěrnými. Cílem práce je shrnutí poznatků o jejich používání na

základě studií vyhledaných v databázích PubMed, ScienceDirect a poznatků z odborné literatury. Studie se týkají vlivu na parametry chůze a energetické náročnosti chůze s pomůckami.

2 LOKOMOCE A LOKOMOČNÍ POMŮCKY

2.1 Lokomoce

Lokomoce je pohyb v prostoru, který je prováděn pomocí svalové činnosti. Tělo vykonává izolované pohyby (pohyby jednotlivých segmentů), jejichž výsledkem je pohyb celého organismu z místa na místo. Tato komplexní činnost vyžaduje nervovou řídicí kontrolu, zdroj energie, systém pák, který pohyb umožňuje, a síly, které tímto systémem hýbají (Gage & Schwartz, 2009).

Nejčastějším typem lokomoce člověka je chůze. Chůze je cyklický pohyb vykonávaný dolními končetinami. Při chůzi paže konají souhyby a trup rotuje. Pro některé jedince je jedinou fyzickou aktivitou. U zdravého jedince nevyžaduje příliš námahy, je efektivní a koordinovaná. To se mění s výskytem patologie (McArdle, Katch & Katch, 2010).

2.1.1 Krokový cyklus

Jednotkou chůze je krokový cyklus. Začíná úderem paty jedné nohy a končí úderem paty téže nohy. Krokový cyklus lze rozdělit na stojnou a švihovou fázi. Stojná fáze zaujímá 60% a švihová 40% doby trvání krokového cyklu. Podrobněji lze dělit krokový cyklus na osm fází (dle Vaughana et al.(1999)): 1.počáteční kontakt (0%) – 2.reakce na zatížení (0-10%) – 3.střed stojné fáze (10 – 30%) – 4.konečný stoj (30 – 50%) – 5.předšvihová fáze (50 – 60%) – 6.počáteční švih (60 – 70%) – 7.střed švihové fáze (70 – 85%) – 8.konečný švih (85 – 100%). Každá končetina musí v rámci krokového cyklu splnit funkci zatížení, nesení váhy a pohybu kupředu (Perry & Burnfield, 2010).

2.1.2 Parametry chůze

U chůze lze hodnotit prostorové a časové parametry. Prostorové parametry jsou délka kroku - délka od úderu paty jedné nohy do úderu paty druhé nohy, délka dvojkroku, přičemž délky jednotlivých složek (krok levou nohou, krok pravou nohou) by měly být odpovídající. Dále šířka kroku - měří se vzdálenosti plosek při kroku.

Mezi časové parametry lze zařadit trvání jednoho krokového cyklu. Čas krokového cyklu může být také uveden nepřímo skrze frekvenci kroků, která udává počet kroků za jednotku času. Lze měřit trvání jednoduché opory, dvojí opory a podíl těchto opor na krokovém cyklu.

2.1.3 Předpoklady chůze

Pro chůzi je nutná schopnost udržet tělo ve vzpřímené pozici, schopnost udržet rovnováhu a cyklický pohyb dolních končetin. Schopnost začít a ukončit lokomoční děj a schopnost se přizpůsobit vnějším podmínkám. Ke kompenzaci snížení předpokladů mohou přispět lokomoční pomůcky.

2.2 Lokomoční pomůcky

Lokomoční pomůcky jsou zahrnuty mezi rehabilitační pomůcky, které „přispívají ke zlepšení či stabilizaci zdravotního stavu nebo zabrání jeho zhoršení, kompenzují nebo zmírňují následky zdravotního postižení, substituují ztracenou funkci,...“ (Kolář et al., 2009, 536). Řadí se do adjuvatiky, která je částí oboru ortotika protetika. Adjuvatika se zabývá „kompenzací vztahu pohybově postiženého pacienta a jeho životního a pracovního prostředí“ (Matějíček in Dungal, 2014, 111). Kromě lokomočních pomůcek se do skupiny adjuvatik řadí i pomůcky pracovní a speciální polohovatelné postele (Matějíček in Dungal, 2014,111).

Pomůcky pro lokomoci jsou předepisovány pacientům, kteří mají problémy s chůzí. Pacientům s nejrůznějšími onemocněními a deficity, vzniklými na ortopedickém, neurologickém nebo metabolickém podkladě. Pomůcky mohou být využity po úrazech dolních končetin, páteře, kdy je třeba odlehčení příslušného tělesného segmentu. Pomáhají vzpřímené lokomoci po amputaci dolní končetiny. Užívají se při neurologických onemocněních, kdy je narušena schopnost chůze kvůli poruše řízení, slabosti či nedostatečné rovnováze.

Slouží pro kompenzaci disability zvýšením stability - zvětšením opěrné báze, redistribucí hmotnosti z dolních končetin, kompenzací nízké síly dolních končetin. Měly by zvýšit pacientovu jistotu a umožnit mu méně bolestnou a jednodušší lokomoci. Užívají se dočasně k reedukačním účelům či dlouhodobě k podpoře lokomoce (Strauss & Mourey, 2011; Moran et al., 2015).

Ve Spojených státech amerických používá pomůcku přibližně 24% obyvatel starších 65 let. Prevalence používání hole je 16,4% populace a chodítka 11,4% populace lidí starších 65 let (Gell et al., 2015).

Van der Esch, Heijmans & Dekker (2003) zkoumali použití pomůcek u pacientů s revmatoidní artritidou a s artrózou. Z 410 pacientů vlastnila pomůcku téměř polovina. Většina z pomůcek nebyla získána na předpis lékaře. Přibližně 30% vlastníků ji neužívalo. Pomůcky používali jedinci vyššího věku, trpící větší bolestí, ti, které nemoc více omezovala a ti, kteří měli s pomůckami kladné zkušenosti.

Častými uživateli pomůcek jsou senioři. „Ve stáří dochází k úbytku funkční zdatnosti na nízké úrovni potenciálu zdraví.“ (Kolář et al., 2009, 602) Dochází k poklesu mobility a rozvoji dalších geriatrických syndromů, které mohou být tímto poklesem dále potencovány (Kalvach et al., 2008).

U seniorů dochází k rozvoji hypomobility. Vede k tomu řada faktorů: pohybový dyskomfort, ztráta motivace, přerušení samozřejmého stereotypu dlouhodobých pohybových návyků, ubývání pohybové spontaneity, stud za pohybové postižení, deprese, kognitivní deficit, nežádoucí účinky léků, úzkost a strach, senzorický deficit, závažné poruchy zraku a sluchu, instabilita, bolest - především muskuloskeletální, pohybová omezení a poruchy motoriky, únava a dekonidice, svalová slabost, myopatie zvláště metabolické a endokrinní, větší otoky dolních končetin, výrazná obezita, dušnost, imperativní mikce či defekace, jiné somatické obtíže, nepřiměřená náročnost okolního prostředí a jeho bezpečnost. (Kalvach et al., 2008, 146 – 147)

Starším lidem jsou pomůcky předepisovány pro zvýšení mobility a zvýšení kvality života. Měly by sloužit ke snížení bolestivosti chůze, zlepšení rovnováhy, zlepšení postury, kompenzaci slabosti dolních končetin. Zvýšená mobilita umožní lépe dosáhnout zdravotnických a sociálních zařízení a umožňuje vykonávat více volnočasových aktivit, čímž je podpořen aktivní styl života seniorů (Stowe, Hopes & Mulley, 2010).

V České republice jsou pomůcky zaneseny v Číselníku VZP. Aby mohla být pomůcka na seznam přidána, musí být schválena. Pomůcky jsou rozděleny do podskupin. Lokomoční pomůcky spadají do skupiny č. 12. Pojišťovna na ně přispívá různými částkami.

2.2.1 *Benefity pomůcek*

Pomůcky poskytují větší opěrnou bázi během krokového cyklu a tím umožňují lépe udržovat těžiště nad opěrnou bázi. Zároveň snižují účinek pertubací narušujících stabilitu

díky tomu, že horní končetiny mají možnost působit reakčními silami (Bateni & Maki, 2005). Snižují zatížení dolních končetin, čímž pomáhají pacientům s bolestí kloubů a slabostí dolních končetin zmírnit bolestivost chůze. Mohou zlepšit styl chůze a umožnit plynulejší a rychlejší chůzi (Stowe et al., 2010). Pomáhají udržovat vzpřímenou posturu. Přes horní končetiny přenášejí senzory informaci o povrchu (Edelstein, 2013; Stowe et al., 2010).

Usnadnění pohybu a tím zvýšení pacientovy aktivity může mít fyziologické benefity, které jsou s pohybem spojeny. Například kladný vliv na periferní cirkulaci, kardiopulmonální kondici a preventivní působení proti osteoporóze.

Edelstein (2013) zmiňuje sociální funkci pomůcek. Uživatelé pomůckou ostatním signalizují, že mohou potřebovat více času na přejítí silnice nebo že potřebují uvolnit místa v dopravních prostředcích.

2.2.2 Komplikace při používání pomůcek

Pro některé pacienty může mít používání pomůcek přílišné silové a metabolické nároky. Jejich používání může být spojeno s vyšším rizikem pádů. Dále se objevují komplikace z přetěžování horních končetin při užívání holí – tendinitida, syndrom karpálního tunelu, artróza (Bateni & Maki, 2005).

Zvedání pomůcky může mít destabilizační efekt. Jsou vytvářeny síly a momenty v ramenním kloubu, které mohou narušit polohu těžiště těla v rámci opěrné báze a tím i stabilitu těla (Bateni & Maki, 2005). Pomůcky mohou omezit běžné kompenzační mechanismy pro opětovné získání rovnováhy, jako jsou úkroky stranou, zachycení se okolních objektů či zdi (Constantinescu et al., 2007), mohou mít vliv na vznik chybných pohybových vzorců a může docházet k nežádanému šetření svalových skupin a tím k jejich oslabení.

Používání pomůcek s sebou nese i psychologický efekt. Někteří jedinci je nechtějí používat kvůli tomu, že se cítí zahanbeni (Vaes et al., 2012). Domnívají se, že je používání pomůcky stigmatizuje a přitahuje negativní pozornost ostatních lidí (Resnik et al., 2009). Třetina až polovina lidí pomůcky odloží po tom, co je dostanou.

2.2.3 *Druhy lokomočních pomůcek*

- Pomůcky opěrné – umožňují při chůzi odlehčit dolní končetinu; je nutné, aby aspoň jedna dolní končetina plnila opěrnou funkci a horní končetiny nosnou funkci – hole, berle, chodítka
- Pomůcky kompenzační a substituční – nahrazují opěrnou funkci dolních končetin nebo vyrovnávají jejich deficit – protézy, ortézy, bandáže, dlahy; vozíky

Martins et al. (2012) pomůcky rozděluje na ty, které pacienti nosí na sobě – protézy, ortézy, a na externí pomůcky – hole, berle, chodítka. Využívají pacientovy reziduální mobilní kapacity.

Klasicky se jako opěrné prostředky užívají chodítka, berle a hole. Vyvíjejí se nové pomůcky, které mají zvýšit možnost lokomoce a pacientův komfort.

2.2.3.1 *Hole*

Hole jsou určeny především pro zvýšení rovnováhy (Matějčíček in Dungl, 2014). Přenáší senzorickou informaci o povrchu (Stowe et al., 2010).

Moderní hole jsou lehké, odolné a nastavitelné (Constantinescu, Leonard, Deeleya & Kurlan, 2007). Skládají se z držadla a vlastního těla hole. Existují různá držadla holí - deštníková, která příliš nepadnou do ruky a u nichž hrozí riziko vzniku karpálního tunelu z přetížení. Hůl se ale může v případě potřeby zavěsit na předloktí; a ergonomická, která se lépe drží a doporučují se u artróz (Elmamoun & Mulley, 2007). Stabilnější jsou hole s madlem tvaru labutí šíje, jelikož směr působení síly prochází tělem hole (Lam, 2007).

Hole jsou dřevěné nebo hliníkové. U hliníkových je možnost nastavení délky. Báze hole je vybavena gumovým násadcem, který absorbuje nárazy, brání sklouznutí po hladkém povrchu a zvyšuje stabilitu hole (Elmamoun & Mulley, 2007).

Používají se hole standardní – jednobodové a vícebodové, které mají širší bázi a poskytují tak pacientovi větší oporu. Jednobodová hůl umožňuje snížit zatížení dolních končetin o 20 - 25%. Čtyřbodová hůl umožňuje větší odlehčení než hůl jednobodová (Elmamoun & Mulley, 2007). Nevýhodou vícebodových holí je jejich vyšší hmotnost, obtížnější manévrovatelnost a použití při chůzi do schodů (Stowe et al., 2010).



Obrázek 1 Hole jednobodové a čtyřbodová, madlo deštníkové a madla ve tvaru labutí šije (<https://www.allinahealth.org/mdex/ND2525G.HTM>)

Hole by měla být nastavena tak, aby pacientovi umožňovala optimální chůzi. Loketní kloub by měl být při držení ve stoje lehce flektovaný, přibližně 30°. Madlo by mělo dosahovat na úroveň velkého trochanteru, nebo ulnárního výběžku (Edelstein, 2013). Při nesprávné délce hole se mění biomechanika chůze a úhel, ve kterém jsou na hůl vyvíjeny horizontální síly. Tyto síly jsou nutné k brzdění a propulzi a jejich nesprávné působení může mít vliv na znovuzískání rovnováhy po její ztrátě (Bateni & Maki, 2005). Při příliš dlouhé holi dochází k přetěžování tricepsu a stejnostranné rameno se nachází v elevaci. Příliš krátká hůl nutí uživatele k nadměrnému předklonu a vede k velkému zatížení lumbosakrálního přechodu (Li & Chou, 2014; Edelstein, 2013). Hole by měla být držena v horní končetině kontralaterálně k postižené dolní končetině. Toto držení podporuje správný kontralaterální vzor chůze (Elmamoun & Mulley, 2007). Pokud je nesena v končetině stejnostranně k postižené dolní končetině, může docházet k vytvoření patologického stereotypu chůze. Někteří pacienti drží holi na straně postižení, aby zmírnili náraz nohy při došlapu. Kontralaterální i ipsilaterální užití hole odlehčilo dolní končetiny u zdravých jedinců, snížilo krokovou frekvenci a vertikální sílu působící na plantu (Aragaki et al., 2009).

Ve studii Gell et al. (2015) dotázaní udávali, že při použití holí mají vyšší strach z pádu než při použití jiných pomůcek. Obavy mohou být natolik velké, že přispějí ke snížení pohybové aktivity (Gell et al., 2015).

Liu, Eaves, Wang, Womack & Bullock (2011) posuzovali používání holí v komunitách starších lidí (věku 65 let a starších). U 93 jedinců hodnotili problémy při

používání: nesprávné nastavení, nesprávný styl chůze, naklánění se při chůzi. Dále souvislost používání pomůcky s pády. Jako hlavním problémem se ukázalo neudržení vzpřímené postury během chůze. Dalším problémem byla strana, na které je hole držena. Ze zúčastněných drželo hůl na ipsilaterální straně k slabší končetině 28%. Hůl drželi v dominantní ruce. Náklon dopředu při chůzi vykazovalo 15% a do strany 8%, při chůzi neudržovali vzpřímenou posturu. S náklonem dopředu se pojí vyšší výskyt pádů. Těžiště se dostává více vpřed a je náročnější jej udržet nad opěrnou bází. Jedinec si na toto držení může navyknout a v případě, kdy hole není držena, snadněji dojde k pádu. Délka hole, strana, na které je hole držena, a náklon do strany statisticky nejevily spojitost s výskytem pádů. Dle autorů délka hole neměla vliv na posturu (Liu H. et al., 2011).

Při držení hole v jedné ruce dochází ke změně parametrů chůze. U zdravých mladých probandů došlo k prodloužení doby švihové fáze stejnostranné dolní končetiny ke straně, kde byla hůl držena, a tím prodloužení stejné fáze druhé dolní končetiny při použití hole bez zatížení pouze pro balanční účely. Autoři neshledali rozdíly mezi chůzí o holi nesené v dominantní ruce a chůzí s holí v nedominantní ruce (Jayakaran, DeSouza, Cossar & Gilhooly, 2014).

Standardní hole a čtyřbodové hole jsou často předepisovány pacientům s hemiparézou (Laufer, 2003). Laufer (2003) sledoval vliv holí na stabilitu stoje ve třech pozicích. Čtyřbodová hůl měla větší vliv na udržení stability v různých pozicích stoje (chodidla rovnoběžně vedle sebe, nárok postižené končetiny, nárok zdravé končetiny) než standardní. Při chůzi mají vliv na její prostorové parametry. Ve studii (Kuan, Tsou & Su, 1999) při použití hole u hemiparetiků došlo ke zlepšení prostorových parametrů chůze, které dosáhly optimálnějších hodnot. Kroky se prodloužily, kadence byla nižší. Došlo ke zlepšení kinematiky postižené dolní končetiny, ke snížení se cirkumdukce a zlepšení odrazu palce v předšvihové fázi kroku. Ve studii Polese et al. (2012) probandi dosáhli vyšší maximální síly plantární flexe, extenze v kolenu a flexe v kyčli paretické končetiny při použití hole. Při testu probandi chodili normální a vysokou rychlostí, a to s pomůckou a bez ní. Zvýšila se rychlost chůze přibližně o 10%, a to v případě normální (z $0,84 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ na $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) i rychlé chůze (z $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ na $1,08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) oproti chůzi bez pomůcky.

Cha (2015) porovnával parametry chůze u hemiparetiků při použití holí ve dvou doporučených délkách (tj. délka od země k velkému trochanteru stehenní kosti a délka k zápěstí). Výsledky vyšly lépe pro hole dosahující k velkému trochanteru. Probandi měli větší kontakt chodidla s podložkou, větší tlak odvalu palce i střední části chodidla oproti

holím dosahujícím k zápěstí. Na délku kroku a rychlost chůze neměl druh hole významný vliv. Autor poukazuje na dřívější studii, která se zabývala stabilitou hemiparetiků. Při použití holí a příznivější výsledky vyšly při použití hole v délce měřené k zápěstí při stoji. Při chůzi nebyly zaznamenány významné rozdíly při použití těchto délek (Lu, Yu, Basford, Johnson & An, 1997).

U pacientů s mediální artrózou kolen je vhodné kontralaterální použití hole. Pro snížení zatížení mediální části kolene je třeba správně časovat vyvíjení síly na hůl. Největší zatížení hole by se mělo objevit v době, kdy dochází k největšímu addukčnímu momentu v koleni (Simic, Bennel, Hunt, Wrigley & Hinman, 2011). Po dobu dvou měsíců sledovali vliv používání pomůcek u pacientů s artrózou Moe, Fernandes & Osterås (2012). U pacientů zaznamenali snížení bolesti.

Guild et al. (2012) porovnávali parametry chůze u zdravých dospělých při chůzi se třemi typy holí. 25 probandů chodilo s jednobodovou holí, třibodovou holí (s odpružením) a čtyřbodovou holí. Holi nesli v pravé ruce. Při chůzi se čtyřbodovou a třibodovou holí došlo ke snížení rychlosti chůze ve srovnání s chůzí bez pomůcky. Oproti chůzi s jednobodovou holí byla chůze se čtyřbodovou pomalejší ($1,132 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ vs. $1,008 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Se všemi typy holí byla snížena kroková frekvence, nejvíce s čtyřbodovou holí. U pravé dolní končetiny se prodloužil čas stojné fáze při použití čtyřbodové hole. Na podložku působila větší silou končetina stejnostranná ke straně, kde byla hole nesena.

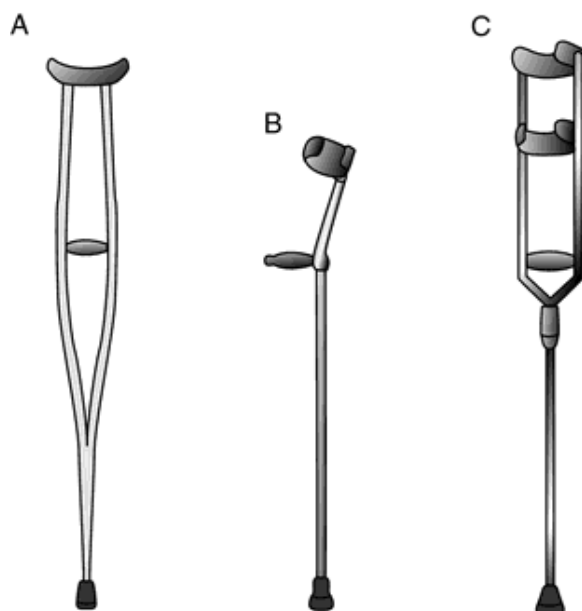
Hole je pomůckou, která může významně ovlivnit rychlost chůze a délku kroku u pacientů s roztroušenou sklerózou (Gianfrancesco et al., 2011).

Při správném používání hole a doteku s povrchem ve správném úhlu pomáhají hole tvořit propulzní a brzdné síly při chůzi. U pacientů, kteří mají problém iniciovat či zastavit pohyb končetin, mohou pomoci k plynulejší chůzi (Bateni & Maki, 2005).

2.2.3.2 Berle

Berle jsou indikovány v podobných případech jako hole, ale klinické deficity pacienta jsou větší. Jsou předepisovány při nutnosti částečného či plného odlehčení dolní končetiny (Matějček in Dungal, 2014). Odlehčení je zprostředkováno převedením hmotnosti na horní končetiny. Proto je třeba, aby horní končetiny měly dostatečnou sílu a aby byl dostatečný rozsah pohybu v ramenním kloubu. U nás jsou nejběžnějšími typy berlí francouzské a podpažní. Francouzské berle se skládají z těla berle, jehož délka je nastavitelná, předloketní plastové objímky a plastového madla.

Podpažní berle se skládají z těla, podpažní opěrky a madla. Mají nastavitelnou délku těla a výšku madla. Stejně jako u holí jsou spodní části berlí vybaveny gumovými



Obrázek 2 Typy berlí: A podpažní berle, B francouzská berle, C kanadská berle (<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/crutches>)

násadkami. Při sněhu a náledí je na ně možné použít speciální odklopné nástavce, které zabrání sklouznutí. Časté užívání berlí je u pacientů po operaci páteře, po zlomeninách dolních končetin. Se získáním vyšší stability a možnosti vyššího zatížení končetiny se přechází na francouzské berle. Existují berle s podporou předloktí, tzv. kanadské, které se užívají při svalové slabosti tricepsu (Ragnarsson in DeLisa et al., 2005). V případě slabého úchopu lze použít berle s vertikálním madlem a opěrkou pro předloktí. „Ortho“ berle jsou variantou podpažních berlí, skládají se z jednoho kusu zakřivené tyče, která z těla plynule přechází v podpažní opěrku, a madla.

Berle se doporučuje užívat v páru. Při použití pouze jedné berle může brzy docházet k rozvoji chybného stereotypu chůze (Matějček in Dungal, 2014).

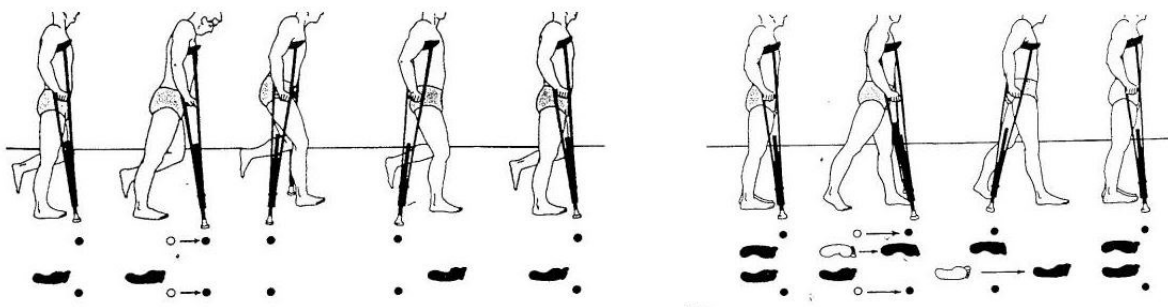
Nastavení podpažní berle spočívá v její celkové délce a výšce madla. (Ragnarsson in DeLisa et al., 2005). Madlo by u podpažních i francouzských berlí dosahovat k výběžku loketní kosti a při držení by měl být loket ve flexi kolem 30°. V základní pozici se báze berle nachází 5 – 10 cm laterálně od chodidla a 15 cm před ním (Edelstein, 2013).

Na podpažních berlích se má pacient vzpírat, nesmí jej tlačit v podpaží a nesmí na nich viset. Vytažená ramena svědčí o nesprávné délce berlí (Haladová, 2007, 64). U příliš vysokých podpažních berlí či chybném používání hrozí utištění axilárního plexu a rozvoji parézy n. radialis (Ambler, 2011, 268).

Typy chůze s berlemi

Dle zatížení:

- chůze s plným odlehčením
- s částečným zatížením
- s plným zatížením



Obrázek 3 Chůze o berlích s plným odlehčením a s částečným zatížením
(<http://thefootphysicians.com/self-help-information/crutch-instructions>)

Při chůzi s plným odlehčením se postižená končetina pouze pokládá na podložku, nebo se nedotýká země. Při chůzi s částečným zatížením nenesou postižená dolní končetina plnou váhu těla, berle pomáhají v jejím odlehčení. Při plném zatížení nese končetina plnou váhu těla, berle slouží spíše pro zvýšení jistoty a udržení vzpřímené postury a stability. V průběhu rehabilitačního procesu po úrazu či operaci dolní končetiny je dolní končetina postupně více zatěžována v souladu s postupem hojení.

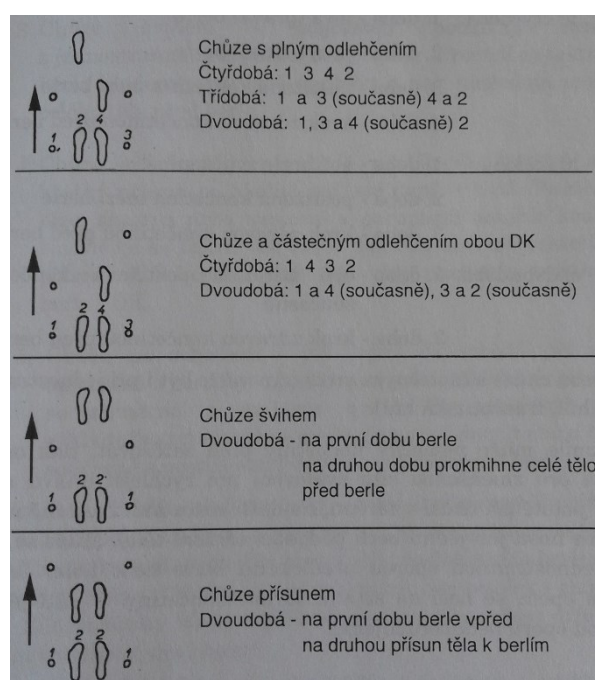
Dle rytmu, jakým jsou nohy a berle kladeny na zem, je chůze označována termínem „x-dobá“. Chodidlo může být položeno současně s protilehlou berlí, nebo po ní.

Dle dob lze chůzi rozdělit na:

- čtyřdobou
- třídobou

- dvoudobou

Chůzi lze dále rozlišit na chůzi švihem a přísunem (viz Obrázek 4). Chůze švihem s berlemi se skládá ze čtyř fází. Švihů berlí, kdy člověk zatěžuje jednu či obě končetiny a švihá berlemi před sebe. Následuje rychlá fáze opory, kdy tělo nesou končetiny i berle. Následně je váha nesena pouze berlemi a dolní končetiny jsou přemístěny před berle. Poslední fází je kontakt chodidel s podložkou a přenesení váhy na dolní končetiny. Tato chůze je často nutná u pacientů s DMO nebo paraplegií (Geltner & Koutný in Dungal, 2014). Při chůzi přísunem jsou nejprve položeny berle na zem a poté je tělo přísunuto na úroveň berlí.



Obrázek 4 Typy chůze s berlemi (Haladová, 2007)

Špatným rozložením tlaků na zápěstí a předloktí při chůzi s berlemi může docházet ke vzniku zánětů šlach a bolestí v oblasti zápěstí a předloktí. Fischer et al. (2014) zkoumali rozložení a velikost tlaků působících na předloktí při dvoudobé chůzi o francouzských berlích a při stožení s 50%, 75% a 100% odlehčením. Nejčastěji byly tlaky lokalizovány proximálně nad loketní kostí. Velikost plochy působení tlaku se zmenšovala se zvyšujícím se odlehčením dolní končetiny a tím vyšším zatížením horních končetin. Průměrná hodnota tlaku se zvyšovala se zvyšující se mírou odlehčení dolní končetiny. Hodnoty tlaků jsou takové, že by mohly způsobovat problémy pozorované v klinice (Fischer et al., 2014).

Při rehabilitaci po operaci dolní končetiny je důležité, na kolik je tato končetina zatěžována. Pro ozřejmění zátěže kladené na dolní končetinu se může využít měření velikosti reakčních sil podložky (Murawa et al., 2016). Neadekvátní zatížení končetiny může vést ke zhoršení stavu a prodloužení doby rekonvalescence. V praxi fyzioterapeuti nemají možnost si ověřit, kolik váhy klade pacient na operovanou končetinu. Užití klasické váhy ukáže zatížení při statických podmínkách, ale zatížení při chůzi může být jiné. (Murawa et al., 2016) měřili dynamické parametry chůze s berlemi. U deseti žen po implantaci totální endoprotézy kyčle bylo nejprve změřeno zatížení dolních končetin při volném stoji, poté ženy chodily tříbodovou chůzí spontánní rychlostí se dvěma berlemi. Pacientky se nacházely v období prvního týdne po propuštění z ortopedického oddělení.

Při měření vertikální složky reakční síly pro dolní končetiny při chůzi se objevily dvě vrcholové hodnoty: ve střední části stojné fáze a na konci stojné fáze. Operovaná dolní končetina působila 64,6% tělesné váhy ve střední části stojné fáze a 64,3% tělesné váhy na konci stojné fáze, zatímco neoperovaná 103,5%, resp. 108,8% tělesné váhy. Při volném stoji byla tělesná váha rozložena přibližně 36% na operované končetině a 64% na neoperované. Hodnoty zatížení při stoji a chůzi se významně liší (Murawa et al., 2016).

Damm et al. (2013) měřili síly, které působí na kyčelní kloub, při chůzi s berlemi u sedmi pacientů po operaci kyčelního kloubu. Při čtyř-, troj-, dvoudobé chůzi byly síly o 17, 12 a 13% nižší než při chůzi bez berlí. Průměrné odlehčení kloubu nad 20% tělesné váhy zaznamenali během prvních 4 týdnů po operaci.

Optimální řešení designu berle se snaží zmírnit potíže, kterým uživatelé berlí čelí. Těmi jsou vysoký energetický výdej při chůzi, poranění a přetížení horních končetin, která se objevují při dlouhodobém užívání, a nižší aktivita uživatele, která může nastat, pokud je užívání berlí nekomfortní.

Shortell et al. (2001) navrhli esovitě prohnutou berli. Snažili se najít řešení pro odpružení, pohodlné madlo a objímku. Zakřivení berle by mělo mít funkci pružiny a umožnit uložení energie. Pro větší stabilitu zápěstí a nižší riziko přetěžování do předloketní objímky zakomponovali stabilizační prvky (viz obr. 6).

Berle by měla splňovat požadavky uživatelů: nízkou váhu, dlouhou trvanlivost, nabízet komfortní užívání a



Obrázek 5 Berle dle Shortell et al. (2001)

bezproblémovou manipulaci při dosahování předmětů, nehlučnost při chůzi a moderní vzhled.

2.2.3.3 Chodítka

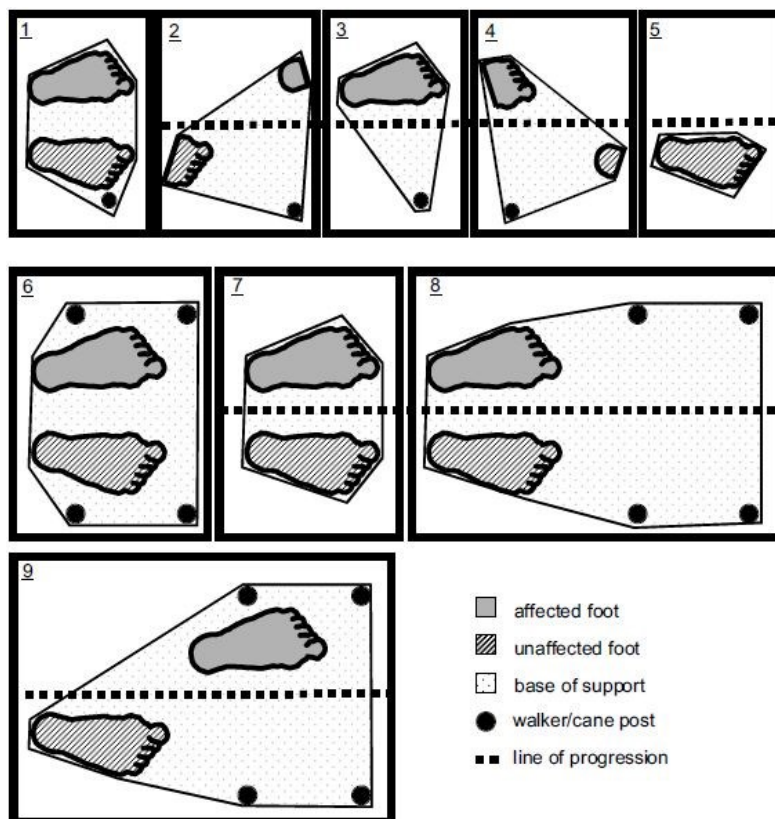
Chodítka jsou určena pro osoby s poruchami rovnováhy, nižší koordinací a s vyšším rizikem pádu. Pacientům poskytují širší a stabilnější opěrnou bázi než hole či berle (Ragnarsson in DeLisa et al., 2005) (viz Obrázek 7). Umožňují snížit zatížení dolních končetin, část hmotnosti je nesena horními končetinami. Existují chodítka čtyřbodová, dvoukolová, tříkolová, čtyřkolová. Čtyřbodové chodítko je určeno především pacientům, u kterých je největším problémem stabilita. Dvoukolové chodítko je vhodné pro pacienty s vyšší stabilitou. Čtyřkolová chodítka jsou doporučována pacientům s dobrou koordinační schopností. Pro bezpečnost jsou vybavena brzdami. Využívají se i chodítka vysoká, o která se pacient opírá předloktími.



Obrázek 6 Chodítka: (zleva, shora) čtyřbodové, dvoukolové, tříkolové, čtyřkolové, vysoké (www.dmapraha.cz/katalog/)

Chodítka umožňují zvětšení opěrné báze a odlehčení dolních končetin přenesením zátěže na horní končetiny. Zatížení chodítka horními končetinami se liší u pacientů po operaci a u pacientů ataktických. U pacientů po operaci je třeba větší odlehčení dolních končetin, a proto působí na chodítko větší vertikální silou, kterou působí v rámci krokového cyklu rytmicky. Větší silou v případě chůze s plným odlehčením. Ataktičtí pacienti působí nižší silou a více sporadicky, chodítko slouží spíše pro zvýšení stability (Fast et al., 1995).

Chodítka mohou být doplněna o úložný prostor a sedátko, které poskytuje možnost odpočinku při chůzi.



Obrázek 7 Opěrná báze při chůzi s jednodobovou holí a čtyřbodovým chodítkem (Bateni & Maki (2005))

Alkjaer, Larsen, Pedersen, Nieslen, & Simonsen (2006) analyzovali biomechanické změny chůze u sedmi zdravých žen při použití čtyřkolového chodítka. Oproti chůzi bez chodítka došlo k menšímu úhlu v kotníku a kolenu, naopak v kyčelním kloubu se úhel zvětšil. Na úhel v kyčelním kloubu může mít vliv i nastavení madel chodítka, při nízké výšce dochází k většímu předklonu trupu, což vede k většímu úhlu v kyčelním kloubu v průběhu celé stojné fáze. Dle této studie došlo k odlehčení hlezenního kloubu a kolenních extenzorů, ale kvůli větší flexi v kyčli k většímu zatížení kyčelních extenzorů. Rozsah pohybu v kyčli, koleni i kotníku se snížil oproti chůzi bez chodítka. Autoři nedospěli k závěru, že by došlo k celkovému odlehčení dolních končetin.

Chůze s čtyřkolovým chodítkem dle Suica et al. (2016) snížila EMG aktivitu dolních končetin u zdravých jedinců. S větší silou, kterou bylo působeno na chodítko, byla EMG aktivita více snížena. Ačkoli byly sníženy momenty abduktorů a extenzorů kyčle, výchylky trupu ve frontální a sagitální rovině nebyly signifikantně ovlivněny. Stability trupu bylo dosaženo působením horních končetin na chodítko (Suica et al., 2016).

Odlehčením čtyřhlavého stehenního svalu může časem docházet k jeho oslabení. Při použití chodítka dochází ke snížení momentu abduktorů kyčle a také může dojít k jejich oslabení (Alkjaer et al., 2006). Je třeba na to dbát v rehabilitačním programu, jehož cílem je chůze bez pomůcek. Čtyřhlavý stehenní sval je esenciální pro mobilitu typu vstávání ze sedu na židli, chůzi do schodů a při posturální kontrole. Abduktory kyčle jsou důležité pro kontrolu laterální stability.

V dnešní době chodítka neslouží pouze k usnadnění lokomoce. Další funkcí může být senzorká asistence, kognitivní asistence a health monitoring. Chodítka lze vybavit různými zařízeními – pohonem, senzory. Pacientům mohou pomoci s navigací a vyhýbáním se překážkám (Wang et al., 2016). Zařízení předpokládá směr pohybu a dle toho je pohyb chodítka kontrolován, případně zastaven (Martins et al., 2012). Upravená chodítka je možné použít k analýze chůze (Alwan Ledoux, Wasson, Sheth & Huang, 2007). Abellanas et al. (2010) používá ve své studii chodítka opatřené opěrkami na ruce, které snímají síly, které jsou na ně vyvíjeny, a dle toho jsou vyhodnocovány parametry chůze.

Wang et al. (2016) prováděli analýzu chůze pomocí tříkolového chodítka vybaveného kodéry a akcelerometrem u dospělých a lidí věku nad 69 let. Měřili rychlost chůze, parametry krokového cyklu a parametry kroku. Porovnávali výsledky těchto dvou skupin. Skupiny se významně nelišily v délce a šířce kroku. Maximální okamžitá rychlost byla vyšší u mladší skupiny, ale i variabilita rychlosti v průběhu chůze byla vyšší než u starší skupiny. Autoři se domnívají, že vliv může mít to, že starší lidé jsou s užíváním pomůcek obeznamenější.

Na vliv nastavení výšky madel u chodítek upozorňuje Takanokura (2010). Při příliš nízké výšce dochází k velkému předklonu trupu a tím přetěžování m. erector spinae. Uživatelům s dobrým fyzickým stavem je doporučováno volit vyšší nastavení výšky madla, aby si udrželi vzpřímenou posturu. Uživatelé, kteří nejsou fyzicky zdatní, volí strategii předklonu a většího zatížení chodítka, aby odlehčili dolní končetiny.

Ve své studii Bryant, Pourmoghaddam & Thrasher (2012) sledovali okamžité změny chůze u 10 pacientů s Parkinsonovou nemocí při použití jednobodové hole či čtyřkolového chodítka. Pacienti byli na medikaci a běžně pomůcky neužívali. Oproti chůzi bez pomůcky se snížila její rychlost. Vyšší pokles rychlosti byl při použití hole (neasistovaná chůze – $1,00 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; chodítka – $0,86 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; hůl – $0,82 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Dále došlo ke zkrácení kroku a to více

u chodítka (neasistovaná chůze – 113,14 cm, chodítka - 100,84 cm; hůl – 102,96 cm). Na krokovou frekvenci a podíl dvojitých opor na krokovém cyklu nemělo použití pomůcky významný vliv.

Vliv hole a čtyř typů chodítek (čtyřbodové, dvoukolové, čtyřkolové, U-step chodítka s laserovým paprskem) na rychlost a variabilitu chůze u 27 pacientů s Parkinsonovou nemocí sledovali Kegelmeyer, Parthasarathy, Kostyk, White & Kloos (2013). Probandi chodili po rovné trase přes měřicí podložku. Snížení rychlosti oproti chůzi bez pomůcky zaznamenali při použití všech pomůcek kromě čtyřkolového chodítka. Chůze s U-step chodítkem a čtyřbodovým chodítkem vykazovala větší variabilitu ve srovnání s chůzí bez pomůcek. Nejnižší variabilita byla při chůzi s čtyřkolovým chodítkem, byl zaznamenán delší krok a větší podíl švihové fáze na krokovém cyklu ve srovnání s ostatními pomůckami. Probandi dále chodili kolem dvou židlí po trase v podobě číslíce osm. Chůze se čtyřkolovým chodítkem a U-step chodítkem byla rychlejší než chůze bez pomůcek a byla s nimi zaznamenána nejmenší míra výskytu freezingu chůze. Nejlepší stabilita při manévrování byla při použití čtyřkolového chodítka. Autoři považují čtyřkolové chodítka za nejvhodnější pomůcku pro pacienty s Parkinsonovou nemocí.

Některým pacientům s Parkinsonovou nemocí může pomoci s freezingem chůze hůl či chodítka, které je vybaveno laserovým paprskem a promítá na zem čáru, kterou pacient překračuje (Cetin, Muzembo, Pardessus, Puisieux & Thevenon, 2010).

Chodítka mohou zvyšovat při chůzi nároky na pozornost. Ve studii Miyasike-daSilva et al. (2013) se snížila rychlost chůze při použití chodítka a při dual-taskingu. Při použití chodítka se zvýšila reaktivní doba odpovědi. Ovšem při chůzi po čáře s chodítkem měli probandi rychlejší reakce než při chůzi po čáře bez něho. Chodítka mohou být prospěšná při podmínkách, které kladou vyšší nároky na rovnováhu. Podpoří kontrolu stability v náročnějších podmínkách.

Užitečnost chodítka není dána jen konstrukčními parametry pomůcky (např. výškou madla) ale i tělesnou konstitucí a fyzickým stavem uživatele. Vliv má typ prostředí, ve kterém se pacient s chodítkem pohybuje (Takanokura, 2010).

2.2.3.4 Ortézy a funkční elektrická stimulace

Pro pacienty po mozkové příhodě, poranění páteře a pacienty trpícími roztroušenou sklerózou či jiným onemocněním CNS může být kromě použití lokomočních pomůcek užitečné také použití ortéz.

Ortézy ovlivňují reakční síly, které působí na klouby dolní končetiny, a mají vliv na rotační komponenty chůze (Hennessey & Uustal in Braddom, 2016). Užívají se ortézy různé výšky, které ovlivňují různé klouby. AFO (ankle-foot orthosis) ovlivňuje kotník. KAFO (knee-ankle-foot orthosis) ovlivňuje i koleno. Ty jsou často užívány u pacientů s paraplegií, kterým umožňují chůzi s berlemi. HKAFO (hip-knee-ankle-foot orthosis) má vliv také na kyčelní kloub. Ortézy mohou být vybaveny kloubem s možností nastavení rozsahu pohybu.

Nejjednodušší podoba ankle-foot ortézy je ortéza zhotovená z lehkého flexibilního materiálu, jejíž plochá část leží pod chodidlem a dále přes patu pokračuje na zadní stranu lýtku. Zabraňuje poklesu špičky při kroku a drží nohu v neutrální pozici při švihové fázi kroku. Ortézy s kloubem umožňují dorziflexi nohy, zároveň zabraňují poklesu špičky a snižují riziko zakopnutí (Edelstein, 2013).

Pacienti s centrálními neurologickými postiženími jsou často omezeni neschopností odrazu nohy. Použití ortézy s karbonovou složkou snížilo energetický výdej při chůzi u těchto pacientů (Bregman et al., 2012).

Alternativou ortézy může být funkční elektrická stimulace. Schiemanck et al. (2015) zkoumali, zda má implantovaná funkční elektrická stimulace (FES) peroneálního nervu u pacientů stejný vliv jako kotníková ortéza. Při chůzi s funkční elektrickou stimulací pacienti dosáhli většího úhlu plantární flexe, větší symetrie délky kroku než při použití ortézy. Pacienti byli s použitím FES spokojenější. Snížení energetického výdeje při chůzi nebylo zaznamenáno.

Srovnání pomůcek dle Bradley & Hernandez (2011):

Pomůcka	Klady	Zápory	Příklady indikací
<i>Hole</i>			
Standardní hůl	Zlepšuje stabilitu, nastavitelná	Zahnutá rukojeť může způsobit syndrom karpálního tunelu	Lehká ataxie, lehká artritida
Hůl s rukojetí ve tvaru labutí šíje	Pro intermitentní nesení zatížení, rukojeť tolik nezatěžuje zápěstí	Často používaná nesprávně, naopak	Středně těžká artritida
Čtyřbodová hůl	Větší opěrná báze, možnost většího zatížení, stojí sama	Vyšší hmotnost než u standardní hole, zvláštní použití všechny opěrné body se pokládají současně	Hemiparéza
<i>Berle</i>			
Podpažní berle	Umožňují nést 80 – 100% váhy	Těžké použití, je třeba dostatečné síly, ruce nejsou volné, riziko nervové či arteriální komprese	Zlomeniny dolních končetin
Francouzské berle	Ruce lze uvolnit bez nutnosti odložení berle	Umožňuje pouze občasné nesení váhy	Paraparéza
Berle s platformou	Váhu nese předloktí	Složitě na naučení	Revmatoidní artritida
<i>Chodítka</i>			
Čtyřbodové chodítko	Stabilní, snadno se skládá	Je třeba jej zvednout s každým krokem; pomalejší, nepřírozená chůze	Myopatie, neuropatie, cerebelární ataxie
Dvoukolové chodítko	Zachovává přirozenou chůzi, není nutné jej zdvihat	Méně stabilní než čtyřbodové	Myopatie, neuropatie, paraparéza, parkinsonismus
Čtyřkolové chodítko	Snadno se tlačí, snazší otáčení než s dvoukolovým	Nevhodné pro nesení váhy, méně stabilní než dvoukolové	Středně těžká artritida, klaudikace, plicní onemocnění, městnavé selhání srdce

3 ENERGETICKÁ NÁROČNOST CHŮZE

Chůze je typem lokomoce. Při chůzi dolní končetiny konají cyklický pohyb, kterým se celé tělo přemisťuje v prostoru. Ostatní části těla konají souhyby. Paže se kývají podél trupu a trup rotuje. Pohyb paží je u zdravých lidí synchronní, jedna paže se pohybuje se zpožděním asi 50% krokového cyklu za druhou. Amplituda kyvu se zvyšuje s rychlostí chůze (Mirelman et al., 2015). Pohyb paží může sloužit ke zvýšení energetické efektivity chůze. Paže se pohybuje proti nákročné končetině, vyrovnává úhlový moment těla a pomáhá vyrovnávat laterální přesun těžiště těla (Ortega, Fehlman & Farley, 2008). Paže pomáhají udržovat rovnováhu, především při jejím narušení zvnějšku.

Pohyb a paží je spjatý s pohybem trupu. U zdravých jedinců se sníží rotace trupu, je-li zabráněno pohybu paží. Pohyb se mění při současném provádění kognitivního úkolu (Mirelman et al., 2015). Vyloučením pohybu paží se zvýší energetický výdej při chůzi (Ortega et al., 2008). U patologické chůze lze zaznamenat sníženou amplitudu pohybu paží. Primárně je pohyb paží při chůzi narušen při centrálních poškozeních nervové soustavy. Poškození dolních končetin u ortopedických pacientů může pohyb paží narušit sekundárně (Mirelman et al., 2015).

Při chůzi je nutné končetiny opakovaně přesouvat a při každém kroku se snižuje rychlost končetiny na nulu. Proto chůze není tak efektivním pohybem jako lokomoce zvířat, která plavou či létají (Saibene & Minetti, 2003). Efektivita chůze se odvíjí od správného řízení pohybu a jeho provádění.

3.1 Výdej energie

Energii pro pohyb získáváme z potravy. Z přijatých substrátů je katabolickými pochody získána energie, která je uložena do vysokoenergetických fosfátových vazeb molekul adenosintrifosfátu (ATP). Hydrolýzou fosfátové vazby se energie uvolní a je využita pro svalovou kontrakci. Dalším zdrojem energie pro svalovou práci může být ve svalech přítomný kreatinfosfát (Štofková in Rokyta a kol., 2015). Při svalové kontrakci je konána mechanická práce a energie je přeměňována i na teplo. Při koncentrické kontrakci svaly konají pozitivní práci, při excentrické konají negativní práci. Dochází ke změně délky svalu. Při izometrické kontrakci jsou svaly aktivní beze změny své délky. Při této kontrakci z fyzikálního hlediska nekonají práci, ale je štěpeno ATP, mění se napětí svalu a je vyzařováno teplo.

Mechanická práce lokomoce se klasicky rozděluje na vnitřní a vnější práci. Vnější práce je konána pro zvednutí a akceleraci těžiště v prostředí. Vnitřní práce pak pro akceleraci tělesných segmentů vůči těžišti. Velikost práce je ovlivněna výškou a hmotností jedince, gravitací a sklonem terénu (Saibene & Minetti, 2003).

3.1.1 Celkový a čistý výdej energie

Celkový výdej energie (gross energy expenditure) zahrnuje klidový energetický výdej, energetický výdej vyvolaný pohybovou aktivitou a termický efekt trávení potravy. Poměry zastoupení jednotlivých složek jsou mezi jedinci různé. Výdej je kvantifikován na podkladě spotřeby kyslíku (O_2) a udává se v kilojoulech za minutu či kilokaloriích za minutu. Pro možnost porovnání se spotřeba kyslíku uvádí vztažená na jednotku hmotnosti jedince (Hills, Mokhtar & Byrne, 2014). Energetický výdej jedince je ovlivněn i klimatickými podmínkami (McArdle, 2010).

V klidu organismus spotřebovává energii. Míra tohoto klidového metabolismu záleží na věku, pohlaví, velikosti a skladbě těla. U mužů je vyšší než u žen, jelikož mají větší poměr svalové tkáně k tukové. Svaly v klidu spotřebovávají více energie než tuková tkáň (McArdle, 2010). Klidový metabolismus se snižuje s narůstajícím věkem. V průběhu dospělosti každých deset let o 2% (McArdle, 2010). Klidová spotřeba kyslíku je určena na $3,5 \text{ ml } O_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$.

Odečtením klidového energetického výdeje od celkového energetického výdeje je získán čistý energetický výdej (net energy expenditure), což je výdej energie, který je spojený pouze s pohybovou aktivitou.

3.2 Měření energetického výdeje

Energetický výdej lze odhadovat pomocí měření spotřebovaných makronutrientů, spotřebovaného kyslíku, produkce tepla či produkce oxidu uhličitého (CO_2). Dnes se nejčastěji využívá metody využívající měření spotřeby kyslíku a/nebo produkce oxidu uhličitého (Hills et al., 2014).

Měření energetického výdeje při chůzi poskytuje obecný náhled na lokomoci jedince a ukazuje její efektivitu.

3.2.1 Kalorimetrie

Energetický výdej lze měřit kalorimetrií, metodou přímou či nepřímou. Při **přímé**

kalorimetrii se měří tepelná energie vydaná tělem ve speciální komoře. Vydané teplo ohřívá vodu protékající komorou. Jednotkou tepelné energie je gram-kalorie (cal), resp. kilogram-kalorie (kcal). Gram-kalorie je množství energie, které je potřeba pro ohřátí 1 gramu vody o 1°C.

Metoda měření energetického výdeje přímou kalorimetrií je značně nepraktická a laboratorní podmínky pro ni nejsou vhodné, proto je nejčastěji energetický výdej měřen kalorimetrií nepřímou (Hills et al., 2014).

Metoda **nepřímé kalorimetrie** využívá předpokladu, že při aerobním metabolismu je k tvorbě ATP využíván kyslík. Kyslík se v organismu neskládá a spotřeba je přímo úměrná potřebě, pokud není splácen kyslíkový dluh (Ganong, 2005). Při měření se zaznamenává spotřeba kyslíku organismem (VO_2). Spotřeba je udávána v ml (STPD). Měření spotřeby kyslíku dává poměrně přesný odhad energetického výdeje. Přibližné množství uvolněné energie na 1 litr spotřebovaného kyslíku při běžném složení stravy je 4,82 kcal (McArdle, 2010).

Přesné množství vydané energie závisí na typu oxidovaných makronutrientů. Typ makronutrientů, které jsou oxidovány, udává respirační kvocient (RQ). Je to poměr mezi objemem vytvořeného CO_2 a objemem spotřebovaného O_2 za jednotku času při ustáleném stavu. RQ sacharidů je 1 a tuků přibližně 0,7. Průměrná hodnota vypočtena pro proteiny je 0,82. Hodnoty RQ celého organismu se proměňují v závislosti na podmínkách. (Ganong, 2005)

Objem spotřebovaného kyslíku může být měřen otevřeným či uzavřeným spirometrickým systémem. Při metodě uzavřeného spirometrického systému je dýchán vzduch ze zásobníku. Z vydechovaného plynu je absorbován CO_2 . Metoda byla vyvinuta pro měření klidového energetického výdeje. K měření je zapotřebí velkého přístroje a metoda není vhodná pro měření při pohybových aktivitách. K tomu se dnes užívá otevřeného spirometrického systému. Při něm se dýchá vzduch atmosférický a měří se obsah kyslíku v plynu vydechnutém.

Měření se provádí při rovnovážném stavu metabolismu, který nastává přibližně po dvou až třech minutách cvičení při konstantní submaximální zátěži, kdy srdeční výdej, srdeční frekvence, dechová frekvence a další parametry dosáhnou rovnovážné hladiny a množství spotřebovaného kyslíku pokrývá potřebu tkání (McArdle, 2010)

Kolik kyslíku je tělo schopné maximálně spotřebovat za minutu na kilogram

hmotnosti udává maximální spotřeba kyslíku (VO_2 max). Vyjadřuje kapacitu aerobního systému. Se stářím se aerobní kapacita snižuje. Zároveň přibývá patologií, které snižují efektivitu činností. Obvyklé činnosti u starých lidí pak zaujímají vyšší procento z VO_2 max a snižuje se energetická rezerva. Pokud se ke stavu přidruží ještě nějaké omezení či choroba, může dojít k tomu, že samotná chůze či chůze s pomůckami převyšuje funkční kapacitu pacienta. Při nutném snížení aktivity nebo klidu na lůžku může dojít ke snížení VO_2 max, svalové síly a pacienti pak nejsou schopni dosáhnout předchozího stavu. Potíže může činit i základní sebeobsluha.

Při vyšetřeních s měřením spotřeby kyslíku, kdy pacienti nejsou schopni dosáhnout VO_2 max se zpětně určuje VO_2 peak tedy nejvyšší spotřeba kyslíku, které bylo dosaženo. VO_2 peak u starších lidí koreluje s habituální rychlostí chůze. Nízká rychlost chůze je spojována s vyšší morbiditou a mortalitou (Fiser et al., 2010).

S abnormalitami se pojí vyšší energetický výdej při chůzi. Spotřeba kyslíku je vyšší a představuje vyšší procento z VO_2 max. Pro lidi věku kolem 77 let je hodnota VO_2 max asi 22 ml/kg.min. S vyššími energetickými nároky chůze se snižují energetické rezervy (Wert, Perera & VanSwearingen, 2010).

3.2.2 Měření pomocí srdeční frekvence

Pro odhad energetického výdeje lze využít měření srdeční frekvence. Při výpočtu Physiological Cost Index (PCI) je využívána klidová srdeční frekvence, srdeční frekvence při chůzi a rychlost chůze. Měření srdeční frekvence lze využít, jelikož v submaximálních zátěžích se zvyšující se náročností stoupá srdeční frekvence, což odpovídá zvyšující se spotřebě kyslíku (Thomas, Buckon, Schwartz, Sussman & Aiona, 2009).

Vztah pro výpočet PCI je: (maximální dosažená srdeční frekvence během chůze – klidová srdeční frekvence) / rychlost chůze.

3.3 Energetická účinnost chůze

Účinnost je poměr vykonané práce k celkové vydané energii.

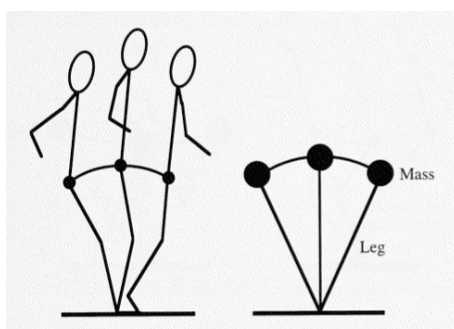
V krokovém cyklu se přeměňují energie kinetická a potenciální. Na začátku cyklu je část kinetické energie, kterou se pohybuje tělo vpřed, vynaložena pro pohyb těžiště vzhůru a zvyšuje tak jeho potenciální energii. Působením gravitační síly těžiště v další fázi klesá a potenciální energie je přeměňována v kinetickou. Těmito cyklickými přeměnami je výdej energie optimalizován (Saibene & Minetti, 2003). Práce svalů je přeměnami ulehčená a

zvyšuje se energetická účinnost.

Součet potenciální a kinetické energie tvoří celkovou mechanickou energii.

Chůzi lze popsat základním modelem obráceného kyvadla. Těžiště v průběhu trajektorie klesá a stoupá. U obráceného kyvadla je těžiště těla, které je přenášeno, nahoře a kyv probíhá okolo nohy na zemi. Pohyb těžiště probíhá pouze v jednom směru.

V případě ideálního kyvadla je přeměna energie úplná, tedy energy recovery je 100%. Při chůzi se trajektorie těžiště těla průběhem podobá trajektorii jednosměrných kyvů obráceného kyvadla a tvoří podobu arkády. Těžiště se s každým krokem pohybuje dopředu. Při přechodu z jednoho kyvu do druhého vznikají odchylky od ideálního modelu, jelikož je třeba mechanické energie pro přesun těžiště z jedné nohy nad druhou. Saibene & Minetti (2003) uvádějí, že při chůzi je přeměna energie více než 60%. Míra přeměny závisí na rychlosti chůze a na délce kroku. Na optimalizaci práce se podílí i elastická energie. Při došlapu se část energie uloží do struktur svalů, Achilovy šlachy a klenby chodidla jako elastická energie a je v dalším průběhu kroku využita k pohybu těžiště vzhůru a vpřed. Při běhu je takovéto uložení energie významnější.



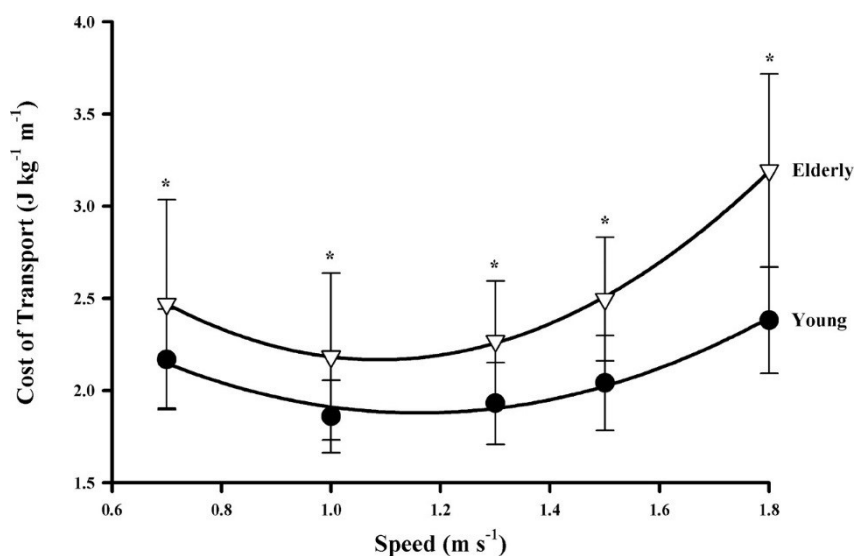
Obrázek 8 Model obráceného kyvadla
(<https://bencormackpt.wordpress.com/2011/12/21/119/>)

Energetická náročnost činnosti závisí na tom, jakým způsobem a jakou intenzitou je vykonávána. Při různých intenzitách je činnost různě energeticky účinná. Náročnost chůze ovlivňují parametry jako je délka kroku, kroková frekvence, rychlost chůze. Záleží na terénu, na jeho sklonu a povrchu. Chůze má tím vyšší energetickou účinnost, čím je na jednotku vzdálenosti nižší energetický výdej. Pro údaj energetického výdeje na jednotku vzdálenosti se užívá termínu energy cost. Udává se v joulech na jeden kilogram a metr.

Při měření spotřeby kyslíku se udává množství spotřebovaného kyslíku v mililitrech na kilogram za minutu, neboli O_2 rate, který vyjadřuje intenzitu činnosti. Vydělením této hodnoty rychlostí chůze je získána hodnota O_2 cost, udávaná v mililitrech spotřebovaného

kyslíku na kilogram a metr. Tato hodnota odráží efektivitu chůze jedince.

Závislost energy cost chůze na rychlosti vystihuje křivka ve tvaru „J“. Při optimální rychlosti chůze, které odpovídá optimální délka kroku a kroková frekvence, je účinnost chůze nejvyšší. Při chůzi o rychlosti $1,11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($3,996 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) je energetický výdej $2 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$. Optimální rychlost chůze je velmi blízko té spontánně vybrané. Při ní je spotřeba energie pouze o 50% vyšší než v klidu (Saibene & Minetti, 2003). Při rychlosti kolem $2,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($7,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) je mechanicky a metabolicky výhodnější přejít do běhu (Saibene & Minetti, 2003).



Obrázek 9 Závislost energy cost na rychlosti chůze (spodní křivka-mladí, horní křivka-staří lidé) (Ortega & Farley, 2007)

Účinnost chůze se pohybuje okolo 20 – 25% (Plowman & Smith, 2010). Rychlosti chůze, při které je nejúčinnější, se pohybují v rozmezí $3,6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Plowman & Smith, 2010).

Pro optimalizaci energetického výdeje při chůzi si člověk automaticky volí optimální rychlost chůze, frekvenci kroků, jejich délku a šířku. Při dodržování vynucených parametrů dochází k navýšení energetického výdeje potřebného k chůzi (Wezenberg, de Haan, van Bennekom & Houdijk, 2011). Při vynucené šířce kroku, která je větší než spontánně volená, dochází ke zvýšení energetického výdeje. Energetické nároky chůze rostou se čtvercem šířky kroku (Donelan, Kram & Kuo, 2001). Donelan et al. (2001) zaznamenali nejmenší energetický výdej při šířce kroku, která se blížila nejširšímu rozměru chodidla.

Se zvyšujícím se věkem a výskytem patologie narůstá spotřeba energie, resp. množství kyslíku potřebné pro chůzi. Dochází k biomechanickým změnám, které chůzi ovlivňují. Zvyšuje se flexe trupu, snižuje se extenze kyčle a rozsah pohybu kotníku při

chůzi je omezenější (VanSwearingen & Studenski, 2014). Spotřeba kyslíku pro staršího jedince s pomalou a variabilní chůzí a bez patologie v kyčli při rychlosti $0,89 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($3,20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) je $12,3 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$, což představuje 59% jejich $\text{VO}_2 \text{ max}$ (Wert et al., 2010). Pro seniory s vážnou patologií kyčle a omezenou extenzí v kyčelním kloubu může prostá chůze představovat námahu se spotřebou kyslíku blízkou $\text{VO}_2 \text{ max}$ a může docházet ke značné limitaci možností jedince v ostatních denních činnostech (Wert et al., 2010).

3.4 Pozornost, automacie řízení chůze

U zdravých lidí je běžná chůze částečně automaticky řízená. Při patologických stavech dochází k poruše automacie chůze a ta je více řízena vědomě, vyžaduje více pozornosti a snižuje se kapacita pro řešení složitějších situací. Při zásazích zvnějšku může docházet k pomalejším reakcím (Clark, 2015)

Dobrou automacii řízení chůze odráží nízká variabilita krokového cyklu. V jaké míře se celé krokové cykly a jejich části jeden od druhého liší. Variabilita může být v jeho délce, šířce kroku, podílech času stojné a kročné fáze na době trvání cyklu. Vypovídá o koordinaci a plynulosti chůze, zvýšená variabilita svědčí o narušeném chůzovém mechanismu. Pokud je rychlost chůze nižší než preferovaná, dochází k nárůstu variability krokového cyklu a chůze může být méně stabilní (Beauchet et al., 2009). Dochází ke snížení míry automatického řízení. Narušení automatického řízení chůze může být vyvoláno různými faktory: poškozením centrální nervové soustavy, poškozením propriocepce, taktilního cití, poruchou zraku či sluchu, vysokou tělesnou námahou, bolestí, biomechanickým poškozením struktur dolních končetin, úzkostí a při používání některých kompenzačních pomůcek (Clark, 2015). Při jejich používání je třeba zaměřit pozornost na manipulaci s nimi a zároveň na pohyb končetin. Při tom je nutné se orientovat v prostoru.

Ze studie Beauchet et al. (2009) vyplývá, že u zdravých dospělých při nižší rychlosti chůze dochází ke zvýšení variability krokového cyklu. S motorickým učením a procvičováním pohybu se variabilita krokového cyklu snižuje. Během procesu učení se dějí změny na úrovni periferie i na centrální úrovni. Opakováním pohybu se aktivují tytéž neurony a posilují se jejich synaptická spojení. Zlepšuje se neuromuskulární řízení. Nábor motorických jednotek a zapojování svalů probíhá efektivněji. Dostatečným tréninkem se aktivita stává více automaticky řízena a je opouštěna exekutivní kontrola (Clark, 2015). Pohyb probíhá plynule a vyžaduje nižší pozornost (VanSwearingen & Studenski, 2014).

3.5 Energetická náročnost chůze s pomůckami

Energetický výdej lokomoce s pomůckami a její energetická účinnost je měřena u pacientů po amputaci, s poraněním míchy, pacientů s dětskou mozkovou obrnou a při dalších diagnózách.

Měření energetického výdeje při chůzi může být součástí analýzy chůze. Při ní je možné zkoumat styl chůze, kinematiku a dynamiku chůze s pomůckami. Slavens, Frantz, Sturm, & Harris (2007) analyzovali dynamiku horních končetin při použití francouzských berlí u dětí s myelomeningokélou. Slavens, Sturm & Harris (2010) zkoumali dynamiku při dvou typech chůze s berlemi - chůzi švihem a střídavé chůzi. Při chůzi švihem byly kloubní rozsahy a síly působící na ramenní kloub větší než při střídavé chůzi. Při chůzi švihem jsou klouby horních končetin více zatíženy. Konop, Strifling, Krzak, Graf & Harris (2011) zkoumali rozdíl v kloubní dynamice u dětí s dětskou mozkovou obrnou při použití dvou typů chodítek.

Znalost biomechaniky a působení sil na klouby při chůzi s pomůckami může pomoci při výběru pomůcky pro pacienty s přidruženými muskuloskeletálními problémy, případně pro odhalení spojitosti s rozvojem abnormalit a bolestí kloubů při používání lokomočních pomůcek.

Energetickou náročnost chůze s pomůckami ovlivňuje typ chůze, rychlost chůze, manipulace s pomůckou. Záleží na hmotnosti pomůcky a jejím provedení. Během chůze je u čtyřbodového chodítka, holí a berlí nutno je zdvihat a posouvat před sebe, kolová chodítka tlačit. Je nutná zvýšená pozornost při používání, což může znesnadnit koordinaci a schopnost kontroly pohybu. Některé opěrné pomůcky vyžadují vyšší úsilí pro otáčení a změnu směru chůze. Případně při chůzi v terénu a při překonávání překážek. To vše se může odrazit na náročnosti chůze s pomůckou pro daného jedince. Aktivní kontrola rovnováhy způsobuje metabolické zatížení. Horší schopnost udržet rovnováhu může přispívat k vyššímu energetickému výdeji při chůzi (Ijmker, Lamoth, Houdijk, van der Woude & Beek, 2014).

Stejně jako u normální chůze je i u chůze s pomůckami optimální rychlost, při které je energetický výdej nejnižší. U chůze s berlemi je tato rychlost nižší než u normální chůze, u chůze švihem se pohybuje se okolo $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($3,5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) (Thys, Willems & Saels, 1996).

3.5.1 Hole

Jones et al. (2012) hodnotili okamžitý vliv použití hole na energetický výdej při chůzi u pacientů s artrózou kolen. Bez pomůcky ušli pacienti během šestiminutového testu chůze delší vzdálenost (398,6 m bez pomůcky; 325,5 m s pomůckou). Na konci šestiminutového testu chůze byla s použitím hole vyšší spotřeba kyslíku než při chůzi bez pomůcky, a to o 50% ($14,96 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ bez pomůcky; $20,50 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ s pomůckou). O_2 cost (spotřeba kyslíku na jeden metr) byl vyšší o 80%, tedy chůze s pomůckou měla nižší účinnost. Avšak došlo ke snížení bolestivosti o 20% (hodnoceno Borgovou škálou bolesti). Dle studie vede použití hole k okamžitému zvýšení energetické náročnosti chůze. Jones et al. (2012) poukazují na to, že se pacienti více soustředí na zacházení s pomůckou a je narušen jejich přirozený způsob chůze. Chůze vyžaduje vyšší nábor motorických jednotek, snižuje se její rychlost a dochází ke snížení její efektivity.

Jeong, Jeong, Myong & Koo (2015) srovnávali použití různých typů holí u 29 pacientů s hemiparézou. Hodnocena byla chůze s jednobodovou holí, čtyřbodovou holí a „kozičkou“ (hemi-walker) (viz obrázek 10).

V 6minutovém testu chůze se sledovala spotřeba kyslíku, srdeční frekvence a uražená vzdálenost. Rychlost chůze se měřila na vzdálenosti 10 m. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin – na ty s dobrou stabilitou a s horší stabilitou. Pacienti s dobrou stabilitou při použití jednobodové hole ušli největší vzdálenost (jednobodová hůl - 134,94 m; čtyřbodová hůl - 92,65 m; hemi-walker - 86,43 m).

V testu rychlosti byla chůze s jednobodovou holí rychlejší než při použití čtyřbodové hole nebo hemi-walkeru ($0,42 \text{ m.s}^{-1}$; $0,30 \text{ m.s}^{-1}$; $0,27 \text{ m.s}^{-1}$). Nejnižší

O_2 cost u této skupiny byl při použití jednobodové hole ($0,46 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). Nejnižší O_2 cost u skupiny s horší stabilitou byl při použití čtyřbodové hole ($0,45 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). Autoři nezaznamenali významný vliv typu pomůcky na srdeční frekvenci.

Pacienti s horší stabilitou při použití čtyřbodové hole a kozičky ušli větší vzdálenost než pacienti s dobrou stabilitou. Pomůcky jim mohou poskytnout větší oporu a u pacientů



Obrázek 10 Pomůcky použité při studii: (zleva) jednobodová hůl, čtyřbodová hůl, hemi-walker (Jeong et al. 2015)

s dobrou stabilitou mohou být spíše přítěží. Nestabilnější pacienti mohou být zvyklí na používání těchto pomůcek. Záleží na celkovém zdravotním stavu pacienta.

3.5.2 *Berle*

Lokomoce s berlemi vyžaduje více energie než normální chůze. Může to být způsobeno tím, že při chůzi s berlemi je konána větší práce horními končetinami (Fisher & Patterson, 1981).

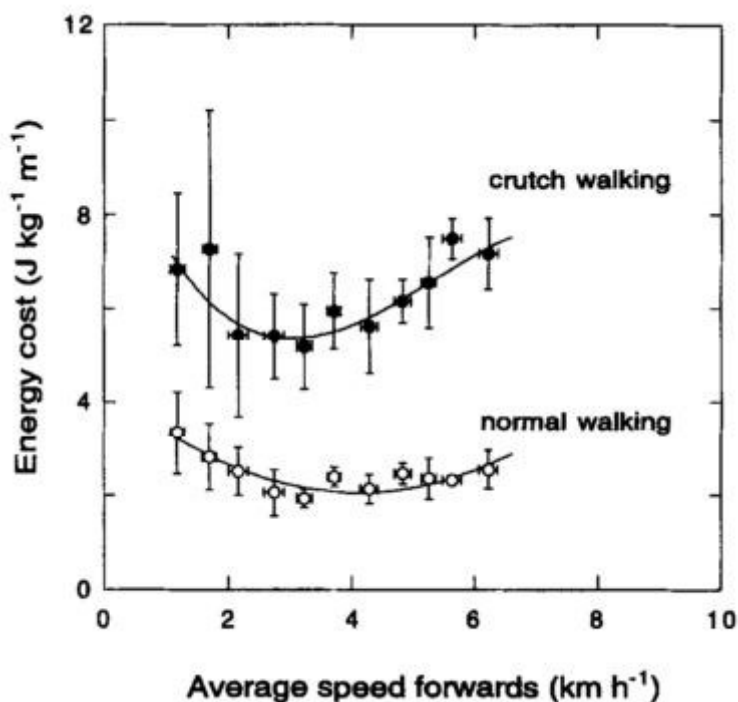
Adedoyin, Opayinka & Oladokun (2002) se domnívají, že nižší účinnost lokomoce s podpažními berlemi může být podpořena neustálým střídáním kontrakce a relaxace svalů horních končetin a stlačováním axilárních cév, kvůli kterému dochází ke zvýšení srdeční frekvence. Při chůzi s berlemi je horními končetinami vykonávána izometrická práce, která zvyšuje energetický výdej a vede ke zvýšení diastolického krevního tlaku (Adedoyin et al., 2002). Ve studii Hinton & Cullen (1982) nedošlo k významné změně diastolického tlaku při chůzi s plným odlehčením po dobu 11,5 minuty s klasickými podpažními berlemi ani „ortho“ berlemi. U chůze s oběma typy podpažních berlí byl systolický tlak vyšší než při chůzi bez nich. Ze studie vyplývá, že pro krátké vzdálenosti je chůze s „ortho“ berlemi efektivnější než chůze s klasickými podpažními berlemi a je méně náročná na kardiovaskulární systém.

Holder, Haskvitz & Weltman (1993) porovnávali chůzi s plným odlehčením s pomůckami u zdravých dospělých. Srovnávali prostou chůzi s chůzí s podpažními berlemi, čtyřbodovým chodítkem a čtyřkolovým chodítkem. I s čtyřkolovým chodítkem pacienti chodili s plným odlehčením. Probandi chodili spontánní rychlostí po dobu 7 minut. Byla sledována spotřeba kyslíku za minutu a na metr, rychlost chůze a srdeční frekvence. U všech pomůcek byla spotřeba kyslíku vyšší a rychlost nižší než u prosté chůze. Při chůzi s podpažními berlemi byla nejnižší spotřeba kyslíku na metr i za minutu a chůze s nimi byla nejrychlejší. Srdeční frekvence se u různých typů pomůcek významně nelišila. Podpažní berle umožňují vykonat delší krok, což ústí ve vyšší rychlost chůze než s chodítky. Jelikož pacienti chodí s pomůckami na určitou vzdálenost, a ne na časový úsek, doporučuje autor využívat podpažní berle, u kterých zaznamenal nejnižší spotřebu kyslíku na jeden metr.

Smith et al. (1996) porovnávali metabolickou účinnost třibodové chůze s plným odlehčením u zdravých dospělých při třech délkách francouzských berlí. V doporučené délce k velkému trochanteru a délce o 2,5 cm větší a menší. Probandi chodili 7 min

spontánní rychlostí. Po dobu chůze byla monitorována srdeční frekvence. V posledních třech minutách byla měřena spotřeba kyslíku. Při chůzi s berlemi o 2,5 cm kratšími než doporučená délka byla zaznamenána nejnižší spotřeba kyslíku. Byla o 19,2% nižší než při standardní délce ($15,0 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ vs. $17,89 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$). Z hlediska srdeční frekvence byla během chůze s berlemi o standardní délce nejvyšší, ale hodnota nedosáhla signifikantního rozdílu od hodnot srdeční frekvence při ostatních délkách. Autoři upozorňují na použití berlí u pacientů s kardiovaskulárními onemocněními kvůli zvýšené náročnosti na tento systém. Doporučují se při nastavování berle řídit komfortem pacienta, než striktně dbát doporučené délky.

Při chůzi švihem je třeba přemístit najednou celé tělo před berle. Je nutné konat větší mechanickou práci a pozitivní práce je méně efektivní. Dle průzkumu, který prováděl Thys et al. (1996), zahrnujícího 11 studií je třeba při tomto typu chůze s francouzskými či podpažními berlemi vydat 1,3 – 6x více energie než při normální chůzi. Ve studii s 19 probandy byl energetický výdej při chůzi švihem 1 – 3x vyšší v závislosti na rychlosti chůze. U nízké rychlosti byl výdej přibližně 2x vyšší, u normální 2,5x a u vysoké více než 3x. Pro tuto chůzi byla energy recovery vypočtena na 60% při optimální rychlosti (okolo 3 km.h^{-1}), při vyšší rychlosti se snižuje, ale neklesá pod 50%, a při rychlosti okolo 1 km.h^{-1}



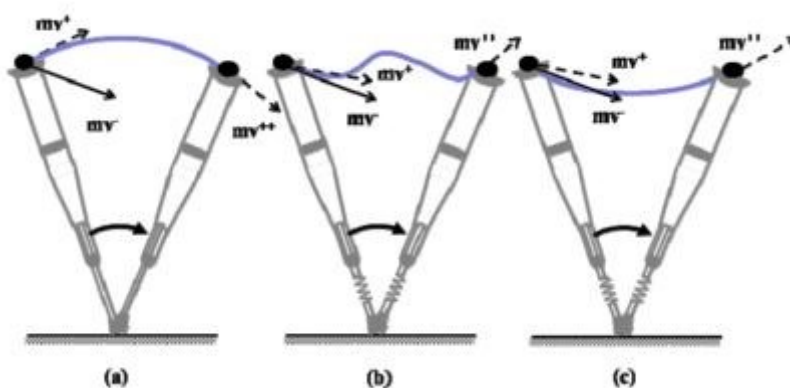
Obrázek 11 Srovnání závislosti energy cost na rychlosti u chůze švihem s berlemi a u normální chůze (Thys et al. 1996)

klesá na 30% a méně.

Efektivita chůze švihem může být snížena nutností konat izometrické kontrakce horními končetinami pro stabilizaci těla na berlech. Rigidní berle dále nedovoluje využít elastickou energii. Řešením tohoto problému by mohlo být zabudování pružiny do berlí (spring-loaded crutches). Efektivita záleží na tuhosti pružiny a na předpětí pružiny v krokovém cyklu. Ke zjištění optimální tuhosti pružiny vychází Liu, Zhang & Beaven (2011) ve své studii z dynamiky chůze s berlemi s pružinou.

Pokud má pružina optimální tuhost, umožňuje snížit počáteční moment (initial momentum) a podporuje ho ve správném směru, což ústí ve výhodnou trajektorii těžiště těla ve fázi opory o berle. Uživatelé standardních berlí jsou nuceni kvůli tuhosti berlí působit velkou silou při odvalu palce. Polstrování berlí a gumové násadky snižují náraz berlí na horní končetiny při jejich kontaktu se zemí tlumení není dostatečné a dochází k přenosu nárazu. Tento problém by mohlo využití pružiny zmírnit.

Berle s pružinou poskytují efektivní mechanismus propulze. Díky tomuto mechanismu může být energetický výdej při chůzi s berlemi s pružinou nižší než při chůzi s berlemi klasickými (G. Liu et al., 2011).



Obrázek 12 Zobrazení trajektorie těla: (a) standardní berle, (b) nevhodná tuhost pružiny, (c) optimální tuhost pružiny (G. Liu et al., 2011)

U berlí s pružinou ve své studii Seeley et al. (2011) zaznamenali vyšší vrcholovou dopřednou rychlost, spontánní rychlost chůze s těmito berlemi byla stejná jako s berlemi standardními. Zvýšená rychlost po dekompresi pružiny byla vyrovnána sníženou rychlostí v další části krokového cyklu. Toto snížení může souviset s potřebou větší mechanické energie pro kompresi pružiny. To, že nedochází k nárůstu preferované rychlosti chůze, nemusí být nevýhodné. Při vyšší rychlosti by mohlo docházet k větší nestabilitě a zvětšení velikosti reakčních sil působící na horní končetiny (Seeley et al., 2011).

Reciproční chůze s berlemi méně namáhá ramenní kloub, ale je při ní nutnost částečného zatížení dolních končetin (Waters In Perry & Burnfield, 2010). Fyziologickou odezvu na chůzi švihem a reciproční chůzi s berlemi srovnávali Waters & Yakura (1989) u 10 dětí s myelodysplázií. Spotřeba kyslíku a srdeční frekvence byla vyšší u chůze švihem (15,8 vs. 16,3 ml.kg⁻¹.min⁻¹; 138 vs. 146 tepů). Zároveň byl tento typ chůze rychlejší (30 vs 42 m.min⁻¹) a O₂ cost nižší (0,68 vs. 0,40 ml.kg⁻¹.m⁻¹).

Patel et al. (2016) porovnávali tepovou frekvenci a spotřebu kyslíku při chůzi bez pomůcek, s berlemi, čtyřbodovým chodítkem a pětikolovým odstrkovadlem (Stride-on knee walker) u 10 zdravých dospělých jedinců. Na odstrkovadlo pacient položí v kolenní flektované dolní končetinu, přední strana bérce končetiny leží na polstrované podložce. S berlemi a chodítkem probíhala chůze s plným odlehčením. Probandi chodili na páse danou konstantní rychlostí po dobu tří minut. Nejvyšší tepová frekvence byla při chůzi s chodítkem (119,6 tepů za minutu).

Při chůzi s berlemi průměrně 108,5 tepů za minutu, na odstrkovadle 93,8 tepů za minutu, při chůzi bez pomůcek 83,7 tepů za minutu. Spotřeba kyslíku byla nejvyšší u chůze s chodítkem a berlemi, nižší u odstrkovadla a nejnižší u chůze bez pomůcek. Dle studie Stride-on knee walker klade během chůze nižší nároky na kardiorepirační systém než chůze s pomůckami s odlehčením. Tato pomůcka může být využita při operacích nohy. Má pouze omezené využití na rovné povrchy.



Obrázek 13 Knee walker
(<http://www.drivemedical.com/index.php/dv8-steerable-aluminum-knee-walker-727.html>)

Chůze s berlemi do schodů

Chůze do schodů vyžaduje jinou kloubní i svalovou aktivitu než chůze ze schodů a chůze po rovině (Perry & Burnfield, 2011). Přejít z roviny na chůzi do schodů vyžaduje vyšší nároky na sílu a kloubní hybnost (Perry & Burnfield, 2011). Při chůzi do schodů s pomůckami je nutný větší energetický výdej než při chůzi po rovině (Moran et al., 2015) a než při chůzi do schodů bez nich (Adedoyin et al. 2002).

Moran et al. (2015) porovnávali energetický výdej při chůzi s francouzskými berlemi s plným odlehčením po rovině a do schodů u zdravých dospělých věku 18 - 25 let. 31 probandů chodilo po dráze dlouhé 30 metrů a stoupalo 13 schodů spontánní rychlostí. Při chůzi do schodů se přidržovali zábradlí a jednu berli drželi v druhé ruce. Při chůzi do

schodů byl větší energetický výdej než při chůzi po rovině. Spotřeba kyslíku při chůzi po rovině byla $16,4 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ a při chůzi do schodů $17,8 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Průměrná rychlost při chůzi po rovině byla $0,912 \text{ m.s}^{-1}$ ($54,7 \text{ m.min}^{-1}$). Srdeční frekvence byla 117,4 tepů za minutu při chůzi po rovině a 113,91 tepů za minutu při chůzi do schodů (Moran et al., 2015).

Ve své studii Adedoyin et al. (2002) srovnávali energetický výdej při stoupaní do schodů s francouzskými a podpažními berlemi a bez pomůcek. Probandy byli zdraví jedinci. Stoupali 13 schodů a byl jim měřen systolický tlak a srdeční tep, a to v klidu a po zátěži. Jejich vynásobením vypočten rate pressure product (RPP), který považují za validní ukazatel spotřeby kyslíku myokardem. Pro chůzi s berlemi byla hodnota vyšší než pro chůzi bez pomůcek. Mezi chůzemi s různými typy berlí nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl.

Foley & Bowen (2014) srovnávali O_2 cost, O_2 rate, počet tepů při ujití 1 m a počet tepů za 1 min. Čtrnáct probandů vycházelo a scházelo schody bez pomůcky, s jednoduchou holí, s čtyřbodovým chodítkem a čtyřkolovým chodítkem. Nárůst O_2 cost vzhledem k chůzi bez pomůcek byl u chůze s čtyřkolovým chodítkem o 232%, s čtyřbodovým chodítkem o 217% a s holí o 121%. O_2 rate a počet tepů za minutu se významně nezvýšily. Chůze s pomůckami byla pomalejší než chůze bez nich.

Na náročnost chůze do schodů má vliv hmotnost pomůcky, typ schodů. U vyšších schodů je nutnost většího rozsahu pohybu v kloubech a síla dolních končetin a větší síla pro manipulaci s pomůckou.

3.5.3 Chodítka

Při chůzi s čtyřbodovými chodítky je nutno je opakovaně zvedat nad podložku a přemístit ve směru chůze. Vytváří se nepřirozený styl chůze, při kterém je nejprve předsunuto chodítko, poté jedna noha vykročí a druhá je přisunuta na úroveň první (tzv. step-to gait pattern). Dochází ke zpomalení chůze (Holder et al., 1993). Nutnost zvedání chodítka, nepřirozený styl chůze s úplným zastavením při každém kroku vedou ke zvýšení energetických nároků lokomoce s touto pomůckou, a to přibližně o 200% než při chůzi bez pomůcky (Priebe & Kram, 2011). Priebe & Kram (2011) porovnávali chůzi u zdravých dospělých s různými typy chodítek a chůzi bez pomůcky. Porovnávali je při dvou rychlostech chůze – $0,3 \text{ m.s}^{-1}$ ($1,08 \text{ km.h}^{-1}$) a $1,25 \text{ m.s}^{-1}$ ($4,5 \text{ km.h}^{-1}$). Při chůzi s čtyřbodovým chodítkem o rychlosti $0,3 \text{ m.s}^{-1}$ byl metabolický výdej na jednotku

vzdálenosti (net metabolic cost) o 82% vyšší než při neasistované chůzi o stejné rychlosti. Při chůzi s čtyřkolovým chodítkem pak o 4% a s dvoukolovým o 17%. Při porovnání kolových chodítek s čtyřbodovým vyšlo, že při chůzi s čtyřbodovým je tento výdej o 74% vyšší než při chůzi s čtyřkolovým a o 55% vyšší než při chůzi s dvoukolovým chodítkem. Pro neasistovanou chůzi platilo, že při rychlosti $0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ byl metabolický výdej o 73% vyšší než při rychlosti $1,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Cetin et al. (2010) měřil nepřímo energetický výdej při chůzi u 30 pacientů (průměrný věk 81,9 let) se dvěma typy chodítek – čtyřbodovým a dvoukolovým. Pacientům byla měřena srdeční frekvence a následně vypočítáván PCI. U čtyřbodového chodítka bylo PCI vyšší než u dvoukolového (čtyřbodové: 2,01; dvoukolové: 1,23). Chůze s čtyřbodovým chodítkem po 10metrové dráze byla pomalejší ($0,224 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) než s dvoukolovým ($0,380 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) a byla změřena vyšší srdeční frekvence během chůze.

Chodítka ovlivňují rychlost chůze. Kolové chodítko dovoluje přirozenější styl chůze a jeho použití má nižší energetické nároky než použití čtyřbodového. I s čtyřkolovým chodítkem může docházet ke zpomalení rychlosti chůze. Příčinou může být tření kol a fixace horních končetin (Priebe & Kram, 2011). U pacientů s Parkinsonovou chorobou Cubo, Mooreb, Leurgans & Goetz (2003) zaznamenali snížení rychlosti chůze při použití čtyřbodového i čtyřkolového chodítka. U pacientů s freezingem chůze jej čtyřbodové chodítko zvýšilo více než čtyřkolové.

U zdravých dospělých Foley, Prax, Crowell & Boone (1996), Tung, Chee, Zabjek & McIlroy (2014) a Suica, Romkes, Tal & Maguire (2016) nezaznamenali významné snížení rychlosti chůze při použití čtyřkolového chodítka.

Foley et al. (1996) prováděli studii s deseti dospělými (průměrný věk 60,3 let), kteří běžně pomůcky neužívali. Probandi chodili bez pomůcek, s holí, s čtyřbodovým chodítkem a s čtyřkolovým chodítkem spontánní rychlostí. Během chůze byly měřeny fyziologické parametry. Spotřeba kyslíku byla měřena po 5 minutách po dosažení rovnovážného stavu po dobu dvou minut. Při chůzi se čtyřbodovým chodítkem v porovnání s chůzí bez pomůcek, s holí i s čtyřkolovým chodítkem autoři zaznamenali vyšší spotřebu kyslíku. Spotřeba kyslíku byla o 212% větší než při chůzi bez pomůcek a o 104% větší než při chůzi s čtyřkolovým chodítkem ($0,17 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ neasistovaná chůze; $0,53 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ čtyřbodové chodítko; $0,26 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ čtyřkolové chodítko; $0,23 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ hůl). Počet srdečních tepů na metr byl o 200% vyšší než při chůzi bez pomůcek a o 98% vyšší než při

chůzi s čtyřkolovým chodítkem. Nejpomalejší chůze byla s čtyřbodovým chodítkem ($0,29 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), průměrná rychlost s holí a čtyřkolovým chodítkem byla podobná ($0,68 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ resp. $0,62 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Průměrná rychlost chůze bez pomůcek byla $0,86 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Pacienti s revmatoidní artritidou kolene vykazovali zvyšující se O_2 cost podle typu používaných opěrných pomůcek. Zvyšoval se v linii: hole, jedna berle, dvě berle, chodítko (Waters In Perry & Burnfield, 2010).

Vaes et al. (2012) testovali chůzi pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí s kolovým chodítkem a s drezínou (kolo bez pedálů). Ve srovnání s chůzí bez pomůcky v 6minutovém testu chůze pacienti ušli více s kolovým chodítkem. Při chůzi s drezínou pacienti ušli větší vzdálenost za 6 minut, než při použití kolového chodítka. A to za stejných metabolických nároků. Autoři nabízejí tuto pomůcku jako variantu pro zvýšení mobility pro pacienty s chronickou obstrukční plicní nemocí.

3.6 Výběr pomůcky

Výběr pomůcky je podmíněn požadovaným odlehčením končetiny a mírou rizika pádu. Předepsání pomůcky musí být podřízeno pacientově reziduální kapacitě (Cetin et al., 2010). Při výběru pomůcky je nutno zvážit stav pacientova pohybového aparátu, nervového, kardiovaskulárního a respiračního systému. Posoudit míru jeho stability a koordinačních schopností. Dále záleží i na jeho kognitivních schopnostech (Lam, 2007; Edelstein, 2013). Vhodnost pomůcky je nutno vyhodnotit tak, aby nebyla ohrožena pacientova bezpečnost a nedocházelo k pádům.

Správné nastavení pomůcek a zacházení s nimi je důležité pro využití jejich funkce. Fyzioterapeuti by měli pacienty dobře naučit pomůcky používat. Po vybavení pacienta pomůckou by měla následovat škola chůze. Při plánovaných operacích je třeba připravit dotyčného na pooperační používání pomůcky. Předem ho s pomůckou a zacházením s ní seznámit.

Yip & Leung (2015) navrhují u starších osob jako vodítko k určení pomůcky maximální sílu stisku dominantní ruky. Ta koreluje s globální silou horních i dolních končetin. Ve své studii testovali sílu stisku u 95 seniorů. Síla odpovídala typu užívané pomůcky. Ti, kteří používali pomůcky poskytující vyšší oporu, dosáhli menší maximální síly stisku.

Se zvyšující se silou a schopnostmi jedince se přechází od pomůcek s vyšší oporou k pomůckám, které poskytují nižší oporu: vysoké chodítko → čtyřbodové chodítko → tří-/čtyřkolové chodítko → 2 francouzské berle → vícebodová hůl či dvě standardní hole → jedna hůl (Stowe et al., 2010).

Suica et al. (2016) nedoporučuje předepisování čtyřkolového chodítka pacientům, u kterých je cílem rehabilitace zlepšení rovnovážných reakcí, jelikož při použití pomůcky může docházet k vyvolávání jiných balančních mechanismů. Rovnováha je získávána skrze působení horních končetin. Pomůcka je vhodná pro pacienty, u nichž je zvýšení rovnováhy předpokladem pro vyšší mobilitu.

Při rozhodování hraje roli, kde bude pomůcka používána. Zda pouze v interiéru, exteriéru, nebo obojím. Zda bude nutnost překonávat schody, nerovnosti a další překážky. Záleží na prostředí a okolí, ve kterém se bude pacient pohybovat.

Někteří jedinci užívají i více typů pomůcek – například berle pro krátké přemístění a pro delší vzdálenosti užívají vozík. Důvody k používání většího počtu pomůcek se mohou týkat prostředí a terénu. Pacienti užívají jinou pomůcku doma a ve venkovním prostředí nebo i více pomůcek v domácím prostředí. Používání většího počtu pomůcek může být vynuceno změnou fyzické kondice nebo proměnlivého charakteru stavu pacienta, kdy v určitých obdobích potřebuje pomůcku, která poskytuje větší oporu (Gell et al., 2015)

4 DISKUSE

Vybavení pacientů s poruchami chůze lokomočními pomůckami může usnadnit a zvýšit jejich mobilitu, soběstačnost a zapojení se do společnosti. Uplatňují se v rehabilitačních procesech. Usnadňují vertikalizaci a reedukaci chůze po operacích a úrazech. Na druhou stranu jejich užívání nese určité nároky a rizika. Jsou kladeny nároky na sílu horních končetin, metabolismus, koordinační a kognitivní schopnosti pacienta. Objevují se komplikace v podobě zánětů šlach a kloubů. Při nesprávném nastavení pomůcek či chybném používání může docházet ke zkrácení či oslabení svalů a k rozvoji vadných stereotypů.

Vliv pomůcek na chůzi a energetická náročnost

Použití pomůcek má vliv na energetický výdej při chůzi, fyziologické parametry a parametry chůze. Při prvním použití pomůcek dochází ke zvýšení energetické náročnosti chůze s pomůckami. Při správném provedení pohybu a s jeho naučením by se mohla zvyšovat účinnost chůze a snižovat energetické nároky. Ve studii Lay, Sparrow, Hughes & O'Dwyer (2002) se efektivita pohybu na ergometru po deseti opakováních zvýšila a zlepšila se koordinace a kontrola pohybu, s čímž souvisela nižší svalová aktivita než na začátku. Subjektivně byla činnost vnímána jako snazší.

Vyšší energetický výdej při chůzi s pomůckami než při chůzi bez nich zaznamenali ve svých studiích Holder et al. (1993), Foley et al. (1996), Priebe & Kram (2011), Hinton & Cullen (1982), Fisher & Patterson (1981), Jones et al. (2012).

Dle studií Foley et al. (1996), Priebe & Kram (2011) je při chůzi s čtyřbodovým chodítkem třeba vynaložit přibližně o 200% více energie než při chůzi bez pomůcky. Nejvyšší výdej energie u chodítek je při chůzi s čtyřbodovým chodítkem. Příčinami může být významné narušení krokového cyklu (chůze s přísunem), fixace horních končetin a nutnost zdvihání pomůcky.

Při chůzi s čtyřbodovým chodítkem zaznamenali Foley et al. (1996) vyšší spotřebu kyslíku, vyšší tepovou frekvenci, vyšší systolický tlak a nižší rychlost chůze v porovnání s chůzí bez pomůcek, chůzí s holí a chůzí s čtyřkolovým chodítkem.

Vyšší energetický výdej při použití berlí oproti chůzi bez nich dokládá rešeršní studie Thys et al. (1996). Chůze švihem s berlemi je 1,3 – 6x náročnější než chůze bez nich v závislosti na rychlosti chůze, věku a zdravotním stavu probandů a prostředí, ve kterém byli testováni. Hinton & Cullen (1982) zaznamenali vyšší spotřebu kyslíku a vyšší srdeční frekvenci při chůzi s berlemi než při chůzi bez pomůcek.

Fisher & Patterson (1981) nezaznamenali významný rozdíl v energetickém výdeji při tříbodové chůzi s podpažními a francouzskými berlemi. Hinton & Cullen (1982) zaznamenali vyšší spotřebu kyslíku při chůzi s podpažními berlemi než s ortho berlemi v prvních 2,5 min chůze, poté se spotřeba u obou druhů berlí vyrovnala.

Ve své studii Foley et al. (1996) při chůzi s holí a chůzi bez pomůcky nezaznamenal významný rozdíl. Jones et al. (2012) u pacientů s artrózou kolen zaznamenali snížení bolestivosti při použití hole, ale O_2 cost byl vyšší než u chůze bez pomůcky.

Použití pomůcek vede k okamžitým změnám parametrů chůze. Ke snížení rychlosti chůze při použití hole došlo u pacientů s Parkinsonovou nemocí (Bryant et al., 2012) a u pacientů s artrózou kolen (Jones et al., 2012). Pokles spontánní rychlosti při použití tříbodové a čtyřbodové hole u zdravých dospělých zaznamenali Van de Walle et al. (2010), Guild et al. (2012). Naopak u pacientů s hemiparézou došlo ke zvýšení rychlosti chůze ve studii Polese et al. (2011). Při použití chodítka snížení rychlosti chůze zaznamenal Cubo et al. (2003) u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Ke zkrácení kroku a snížení rychlosti chůze při použití čtyřkolového chodítka u pacientů s Parkinsonovou nemocí došlo ve studii Bryant et al. (2012).

U zdravých dospělých Foley et al. (1996), Tung et al. (2014) a Suica et al. (2016) nezaznamenali významné snížení rychlosti chůze při použití čtyřkolového chodítka.

S nižší rychlostí chůze, než je rychlost preferovaná, klesá její účinnost a rostou metabolické nároky. Při chůzi bez pomůcek se O_2 rate nemusí změnit od chůze bez pomůcek, ovšem při chůzi nižší rychlostí roste O_2 cost a pro určitou vzdálenost je nutné vynaložit více energie. U pomůcek bývá rychlost chůze snížena a je zabráněno přirozenému pohybu paží, čímž je narušena přirozená biomechanika chůze (Foley et al. 1996).

O_2 cost je vhodné počítat z čisté spotřeby kyslíku (spotřeby kyslíku po odečtení klidové spotřeby), tedy spotřeby kyslíku vyvolanou pohybem, jelikož kdyby se člověk pohyboval velmi pomalou rychlostí, měl by O_2 cost velmi vysoký, čemuž v realitě tak není.

U starších lidí je energetický výdej vyšší i při normální chůzi. Jedinci ve věku 75 let spotřebují při stejné rychlosti chůze ($1,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) o 15% více energie na kilogram než mladí dospělí (Ortega et al. 2008). Ve stáří dochází ke snižování VO_2 max a chůze obvyklou rychlostí zaujímá větší procento rezervy VO_2 . Prostá chůze může zaujmout 84% z VO_2 max u pacientů s mírně až středně vážným omezením extenze kyčelního kloubu (Wert et

al. 2010) Snižuje se spontánní rychlost chůze, aby se snížila intenzita zátěže a dosáhnout větší výdrže a možnosti urazit větší vzdálenost. Pacienti jsou funkčně limitováni a energetické nároky používání určité pomůcky mohou být vyšší než pacientova kapacita.

Fiser et al. (2010) vypočítávali VO_2 rezervu odečtením VO_2 při volném stoji (pro ženy $3,4 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, pro muže $3,5 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) od VO_2 peak, nejvyšší minutové spotřeby kyslíku dosažené při testování. Pro probandy věku 60 – 88 let byla tato hodnota v průměru $20,1 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Rezerva VO_2 odráží, jaké navýšení spotřeby kyslíku je možné při chůzi oproti klidovému stoji. Tato hodnota byla v úzkém vztahu se spontánní rychlostí chůze. Probandi, kteří chodili nejnižší rychlostí ($0,87 \text{ m.s}^{-1}$), měli nižší rezervu VO_2 oproti rychlejším ($1,37 \text{ m.s}^{-1}$) probandům (VO_2 rezerva: $12,1$ vs. $20,1 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$). Ti s pomalejší chůzí využívali pro chůzi spontánní rychlostí 87% své VO_2 rezervy, naproti tomu ti nejrychlejší 64%.

Waters (1992) uvádí, že netrénovaní zdraví dospělí ve věku 20 - 30 let pro chůzi spontánní rychlostí využívají okolo 32% svého VO_2 max a ve senioři bez výrazných patologií věku kolem 75 let 48%. Pro dospělé jedince věku se O_2 rate při chůzi příliš neliší, pohybuje se okolo $12,0 - 12,1 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Waters et al., 1988).

Pro zvýšení fyzického výkonu je třeba zvýšit přísun kyslíku svalům, je třeba vyšší práce dechových svalů a myokardu. U pacientů se sníženou kardiopulmonální funkcí je schopnost zvýšení omezená. Z VO_2 rezervy větší podíl připadne pro zachování fyziologických funkcí – dechové funkce a oběhu než u zdravých jedinců.

Vysoký O_2 rate je nevýhodný u pacientů, kteří mají nízké VO_2 max a nejsou schopni dostatečně zvýšit spotřebu kyslíku a zajistit dostatek kyslíku tkáním. Nedokáží adekvátně zvýšit srdeční výdej a dechový objem. Brzy pak dochází k únavě. Snížením O_2 rate se sníží procento využití VO_2 rezervy pro chůzi a sníží se intenzita chůze a subjektivní náročnost.

Při stejném O_2 rate dochází při snížení rychlosti ke zvýšení O_2 cost, chůze není tak efektivní, ale je pro jedince subjektivně méně náročná. Při testování tedy O_2 cost chůze může být zvýšený oproti normě, což by nasvědčovalo tomu, že chůze je neúčinná, ale O_2 rate může být normální a pacient nebude pociťovat únavu při chůzi, bude však omezen pomalou chůzí.

U některých pacientů je vysoký O_2 rate, ale zároveň i rychlost chůze, efektivita chůze závisí na poměru těchto dvou parametrů. Někteří pacienti volí raději pomůcku nebo typ chůze, který má vyšší O_2 rate, ale se kterou mohou jít rychleji. Například reciproční

chůze s berlemi a chůze švihem s berlemi. V takovémto případě je nutno brát ohled na zatížení pletenců ramenních.

Energetický výdej se odvíjí od způsobu chůze – jaká je míra odlehčení dolních končetin, zda je chůze reciproční, s přísunem či švihem. Závisí na velikosti práce horních končetin, schopnosti stabilizovat pletenec ramenní a trup během chůze, schopnosti sladit pohyb pomůcky a končetin s okolním prostředím a podmínkami. Cílenou rehabilitací a nácvikem lze dosáhnout zlepšení stereotypu chůze. Pokud je plánovaná operace, je výhodné před operací zvýšit pacientovu kondici a svalovou sílu, nacvičit chůzi s pomůckami a připravit tak pacienta na jejich používání.

Problémem je dekondice u pacientů s kardiorespirační problematikou, kteří museli zůstat kvůli operaci či nemoci delší čas na lůžku. Imobilizace na lůžku vede ke snížení svalové síly, celkovému oslabení a nižší toleranci zátěže. Pokud dojde ke snížení rezervy, při použití pomůcky může dojít k přetížení pacienta a zhoršení jeho stavu včetně psychiky. Ke zvýšení subjektivní námahy při chůzi a snížení aktivity jedince. Omezení jeho dalších denních aktivit kvůli únavě a vyčerpání. Je vhodné zařadit kondiční cvičení a zlepšit kardiorespirační funkce a svalovou sílu.

Snížit energetický výdej, náročnost na kardiovaskulární a respirační systém a zvýšit komfort při používání se vývojáři snaží zkonstruováním nových modelů pomůcek s využitím biomechanických znalostí. Například využitím odpružení berlí nebo ergonomickým řešením pomůcek.

Někdy je cílem, aby chůze byla náročnější. Například severská chůze s holemi vyžaduje více energie a klade vyšší nároky na respirační systém při určitých rychlostech v porovnání s chůzí bez holí po rovném povrchu (Sugiyama et al., 2013). Při této chůzi s holemi jsou horní končetiny více zapojeny než při chůzi normální a zvyšuje se energetický výdej. Chůze s holemi se využívá při redukci váhy a zvýšení kondice.

Odlišnosti studií

Studie se týkající se lokomoce s pomůckami se liší v tom, zda se účastnili zdraví či nemocní lidé, jakého věku a zda měli zkušenosti s používáním pomůcek. Zdraví jedinci nemusí chodit s berlemi takovým způsobem jako pacienti s omezením. Výsledky studií se zdravými probandy tedy není možné generalizovat na pacienty. Na toto u svých studií upozorňují Adedoiyn et al. (2002) a Moran et al. (2015). U pacientů nemusí být možné zkoumat rozdíly mezi chůzí bez pomůcky a s pomůckou, jelikož nemusí být schopni chůze bez pomůcky. Případně nejsou schopni dosáhnout rovnovážného stavu pro možnost měření spotřeby kyslíku a určení energetického výdeje při chůzi. Při testování na pacientech se

může projevit výrazná interindividuální variabilita, jelikož způsob chůze s pomůckou je ovlivněn jejich patologií. Některé studie nejsou provedeny na dostatečném počtu probandů a tím je limitována možnost generalizace.

Vliv na výsledky má to, zda probandi chodili zadanou rychlostí nebo spontánní, která se může u typů chůze a jedinců lišit. Testování při spontánní rychlosti chůze reflektuje přirozenou chůzi. Při rychlosti $0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je energetický výdej u zdravého člověka při chůzi s čtyřbodovým chodítkem vyšší o 82% než chůze bez pomůcky o stejné rychlosti. Chůze s tímto chodítkem o rychlosti $0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je však o 217% vyšší než chůze bez pomůcky o rychlosti $1,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Priebe & Kram, 2011).

Holder et al. (1993) a Hinton & Cullen (1982) se ve studiích shodují s rychlostí normální chůze ($1,24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ resp. $1,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) a s berlemi při chůzi s plným odlehčením ($0,74 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ resp. $0,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Probandi v obou studiích byli zdraví mladí dospělí. Ve studii Foley et al. (1996), které se účastnili probandi průměrného věku 60 let byla spontánní rychlost chůze bez pomůcek nižší ($0,86 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Thys et al. (1996) za optimální rychlost chůze s berlemi při chůzi s plným odlehčením považují $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Ve studii Smith et al. (1996) byla průměrná rychlost při této chůzi $0,47 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a ve studii Hinton & Cullen (1982) $0,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Při měření energetického výdeje se studie liší v tom, zda byl měřen přímo, spotřebou kyslíku, nebo nepřímo, měřením tepové frekvence a systolického tlaku. Při přímém měření se dosáhne přesnějších výsledků.

Tung et al. (2015) upozorňuje na možnost odlišností chování s pomůckou při testování v laboratorních podmínkách a ve venkovním volném prostoru, kde probandi chodí přirozenější chůzí. Ve venkovním prostředí se vyskytuje více rušivých faktorů a pacienti se více spoléhají na pomůcku. Rozdíly mohou být i u chůze na pásu a chůze ve volném prostoru.

Studie zaznamenávaly okamžité změny při použití pomůcek, bylo by třeba provést studie, které by zkoumaly, zda dochází k dlouhodobým změnám v parametrech chůze a zda se časem se získáním motorické zkušenosti energetický výdej při chůzi s pomůckami snižuje. Pro možnost porovnání by bylo třeba sjednotit protokoly studií a typy použitých pomůcek.

Výběr pomůcky

Volba pomůcky záleží na tom, jakou má pacient stabilitu a jakou potřebuje oporu. Zda postačí nižší opora (berle, hole) nebo je zapotřebí vyšší opory (chodítka). Záleží na jeho fyzické kondici a kardiopulsační rezervě. Je třeba zhodnotit benefity a rizika

používání pomůcky. Faktorem pro výběr pomůcky je její hmotnost. Hmotnost přidaná na distální části končetin zvyšuje energetický výdej při chůzi (McArdle, 2010). Při slabosti horních končetin, bolestech ramene či dalších kloubů, nemusí mít pacienti dostatečnou sílu pro opakované zvedání a posouvání pomůcky vpřed, například u berlí. V takovém případě je vhodnější volit chodítka. U kolových je zapotřebí brát v potaz stabilitu, koordinaci a kognitivní schopnosti pacienta. Výhodné je využití sedátka pro odpočinek během chůze. Uživatelé však musí být schopni řádně chodítka zabrzdit, aby nedošlo k úrazu.

Pomůcky kladou nároky i na okolní prostředí. Je potřeba dostatečný prostor pro manipulaci, nutný je i vhodný povrch. Pokud je nutno překonávat větší nerovnosti či schody, náročnost chůze stoupá. Při chůzi s berlemi do schodů dochází ke zvýšení krevního tlaku a spotřeby kyslíku oproti chůzi bez pomůcek (Adedoyin et al. 2002) a chůzi s berlemi po rovině (Moran et al. 2015). Manipulace a komfort při používání je ovlivňován jejich konstrukčním řešením, použitými materiály a ergonomickým provedením.

Při volbě pomůcky je třeba se rozhodovat, kdy dát přednost specifickým požadavkům před metabolickými. Například při klaudikacích, kdy by pacient zvládl chůzi s holí, ale pro možnost si odpočinout je výhodnější používat chodítka se sedátkem. Podobně u starších lidí může být chodítka praktičtější. Z hlediska praktičnosti pomůcky hraje roli její skladnost a cena.

5 ZÁVĚR

Lokomoční pomůcky přinášejí při vhodném výběru a správném použití svým uživatelům benefity. Pomáhají zvýšit mobilitu a tím prodloužit zapojení dotyčného ve společenském životě. Podporují vzpřímenou posturu, odlehčují dolní končetiny, mohou snížit bolest, pomáhají udržet rovnováhu při chůzi. Jejich použití se však pojí s nároky a to jak metabolickými tak kognitivními.

Měření energetické náročnosti chůze s pomůckami se provádí u pacientů s DMO, pacientů po amputaci a u dalších diagnóz. Pomáhá zjistit, zda je chůze s pomůckami energeticky efektivnější než bez nich.

Největší nároky na kardiovaskulární systém má chůze s plným odlehčením s berlemi či čtyřbodovým chodítkem. Mezi chodítka je nejvíce energie potřeba při chůzi s čtyřbodovým chodítkem, nižší při chůzi s dvoukolovým a čtyřkolovým. U holí roste obtížnost manipulace s počtem opěrných bodů pomůcky a zároveň se snižuje rychlost chůze. Při stoupání do schodů výdej energie roste.

Vhodnost pomůcky pro pacienta závisí na jeho celkovém zdravotním stavu. Na stavu jeho muskuloskeletálního a kardiorepiračního aparátu, fyzické kondici, na neuromuskulárním řízení, propiocepci, stabilitě a kognitivních schopnostech. Na prostředí a okolnostech, při kterých je pomůcka používána. Je třeba brát v potaz specifické nároky uživatele.

6 KAZUISTIKA

Opěrné pomůcky - berle jsou používány v rehabilitaci po ortopedických zákrocích. Například u náhrad kloubů.

Pacientka

V. E.

Žena, 1943

Dg: St. p. implantaci TEP genu l.dx.

OA:

DM II. typu na PAD, obezita

Hyperlipoproteinémie

Hypotyreóza na terapii, st.p. tireoidektomii 2x

CHOPN na terapii, t.č. bez obtíží

St. p. parciální resekci dělohy pro myom 1981

St. p. radiofrekvenční katetrové ablaci pro supraventrikulární tachykardii 1/2004, od 8/2004 kardiologicky asymptomatická

St. p. LA CHCE 10/2015

Abusus: exkuřák 6 let, dříve 20 cigaret denně od 16 let, alkohol nepije

RA: 1 dítě, syn

PSA: SD, bydlí v bytě se synem, ve 3.patře, 3 schody do domu, výtah

NO: Pacientka pociťovala zvyšující se bolesti obou kolen, více vpravo. Kvůli artróze a bolestem byla provedena operace pravého kolene a implantována totální endoprotéza kolenního kloubu. Operována 13. 2. 2017 v FNKV. Průběh operace a po operaci bez komplikací. Do Thomayerovy nemocnice na rehabilitační oddělení odeslána dne 20. 2. 2017.

Vyšetření 23. 2. 2017

Subj: Pacientka se cítí dobře, při cvičení cítí tah a bolest v koleni (VAS 4)

Obj: Pacientka lucidní, orientovaná místem a časem, plně spolupracující. V rámci lůžka mobilní, přetočí se na boky, posadí se, postaví se. Sed stabilní, stoj mírně nestabilní. Chůze o 2PB s dopomocí. Při cvičení se zadýchává.

Bandáže bérců, jizva přelepená, mírný otok P kolene suprapatelárně (pro vyšetření bandáže sundány).

Pyr. jevy zánikové: Mingazzini HKK 0; Dufour 0; Mingazzini DKK 0

Pyr. jevy iritační HKK, DKK: 0

Taxe DKK přesná, HKK přesná

Povrchové čítí DKK zachováno na obou dolních končetinách

Polohocit, pohybocit bez patologického nálezu

Rozsahy pohybů	PDK	LDK
Kyčel	Flexe akt: 110°, pas: 120° Extenze: akt: 5°, pas: 10° Abdukce: akt: 15° pas: 30° Vnitřní rotace: akt. 10°, pas: 10° Zevní rotace: akt. 25°, pas: 30°	Flexe akt: 110°, pas: 120° Extenze: akt: 5°, pas: 10° Abdukce: akt: 20°, pas: 30° Vnitřní rotace: akt. 10°, pas. 15° Zevní rotace: akt. 25° pas. 30°
Koleno	Flexe akt: 60°, pas: 80° Extenze plná	Flexe akt: 100°, pas: 100° Extenze plná
Hlezno	Dorsální flexe pas: 90°, akt: 90°	Dorsální flexe pas: 90°, akt 90°

Obvod stehna: 10 cm nad patelou: LDK: 50 cm, PDK: 52 cm

Délka DKK od pupku symetrická: 89 cm, (trochanter špatně hmatný), pately ve stejné výšce.

Patela omezená v pohybu kaudálním směrem, povrchové čítí v okolí jizvy nezměněné

Síla HKK: stisk symetrický, silný; orientačně síla HKK 4-5 st. dle ST, symetricky

Síla DKK (dle ST)

LDK – kyčel: abdukce 5-, flexe 5, extenze 4 -, koleno: flexe: 5, extenze: 5

PDK – kyčel: abdukce: 4-, flexe: 4, extenze: 3, koleno: flexe 4-, extenze: 3+

(bolestivost kolene)

Leh: V ose, operovaná dolní končetina v lehké zevní rotaci

Dechová motorika hrudníku: při dechu kraniokaudální pohyb sternu, hyperaktivita pomocných nádechových svalů, omezená hybnost žeber.

Sed: Stabilní, symetrický. Předsun hlavy, zvětšená hrudní kyfóza, protrakce ramen.

Nádechové postavení hrudníku. Zvýšené napětí m. trapezius.

Stoj: o podpažních berlích, mírně nestabilní, o širší bazi, pravá dolní končetina v lehké zevní rotaci, mírná semiflexe trupu, protrakce hlavy, ramen

Chůze: O 2 podpažních berlích s pokládáním operované DK. O širší bázi. V mírném předklonu. Při švihů berlí tendence k elevaci ramen. Švihá berlemi příliš daleko, korigováno. Krok pravou končetinou kratší než levou, v mírné zevní rotaci, malý rozsah flexe v kyčli a kolenu. Po slovní korekci dokáže napravit.

Terapeutická jednotka: prevence TEN, mobilizace periferních kloubů DKK. Protažení zevních rotátorů pravého kyčelního kloubu. Prvky LTV po TEP genu: izometrická cvičení m. quadriceps femoris a gluteálního svalstva. Cvičení vleže na zádech, na boku, na břicho, v sedě proti gravitaci. Analytické cvičení do flexe, abdukce v kyčelním kloubu bez souhybů. Cvičení s overballem pro posílení gluteálních svalů a m. quadriceps femoris. Nácvik chůze o 2 podpažních berlích s odlehčením operované končetiny po rovině Péče o jizvu, měkké techniky pro uvolnění oblasti kolem kolenního kloubu.

Motodlaha 65°

Vyšetření 3.2.2017

Pacientka 4.2.2017 k propuštění do domácí péče, dále bude docházet na rehabilitace ambulantně.

Subj: Pacientka plně orientovaná, spolupracující. Chůze s berlemi po rovině se jí zdá snazší. Bolest VAS 2

Rozsahy pohybů	PDK	LDK
Kyčel	Flexe akt: 110°, pas: 120° Extenze: akt: 5°, pas: 10° Abdukce: akt: 15° pas: 30° Vnitřní rotace: akt. 15°, pas: 20° Zevní rotace: akt. 25°, pas: 30°	Flexe akt: 110°, pas: 120° Extenze: akt: 5°, pas 10° Abdukce: akt: 20°, pas: 30° Vnitřní rotace: akt. 10°, pas. 15° Zevní rotace: akt. 25° pas. 30°
Koleno	Flexe akt: 80° pas: 90° Extenze plná	Flexe akt: 100°, pas: 100° Extenze plná
Hlezno	Dorsální flexe pas: 90°, akt: 90°	Dorsální flexe pas: 90°, akt 90°

Síla DKK (st. dle ST):

LDK – kyčel: abdukce 5-, flexe 5, extenze 4-, koleno: flexe: 5, extenze: 5

PDK – kyčel: abdukce: 4-, flexe: 4, extenze: 4-, koleno: flexe: 4, extenze: 4

Patela pohyblivá, měkké tkáně v okolí neposunlivé zejména v distální části jizvy.

Obvod stehna 10 cm nad patelou: PDK 50 cm, LDK 51 cm, mírný otok přetrvává

Sed stabilní, symetrický.

Stoj s berlemi stabilní, o širší bázi, operovaná končetina v mírné zevní rotaci, mírná semiflexe trupu, protrakce hlavy, ramen

Chůze s berlemi s odlehčením stabilní, stále v mírném předklonu, krok pravou končetinou se prodloužil, je větší flexe v kyčli a koleni, tendence k mírné elevaci pánve. Plný odval plosky. Chůzi po schodech s odlehčením operované DK zvládá, cirkumdukci s lehkou elevací pánve na straně operované DK, po slovní korekci pacientka dokáže napravit. Chůze po schodech s berlemi je pro pacientku náročná.

(Extrakce stehů proběhla 27. 2. 2017 – poté byl zahájen nácvik chůze po schodech.)

Terapeutická jednotka: prevence TEN, edukace péče o jizvu. Prvky LTV po TEP genu. Izometrie gluteálních svalů a m. quadriceps femoris. Cvičení v leže na zádech, na boku flexe a extenze PDK, cvičení v leže na břiše. Posílení gluteálních svalů. Rytmická stabilizace kolenního kloubu ve flexi v leže na zádech. II. flekční diagonála PNF pro dolní končetinu pro posílení abduktorů kyčle. Nácvik chůze o 2 podpažních berlích po rovině a po schodech.

Motodlaha 90°

Závěr: Od minulého vyšetření se zvýšil rozsah pohybu v kolenním kloubu operované dolní končetiny. Snížila se bolestivost operovaného kolene a zvýšila síla flexorů i extenzorů kolene. Chůzi s berlemi pacientka zvládá lépe.

Dlouhodobý rehabilitační plán: Po propuštění do domácí péče bude pacientka docházet na rehabilitaci ambulantně. Vhodné je zařazení technik na neurofyziologickém podkladě pro správnou svalovou koordinaci a zajištění správné biomechaniky pohybu v kloubu.. S možností většího zatížení operované dolní končetiny chůze o francouzských berlích (obvykle 6 týdnů po operaci). Dále nacvičování správného stereotypu chůze s postupným zatěžováním dolní končetiny. Zmírnění postavení operované končetiny ve vnější rotaci. Pečovat o jizvu, aby nedošlo k adhezím a omezení rozsahu pohybu. Postupně zařadit

pohybové aktivity - jízdu na rotopedu, chůzi, pro udržení rozsahu pohybu v kolenním kloubu, posílení svalů a zvýšení tělesné kondice. Případně lázeňská péče.

7 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 7. vyd. Praha: Galén. ISBN: 978-80-7262-707-3.
- Abellanas, A., Frizera, A., Ceres, R. & Gallego, J.A. (2010) Estimation of gait parameters by measuring upper limb-walker interaction forces. *Sensors and Actuators A: Physical*, 162(2), pp.276–283. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424710002335> [Accessed May 20, 2016].
- Adedoyin, R.A., Opayinka, A.J. & Oladokun, Z.O. (2002) Energy Expenditure of Stair Climbing with Elbow and Axillary Crutches. *Physiotherapy*, 88(1), pp.47–51. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940605605287> [Accessed December 27, 2015].
- Alkjaer, T., Larsen, P.K., Pedersen, G., Nielsen, L.H. & Simonsen, E.B. (2006). Biomechanical analysis of rollator walking. *Biomedical engineering online*, 5, p.2. Available at: [m: http://www.biomedical-engineering-online.com/content/5/1/2](http://www.biomedical-engineering-online.com/content/5/1/2) [Accessed April 21, 2016].
- Alwan, M., Ledoux, A., Wasson, G., Sheth, P. & Huang, C. (2007). Basic walker-assisted gait characteristics derived from forces and moments exerted on the walker's handles: results on normal subjects. *Medical engineering & physics*, 29(3), pp.380–9. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453306001226> [Accessed May 20, 2016].
- Aragaki, D.R., Nasmyth, M.C., Schultz, S.C., Nguyen, G.M., Yentes, J.M., Kao, K., Perell, K. & Fang, M.A. (2009) Immediate effects of contralateral and ipsilateral cane use on normal adult gait. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*, 1(3), pp.208–13. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1934148208000129> [Accessed April 19, 2016].
- Bateni, H. & Maki, B.E. (2005) Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(1), pp.134–145. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304004745> [Accessed September 16, 2015].
- Beauchet, O., Annweiler, C., Lecordroch, Y., Allali, G., Dubost, V., Herrmann, F.R., & Kressig, R.W. (2009) Walking speed-related changes in stride time variability: effects of decreased speed. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6, p.32.
- Bogey R.A. & Sisto, S.A. (2005) Gait restoration and gait aids. In DeLisa, J.A., Gans, B.M. & Walsch, N.E., *Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice*. 4th. p.1926 Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0-7817-4130-0.

- Bradley, S.M. & Hernandez, C.R. (2011) Geriatric Assistive Devices. *Am Fam Physician*, 84(4), pp.405–411. Available at: www.aafp.org/afp [Accessed January 27, 2017].
- Bregman, D.J.J., Harlaar, J., Meskers, C.G.M. & de Groot, V. (2012). Spring-like Ankle Foot Orthoses reduce the energy cost of walking by taking over ankle work. *Gait & posture*, 35(1), pp.148–53. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211002839> [Accessed January 13, 2016].
- Bryant, M.S., Pourmoghaddam, A. & Thrasher, A. (2012). Gait changes with walking devices in persons with Parkinson's disease. *Disability and rehabilitation. Assistive technology*, 7(2), pp.149–52. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3423959&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Cetin, E., Muzembo, J., Pardessus, V., Puisieux, F. & Thevenon, A. (2010). Impact of different types of walking aids on the physiological energy cost during gait for elderly individuals with several pathologies and dependent on a technical aid for walking. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 53(6–7), pp.399–405. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877065710001119> [Accessed December 2, 2015].
- Clark, D.J. (2015). Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in human neuroscience*, 9, p.246. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25999838> [Accessed April 22, 2017].
- Constantinescu, R. Leonard, C., Deeleya, Ch. & Kurlan, R. (2007). Assistive devices for gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 13(3), pp.133–8. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1353802006001398> [Accessed May 24, 2016].
- Cubo, E., Mooreb, Ch.G., Leurgans, S. & Goetz, Ch.G. (2003). Wheeled and standard walkers in Parkinson's disease patients with gait freezing. *Parkinsonism & Related Disorders*, 10(1), pp.9–14. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1353802003000609> [Accessed May 3, 2016].
- Damm, P. Schwachmeyer, V., Dymke, J., Bender, A. & Bergmann, G. (2013). In vivo hip joint loads during three methods of walking with forearm crutches. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(5), pp.530–5. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003312002744> [Accessed February 1, 2016].
- Donelan, J.M., Kram, R. & Kuo, A.D. (2001). Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proceedings. Biological sciences / The Royal Society*, 268(1480), pp.1985–92. Available at:

- <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1088839&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed November 18, 2015].
- Edelstein, J.E. (2013). Assistive devices for ambulation. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 24(2), pp.291–303. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1047965112001325> [Accessed December 2, 2015].
- Elmamoun, M. & Mulley, G. (2007). Walking sticks and frames for patients with neurological disorders. *Practical Neurology*, 7(1), pp.24–31.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén. 890 s. ISBN: 80-7262-311-7
- Van der Esch, M., Heijmans, M. & Dekker, J. (2003). Factors contributing to possession and use of walking aids among persons with rheumatoid arthritis and osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*, 49(6), pp.838–42. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14673971> [Accessed January 25, 2016].
- Fast, A., Wang, F.S., Adrezn, R.S., Cordaro, M.A., Ramis, J. & Sosner, J. (1995) The instrumented walker: usage patterns and forces. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(5), pp.484–91. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7741624> [Accessed May 20, 2016].
- Fiser, W.M., Hays, N.P., Rogers, S.C., Kajkenova, O., Williams, A.E., Evans, C.M. & Evans, W.J. (2010). Energetics of Walking in Elderly People: Factors Related to Gait Speed. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 65A(12), pp.1332–1337. Available at: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article-lookup/doi/10.1093/gerona/glq137> [Accessed April 5, 2017].
- Fisher, S.V. & Patterson, R.P. (1981). Energy cost of ambulation with crutches. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 62(6), pp.250–6. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7235917> [Accessed April 2, 2017].
- Fischer, J. Nüesch, C., Göpfert, B., Mündermann, A., Valderrabano, V. & Hügler, T., (2014). Forearm pressure distribution during ambulation with elbow crutches: a cross-sectional study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11, p.61. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24731773> [Accessed October 10, 2016].
- Foley, M. & Bowen, B. (2014). Comparison of metabolic cost and cardiovascular response to stair ascending and descending with walkers and canes in older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(9), pp.1742–9. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999314002834> [Accessed December 14, 2015].
- Foley, M.P., Prax, B., Crowell, R. & Boone, T. (1996). Effects of Assistive Devices on Cardiorespiratory Demands in Older Adults. *Physical Therapy*, 76(12).
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén. 890 s. ISBN: 80-7262-311-7.

- Gell, N.M., Wallace, R.B., LaCroix, A.Z., Mroz, T.M. & Patel, K.V. (2015). Mobility device use in older adults and incidence of falls and worry about falling: findings from the 2011-2012 national health and aging trends study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 63(5), pp.853–9. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4439269&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed May 16, 2016].
- Gianfrancesco, M.A. Triche, E.W., Fawcett, J.A., Labas, M.P., Patterson, T.S. & Lo, A.C. (2011). Speed- and cane-related alterations in gait parameters in individuals with multiple sclerosis. *Gait & posture*, 33(1), pp.140–2. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20952198> [Accessed August 15, 2016].
- Guild, J.R., Liu, H.H., Connors, M. & Holmes, C. (2012). Comparison of gait while ambulating with three different types of canes with normal subjects: a pilot study. *International Journal of Therapies and Rehabilitation Research*, 1(3). Available at: <http://www.scopemed.org/?mno=25343> [Accessed December 27, 2016].
- Haladová, E. (2007). Léčebná tělesná výchova: cvičení. 3. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN: 978-80-7013-460-3.
- Hills, A.P., Mokhtar, N. & Byrne, N.M. (2014). Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Frontiers in nutrition*, 1. Available at: doi: 10.3389/fnut.2014.00005
- Hinton, C.A. & Cullen, K.E. (1982). Energy Expenditure During Ambulation with Ortho Crutches and Axillary Crutches. *Physical Therapy*, 62(6), pp.813–819.
- Holder, C.G., Haskvitz, E.M. & Weltman, A. (1993). The Effects of Assistive Devices on the Oxygen Cost, Cardiovascular Stress, and Perception of Nonweight-Bearing Ambulation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(4), pp.537–542. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8220412> [Accessed January 31, 2017].
- Cha, Y.-J. (2015). Do traditionally recommended cane lengths equally influence walking in patients after stroke? *Disability and health journal*, 8(1), pp.136–9. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1936657414000934> [Accessed January 30, 2016].
- Ijmker, T. Lamoth, C.J., Houdijk, H., van der Woude, L.H.V. & Beek, P.J. (2014). Postural threat during walking: effects on energy cost and accompanying gait changes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), p.71. Available at: <http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/71>.
- Jayakaran, P. DeSouza, L., Cossar, J. & Gilhooly, K., (2014). Influence of a Walking Aid on Temporal and Spatial Parameters of Gait in Healthy Adults. *PM&R*, 6(9), pp.796–801.
- Jeong, Y.G. Jeong, Y.J., Myong, J.P. & Koo, J.W. (2015). Which type of cane is the most efficient, based on oxygen consumption and balance capacity, in chronic stroke patients? *Gait & posture*, 41(2), pp.493–8. Available at:

- <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214007838> [Accessed January 30, 2016].
- Jones, A., Silva, P.G., Silva, A.C., Colucci, M., Truffanin, A., Jardim, J.R. & Natour, J., (2012). Evaluation of immediate impact of cane use on energy expenditure during gait in patients with knee osteoarthritis. *Gait & Posture*, 35(3), pp.435–439. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211007697>.
- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová H., Holmerová I., Weber, P. et al. (2008). Geriatrické syndromy a geriatrický pacient. Praha: Grada. ISBN: 9788024724904
- Kegelmeyer, D.A. Parthasarathy, S., Kostyk, S.K., White, S.E. & Kloos, A.D. (2013). Assistive devices alter gait patterns in Parkinson disease: advantages of the four-wheeled walker. *Gait & posture*, 38(1), pp.20–4. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212004006> [Accessed December 20, 2015].
- Kolář, P. et al. (2009). Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén. ISBN: 978-80-7262-651-1
- Konop, K.A., Striffling, K.M.B., Krzak, J., Graf, A. & Harris, G.F. (2011). Upper Extremity Joint Dynamics During Walker Assisted Gait: A Quantitative Approach Towards Rehabilitative Intervention. *Journal of Experimental & Clinical Medicine*, 3(5), pp.213–217. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1878331711001197> [Accessed May 20, 2016].
- Kuan, T.S., Tsou, J.Y. simic Su, F.C. (1999). Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(7), pp.777–84. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10414762> [Accessed January 31, 2016].
- Lam, R. (2007). Practice tips: choosing the correct walking aid for patients. *Canadian family physician Médecin de famille canadien*, 53(12), pp.2115–6. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18077745> [Accessed September 3, 2016].
- Laufer, Y. (2003). The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Physical therapy*, 83(2), pp.112–22. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12564947> [Accessed January 31, 2016].
- Lay, B., Sparrow, W.A., Hughes, K.M. & O'Dwyer, N.J. (2002). Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Human Movement Science*, 21(5), pp.807–830.
- Li, Z.Y. & Chou, C. (2014). The effect of cane length and step height on muscle strength and body balance of elderly people in a stairway environment. *Journal of physiological anthropology*, 33, p.36. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4416409&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed November 22, 2015].

- Liu, G. Zhang, Y. & Beaven, M., (2011). Optimal Control and Biomechanics of Ambulation with Spring-Loaded Crunches. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 8(3). Available at: <http://arx.sagepub.com/lookup/doi/10.5772/10664> [Accessed October 1, 2016].
- Liu, H.H., Eaves, J., Wang, W., Womack, J. & Bullock, P. (2011). Assessment of canes used by older adults in senior living communities. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 52(3), pp.299–303.
- Lu, C.L., Yu B, Basford J.R., Johnson, M.E. & An, K.N. (1997). Influences of cane length on the stability of stroke patients. *Journal of rehabilitation research and development*, 34(1), pp.91–100. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9021629> [Accessed April 23, 2017]
- Matějčiček, M. (2014). Ortotika protetika. In Dungal, P. *Ortopedie*, 2. vyd. Praha: Grada. s. 93-116. ISBN 978-80-247-4357-8.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. (2010) *Exercise Physiology: Nutrition, Energy, and Human Performance*, 8th ed, Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health, ISBN: 978-1451191554
- Martins, M.M. Santos, C.P., Frizera-Neto, A. & Ceres, R. (2012). Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review. *Robotics and Autonomous Systems*, 60(4), pp.548–562. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889011002181> [Accessed October 6, 2015].
- Mirelman, A. Bernad-Elazari, H., Nobel, T., Thaler, A., Peruzzi, A., Plotnik, M., Giladi, N. & Hausdorff, J.M. (2015). Effects of Aging on Arm Swing during Gait: The Role of Gait Speed and Dual Tasking. *PloS one*, 10(8). e0136043 Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26305896> [Accessed July 23, 2016].
- Miyasike-daSilva, V., Tung, J.Y., Zabukovec, J.R. & McIlroy, W.E. (2013). Use of mobility aids reduces attentional demand in challenging walking conditions. *Gait & posture*, 37(2), pp.287–9. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212002433> [Accessed May 3, 2016].
- Moe, R.H., Fernandes, L. & Osterås, N. (2012). Daily use of a cane for two months reduced pain and improved function in patients with knee osteoarthritis. *Journal of physiotherapy*, 58(2), p.128. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955312700942> [Accessed April 19, 2016].
- Moran, J., Murphy, A., Murphy, D., Austin, A., Moran, D., Cronin, C., Guinan, E. & Hussey, J. (2015). The energy expenditure of non-weight bearing crutch walking on the level and ascending stairs. *Gait & posture*, 42(1), pp.23–26. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214007504>.
- Mullis, R. & Dent, R.M. (2000). Crutch length: Effect on energy cost and activity

- intensity in non-weight-bearing ambulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), pp.569–572. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999300900364> [Accessed December 17, 2015].
- Murawa, M. Dworak, L.B., Kabaciński, J., Syczewska, M. & Rzepnicka, A. (2016). Dynamic parameters of three-point crutch gait in female patients after total hip arthroplasty. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 18(2), pp.131–5. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27405882> [Accessed November 18, 2016].
- Ortega, J.D. & Farley, C.T. (2007). Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. *Journal of applied physiology*, 102(6), 2266-73
- Ortega, J.D., Fehlman, L.A. & Farley, C.T. (2008). Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of biomechanics*, 41(16), pp.3303–8. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18814873> [Accessed September 2, 2016].
- Patel, N., Batten, T., Robertson, A., Enki, D., Wansbrough, G. & Davis, J. (2016). A comparison of energy consumption between the use of a walking frame, crutches and a Stride-on rehabilitation scooter. *The Foot*, 28, pp.7–11.
- Perry, J. & Burnfield, J.M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* 2nd ed., USA: Slack Incorporated. ISBN 978- 1556427664
- Plowman, S.A. & Smith, D.L. (2010). *Exercise physiology for health, fitness, and performance* 3rd ed., Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0781779760
- Polese, J.C., Teixeira-Salmela, L.F., Nascimento, L.R., Faria, Ch.D.M., Kirkwood, R.N. Laurentino, G.C. & Ada, L. (2012). The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors. *Clinical Biomechanics*, 27(2), pp.131–137.
- Priebe, J.R. & Kram, R. (2011). Why is walker-assisted gait metabolically expensive? *Gait & posture*, 34(2), pp.265–9. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211001640> [Accessed December 2, 2015].
- Ragnarsson, K.T. (2005). Lower extremity orthotics, shoes and gait aids. In DeLisa, J.A., Gans, B.M. & Walsch, N.E., *Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice*. 4th.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. pp. 1377-1393. ISBN 0-7817-4130-0.
- Resnik, L. Allen, S., Isenstadt, D., Wasserman, M. & Iezzoni, L. (2009). Perspectives on use of mobility aids in a diverse population of seniors: implications for intervention. *Disability and health journal*, 2(2), pp.77–85. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1936657409000028> [Accessed May 3, 2016].
- Saibene, F. & Minetti, A.E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European journal of applied physiology*, 88(4–5), pp.297–316.

- Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12527959> [Accessed November 18, 2015].
- Seeley, M.K. Hunter, I, Bateman, T., Roggia, A., Larson, B.J. & Draper, D.O. (2011). A kinematic comparison of spring-loaded and traditional crutches. *Journal of sport rehabilitation*, 20(2), pp.198–206. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21576711> [Accessed October 16, 2016].
- Schiemanck, S., Berenpas, F., van Swigchem, R., van den Munckhof, P., de Vries, J. & Beelen, A. (2015). Effects of implantable peroneal nerve stimulation on gait quality, energy expenditure, participation and user satisfaction in patients with post-stroke drop foot using an ankle-foot orthosis. *Restorative neurology and neuroscience*, 33(6), pp.795–807.
- Simic, M. Bennell, K.L., Hunt, M.A., Wrigley, T.V. & Hinman, R.S. (2011). Contralateral cane use and knee joint load in people with medial knee osteoarthritis: the effect of varying body weight support. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 19(11), pp.1330–7. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S106345841100241X> [Accessed April 19, 2016].
- Slavens, B.A. Frantz, J., Sturm, P.F. & Harris, G.F. (2007). Upper extremity dynamics during Lofstrand crutch-assisted gait in children with myelomeningocele. *The journal of spinal cord medicine*, 30 Suppl 1, pp.S165-71. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2031971&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed June 6, 2016].
- Slavens, B.A., Sturm, P.F. & Harris, G.F. (2010). Upper extremity inverse dynamics model for crutch-assisted gait assessment. *Journal of Biomechanics*, 43(10), pp.2026–2031. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20403602> [Accessed April 12, 2017].
- Smith, T.R. Enright, S., Merrill, B.R., Goswami, A., Ganguli, S. & Allison, S.C. (1996). Metabolic evaluation of the criteria used to fit elbow crutches by measurement of oxygen consumption. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(1), pp.70–74. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999396902233> [Accessed April 10, 2017].
- Stowe, S., Hopes, J. & Mulley, G. (2010). Gerotechnology series: 2. Walking aids. 1(2), pp.122–127. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1878764910000197> [Accessed December 2, 2015].
- Strauss, Y. & Mourey, F. (2011). Aides à la marche et personnes âgées. *Kinésithérapie, la Revue*, 11(114), pp.41–46. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1779012311751324> [Accessed December 2, 2015].

- Sugiyama, K., Kawamura, M., Tomita, H. & Katamoto, S. (2013). Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and Nordic walking on a treadmill. *Journal of physiological anthropology*, 32(1), p.2. Available at: <http://www.jphysiolanthropol.com/content/32/1/2> [Accessed September 27, 2016].
- Suica, Z., Romkes, J., Tal, A. & Maguire, C. (2016). Walking with a four wheeled walker (rollator) significantly reduces EMG lower-limb muscle activity in healthy subjects. *Journal of bodywork and movement therapies*, 20(1), pp.65–73. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859215001564> [Accessed May 3, 2016].
- Štofková, A. (2015). Fyziologie a patofyziologie metabolismu a výživy. In Rokyta, R. a kol. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN: 978-80-247-4867-2
- Takanokura, M. (2010). Optimal handgrip height of four-wheeled walker on various road conditions to reduce muscular load for elderly users with steady walking. *Journal of Biomechanics*, 43(5), pp.843–848. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20006337> [Accessed May 16, 2016].
- Thomas, S.S., Buckon, C.E., Schwartz, M.H., Sussman, M.D. & Aiona, M.D. (2009). Walking energy expenditure in able-bodied individuals: a comparison of common measures of energy efficiency. *Gait & posture*, 29(4), pp.592–6. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209000022> [Accessed September 16, 2015].
- Thys, H., Willems, P.A. & Saels, P. (1996). Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches. *Journal of biomechanics*, 29(11), pp.1473–82. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8894928> [Accessed August 26, 2016].
- Tung, J.Y., Chee, J.N., Zabjek, K.F. & McIlroy, W.E. (2015). Combining ambulatory and laboratory assessment of rollator use for balance and mobility in neurologic rehabilitation in-patients. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 10(5), pp.407–414. Available at: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17483107.2014.908243> [Accessed December 12, 2016].
- Vaes, A.W., Annegarn, J., Meijer, K., Cuijpers, M.W.J., Franssen, F.M.E., Wiechert, J., Wouters, E.F.M. & Spruit, M.A. (2012). The effects of a “new” walking aid on exercise performance in patients with COPD: a randomized crossover trial. *Chest*, 141(5), pp.1224–32. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22116797> [Accessed January 25, 2016].
- VanSwearingen, J.M. & Studenski, S.A. (2014). Aging, motor skill, and the energy cost of walking: implications for the prevention and treatment of mobility decline in older persons. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical*

- sciences*, 69(11), pp.1429–36. Available at:
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4271095&tool=pmcentrez&rendertype=abstract> [Accessed October 28, 2015].
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J. (1999). *Dynamics of human gait*, Champaign, IL: Human Kinetics
- Van de Walle, P. Desloovere, K., Truijen, S., Gosselink, R., Aerts, P. & Hallemans, A., (2010). Age-related changes in mechanical and metabolic energy during typical gait. *Gait & posture*, 31(4), pp.495–501. Available at:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20304652> [Accessed December 4, 2015].
- Waters, R.L. The energy expenditure of amputee gait. (1992) [online] Retrieved 16.4.2017 from: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap15-01.asp>
- Waters, R.L. (2010) Energy expenditure. In Perry, J. & Burnfield, J.M. *Gait analysis: normal and pathological function* 2nd ed., USA: Slack Incorporated. ISBN 978-1556427664
- Waters, R.L., Lunsford, B.R., Perry, J. & Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: Standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(2), pp.215–222.
- Wang, T., Merlet, J.P., Sacco, G., Robert, P., Turpin, J.M., Teboul, B., Marteu, A. & Guerin, O. (2016). Walking analysis of young and elderly people by using an intelligent walker ANG. *Robotics and Autonomous Systems*, 75, pp.96–106. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889014002048> [Accessed May 3, 2016].
- Waters, R.L. & Yakura, J.S. (1989). The energy expenditure of normal and pathological gait. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. 1, pp. 187-206.
- Wert, D.M., Brach, J., Perera, S. & VanSwearingen, J.M. (2010). Gait biomechanics, spatial and temporal characteristics, and the energy cost of walking in older adults with impaired mobility. *Physical therapy*, 90(7), pp.977–85. Available at:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20488977> [Accessed July 26, 2016].
- Wezenberg, D., de Haan, A., van Bennekom, C.A.M. & Houdijk, H. (2011). Mind your step: metabolic energy cost while walking an enforced gait pattern. *Gait & posture*, 33(4), pp.544–9. Available at:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621100021X>.
- Yip, S.C. & Leung, H.B. (2015). Grip strength can predict choice of walking aids in the elderly. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 33(2), p.102. Available at:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S101370251500055X> [Accessed December 2, 2015]
- Youdas, J.W., Kotajarvi, B.J., Padgett, D.J. & Kaufmann, K.R. (2015) Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*;86(3),pp.394–8

8 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Hole	14
Obrázek 2 Typy berlí	17
Obrázek 3 Chůze o berlích	18
Obrázek 4 Typy chůze s berlemi	19
Obrázek 5 Berle dle Shortell et al. (2001)	20
Obrázek 6 Chodítka	21
Obrázek 7 Opěrná báze při chůzi s jednodobovou holí a čtyřbodovým chodítkem.....	22
Obrázek 8 Model obráceného kyvadla	31
Obrázek 9 Závislost energy cost na rychlosti	32
Obrázek 10 Pomůcky použité při studii Jeong et al. (2015).....	35
Obrázek 11 Srovnání závislosti energy cost na rychlosti u chůze švihem s berlemi a u normální chůze	37
Obrázek 12 Zobrazení trajektorie těla při chůzi švihem s berlemi.....	38
Obrázek 13 Knee walker	39