

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**  
**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH**  
**VĚD**

**Ústav klinické rehabilitace**

**Bc. Martin Strýček**

**Analýza chůze a porovnání vybraných parametrů mezi dospělými  
pacienty normostenickými a dospělými pacienty s obezitou**

**Diplomová práce**

**Vedoucí práce: MUDr. Stanislav Horák, Ph.D., MBA**

**Olomouc 2023**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod odborným vedením MUDr. Stanislava Horáka, Ph.D., MBA a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 25. července 2023

Podpis: ..... *Strýček* .....



## **Poděkování**

Touto cestou bych rád poděkoval vedoucímu své diplomové práce MUDr. Stanislavu Horákovi, Ph.D., MBA, za odborné vedení, cenné rady a chladnou hlavu, na kterou jsem se mohl spolehnout ve chvílích, kdy ta má panikařila. Bc. Ivě Hubáčkové z Kliniky tělovýchovného lékařství a kardiovaskulární rehabilitace FNOL, Mgr. Marku Tomsovi a Mgr. Lence Járové z Oddělení rehabilitace FNOL, a zvláště pak Mgr. Haně Haltmar za pomoc při realizaci výzkumné části práce. Dále bych rád poděkoval své rodině za veškerou podporu a trpělivost. Vypisováním díky všem, kteří mi vědomě či nevědomky při závěru studia pomohli, bych mohl vyplnit dalších pár stran této práce, a tak už snad poděkuji pouze všem dobrovolnicím, které se výzkumu účastnily a dále toho s poznámkou, že díky by bylo na místě rozdat ještě více, raději zanechám.

## ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Analýza chůze a porovnání vybraných parametrů mezi dospělými pacienty normostenickými a dospělými pacienty s obezitou

**Název práce v AJ:** Gait analysis and comparison of selected gait parameters between adult normosthenic patients and adult obese patients

**Datum zadání:** 2022-01-31

**Datum odevzdání:** 2023-07-27

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav klinické rehabilitace

**Autor práce:** Bc. Martin Strýček

**Vedoucí práce:** MUDr. Stanislav Horák, Ph.D., MBA

**Oponent práce:** Mgr. Kateřina Teplá

**Abstrakt v ČJ:** Cílem této diplomové práce bylo zjistit jaký vliv má obezita na vybrané kinetické (dynamické) a kinematické parametry chůze prostřednictvím porovnání těchto parametrů mezi dvěma skupinami pacientů, skupinou pacientů obézních a skupinou pacientů normostenických. Teoretická část obsahuje přehled poznatků z oblastí témat obezity; didaktiky, neurofyzologie a analýzy chůze. Výzkumný soubor tvořilo celkem 20 žen, které byly na základě hodnoty Indexu tělesné hmotnosti (BMI) rozděleny do skupiny pacientů s obezitou a skupiny pacientů normostenických. Obě skupiny čítaly každá 10 dobrovolnic. Měření vybraných parametrů probíhalo pomocí systému FDM-T (Zebris, Německo). Měření bylo u každého z účastníků zopakováno celkem 3x a zaznamenané hodnoty byly pro další statistické zpracování zprůměrovány. Hodnocenými parametry byly šířka kroku, délka dvojkroku, interval stojné fáze, interval švihové fáze, interval fáze dvojí opory, stride time, kadence kroku, rychlost chůze, maximum force 1, time maximum force 1, maximum force 2 a time maximum force 2. Pro statistické vyhodnocení byl zvolen neparametrický Mann-Whitney U test. Mezi testovanými skupinami byl na hladině statistické významnosti 0,05 zjištěn statisticky signifikantní rozdíl v parametrech intervalu stojné fáze, intervalu švihové fáze, intervalu fáze dvojí opory, maximum force 1 a maximum force 2. Rozdíly v ostatních měřených parametrech byly statisticky nevýznamné. Obezita a vyšší hodnoty BMI tak ovlivňují kinetiku i kinematiku kroku.

**Abstrakt v AJ:** The goal of this diploma thesis was to identify the influence of obesity on selected kinetic (dynamic) and kinematic gait parameters via comparison of those parameters between two groups of patients, obese patients and normosthenic patients. The theoretical part offers an overview of findings on topics of obesity, didactics and neurophysiology of gait and gait analysis. A total of 20 women have been categorized based on their Body Mass Index (BMI) either into a group of obese patients or into a group of normosthenic patients. Both of the groups consisted of 10 female volunteers. The measurement of selected parameters has been done using a FDM-T system (Zebris, Germany). The measurement of each of the participants has been repeated 3 times in total and the average of the collected data has been used for further statistical analysis. The selected parameters were step width, stride length, stance phase interval, swing phase interval, double support phase interval, stride time, cadence, walking speed, maximum force 1, time maximum force 1, maximum force 2 and time maximum force 2. Non-parametric Mann-Whitney U test has been used for statistical evaluation of the data. There have been found significant differences between the tested groups in parameters of stance phase interval, swing phase interval, double support phase interval, maximum force 1 and maximum force 2 at 0,05 level of significance. The differences in the rest of the selected parameters have been statistically insignificant. The findings show that certain kinetic and kinematic gait parameters are affected by obesity and the BMI status.

**Klíčová slova v ČJ:** chůze, kinetický, časoprostorový, kinematický, parametry, obezita, index tělesné hmotnosti

**Klíčová slova v AJ:** gait, kinetic, spatio-temporal, kinematic, parameters, obesity, body mass index

**Rozsah:** 93/5

# OBSAH

ÚVOD .....	8
PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ .....	10
1 Chůze.....	10
1.1 Krokový cyklus (gait cycle, GC).....	11
1.1.1 Názvosloví podle Vaughana, Davise a O'Connora .....	12
1.1.2 Názvosloví podle Perry .....	13
1.2 Analýza chůze .....	15
1.2.1 Kinematická analýza chůze.....	18
1.2.2 Kinetická analýza chůze.....	20
1.3 Detailní pohled na krokový cyklus .....	23
1.4 Neurofyziologie chůze .....	31
1.5 Typy chůze .....	33
2 Obezita.....	33
2.1 Etiologie a patogeneze .....	34
2.2 Hodnocení tělesné konstituce .....	34
2.2.1 Index tělesné hmotnosti (body mass index, BMI).....	34
2.2.2 Antropometrie a rozložení tukové tkáně.....	35
2.3 Zdravotní rizika obezity .....	36
2.4 Typy obezity.....	36
PRAKTICKÁ ČÁST.....	38
3 Metodika výzkumu.....	38
3.1 Cíle a hypotézy .....	38
3.2 Charakteristika výzkumného souboru.....	40
3.3 Metoda sběru dat.....	41
3.4 Realizace výzkumu .....	42
3.5 Metody zpracování dat.....	43
4 Výsledky výzkumu.....	44
4.1 Výsledky k hypotéze H1/1 .....	46

4.2	Výsledky k hypotéze H1/2 .....	47
4.3	Výsledky k hypotéze H1/3 .....	48
4.4	Výsledky k hypotéze H1/4 .....	49
4.5	Výsledky k hypotéze H1/5 .....	50
4.6	Výsledky k hypotéze H1/6 .....	51
4.7	Výsledky k hypotéze H1/7 .....	52
4.8	Výsledky k hypotéze H1/8 .....	53
4.9	Výsledky k hypotéze H2/1 .....	54
4.10	Výsledky k hypotéze H2/2.....	55
4.11	Výsledky k hypotéze H2/3.....	56
4.12	Výsledky k hypotéze H2/4.....	57
5	Diskuze .....	58
5.1	Diskuze k výběru probandů.....	58
5.2	Diskuze k výsledkům výzkumu.....	59
5.3	Limity experimentu.....	68
ZÁVĚR	.....	69
REFERENČNÍ SEZNAM	.....	70
SEZNAM ZKRATEK	.....	76
SEZNAM TABULEK	.....	77
SEZNAM OBRÁZKŮ	.....	78
SEZNAM PŘÍLOH	.....	80
PŘÍLOHY	.....	81

# ÚVOD

Zdravotní stav jedince a různé formy jeho narušení mají významný dopad na schopnost chůze člověka, její kvalitu a individuální parametry této komplexní pohybové funkce. Schopnost chůze dokonce představuje jeden z důležitých indikátorů, který nám podává prediktivní informace o kvalitě života jedince (Krejčí et al., 2019, s. 13). Z těchto důvodů je snaha o detailní porozumění chůze, a především pak rozdílů mezi chůzí zdravých jedinců a abnormálními nálezy, rozumnou oblastí studia a výzkumu. Ke stanovení jednotlivých parametrů chůze, identifikaci poruch tělesných funkcí, struktur (impairmentů) a funkčních limitací, které mohou představovat dílčí faktory přispívající poruchám chůze jako takové, nám slouží diagnostická metoda zvaná analýza chůze (Whittle, 2007, s. 1). Kinetická a kinematická analýza chůze je v praxi využívána jako součást funkčního vyšetření člověka při hodnocení fyzické zdatnosti, aktivní participace v aktivitách každodenního života či naopak disability a zdravotních nedostatků. Identifikace a porozumění faktorům, které mohou mít na lidskou chůzi negativní dopad může pomoci při tvorbě preventivních a rehabilitačních strategií (Ahsan, 2022, s. 1).

Jedním z těchto negativních faktorů je například obezita. Civilizační onemocnění, které se v moderní době stalo nejčastěji vyskytovanou metabolickou chorobou. Jeho základní příčinou je nezdravý životní styl, konkrétně pak energetická dysbalance mezi kalorickým příjmem a výdejem ve prospěch kalorického příjmu. Ta je způsobená nevhodnými stravovacími návyky a snížením pohybové úrovně populace, která je do jisté míry výsledkem společenských a enviromentálních změn moderní doby (WHO, 2021). Přestože se obezitě dá předcházet cíleným působením na zmíněné rizikové faktory jejího vzniku, byl rychlý nárůst prevalence tohoto onemocnění Světovou zdravotnickou organizací (World Health Organization, WHO) v roce 1997 prohlášen za celosvětovou epidemii (Bagchi a Preuss, c2007, s. 17). WHO (2021) uvádí, že od roku 1975 došlo téměř ke ztrojnásobení celosvětové prevalence obezity a většina světové populace nyní žije v zemích, kde nadváha a obezita představuje vyšší zdravotní riziko než podvýživa a hladovění. V České republice bylo procentuální zastoupení občanů nad 15 let trpících obezitou k roku 2002 13,7 % u mužů a 16,3 % u žen (WHO, 2006, s. 42).

Cílem této diplomové práce je zjistit jaký vliv má obezita na vybrané kinetické (dynamické) a kinematické parametry chůze prostřednictvím porovnání těchto parametrů mezi dvěma skupinami pacientů, skupinou pacientů s obezitou a skupinou pacientů normostenických.

Jako vstupní studijní literatura byly prostudovány následující tituly:

BAGCHI, Debasis a PREUSS, Harry G., ed., c2007. *Obesity: Epidemiology, Pathophysiology, and Prevention*. CRC Press. ISBN 978-0-8493-3802-1.

KIRTLEY, Christopher., 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier: Churchill-Livingstone. ISBN 0 4431 0009 8.

KOLÁŘ, Pavel, c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

PERRY, Jacquelin, 1992. *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK Incorporated. ISBN 978-1-55642-192-1.

WHITTLE, Michael W., 2007. *Gait analysis: an introduction*. Fourth edition. Elsevier: Butterworth-Heinemann. ISBN 9 780 7506 8883 3.

# PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1 Chůze

Chůze představuje pro mnoho lidí tak přirozený a samozřejmý úkon, že zamýšlet se nad tak zdánlivě bazálními věcmi jako je definice chůze, se může zdát přinejmenším podivné. Pravdou však je, že definovat chůzi není zdaleka jednoduchý úkol. Whittle (2007, s. 48) dokonce uvádí, že pokoušet se o univerzální definici chůze je nesmyslné a nerozumné. Považuje totiž za nereálné vymyslet jednoduchou definici, která by byla univerzálně aplikovatelná ve všech případech a napříč všemi obory, ve kterých se s chůzí setkáváme. Chůze je velmi variabilní proces, který se liší nejenom člověk od člověka, ale v závislosti na nejrůznějších vnějších i vnitřních faktorech, dokonce i v rámci jedné osoby (Rose a Gamble, 2005, s. 1). Chápání chůze se liší také napříč různými vědeckými odvětvími (biomechaniky, fyziologie, rehabilitace, robotiky aj.). Toto vše činí z tvorby univerzální definice chůze nelehkou záležitost. Například Whittle (2007, s. 48) definuje chůzi jako „metodu lokomoce zahrnující využití obou dolních končetin střídavě k zajištění opory a propulzi“. Pro vyloučení běhu z této definice nabízí dodatek „... během které je alespoň jedna noha neustále v kontaktu se zemí“. Sám ale vzápětí uvádí, že tato definice nezahrnuje různé patologické formy chůze, jakou je třeba chůze o dvou podpažních berlích bez zatížení jedné z dolních končetin.

Univerzální definici chůze tedy nemáme, existují však prvky, které jsou popisům chůze různých autorů společné a často se s nimi setkáváme. Patří mezi ně cyklická povaha tohoto pohybu, vzájemné reciproční pohyby končetin, rytmické střídání oporné a bezoporové fáze chůze a důraz na koordinaci pohybového aparátu a kvalitní kontrolu nad těžištěm těla (Perry, 1992, s. 2; Rose a Gamble, 2005, s. 2; Vaughan, Davis a O'Connor, 1999, s. 8; Kirtley, 2006, s. 5, Whittle, 2007, s. 48).

Kolář (2009, s. 48) popisuje chůzi jako „základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince“ a „komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy“.

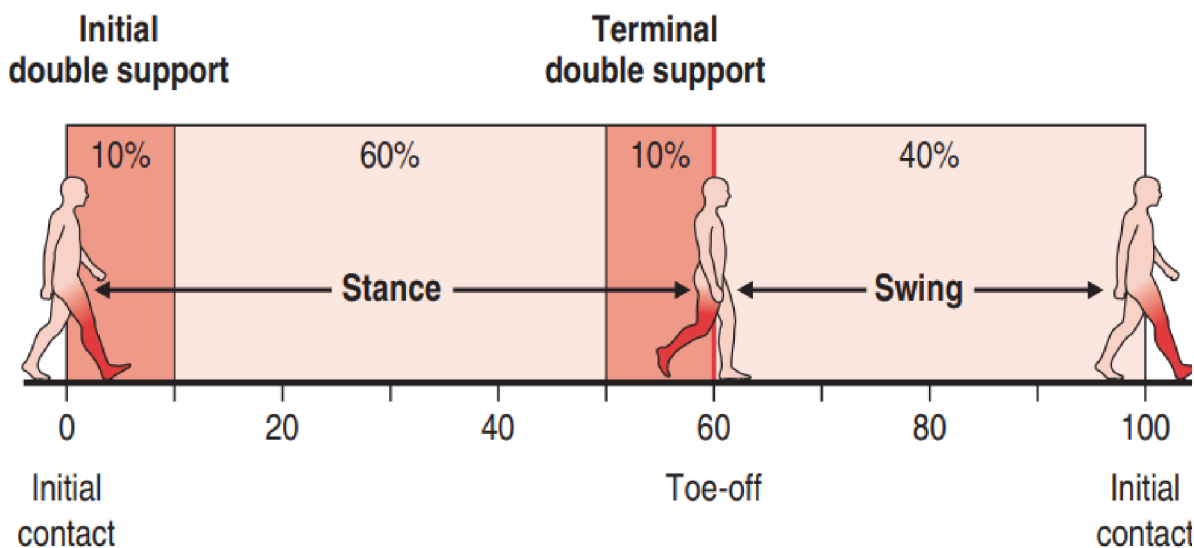


## 1.1 Krokový cyklus (gait cycle, GC)

Krokový cyklus představuje základní stavební jednotku chůze a je definován jako interval mezi dvěma po sobě jdoucími výskyty jedné z opakujících se fází krokového cyklu (Whittle, 2007, s. 52). V praxi je běžné za tuto fázi zvolit okamžik dopadu jedné z nohou na podložku; okamžik zvaný „počáteční kontakt“ (initial contact) dle Perry (1992, s. 11) či „úder paty“ (heel strike) dle Vaughana, Davise a O'Connora (1999, s. 10). Jeden krokový cyklus je v tomto případě tvořen jedním dvojkrokem, ten začíná počátečním kontaktem jedné nohy s podložkou a končí opětovným počátečním kontaktem té samé nohy (Kirtley, 2006, s. 16).

Krokový cyklus tradičně rozdělujeme na dvě hlavní fáze. Fází stojnou (zvanou též opornou či kontaktní, v angličtině „stance phase“), během které je noha v kontaktu s podložkou. A fází švihovou (či bezoporovou, „swing phase“), během které dolní končetina (DK) v kontaktu s podložkou není a je přenášena vpřed (Whittle, 2007, s. 53). Čas potřebný k uskutečnění celého krokového cyklu je běžně normalizován na 100 %. Stojná fáze tak zabírá při běžné chůzi zhruba 60-62 % z celkového krokového cyklu a fáze švihová 38-40 %. Obě dolní končetiny (DKK) během chůze procházejí krokovým cyklem identickým, krokový cyklus kontralaterální DK je pouze v porovnání se sledovanou DK posunut o 50 %. K počátečnímu kontaktu jedné DK, tak tedy dochází v 50 % krokového cyklu DK druhé. (Kirtley, 2006, s. 16).

Jelikož stojná fáze levé i pravé DK zabírá z krokového cyklu zhruba 60 %, je logické, že během chůze musí dojít i k intervalu, během kterého jsou v kontaktu s podložkou obě DKK zároveň. Tento interval nazýváme fází dvojí opory („double support phase“) a z celkového krokového cyklu zabírá zhruba 20 %. Fáze dvojí opory je často uváděna jako rozlišovací prvek mezi chůzí a během. Se zvyšující se rychlostí chůze totiž dochází ke zkrácování fáze dvojí opory. O běhu hovoříme ve chvíli, kdy je zastoupení fáze dvojí opory v krokovém cyklu 0 %. Pro běh charakteristická je pak fáze letová („flight phase“), během které není v kontaktu ani jedna z dolních končetin (Giannini et al., 1994, s. 66–67; Kirtley, 2006, s. 25).



**Obrázek 1** Znárodnění základních fází krokového cyklu (Kirtley, 2006, s. 18)

Krokový cyklus je běžně dělen dále do menších didaktických podjednotek. Bohužel je však terminologie užívaná k tomuto podrobnějšímu popisu nejednotná a v závislosti na autorovi se může lišit. Mezi nejběžněji používané patří názvosloví podle Vaughana, Davise a O'Connora a podle Perry.

### 1.1.1 Názvosloví podle Vaughana, Davise a O'Connora

#### Stojná fáze:

- Úder paty (heel strike) – zahajuje krokový cyklus a představuje okamžik během kterého je těžiště těla ve své nejnižší pozici.
- Kontakt nohy (foot flat) – okamžik během kterého se celé chodidlo nachází v kontaktu s podložkou.
- Střed stojné fáze (mid-stance) – okamžik během kterého noha ve švihové fázi mívá nohu stojnou a těžiště těla se nachází ve svém nejvyšším bodě.
- Odvinutí paty (heel off) – okamžik během kterého pata ztrácí kontakt s podložkou a aktivací trojhlavého svalu lýtkového je zahájen odraz.
- Odraz palce (toe off) – okamžik během kterého noha ztrácí kontakt s podložkou, a kterým končí stojná fáze.

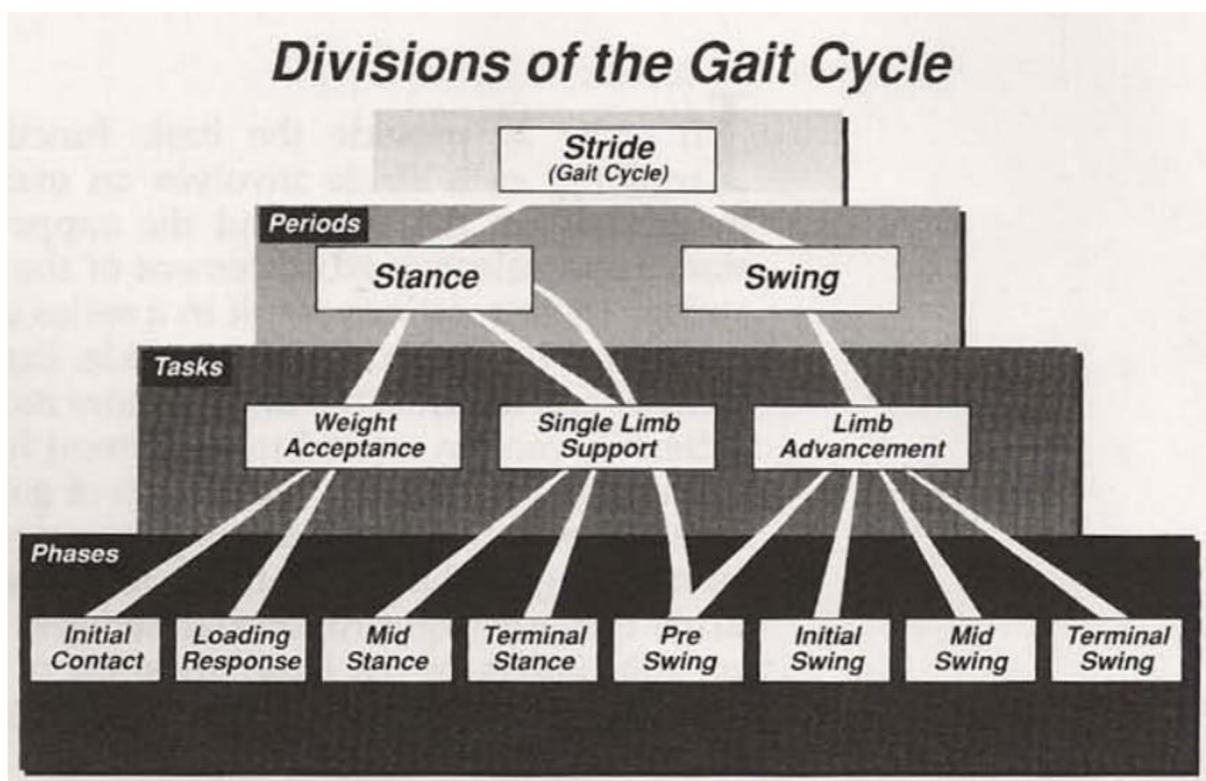
#### Švihová fáze:

- Zrychlení (acceleration) – začíná v okamžiku, kdy noha opustí podložku a jedinec aktivuje flexory kyčelního kloubu k přenosu DK vpřed.
- Střed švihové fáze (mid-swing) – odpovídá okamžiku středu stojné fáze stojné nohy.

- Zpomalení (deceleration) – popisuje aktivitu svalstva, které zpomalují DK ve švihové fázi a stabilizují nohu v přípravě na nadcházející úder paty (Vaughan, Davis a O'Connor, 1999, s. 10-11).

### 1.1.2 Názvosloví podle Perry

Názvosloví podle Perry se nazývá také Ranchos klasifikace podle nemocnice Ranchos Los Amigos v Los Angeles, Kalifornii, kde toto názvosloví vzniklo. Podobně jako Vaughan, Davis a O'Connor rozlišuje tato klasifikace osm didaktických podjednotek krokového cyklu. Ty ale navíc rozřazuje do tří skupin dle jejich funkční úlohy. Tyto definuje celkem tři: přenos tělesné hmotnosti (weight acceptance), fázi jednotné opory (single limb support) a přenos končetiny (single limb advancement).



**Obrázek 2** Rozdělení krokového cyklu podle Perry (Perry, 1992, s. 10)

#### Úloha A: Přenos tělesné hmotnosti

Úloha A zahrnuje fázi počátečního kontaktu (initial contact) a reakce na zatížení (loading response). Dochází k rychlému přenosu tělesné hmotnosti na dopadající DK po ukončení švihové fáze. Je zapotřebí zajistit: absorpci energie při dopadu končetiny na podložku (shock absorption), iniciální stabilitu končetiny (initial limb stability) a zachování dopředného pohybu (preservation of progression).

- Počáteční kontakt – zahajuje krokový cyklus a představuje okamžik během kterého noha dopadá na podložku; z celkového krokového cyklu zabírá 0-2 % (0-2 % GC).
- Reakce na zatížení – začíná počátečním kontaktem s podložkou a trvá do té doby, než druhostranná DK zahájí švihovou fázi; 0-10 % GC.

### **Úloha B: Fáze jednotné opory**

Během fáze jednotné opory musí stojná končetina samostatně zajistit oporu celého těla, zároveň však musí být zachován dopředný přesun těla. Fáze jednotné opory zahrnuje střední stojnou fázi (mid-stance) a konečnou stojnou fázi (terminal stance).

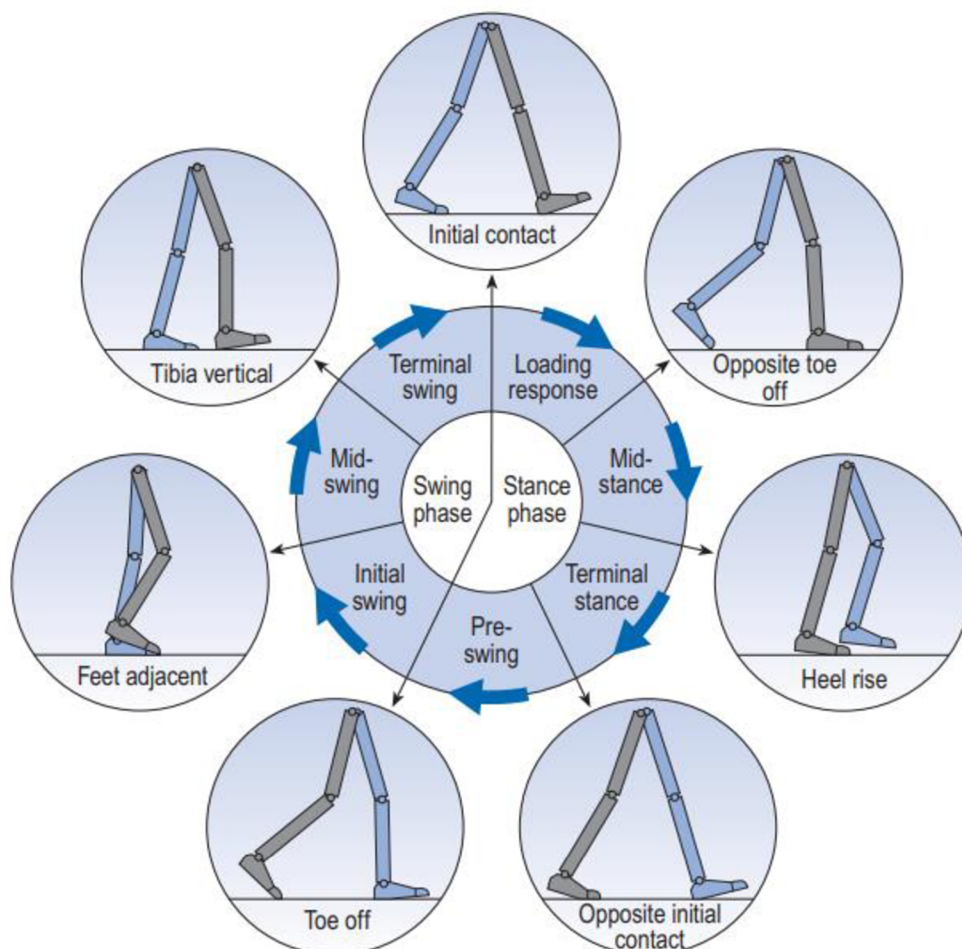
- Střední stojná fáze – jedná se o první polovinu fáze jednotné opory. Začíná ve chvíli, kdy druhostranná DK ztrácí kontakt s podložkou a trvá do chvíle, kdy se průmět těžiště těla do podložky nachází v oblasti přednoží končetiny stojné; 10-30 % GC.
- Konečná stojná fáze – dokončuje fázi jednotné opory. Začíná zdvihnutím paty a trvá do chvíle, kdy druhostranná DK dopadá na podložku; 30-50 % GC.

### **Úloha C: Přenos končetiny**

Při přenosu končetiny je zapotřebí zdvihnout DK od podložky, přesunout ji vpřed, zajistit adekvátní délku kroku a připravit se na nadcházející stojnou fázi. Posturální nastavení pro přenos končetiny předchází švihové fázi samotné. Přenos končetiny zahrnuje předšvihovou fázi (pre-swing), počáteční švih (initial swing), střední švihovou fázi (mid-swing) a konečný švih (terminal swing).

- Předšvihová fáze – představuje konečnou část stojné fáze. Začíná iniciálním kontaktem druhostranné DK a končí odrazem palce do té doby DK stojné; 50-60 % GC.
- Počáteční švih – zahrnuje přibližně 1/3 švihové fáze. Začíná zdvihnutím nohy od podložky a končí ve chvíli, kdy tato noha míjí končetinu stojnou; 60-73 % GC.
- Střední švihová fáze – začíná ve chvíli, kdy DK ve švihové fázi míjí DK stojnou a končí ve chvíli, kdy se holenní kost švihové DK nachází ve vertikální pozici; 73-87 % GC.
- Konečný švih – konečná část švihové fáze. Začíná ve chvíli, kdy se holenní kost DK ve švihové fázi nachází ve vertikální pozici a končí počátečním kontaktem s podložkou; 87-100 % GC (Perry, 1992, s. 10-16; The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 7-8).

Whittle (2007, s. 52) znázorňuje jednotlivé fáze a důležité okamžiky během krokového cyklu v přehledném diagramu.



**Obrázek 3** Znázornění pozic pravé DK (šedá) a levé DK (modrá) v průběhu jednoho krokového cyklu (Whittle, 2007, s. 52)

## 1.2 Analýza chůze

Otázka lidské chůze přitahuje pozornost lékařů, vědců a myslitelů již od dávných dob, čehož důkazem je například Papyrus Edwina Smithe. Papyrus Edwina Smithe je významný lékařský text pocházející ze starověkého Egypta. Je pojmenován po svém nálezci, americkém egyptologovi Edwinu Smithovi. Pochází zhruba z roku 1700 př. n. l., avšak jedná se pouze o nedokonalou kopii jiného, ještě mnohem staršího lékařského textu, jehož vznik je odhadován mezi roky 3000-2500 př. n. l. (Feldman a Goodrich, 1999, s. 281). V Papyru Edwina Smithe je možné nalézt, mimo jiné, nejstarší doložený popis rakoviny vůbec (American Cancer Society, 2018, s. 2), avšak pro účely této práce je zajímavějším nálezem jeden z nejstarších záznamů popisu chůze v lékařském prostředí. Konkrétně je zde uvedena kazuistika pacienta po

prodělaném kraniotraumatu a v ní popis pacientova stereotypu chůze (Ganz, 2014, s. 1238; Kirtley, 2006, s. 5).

Počátky analýzy chůze můžeme datovat do antického Řecka, a to ve formě myšlenek a tezí dobových učenců a filozofů. Slavný Aristoteles (284-322 př. n. l.) přemítal nejenom nad chůzí a pohybem člověka, ale i různých druhů zvířat (Baker, 2007, s. 331; Kirtley, 2006, s. 5). Naneštěstí však v této době nebyla snaha podpořit svá tvrzení důkazy a experimenty běžným vědeckým standardem, a mnoho z Aristotelových myšlenek na téma lidské chůze, tak zůstalo pouze v rovině teoretické a bylo později vyvráceno. Na vědecké pokroky a myšlenky, které tvořily pozdější základ moderní analýzy chůze, si tak lidstvo muselo počkat dalších více než 1000 let (Baker, 2007, s. 331-333).

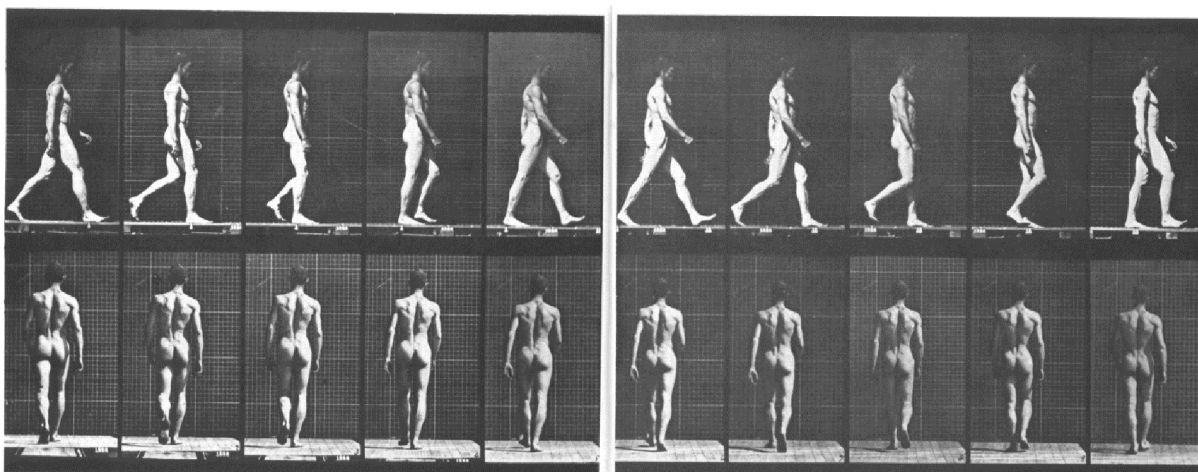
Na přelomu 14. a 15. století přišlo období renesance a věda se postupně začala odpoutávat od silného vlivu a kontroly náboženství (v Evropě převážně katolické/římskokatolické církve), pod které podléhala v období středověku. V období renesance došlo k mnoha významným intelektuálním a vědeckým objevům z oblasti astronomie, fyziky, matematiky, geometrie, anatomie a lékařství, ke kterým přispěla taková jména jako Mikuláš Koperník (1473-1543), Andreas Vesalius (1514-1564), Johannes Kepler (1571-1630), Leonardo da Vinci (1452-1519) či Sir Isaac Newton (1642-1727). Došlo také ale k významné změně v oblasti vědeckého smýšlení. Začínal se klást větší důraz na realizaci praktických experimentů, systematické pozorování a formulaci teorií na základě získaných poznatků. K tomuto velkým dílem přispěl svou prací Galileo Galilei (1564-1642). Přestože se pár z výše zmíněných učenců ve svém životě věnovalo i studiu lidské chůze (jmenovitě Leonardo Da Vinci, Galileo Galilei a Sir Isaac Newton), pro žádného z nich nepředstavovala tato oblast jejich hlavní bod zájmu a rozvoji analýzy chůze tedy přispěli spíše nepřímo prostřednictvím svých přínosů vědě (Baker, 2007, s. 333; Whittle, 2007, s. 48).

Prvním vědcem, který provedl experimenty v oblasti analýzy chůze byl žák Galilea Galilei, Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) (Baker, 2007, s. 333; Whittle, 2007, s. 48). Borelli využil dvou tyčí, které umístil v blíže nespecifikované vzdálenosti od sebe. Postavil se tak, aby byly obě tyče v jeho zorném poli v jedné rovině a překrývaly se, a poté se k nim chůzí začal postupně přibližovat. Při tomto se zdálo, že se bližší tyč ve vztahu k tyči vzdálenější pohybuje střídavě zleva doprava. Z tohoto Borelli správně usoudil, že během chůze musí docházet k laterolaterálním pohybům hlavy (Baker, 2007, s. 333-334).

Za počátek vzniku specializovaných podoborů analýzy chůze můžeme považovat 70. léta 19. století. Začalo totiž docházet k vývoji technologií, které lidstvu umožnily detailnější pohled na

jednotlivé aspekty lidské chůze. Motivací k těmto technologickým pokrokům překvapivě nebyla snaha o hlubší porozumění pohybu lidí, ale koní.

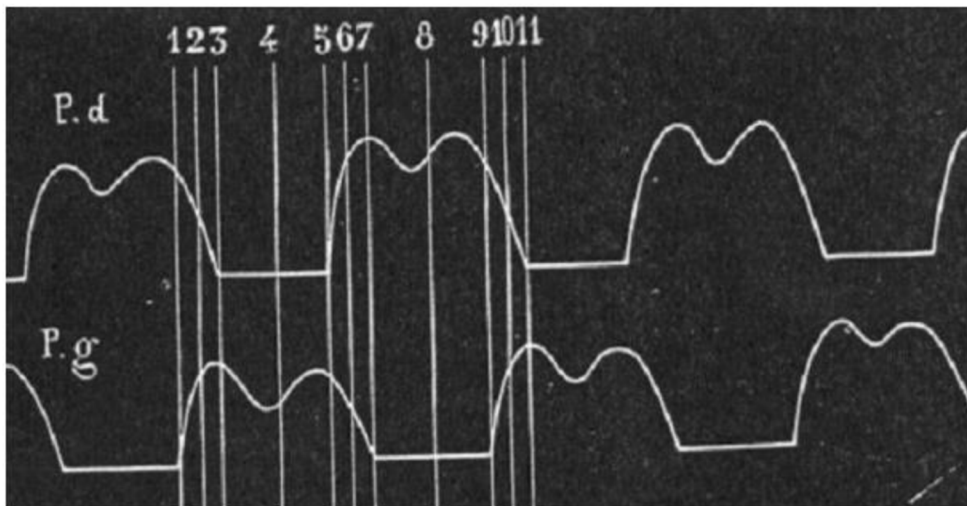
V této době koně stále představovali hlavní způsob dopravy, plnokrevníci navíc také symbol vyššího postavení ve společnosti. V jistých sociálních kruzích existovala jedna palčivá otázka: „Existuje během koňského klusu okamžik, ve kterém se všechny koňské končetiny nacházejí ve vzduchu a žádné z kopyt tedy není v kontaktu se zemí?“. Úkolem nalézt definitivní odpověď na tuto otázku byl v americké Kalifornii pověřen anglický vynálezce a fotograf Eadweard Muybridge (1830-1904). Muybridge navázal na práci francouzského lékaře a vědce Julese Etienne Mareyho (1830-1904) a využil soustavu 24 fotoaparátů, které byly ve správnou chvíli spuštěny klusajícím koněm za pomoci duchaplně umístěných lanek, o která kůň při pohybu zavadil. Tak se Muybridgeovi povedlo pořídit fotografii koně v klusu se všemi končetinami ve vzduchu a definitivně rozhodnout dlouholetou populární debatu. A nejen to, další spolupráce s Mareym vedla k vývoji chronofotografu a chronofotografie – fotografické techniky umožňující zachycení pohybu jako série fotografií v pravidelných intervalech. Tato technika byla využita i při studiu pohybu lidského a dala základ vzniku kinematografické, a později i videografické vyšetřovací metodě analýzy pohybu (Baker, 2007, s. 335-336; Whittle, 2007, s. 49).



**Obrázek 4** Muž v chůzi (Muybridge, 1955, s. 4)



Jules Etienne Marey dále ve spolupráci se svým studentem Gastonem Carletem (1849-1892) vytvořil obuv, která měla v podrážce zabudované tři tlakové převodníky. Vynalezli tak předchůdce dnešních siloměrných plošin, které tvoří základ moderní kinetické analýzy chůze (Baker, 2007, s. 335).



**Obrázek 5** Charakteristická dvouvrcholová křivka vertikální složky reakční síly poprvé zaznamenaná Carletem (Baker, 2007, s. 335)

Marey se této oblasti věnoval i nadále a společně s Carletem začali spolupracovat s dalším z Mareyho studentů Georgesem Demenym (1850-1918). Společně vytvořili pneumatickou siloměrnou plošinu, jejíž limitací však bylo, že měřila pouze vertikální složku působících sil. Na jejich práci ale vzápětí navázali jiní. Jules Amar (1879-1935) byl prvním, který navrhl a sestrojil siloměrnou plošinu měřící tři složky reakčních sil podložky – tedy vertikální, antero-posteriorní a mediolaterální (Baker, 2007, s. 338). Amarův design poté převzal a vylepšil Herbert Elftman v roce 1938 (Elftman, 1938, s. 153). Dalším velkým krokem v oblasti siloměrných plošin byla kombinace dosavadních designů a elektroniky. Tak vznikly ve druhé polovině 20. století nejdříve siloměrné plošiny tenzometrické a nedlouho poté siloměrné plošiny piezoelektrické. Tyto plošiny jsou schopny, stejně jako jejich předchůdci, měřit tři složky působících sil, zároveň ale také měří momenty působících sil – tedy veličinu, vyjadřující otáčivý účinek sil. V dnešní době představují tyto dva typy siloměrných plošin standard kineziologických laboratoří (Baker, 2007, s. 339; Whittle, 2007, s. 49).

### 1.2.1 Kinematická analýza chůze

Kinematika se zabývá pohybem těles bez ohledu na síly, které tento pohyb způsobují (Janura a Janurová, 2011, s. 21). Základ kinematické analýzy chůze představují v dnešní době záznamy pohybu pomocí videokamerového či speciálního optoelektronického systému. Na těle

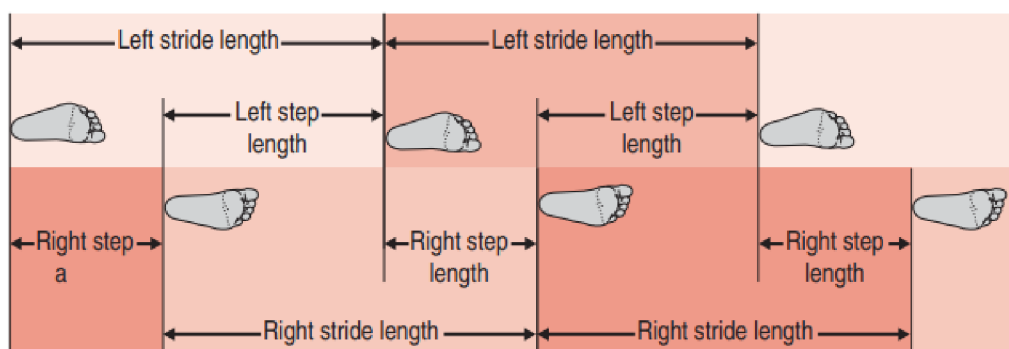
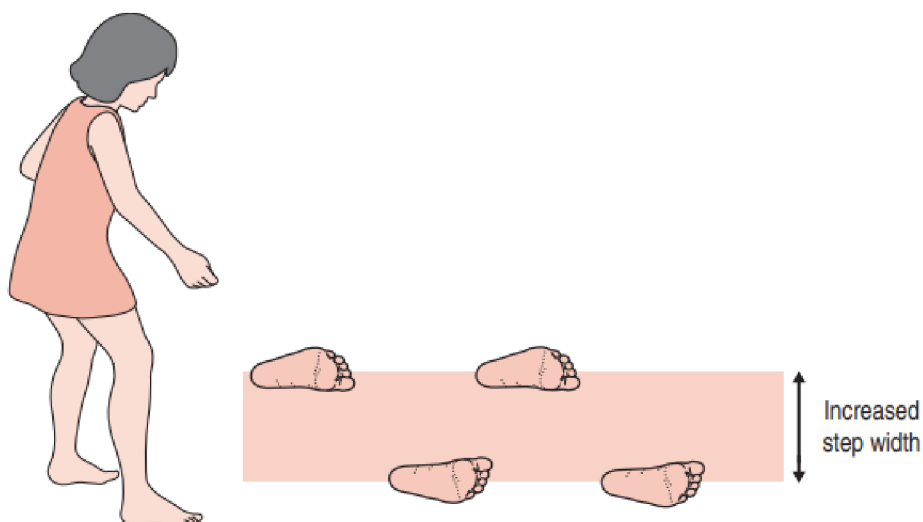


člověka jsou označeny body, z jejichž pohybu je v průběhu záznamu možno vyhodnotit různé kinematické veličiny, jako je rychlost, dráha, úhlová rychlost segmentů aj. (Janura a Zahálka, 2004, s. 24–28).

### **Kinematické parametry**

Základní kinematickými, nebo též časoprostorovými parametry („spatio-temporal parameters“ či „temporal-spatial parameters“) jsou délka dvojkroku („stride length“), kadence („cadence“) a rychlost chůze („walking speed“) (Kirtley, 2006, s. 21). Mezi další kinematické parametry můžeme řadit délku kroku („step length“), šířku kroku („step width“), čas dvojkroku („stride time“) a dokonce také procentuální zastoupení jednotlivých fází v průběhu krokového cyklu – fáze stojné, švihové a fáze dvojí opory.

- Délka kroku – kolmá vzdálenost mezi levou a pravou patou během fáze dvojí opory v anteroposteriorním směru (Kirtley, 2006, s. 16).
- Délka dvojkroku – kolmá vzdálenost, která je ohraničena úderem paty jedné DK a opětovným úderem paty té stejné končetiny v anteroposteriorním směru (Kirtley, 2006, s. 16).
- Kadence – počet kroků za minutu (Kirtley, 2006, s. 19).
- Rychlost chůze – rovna poměru vzdálenosti, kterou člověk překoná a času, za který tuto vzdálenost překoná (Kirtley, 2006, s. 18).
- Šířka kroku – kolmá vzdálenost mezi levou a pravou patou během fáze dvojí opory v mediolaterálním směru (Kirtley, 2006, s. 33).
- Čas dvojkroku – čas, za který člověk vykoná jeden dvojkrok (Kirtley, 2006, s. 16).



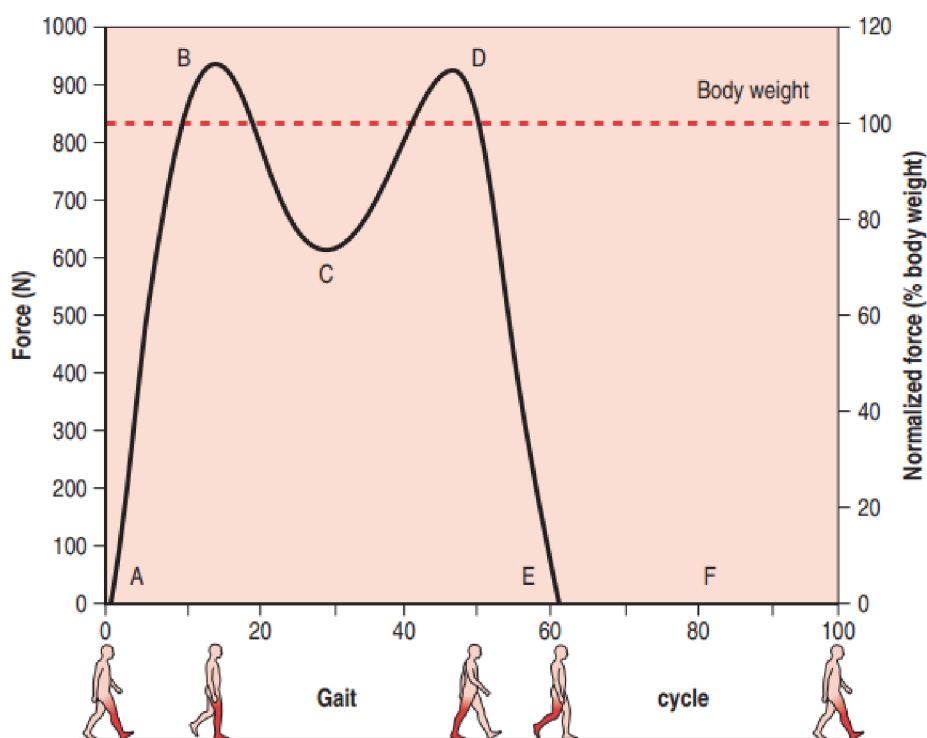
**Obrázek 6** Grafické znázornění prostorových parametrů chůze (Kirtley, 2006, s. 33)

### 1.2.2 Kinetická analýza chůze

Na rozdíl od kinematiky, která se zabývá pouze popisem pohybu, se kinetika (dynamika) zabývá působícími silami představující základní příčinu pohybových změn (Janura a Janurová, 2011, s. 47). Pro změření silových parametrů jsou v praxi využívány siloměrné plošiny. Často se můžeme setkat s metodou kinetické analýzy chůze zvaná dynamická plantografie (pedobarografie), pomocí které můžeme určit hodnotu a rozložení tlaku na chodidlo (Neumannová et al., 2015, s. 32–34).

Třetí Newtonův zákon říká, že působení těles je vždy vzájemné. Působí-li jedno těleso silou na těleso druhé, pak také těleso druhé působí na těleso první stejně velkou silou opačného směru. Tyto síly vznikají a zanikají současně a jsou základním předpokladem pro provedení odrazu, a tedy i pro chůzi. Jestliže zatlačíme do podložky určitou silou, potom podložka působí na naše tělo stejně velkou silou, opačně orientovanou. Tato reakční síla podložky („ground reaction force“, GRF) uvádí naše tělo do pohybu (Janura a Janurová, 2011, s. 49). GRF je tedy průměr všech sil či tlaků působících na chodidlo (Kirtley, 2006, s. 73). V rámci kinetické analýzy chůze

je za pomoci siloměrných plošin možné rozlišovat jednotlivé složky GRF. Složka vertikální (vGRF), mediolaterální (mlGRF) a anteroposteriorní (apGRF). vGRF má v grafickém záznamu typický tvar dvouvrcholové křivky.



**Obrázek 7** Dvouvrcholová křivka vGRF v průběhu krokového cyklu (Kirtley, 2006, s. 84)

Na Obrázku 7 (s. 21) můžeme vidět hodnoty vGRF v průběhu krokového cyklu. Křivka je v tomto případě rozdělena body A-E.

- Bod A představuje počáteční fázi dvojí opory. V důsledku přenosu tělesné hmotnosti na stojnou končetinu dochází k prudkému vzestupu vGRF.
- V okolí bodu B se nacházíme na začátku fáze stojné a hodnota vGRF zde stoupá nad maximální hodnotu vGRF, které by bylo dosaženo v klidu při pouhém stoji.
- V průběhu středu stojné fáze, bod C, naopak hodnota vGRF v chůzi klesá pod maximální hodnotu vGRF ve stoji.
- V pozdní části stojné fáze, bod D, pak hodnota vGRF opět stoupá, jak tomu bylo v případě bodu B, nad maximální hodnotu vGRF ve stoji.
- Bod E představuje terminální část fáze dvojí opory, ve které se sledovaná DK připravuje na vstup do fáze švihové, tělesná hmotnost je tedy přenášena na DK kontralaterální a působící vGRF prudce klesá.

- Okolí bodu F, ve kterém je vGRF nulová, představuje pro sledovanou DK fázi švihovou. Končetina není v kontaktu s podložkou a mezi nohou a podložkou tak nepůsobí žádné síly (Kirtley, 2006, s. 83-84).

Druhý Newtonův zákon říká, že jestliže na těleso působí síla, pak se těleso pohybuje se zrychlením, které je přímo úměrné působící síle a nepřímo úměrné hmotnosti tělesa (Janura a Janurová, 2011, s. 48). Tělesná hmotnost jedince v chůzi je neměnná, z toho vyplývá, že jakýkoli růst či pokles vGRF nad či pod hodnotu vGRF ve stoji musí být způsobena změnami zrychlení (Kirtley, 2006, s. 84).

Hodnoty apGRF a mlGRF jsou v porovnání s vGRF mnohem nižší. apGRF mají dle směru síly účinek akcelerační (zrychlení) či decelerační (brzdění), zatímco mlGRF jsou odpovědí na mediolaterální výkyvy těla v průběhu chůze (Kirtley, 2006, s. 89).

U tématu kinetiky chůze je zapotřebí zmínit také ještě jedna další fyzikální veličina. Působí-li na těleso otáčivé kolem pevného bodu síla, jejíž směr směřuje kamkoli jinam než do osy otáčení, má tato síla na těleso otáčivý účinek ve směru působící síly. Tuto fyzikální veličinu nazýváme moment síly (Janura a Janurová, 2011, s. 75; Kirtley, 2006, s. 75).

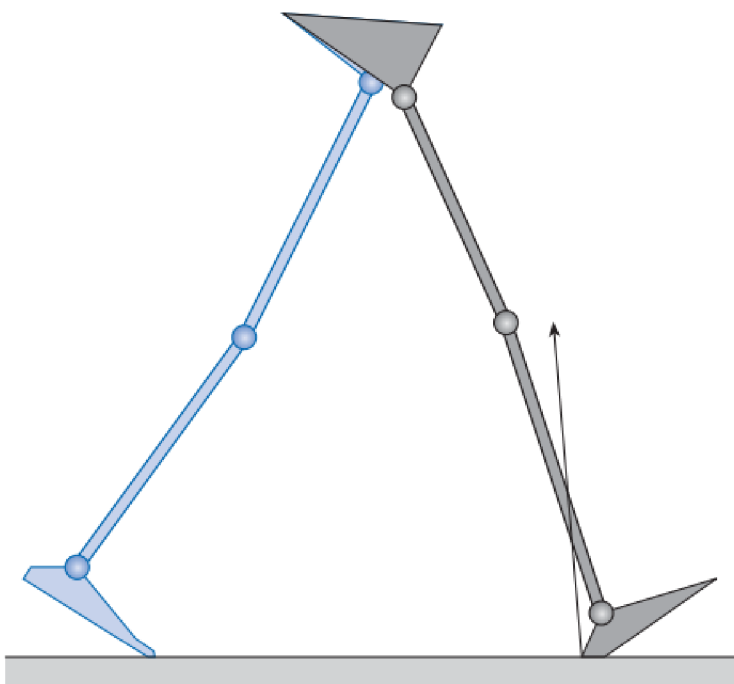
### **Kinetické parametry**

Měřeními kinetickými parametry v této diplomové práci byly maximální reakční síla podložky (maximum force 1 a maximum force 2) a procentuální vyjádření okamžiku z krokového cyklu, kdy k této maximální hodnotě působící síly došlo (time maximum force 1 a time maximum force 2).

- Maximum force 1 – první vrcholová hodnota GRF v průběhu krokového cyklu.
- Time maximum force 1 – procentuální vyjádření okamžiku z krokového cyklu, během kterého dojde k maximum force 1.
- Maximum force 2 – druhá vrcholová hodnota GRF v průběhu krokového cyklu.
- Time maximum force 2 - procentuální vyjádření okamžiku z krokového cyklu, během kterého dojde k maximum force 2.

### 1.3 Detailní pohled na krokový cyklus

**Počáteční kontakt** (Adams a Cerny, 2018, s. 67; The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 64-66)



**Obrázek 8** Segmentální nastavení při počátečním kontaktu pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 64)

**Trup** se nachází ve vzdálenosti zhruba půl délky kroku za vedoucí nohou. Ve směru laterolaterálním se zrovna přesouvá přes mediální rovinu těla doprava za dopadající DK. Kontralaterální rameno a ipsilaterální část pánve se v tuto chvíli nacházejí ve své nejpřednější pozici.

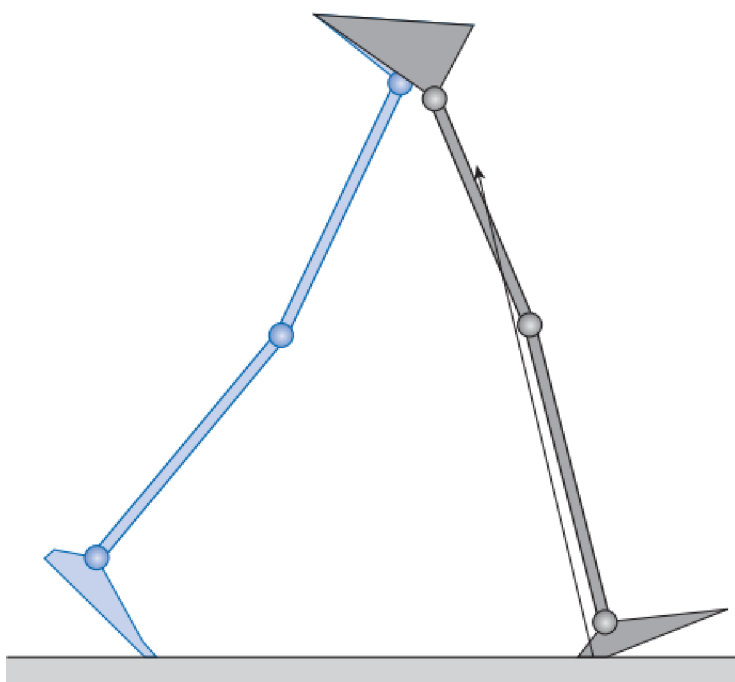
**Kyčelní kloub** dosáhne v průběhu krokového cyklu své maximální flekční pozice 20-30° ve střední švihové fázi a v této pozici setrvá až do chvíle počátečního kontaktu. V průběhu konečného švihy jsou aktivní svaly musculus (m.) biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus (společně zvané hamstringy), které zabraňují hyperextenzi kolene a jejichž aktivita setrvává i nadále do okamžiku počátečního kontaktu. Zároveň v přípravě na svou stabilizační roli stoupá i aktivita extensorů kyčelního kloubu, jmenovitě m. gluteus maximus a m. adductor magnus.

**Kolenní kloub** se v závěru konečného švihy rapidně dostává z flekčního postavení do pozice neutrální či mírné 5° flexe. Tato extenze je způsobena převážně pasivně setrvačností bérce, avšak někteří autoři zmiňují i roli m. quadriceps femoris. Dalšími aktivními svaly v závěru

konečného švihů a na začátku fáze stojné jsou hamstringy, které svou excentrickou kontrakcí zbrzdí rychlou extenzi kolenního kloubu.

**Hlezenní kloub** se ve chvíli počátečního kontaktu nachází v mírné supinaci a v sagitální rovině v pozici neutrální. Z hlediska svalové aktivity je zde zapotřebí zmínit m. tibialis anterior a dlouhé extensory prstů, které v průběhu švihové fáze udržují neutrální pozici kloubu a na začátku fáze stojné svou excentrickou kontrakcí kontrolují plantární flexi.

**Reakce na zatížení** (Adams a Cerny, 2018, s. 68; The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 66-67)



**Obrázek 9** Segmentální nastavení v průběhu reakce na zatížení pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 65)

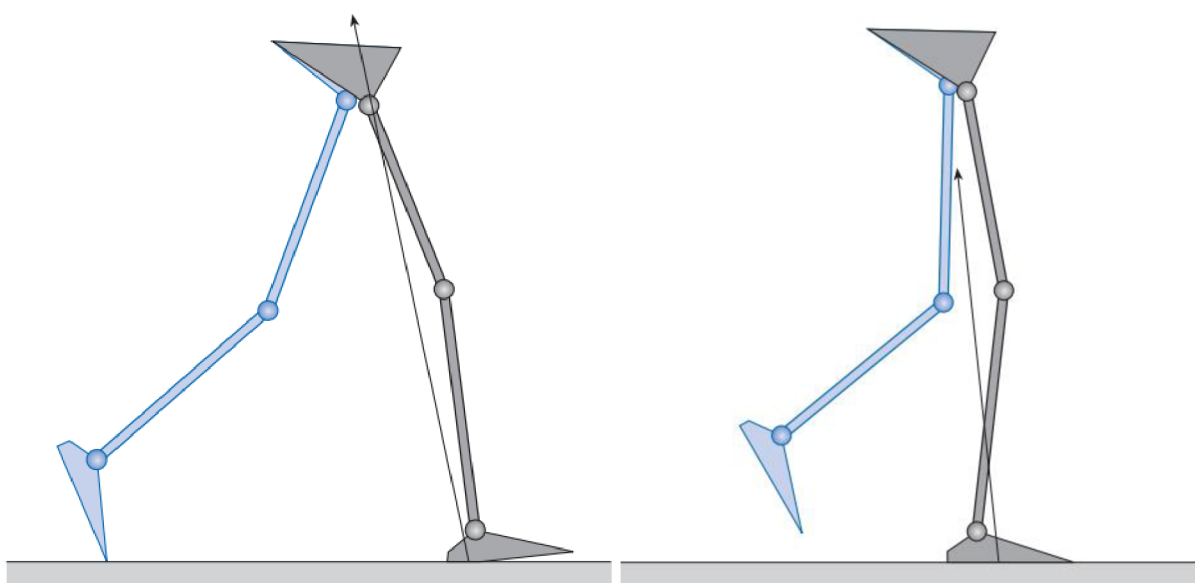
Ve fázi reakce na zatížení se **trup** nachází ve své nejnižší vertikální pozici a pohybuje se nejvyšší okamžitou rychlostí z průběhu celého krokového cyklu. V laterolaterálním směru pokračuje trup v pohybu k DK, která právě vstupuje do své stojné fáze.

V **kyčelním kloubu** počíná aktivitou m. gluteus maximus, m. adductor magnus a hamstringů pohyb do extenze. M. gluteus medius et minimus a horní vlákna m. gluteus maximus stabilizují pánev.

V **kolenním kloubu** dochází k 15° flexi. K té dochází pasivně z důvodu vzniku flekčního momentu síly působením vGRF (viz Obrázek 9, s. 24) a je kontrolována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris.

V **hlezením kloubu** dochází otáčivým účinkem momentu síly k pasivní plantární flexi (viz Obrázek 9, s. 24), která je kontrolována excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior a dlouhých extensorů prstců. V závěru fáze reakce na zatížení začíná pomalu vzrůstat aktivita m. soleus a musculi (mm.) gastrocnemii.

**Střední stojná fáze** (Adams a Cerny, 2018, s. 69; The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 67-71)



**Obrázek 10** Segmentální nastavení na začátku střední stojné fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 68)

**Obrázek 11** Segmentální nastavení v průběhu střední stojné fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 69)

**Trup** v průběhu střední stojné fáze dosahuje své nejvyšší pozice, avšak ztrácí svou okamžitou rychlost. Kinetická energie pohybu je tak konvertována v energii potenciální, polohovou. Laterolaterální pohyb trupu dosahuje své maximální výchylky. Kontralaterální rameno se v tuto chvíli pohybuje ze své nejpřednější pozice posteriorně, stejně tak ipsilaterální část pánve se v tuto chvíli vrací do neutrální pozice.

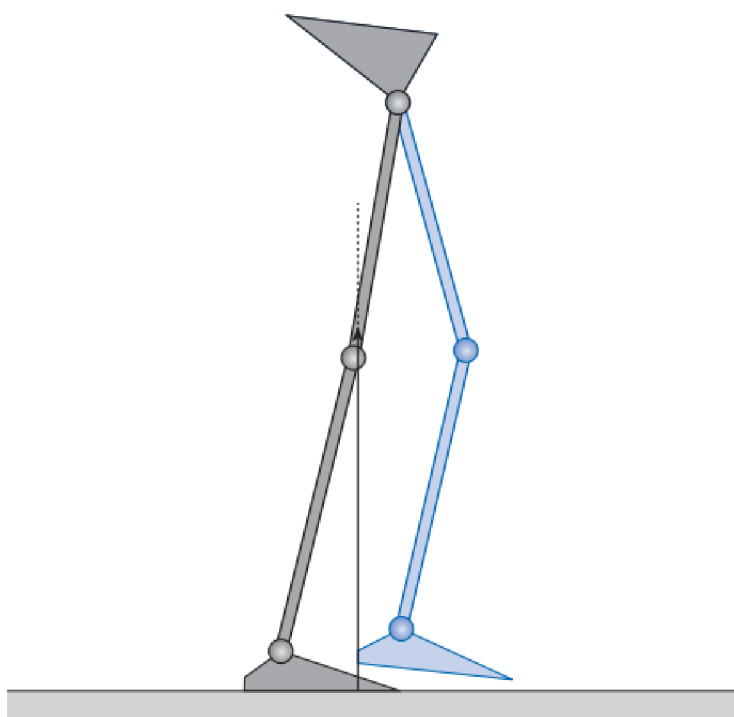
**Kyčelní kloub** se dostává z pozice flekční do pozice extenční a aktivita m. gluteus maximus a hamstringů postupně zaniká. Významnou svalovou aktivitu v průběhu střední stojné fáze nalzáme v abduktorech kyčelního kloubu, konkrétně m. gluteus medius a m. tensor fasciae

latae, kteří (po vstupu kontralaterální DK do švihové fáze) stabilizují pánev ve frontální rovině a zabraňují jejímu podklesnutí.

**Kolenní kloub** se ze svého flekčního postavení z fáze reakce na zatížení začíná postupně vracet do postavení extenčního. Kontrakce m. quadriceps femoris (nejdříve excentrická, následně koncentrická) koleno stabilizuje a zabraňuje příliš rychlému nárustu vGRF.

Postupným dopředným přenosem těžiště, a tedy i změnou směru působící vGRF nyní anteriorně od osy otáčení hlezenního kloubu (viz Obrázek 10 a 11, s. 25), dochází ke změně otáčivého účinku momentu síly ze směru plantární flexe do směru flexe dorzální. Tomu odpovídá i změna pohybu v **hlezením kloubu** ze směru plantární flexe do dorziflexe. Průběh pohybu je kontrolován aktivitou m. soleus a mm. gastrocnemii.

**Končaná stojná fáze** (Adams a Cerny, 2018, s. 70; The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 71-73)



**Obrázek 12** Segmentální nastavení v průběhu konečné stojné fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 71)

**Trup** v průběhu konečné stojné fáze začíná postupně klesat ze své nejvyšší pozice. Ve směru laterolaterálním se trup začíná vracet zpět do neutrální polohy v přípravě na přenos tělesné hmotnosti na levou DK.

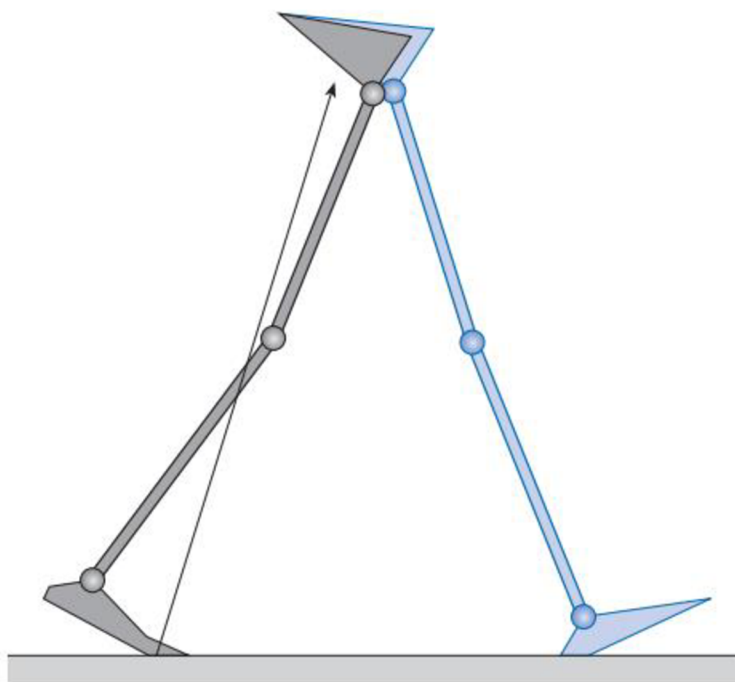


V **kyčelním kloubu** pokračuje pohyb extenčním směrem. Aktivita abduktorů kyčelního kloubu je stále přítomna, avšak s blížícím se počátečním kontaktem kontralaterální DK (levé) postupně klesá.

**Kolenní kloub** se nachází v pozici plné extenze. Extenční moment síly dosahuje svého vrcholu a následně v okamžiku, kdy vektor vGRF směřuje do osy otáčení kolenního kloubu (viz Obrázek 12, s. 26), jeho otáčivý účinek zaniká. Dochází také ke snížení aktivity m. quadriceps femoris.

V průběhu konečné stojné fáze se dorziflexe v **hlezenním kloubu** zvyšuje na  $10^\circ$ . Zároveň dochází k  $30^\circ$  extenzi v kloubech metatarzofalangeálních (MTP). Otáčivý účinek momentu síly do směru dorziflexe je v průběhu této fáze nejvyšší, a vytváří tak zároveň nejvyšší nároky na m. soleus a mm. gastrocnemii, které svou aktivitou zabraňují další dorziflexi a umožňují tak nadcházející zdvihnutí paty od podložky.

**Předšvihová fáze** (Adams a Cerny, 2018, s. 71; The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 73-75)



**Obrázek 13** Segmentální nastavení v průběhu předšvihové fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 73)

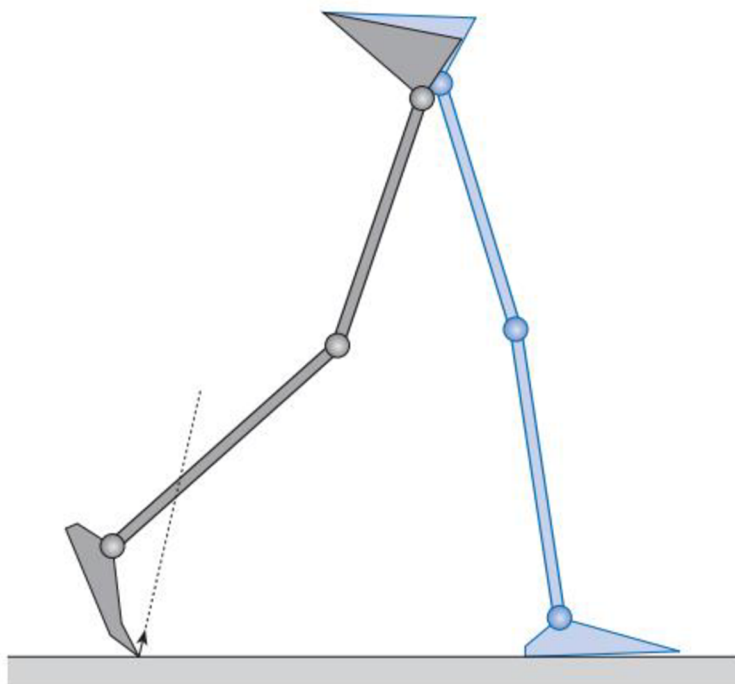
Předšvihová fáze se v krokovém cyklu odehrává současně s fází počátečního kontaktu druhostranné DK. Segmentální nastavení **trupu** tedy odpovídá segmentálnímu nastavení ve fázi počátečního kontaktu popsaném výše s tím rozdílem, že v nejpřednější pozici se nyní nachází kontralaterální část pánve a ipsilaterální rameno. V laterolaterálním směru se trup opět přesouvá za dopadající DK, tou je ale v tomto případě končetina levá.

**Kyčelní kloub** dosahuje v předšvihové fázi své maximální extenční pozice  $10^{\circ}$ - $20^{\circ}$  a směr pohybu se následně mění ve směr flekční. Nejvýznamnější sval této fáze je m. adductor magnus, který v extenční pozici kyčelního kloubu hraje roli primárního flexoru.

V **kolenním kloubu** v této fázi dochází k pohybu do směru flekčního. Tento pohyb je způsoben převážně pasivně flekčním otáčivým účinkem momentu síly (viz Obrázek 13, s. 27) a je kontrolován postupnou aktivací m. quadriceps femoris (konkrétně m. rectus femoris) ve smyslu excentrické kontrakce.

V **hlezenním kloubu** dochází aktivitou m. triceps surae k postupnému navyšování plantární flexe. V MTP kloubech dochází naopak k navyšování extenze.

**Počáteční švih** (The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 75-76)



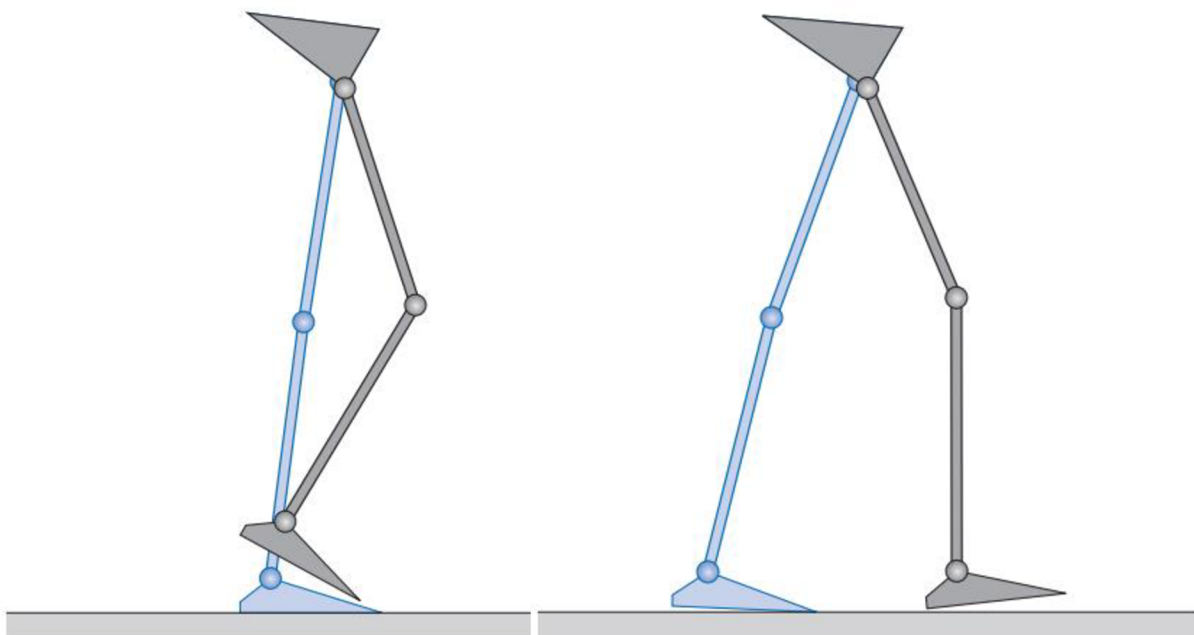
**Obrázek 14** Segmentální nastavení v průběhu počátečního švihy pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 75)

**Trup** se ze své dosavadní rotované pozice navrácí zpět do pozice neutrální. Postupně stoupá do vyšší vertikální polohy a v laterolaterálním směru se přesouvá k nově stojné levé DK. Noha opouští podložku a v **kyčelním kloubu** dochází k pohybu flekčním směrem. Tohoto pohybu je dosaženo koncentrickou aktivitou m. rectus femoris a m. adductor longus.

Ve chvíli odrazu palce se **kolenní kloub** nachází v pozici zhruba 35° flexe, tedy v polovině svého maximálního flekčního rozsahu v průběhu krokového cyklu. Flexe je v tuto chvíli stále ještě podpořena otáčivým účinkem momentu síly, který však mizí ve chvíli kdy noha ztratí kontakt s podložkou.

Vrchol plantární flexe v **hlezenním kloubu** nastane krátce po odrazu palce a je roven přibližně 25°. Aktivita m. triceps surae klesá. Zároveň však postupně roste aktivita m. tibialis anterior a dlouhých extensorů prstů pro dosažení neutrální či mírně dorziflektované pozice v hlezenním kloubu v průběhu švihové fáze.

**Střední švihová fáze** (The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 76-79)



**Obrázek 15** Segmentální nastavení na začátku střední švihové fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 77)

**Obrázek 16** Segmentální nastavení v průběhu střední švihové fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 79)

Na začátku střední švihové fáze, kdy se obě DKK nachází vedle sebe se **trup** opět nachází ve své nejvyšší a nejvíce laterálně vychýlené pozici z průběhu celého krokového cyklu. Poté začíná trup ve vertikálním směru opět klesat a ve směru laterolaterálním se začíná navracet zpět do neutrální pozice.

V průběhu střední švihové fáze je aktivitou m. iliopsoas dosaženo 25° flexe v **kyčelním kloubu**. Na konci střední švihové fáze počíná narůstat aktivita hamstringů, která hraje významnou roli při konečném švih.

Flekční pozice **kolenního kloubu** na začátku střední švihové fáze je z velké části výsledkem flexe kloubu kyčelního. DK se v tomto případě chová jako dvojité kyvadlo. Zatímco v kyčelním kloubu dochází k flexi, bérce vlivem setrvačnosti zůstává na místě, čehož výsledkem je flexe v kloubu kolenním. Stejný princip umožňuje pacientům po nadkolenních amputacích dosáhnout flexe v kolenním kloubu v průběhu švihové fáze protetické DK. Maximální flexe v kolenním kloubu je dosaženo krátce před začátkem střední švihové fáze. V průběhu střední švihové fáze však v kolenním kloubu začíná opět pohyb ve směru extenze až do pozice, kdy se

tibie (holenní kost) nachází ve vertikální pozici. V této chvíli nacházíme v kolenním kloubu zhruba 25° flexi, končí jí střední švihová fáze a začíná konečný švih.

V **hlezením kloubu** je dosaženo neutrální pozice.

**Konečný švih** (The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department, 2001, s. 10-24; Whittle, 2007, s. 80)

V **kyčelním kloubu** dochází ke snížení flexe na 20°. Hamstringy dosahují vrcholu své aktivity, která slouží k deceleraci švihové DK. Dále dochází k nárustu aktivity m. adductor magnus, m. gluteus maximus et medius v přípravě na jejich roli stabilizátorů pánve při přenosu tělesné hmotnosti na dopadající DK.

Kinetická energie bérce způsobí konverzi flekčního otáčivého účinku momentu síly v **kolenním kloubu** v otáčivý účinek extenční, který tak dopomůže extenzi v kolenním kloubu do neutrální pozice. Plnou extenzi zajišťuje m. quadriceps femoris.

**Hlezenní kloub** se nachází v neutrální pozici. Aktivními svaly jsou m. tibialis anterior a dlouhé extensory prstců, které vyrovnávají velmi malý moment síly působící otáčivý účinek směrem plantární flexe. Jejich aktivita však v závěru konečného švihu narůstá v přípravě na vyšší stabilizační nároky fáze počátečního kontaktu a reakce na zatížení.

#### 1.4 Neurofyziologie chůze

Po dlouhou dobu se chůze pokládala za výsledek rytmicky se opakujícího řetězce reflexních dějů. Předpokládalo se, že vyšší centra nervové soustavy vyšlou prvotní signál motoneuronům k aktivaci flexorové skupiny a přenosu DK vpřed, čímž dojde k podráždění svalových vřetének, která zaznamenají změnu délky extensorů ve smyslu natažení. Tento podnět zvýší frekvenci aferentních signálů dostředivými nervovými vlákny, které jsou po průchodu zadním míšním kořenem přepojeny na  $\alpha$ -motoneurony v předním rohu míšním. Tyto prostřednictvím motorických vláken způsobí kontrakci svalu, v němž byla změna délky registrována. Svalovou kontrakcí dojde také ke snížení frekvence dostředivých signálů ze svalového vřetenka. Koncentrickou kontrakcí extensorové skupiny však dojde k natažení skupiny flexorové a k podráždění jejich svalových vřetének, čímž se celý cyklus opakuje. Myslelo se tedy, že lokomoce je udržována pomocí opakující se aktivace flexorů a extensorů z proprioceptorů (Králíček, c2011, s. 141).

Novější studie však poukazují na fakt, že rytmická reciproční aktivita antagonistických svalových skupin může probíhat i bez zpětnovazebné informace z periferie. V oblasti neurálního řízení chůze jsou tak v dnešní době významným tématem tzv. centrální generátory

pohybu („central pattern generators“, CPGs). CPGs představují míšní neuronové okruhy, které jsou schopny generovat rytmickou aktivitu i v nepřítomnosti aferentních informací či aktivního zapojení vyšších struktur nervové soustavy. Je potřeba mít na paměti, že za velkou část informací, kterými v dnešní době z oblasti neurálního řízení chůze a CPGs disponujeme, vděčíme do značné míry výzkumu a experimentům na zvířatech. Neurální řízení pohybu zvířat, jako například koček, však vykazuje podobné vzory neurální aktivace jako u lidí (Grillner, 2011, s. 248; Whittle, 2007, s. 30).

Chůze je cílená, záměrná funkce, která může být zahájena buď volním podnětem z mozkové kůry nebo podnětem emočním, pocházejícím z limbického systému. Bez ohledu na to, zda byl počáteční impuls volního či emočního charakteru, je pohyb vždy doprovázen i procesy automatickými, mezi které řadíme například regulaci posturálního tonu či generaci rytmických pohybů končetin (Takakusaki, 2013, s. 1483-1484). Pohyb začíná a končí v postuře, náš motorický systém se nezabývá po většinu času pohybem těla, ale podílí se spíše na udržování postury (Winter, 1995, s. 194). Pohyb a postura jsou spolu natolik provázané, že pohybové programy řídící volní motoriku obsahují vždy jak složku pohybovou, tak složku posturální. Tato složka pohybových programů má za cíl připravit co nejlepší posturální podmínky pro co nejefektivnější vykonání zamýšleného pohybu. Jejím obsahem je tedy aktivní úprava nastavení segmentů těla, které se pohybu účastní, a která pohyb samotný předjímá. K tomu jsou využívány informace z mozkové kůry, bazálních ganglií, mozečku a mozkového kmene (Massion, 1992, s. 36-67; Takakusaki, 2013, s. 1483). Automatickou generaci rytmických pohybů končetin ve své základní formě poskytují dle moderního smýšlení právě zmiňované CPGs. Tyto základní automatické pohybové programy mohou být dále modulovány buď vlivem vyšších struktur centrální nervové soustavy (CNS) a vědomým zásahem jedince do svého pohybového vzoru. Nebo bez vědomého zapojení, vlivem bazálních ganglií, mozečku či mozkového kmene. Při chůzi po rovném povrchu jsme tak schopni pokračovat v chůzi v do jisté míry automatizovaném pohybovém vzoru, zatímco například změna chůze v reakci na nadcházející překážku se bez aktivace premotorické korové oblasti již neobejde (Takakusaki, 2013, s. 1484-1485).

## 1.5 Typy chůze

Dle V. Jandy můžeme rozlišovat 3 základní typy chůze. Vzhledem k velké variabilitě anatomicko-morfologických struktur a individualitě ontogenetického vývoje každého jedince, se však jedná pouze o rozdělení orientační.

- Chůze proximální (kyčelní) – hlavní pohyb DKK se odehrává v kyčelních kloubech, odvinování chodidla je minimální. Dominantními svaly u tohoto typu chůze jsou flexory kyčelního kloubu, které tak mohou být přetěžované až zkrácené.
- Chůze akrální – je charakteristická výrazným odvinováním chodidla a zvětšenou plantární flexí nohy během konečné stojné fáze kroku. Dominantní svalovou skupinu zde představují plantární flexory nohy a prstců. Pohyb v kyčelním kloubu je minimální. U tohoto typu chůze také dochází k nápadně větším posunům těžiště těla ve vertikálním směru.
- Chůze peroneální – charakteristickými prvky tohoto typu chůze jsou výraznější flexe v kolenních kloubech, vnitřní rotace v kloubech kyčelních a everze nohy (Kolář, c2009, s. 48).

## 2 Obezita

Světová zdravotnická organizace definuje obezitu a nadváhu jako „abnormální či nadměrné hromadění tuku představující zdravotní riziko“ (WHO, 2021). Jedná se o jedno z nejzávažnějších civilizačních onemocnění, které ve 21. století dosahuje pandemických rozměrů. V minulosti byla obezita považována za problematiku převážně rozvinutých zemí, avšak v dnešní době pozorujeme strmý nárůst prevalence tohoto onemocnění po celém světě, i v zemích rozvojových (Bagchi a Preuss, c2007, s. 23-24). WHO odhaduje prevalenci obezity k roku 2016 na znepokojujících 13 % celosvětové dospělé populace, 650 milionů obézních nad 18 let věku a 1,9 miliardy lidí trpících nadváhou (WHO, 2021). V řadě zemí po celém světě tvoří jedinci s obezitou či nadváhou až 30 % obyvatelstva. V Evropě se prevalence obezity pohybuje u mužů mezi 10-20 % a u žen v rozmezí 15-25 %. Nadměrnou hmotností (tedy obezitou či nadváhou) však trpí téměř polovina evropské populace (Braunerová a Hainer, 2010, s. 9; Hainer, 2011, s. 15). Obezita negativně ovlivňuje kvalitu, ale i celkovou délku lidského života. Zároveň kvůli vysokým nákladům na péči o obézní pacienty, představuje obezita nejen zdravotnický, ale také stále významnější ekonomický problém současnosti (Bagchi a Preuss, c2007, s. 15).

## 2.1 Etiologie a patogeneze

Etiopatogeneze obezity je zpravidla multifaktoriální. Na jejím vzniku se podílí vlivy zevní, kam řadíme převážně faktory environmentální (socioekonomické) či životní styl, a vlivy vnitřní, kam patří faktory genetické, nutriční, psychické a mnohé další (Bagchi a Preuss, c2007, s. 3) Avšak za základní příčinu obezity je považována energetická dysbalance neboli narušení energetické rovnováhy, při kterém energetický příjem převyšuje energetický výdej. Mluvíme pak o tzv. pozitivní energetické bilanci. K té přispívá zvýšená konzumace energeticky hustých potravin s vysokým obsahem tuků a sacharidů a snížení pohybových nároků na člověka moderní doby (WHO, 2021). Tuky mají na rozdíl od sacharidů a bílkovin nízkou schopnost zasyčení a jejich celkový podíl v potravě by neměl přesáhnout 30 % energetického příjmu. Ve skutečnosti však v běžné populaci zastoupení tuků v potravě tuto hranici často překračuje, což vede ke kumulaci přebytečné energie a jejímu uložení ve formě zásobního tuku. Sacharidy představují hlavní energetický zdroj člověka a jako takové by z celkového energetického příjmu měly zastávat 45-60 %. Krátkodobý zvýšený příjem sacharidů se vznikem obezity spojován není, avšak jedná-li se o déletrvajícím stav, začínají být nadbytečné sacharidy ukládány opět ve formě zásobního tuku. Bílkoviny u vzniku obezity primární roli nehrají, mají nízkou energetickou hustotu a zároveň nejvyšší schopnost zasyčení. Další důležitou látkou ve výživě člověka je pak vláknina, která vyvolává pocit sytosti a napomáhá regulovat trávení tuků a sacharidů (Hainer, 2011, s. 75-77).

## 2.2 Hodnocení tělesné konstituce

Ke klasifikaci nadváhy a obezity u dospělých jedinců je pro svou jednoduchost a nenáročnost nejběžněji používaná metoda hodnocení tělesné konstituce dle indexu tělesné hmotnosti (WHO, 2021).

### 2.2.1 Index tělesné hmotnosti (body mass index, BMI)

Index tělesné hmotnosti je definován jako poměr tělesné hmotnosti jedince v kilogramech a druhé mocniny jeho tělesné výšky v metrech, tedy – hmotnost (kg)/výška (m)<sup>2</sup> (WHO, 2021). Dle Kunešové et al. (2016, s. 9) lze tělesnou konstituci dle BMI dělit do šesti základních kategorií.



**Tabulka 1** Kategorie BMI a zdravotní riziko (Kunešová et. al, 2016, s. 9)

<b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>	<b>Kategorie</b>	<b>Zdravotní riziko</b>
<18,5	Podváha	Zvýšené
18,5-24,9	Normální rozmezí	Minimální
25,0-29,9	Nadváha	Zvýšené
30,0-34,9	Obezita 1. stupně	Vysoké
35,0-39,9	Obezita 2. stupně	Vysoké
> 40	Obezita 3. stupně	Velmi vysoké

Je zapotřebí mít na paměti, že BMI nezohledňuje poměr tukové a beztukové tělesné hmoty. Nepodává nám žádné informace o podílu viscerálního a podkožního tuku, ani podílu svalové složky na celkové hmotnosti; což může u jistých populací, klasickým příkladem u sportovců (konkrétně např. kulturistů), vést k nesprávné klasifikaci jakožto obézních jedinců. BMI dále nezohledňuje rozložení tělesného tuku, což jsou informace důležité pro vyhodnocení rizika vzniku závažných zdravotních komplikací (Bagchi a Preuss, c2007, s. 21-22). Poslední významnou nevýhodou BMI je, že není vztažen k pohlaví ani věku. Poměr i rozložení tukové tkáně se mezi muži a ženami liší, a zároveň s věkem dochází k výrazným změnám tělesného složení a hmotnosti. Jeho hodnota by proto měla sloužit převážně jako ukazatel orientační (WHO, 2021).

### **2.2.2 Antropometrie a rozložení tukové tkáně**

Mezi další běžně používané metody hodnocení tělesné konstituce patří měření obvodu pasu a boků. Výhodou oproti hodnotě BMI je skutečnost, že tyto metody nám podávají informaci také o rozložení tukové tkáně v těle. Androidní rozložení tukové tkáně, tedy hromadění tuku v oblasti pasu, představuje rizikový faktor vzniku zdravotních komplikací spojených s obezitou. Je spojováno např. s rozvojem onemocnění diabetes mellitus 2. typu (Bagchi a Preuss, c2007, s. 22). Základem těchto antropometrických metod je měření krejčovským metrem.

Obvod pasu se měří v polovině vzdálenosti mezi posledním žebrem a hřebenem kosti pánevní. Naměřené hodnoty se dále posuzují ve vztahu k pohlaví. Zvýšené riziko metabolických a kardiovaskulárních komplikací nalézáme u mužů, jejichž obvod pasu je 94 cm a více, u žen 80

cm a více. Za velmi rizikové se považují hodnoty u mužů nad 102 cm a u žen nad 88 cm (Owen, c2012, s. 20).

Obvod boků měříme v místě maximálního vyklenutí gluteální krajiny. Hodnota podílu obvodu pasu a obvodu boků pak představuje další často používaný parametr poměr pas/boky (waist to hip ratio, WHR). Ten by u mužů neměl přesáhnout hodnotu 1,0 a u žen 0,85. Vyšší hodnoty značí abdominální distribuci tuku v těle a rizika s ní spojená (Bagchi a Preuss, c2007, s. 22).

### **2.3 Zdravotní rizika obezity**

Obezita ovlivňuje život jak kvalitativně, tak kvantitativně. Z kvantitativního hlediska obezita zkracuje celkovou délku života. Bylo zjištěno, že riziko předčasného úmrtí roste společně s rostoucí hodnotou BMI. Nejnižší riziko předčasného úmrtí je spojováno s hodnotami BMI mezi 18 a 25 kg/m<sup>2</sup>. Z kvalitativního hlediska obezita negativně ovlivňuje celou řadu tělesných systémů. Například kardiovaskulární systém (zvýšené riziko vzniku hypertenze, koronárních a cerebrovaskulárních onemocnění), respirační systém (zvýšené riziko vzniku spánkové apnoe), gastrointestinální systém (zvýšené riziko vzniku cirhózy jater, tvorby žlučových kamenů, kýly), metabolismus (zvýšené riziko vzniku diabetes mellitus 2. typu, hyperlipidémie), muskuloskeletální systém (zvýšené riziko vzniku osteoartritidy) a mnohé další (Bagchi a Preuss, c2007, s. 25-26).

### **2.4 Typy obezity**

Obezitu můžeme rozlišovat dle různých kritérií. Podle příčiny vzniku dělíme obezitu na primární a sekundární. Primární obezita je způsobena převážně vlivy genetickými a psychosociálními. Výrazný vliv na rozvoj primární obezity mají nevhodné stravovací návyky, a to převážně v raném dětství. V tomto období totiž dochází ke konečné stabilizaci množství adipocytů – specializovaných buněk tukové tkáně. Nárůst nebo naopak redukce tukové tkáně v pozdějším věku není způsobena změnou počtu těchto buněk, nýbrž téměř výhradně změnou jejich objemu. Sekundární typ obezity se vyskytuje pouze ve 3-5 % případů a doprovází některá endokrinní onemocnění a nemoci hypotalamu, např. Cushingův syndrom nebo hypotyreózu (Nečas, 2000, s. 309).

Dalším základním rozdělením obezity je na typ androidní a genoidní. Androidní typ (typ mužský) je charakteristický hromaděním tuku v oblasti pasu a představuje významný rizikový faktor kardiovaskulárních onemocnění. Genoidní typ (typ ženský), je charakteristický nahromaděním tuku v oblasti boků a hýždí a na rozdíl od typu androidního není považován za výrazněji rizikový faktor kardiovaskulárních onemocnění (Adámková, 2009, s. 18).

Dle etiopatogeneze rozlišuje Hainer et al. (2011, s. 59) obezitu následovně:

- Běžná obezita – obezita podmíněná multifaktoriální genetickou predispozicí k vyšší náchylnosti k obezitogenním vlivům. Z celkového výskytu obezity se až z 90 % jedná právě o obezitu běžnou.
- Obezita farmakologicky navozená – je důsledkem léčiv ovlivňujících regulaci hmotnosti těla nebo adipogenezi v tukové tkáni.
- Obezita endokrinně podmíněná – je symptomem nějakého jiného onemocnění (př. Cushingův syndrom či hypotyreóza).
- Monogenní obezita – vzniká na podkladě mutace jediného genu, nejčastěji regulačního leptinu. Je charakteristická těžkou obezitou již od dětského věku, vyskytuje se však vzácně.
- Syndromy provázené obezitou
- Obezita na podkladě jiných patogenetických vlivů – př. poruchy spánku, adenovirové infekce...

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 3 Metodika výzkumu

### 3.1 Cíle a hypotézy

Cílem výzkumu je zjistit jaký vliv má obezita na vybrané kinetické (dynamické) a kinematické parametry chůze prostřednictvím porovnání těchto parametrů mezi dvěma skupinami pacientů, skupinou pacientů s obezitou a skupinou pacientů normostenických. Výzkumnými otázkami jsou:

1. Má obezita vliv na kinematické parametry kroku?
2. Má obezita vliv na kinetické (dynamické) parametry kroku?

K uvedeným otázkám byly formulovány hypotézy:

#### **Otázka 1:**

**H1/1** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru šířky kroku.

**H1/2** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru délky dvojkroku.

**H1/3** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v intervalu stojné fáze.

**H1/4** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v intervalu švihové fáze.

**H1/5** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v intervalu fáze dvojí opory.

**H1/6** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru stride time.

**H1/7** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru kadence kroku.

**H1/8** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru rychlost chůze.

#### **Otázka 2:**

**H2/1** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru maximum force 1.

**H2/2** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru time maximum force 1.

**H2/3** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru maximum force 2.

**H2/3** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru time maximum force 2.

### 3.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo celkem 20 probandů, kteří byli na základě hodnoty BMI rozděleni do skupiny pacientů s obezitou a skupiny pacientů normostenických. Obě skupiny obsahovaly celkem 10 účastníků výzkumu. Zúčastněnými probandy ve skupině pacientů s obezitou byly pacientky obezitologické ambulance Kliniky tělovýchovného lékařství a kardiovaskulární rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc (FNOL), které byly osloveny formou informačního letáčku (viz Příloha 1, s. 81) či formou osobního setkání. Zúčastněnými probandy ve skupině pacientů normostenických byly zaměstnankyně Oddělení rehabilitace FNOL, které byly osloveny formou osobního setkání.

Kritérii výběru respondentů byly:

- ženské pohlaví,
- věk 45-55 let,
- schopnost samostatné chůze bez využití kompenzačních pomůcek,
- pro skupinu pacientů s obezitou BMI  $\geq 30$  kg/m<sup>2</sup>,
- pro skupinu pacientů normostenických BMI 18,6-24,9 kg/m<sup>2</sup>.

**Tabulka 2** Charakteristika výzkumného souboru

Charakteristika	Statistická veličina	Skupina pacientů normostenických	Skupina pacientů s obezitou
Věk [roky]	Aritmetický průměr	46,20	50,60
	Směrodatná odchylka	1,93	5,95
	Medián	46,50	50,50
	Maximum	49,00	61,00
	Minimum	43,00	43,00
Výška [cm]	Aritmetický průměr	167,20	167,80
	Směrodatná odchylka	5,49	6,99
	Medián	168,00	169,00
	Maximum	174,00	176,00
	Minimum	155,00	159,00
Hmotnost [kg]	Aritmetický průměr	61,30	99,60
	Směrodatná odchylka	4,22	15,87
	Medián	61,00	100,00
	Maximum	68,00	139,00
	Minimum	54,00	81,00
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Aritmetický průměr	21,94	35,38
	Směrodatná odchylka	1,44	5,13
	Medián	22,39	33,50
	Maximum	24,09	46,44
	Minimum	19,82	30,07

### 3.3 Metoda sběru dat

Ke sběru dat bylo využito systému FDM-T německé firmy Zebris. Jedná se o přístrojově vybavený trenažer chůze s matricí silových senzorů zabudovanou v chodícím pásu přístroje. Systém je schopen v reálném čase měřit a zaznamenávat nejrůznější časoprostorové a kinetické parametry chůze (procentuální zastoupení jednotlivých fází kroku v průběhu krokového cyklu, délku kroku, šířku kroku aj.). Výstupem je pak automaticky generovaná zpráva provedeného měření. Přístroj je využíván jak pro analýzu stoje a chůze, tak pro terapii poruch chůze v rámci neurologické a ortopedické rehabilitace.



**Obrázek 15** FDM-T systém (Zebris Medical, 2016, s. 17)

### 3.4 Realizace výzkumu

Výzkumná část diplomové práce probíhala na základě souhlasného stanoviska Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci (viz Příloha 2, s. 82) s realizací výzkumného šetření a souhlasného stanoviska Fakultní nemocnice Olomouc k Žádosti o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat (viz Příloha 3, s. 83-84). V rámci předvýzkumu bylo provedeno pilotní měření 1 pacientky ze skupiny pacientů s obezitou a 1 pacientky ze skupiny pacientů normostenických. Celé výzkumné šetření pak probíhalo v časovém rozmezí od ledna 2023 do května 2023 v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc prostřednictvím systému FDM-T firmy Zebris.

Po setkání před oddělením 45 Fakultní nemocnice Olomouc byl proband uveden v místnost Kineziologické laboratoře a obeznámen s prostředím laboratoře, měřicím přístrojem FDM-T a podrobným průběhem měření samotného. Následně měl pacient možnost seznámit se s obsahem Informovaného souhlasu (viz Příloha 4, s. 85-86) a případně se dotázat na doplňující informace či jakékoli nejasnosti. Informovaný souhlas byl podepsán ve dvou kopiích, z nichž jeden byl poskytnut probandovi a druhý uschován řešitelem výzkumného šetření. Pacient se převlékl v pohodlné oblečení neomezujícím pohyb a vyzul si obuv, měření probíhalo naboso. Poté byl pod anonymním kódem namísto probandova jména založen záznamový arch, do kterého bylo zapsáno probandovo datum narození, tělesná výška a hmotnost. Následovala kalibrace měřicího přístroje, po které byl pacient uveden na pás systému FDM-T. Před zahájením měření byl proband seznámen s bezpečnostními prvky systému pro případ nutnosti náhlého ukončení měření. Pás byl spuštěn a rychlost chodníku byla řešitelem výzkumného šetření postupně navyšována až do dosažení rychlosti, která byla probandem subjektivně vnímána jako rychlost komfortní, kterou proband běžně využívá v každodenním životě. Jednalo se o chůzi s volnými horními končetinami bez držení bezpečnostních bradel. Po poslední změně rychlosti byly probandovi poskytnuty 2 minuty na adaptaci chůze na chodicím páse. Následovala přístrojová analýza chůze, která po spuštění měření probíhala přesně 1 minutu. Měření bylo zopakováno celkem 3x s krátkými přestávkami pouze pro uložení naměřených dat. Po ukončení posledního testu byla rychlost chodníku postupně snižována až do úplného zastavení. Doba od spuštění pásu po ukončení měření a jeho zastavení se pohybovala v rozmezí 8-10 minut. Výzkumné měření bylo zakončeno prezentací a vysvětlením naměřených dat probandovi a diskuzí. Ve všech případech probíhalo měření pod instruktáží identické osoby.



### **3.5 Metody zpracování dat**

Data získaná ze záznamu přístrojové analýzy chůze (viz Příloha 5, s. 87-93) byla převedena do tabulky programu Microsoft Office – Excel 365. Hodnoty, které byly dále použity ke statistickému zpracování výsledků byly získány aritmetickým zprůměrováním hodnot tří provedených měření u každého z probandů. Všechny sledované parametry byly pro obě skupiny pacientů popsány pomocí aritmetického průměru, směrodatné odchylky, mediánu, maxima a minima; a jsou přehledně uvedeny v tabulkách v kapitole 4 Výsledky výzkumu (viz Tabulka 3, s. 44; Tabulka 4, s. 45).

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software Statistica verze 14.0.0.15 firmy TIBCO Software. Z důvodu nedostatečného počtu probandů pro využití parametrických testů, byla k ověření platnosti hypotéz použita neparametrická statistická metoda – Mann-Whitney U test. Všechny statistické testy byly provedeny na hladině signifikance 0,05.

## 4 Výsledky výzkumu

**Tabulka 3** Deskriptivní zpracování naměřených hodnot kinematických parametrů

Parametr	Statistická veličina	Skupina pacientů	
		Normostenici	Pacienti s obezitou
Šířka kroku [cm]	Aritmetický průměr	10,17	11,90
	Směrodatná odchylka	1,42	3,90
	Medián	10,50	11,00
	Maximum	12,00	18,00
	Minimum	8,00	6,67
Délka dvojkroku [cm]	Aritmetický průměr	104,30	94,60
	Směrodatná odchylka	17,73	16,47
	Medián	102,00	96,83
	Maximum	130,67	124,67
	Minimum	77,33	71,33
Interval stejné fáze [%]	Aritmetický průměr	62,94	64,80
	Směrodatná odchylka	1,36	1,32
	Medián	62,88	64,93
	Maximum	64,68	67,02
	Minimum	60,00	63,07
Interval švihové fáze [%]	Aritmetický průměr	37,06	35,21
	Směrodatná odchylka	1,36	1,32
	Medián	37,13	35,07
	Maximum	40,00	36,93
	Minimum	35,32	32,98
Interval fáze dvojí opory [%]	Aritmetický průměr	25,89	29,59
	Směrodatná odchylka	2,73	2,66
	Medián	25,73	29,92
	Maximum	29,37	34,07
	Minimum	19,97	26,10
Stride time [s]	Aritmetický průměr	1,13	1,20
	Směrodatná odchylka	0,11	0,14
	Medián	1,16	1,13
	Maximum	1,27	1,43
	Minimum	0,92	1,08
Kadence [kroky/min]	Aritmetický průměr	107,23	101,33
	Směrodatná odchylka	11,60	10,59
	Medián	103,83	106,17
	Maximum	130,33	111,33
	Minimum	94,33	83,67
Rychlost chůze [km/h]	Aritmetický průměr	3,33	2,85
	Směrodatná odchylka	0,70	0,56
	Medián	3,00	2,50
	Maximum	4,83	4,00
	Minimum	2,67	2,30

**Tabulka 4** Deskriptivní zpracování naměřených hodnot kinetických parametrů

Parametr	Statistická veličina	Skupina pacientů	
		Normostenici	Pacienti s obezitou
Maximum force 1 [N]	Aritmetický průměr	455,41	747,98
	Směrodatná odchylka	52,77	127,57
	Medián	438,34	733,93
	Maximum	536,72	1082,95
	Minimum	373,02	602,23
Time maximum force 1 [%]	Aritmetický průměr	18,88	19,72
	Směrodatná odchylka	2,27	2,06
	Medián	18,83	20,08
	Maximum	22,50	22,50
	Minimum	14,83	17,33
Maximum force 2 [N]	Aritmetický průměr	447,26	707,01
	Směrodatná odchylka	43,01	107,69
	Medián	435,94	702,30
	Maximum	512,73	961,95
	Minimum	366,12	587,43
Time maximum force 2 [%]	Aritmetický průměr	47,03	46,55
	Směrodatná odchylka	2,78	1,92
	Medián	48,08	47,17
	Maximum	48,83	49,00
	Minimum	40,00	42,00

## 4.1 Výsledky k hypotéze H1/1

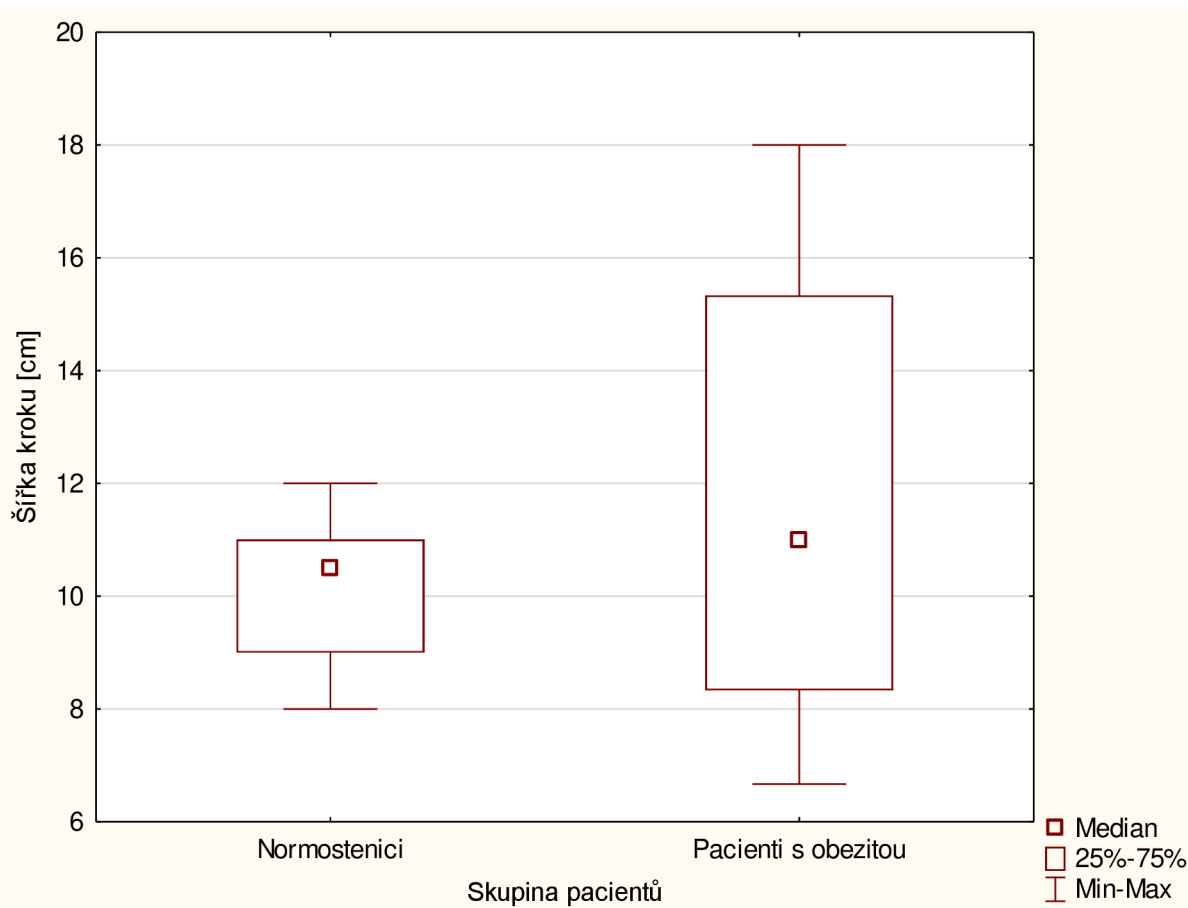
### Pracovní hypotéza:

**H1/1:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru šířky kroku.

### Statistická hypotéza:

**H01/1:** Šířka kroku pacientů s obezitou se neliší od šířky kroku pacientů normostenických.

**HA1/1:** Šířka kroku pacientů s obezitou se liší od šířky kroku pacientů normostenických.



**Obrázek 16** Krabicový graf parametru šířky kroku pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 18, s. 46) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v parametru šířky kroku mezi pozorovanými skupinami **neexistuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,436$ , je větší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/1 nelze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/1**. **Šířka kroku pacientů s obezitou se neliší od šířky kroku pacientů normostenických.**

## 4.2 Výsledky k hypotéze H1/2

### Pracovní hypotéza:

**H1/2:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru délky dvojkroku.

### Statistická hypotéza:

**H01/2:** Délka dvojkroku pacientů s obezitou se neliší od délky dvojkroku pacientů normostenických.

**HA1/2:** Délka dvojkroku pacientů s obezitou se liší od délky dvojkroku pacientů normostenických.



**Obrázek 17** Krabicový graf parametru délky dvojkroku a u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 19, s. 47) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v parametru délky dvojkroku mezi pozorovanými skupinami **neexistuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,315$ , je větší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/2 nelze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/2. Délka dvojkroku pacientů s obezitou se neliší od délky dvojkroku pacientů normostenických.**

### 4.3 Výsledky k hypotéze H1/3

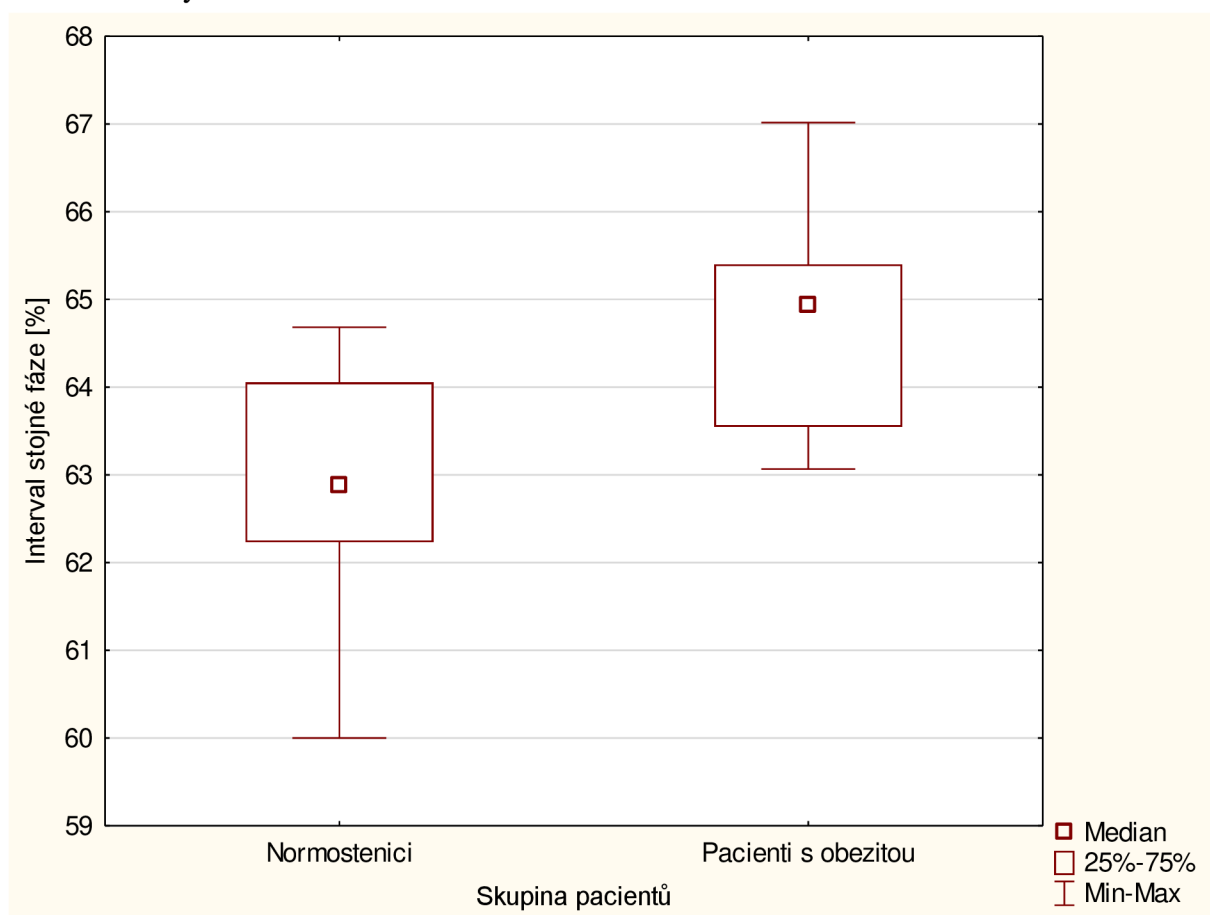
#### Pracovní hypotéza:

**H1/3:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v intervalu stejné fáze.

#### Statistická hypotéza:

**H01/3:** Interval stejné fáze pacientů s obezitou se neliší od intervalu stejné fáze pacientů normostenických.

**HA1/3:** Interval stejné fáze pacientů s obezitou se liší od intervalu stejné fáze pacientů normostenických.



**Obrázek 18** Krabicový graf parametru interval stejné fáze pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 20, s. 48) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v intervalu stejné fáze mezi pozorovanými skupinami **existuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,011$ , je menší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/3 lze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/3. Interval stejné fáze pacientů s obezitou se liší od intervalu stejné fáze pacientů normostenických.**

## 4.4 Výsledky k hypotéze H1/4

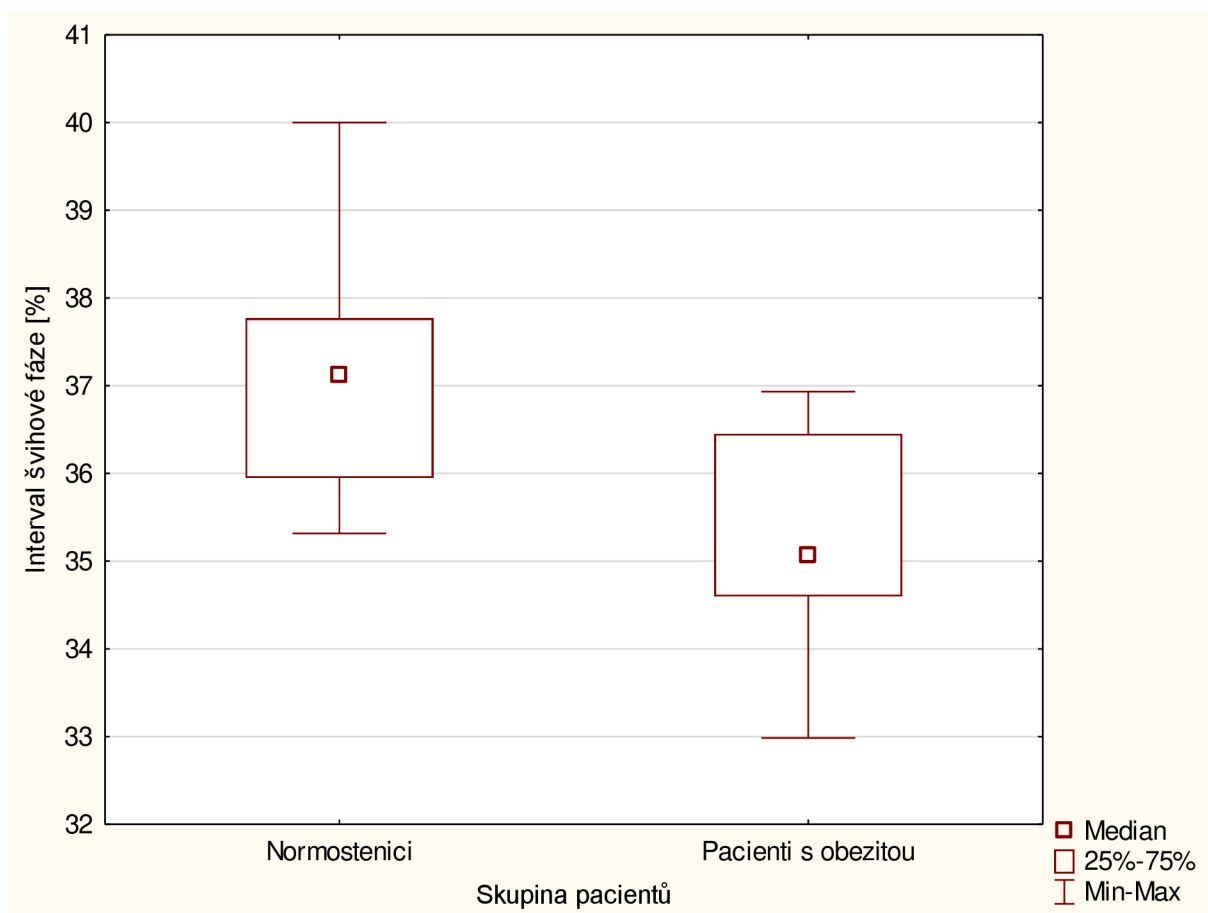
### Pracovní hypotéza:

**H1/4:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v intervalu švihové fáze.

### Statistická hypotéza:

**H01/4:** Interval švihové fáze pacientů s obezitou se neliší od intervalu švihové fáze pacientů normostenických.

**HA1/4:** Interval švihové fáze pacientů s obezitou se liší od intervalu švihové fáze pacientů normostenických.



**Obrázek 19** Krabicový graf parametru interval švihové fáze pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 21, s. 49) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v intervalu švihové fáze mezi pozorovanými skupinami **existuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,011$ , je menší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/4 lze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/4**. **Interval švihové fáze pacientů s obezitou se liší od intervalu švihové fáze pacientů normostenických.**

## 4.5 Výsledky k hypotéze H1/5

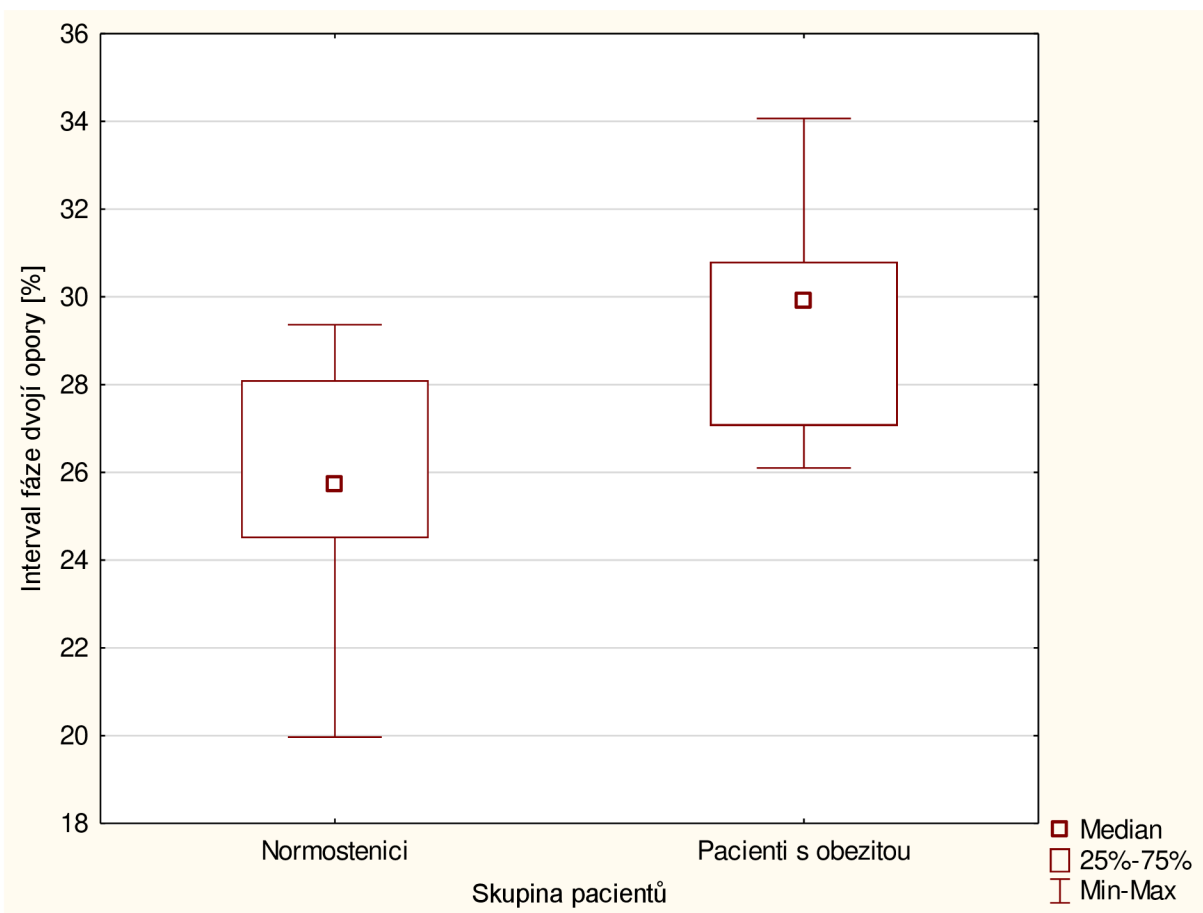
### Pracovní hypotéza:

**H1/5:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v intervalu fáze dvojí opory.

### Statistická hypotéza:

**H01/5:** Interval fáze dvojí opory pacientů s obezitou se neliší od intervalu fáze dvojí opory pacientů normostenických.

**HA1/5:** Interval fáze dvojí opory pacientů s obezitou se liší od intervalu fáze dvojí opory pacientů normostenických.



**Obrázek 20** Krabicový graf parametru interval fáze dvojí opory pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 22, s. 50) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v intervalu fáze dvojí opory mezi pozorovanými skupinami **existuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,011$ , je menší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/5** lze zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/5**. **Interval fáze dvojí opory pacientů s obezitou se liší od intervalu fáze dvojí opory pacientů normostenických.**



## 4.6 Výsledky k hypotéze H1/6

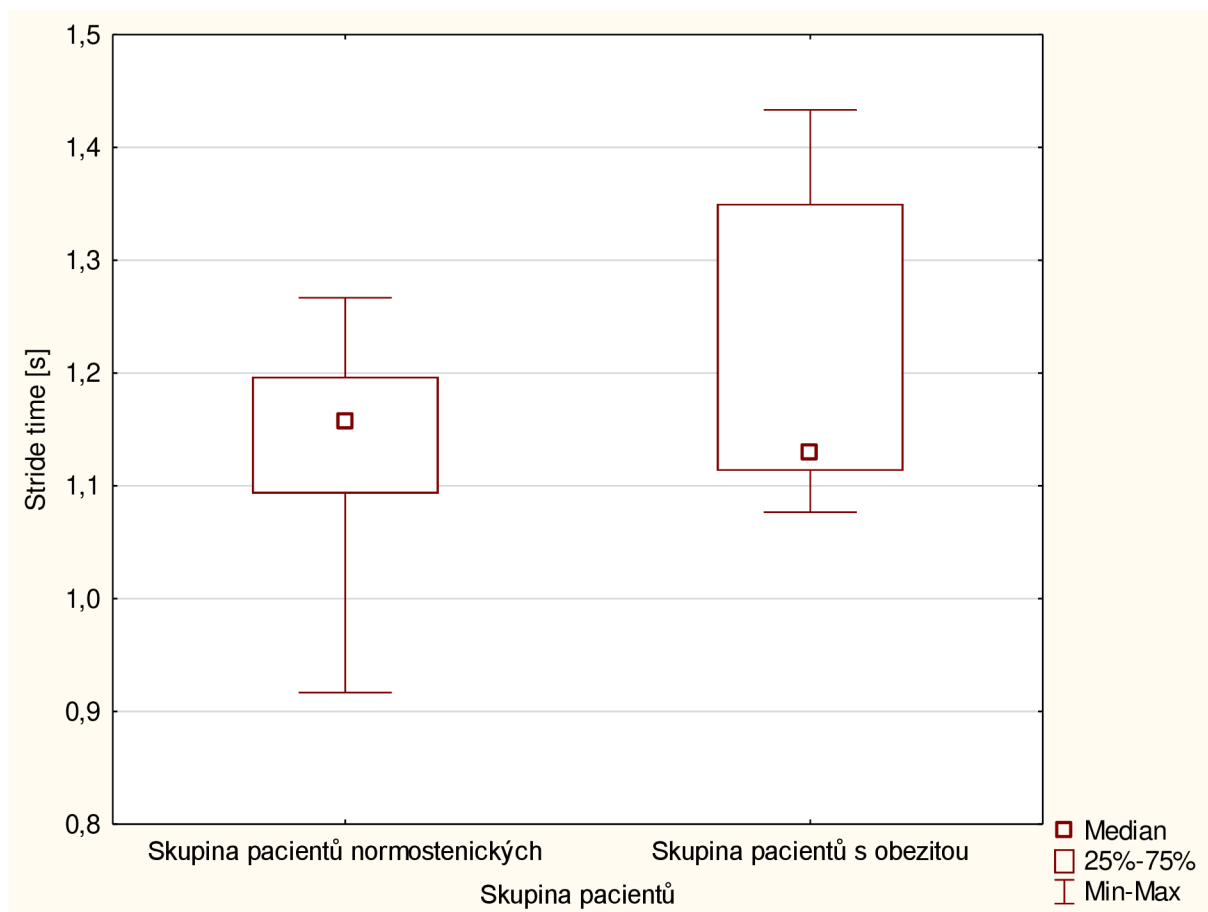
### Pracovní hypotéza:

**H1/6:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru stride time.

### Statistická hypotéza:

**H01/6:** Parametr stride time pacientů s obezitou se neliší od stride time pacientů normostenických.

**HA1/6:** Parametr stride time pacientů s obezitou se liší od stride time pacientů normostenických.



**Obrázek 21** Krabicový graf parametru stride time u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 23, s. 51) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v parametru stride time mezi pozorovanými skupinami **neexistuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,912$ , je větší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/6 nelze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/6**. **Stride time pacientů s obezitou se neliší od stride time pacientů normostenických.**

## 4.7 Výsledky k hypotéze H1/7

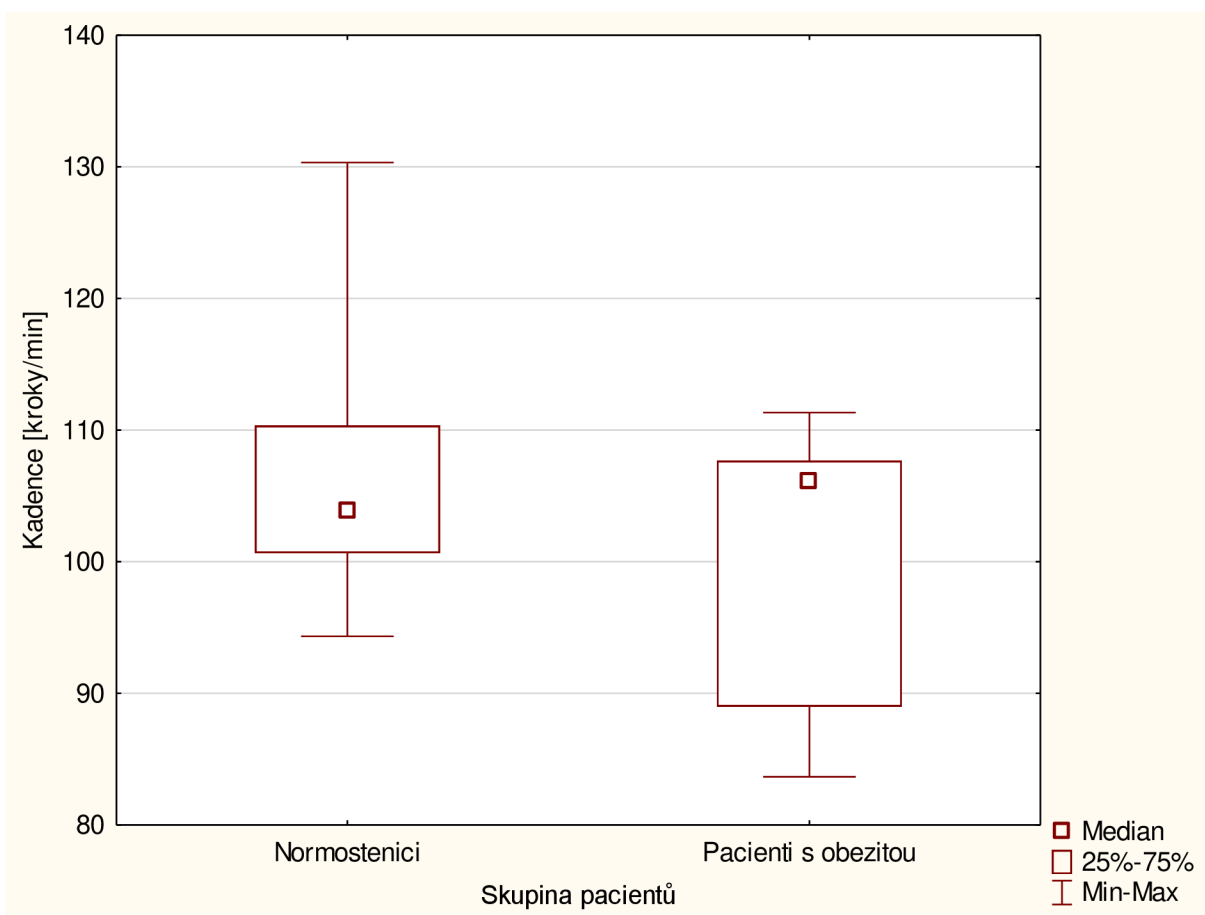
### Pracovní hypotéza:

**H1/7:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru kadence kroku.

### Statistická hypotéza:

**H01/7:** Kadence kroku pacientů s obezitou se neliší od kadence kroku pacientů normostenických.

**HA1/7:** Kadence kroku pacientů s obezitou se liší od kadence kroku pacientů normostenických.



**Obrázek 22** Krabicový graf parametru kadence kroku u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 24, s. 52) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v parametru kadence kroku mezi pozorovanými skupinami **neexistuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,912$ , je větší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/7 nelze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/7**. **Kadence kroku pacientů s obezitou se neliší od kadence kroku pacientů normostenických.**

## 4.8 Výsledky k hypotéze H1/8

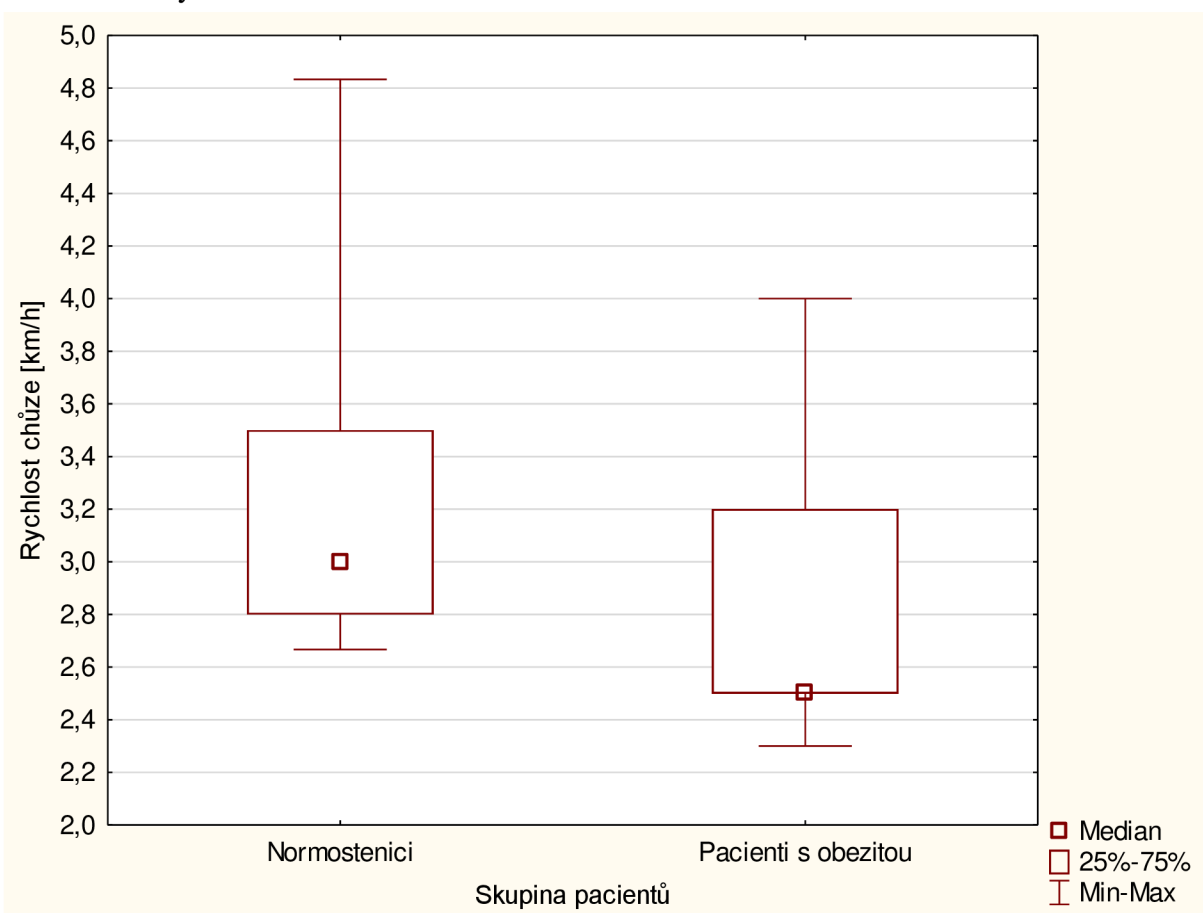
### Pracovní hypotéza:

**H1/8:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru rychlost chůze.

### Statistická hypotéza:

**H01/8:** Rychlost chůze pacientů s obezitou se neliší od rychlosti chůze pacientů normostenických.

**HA1/8:** Rychlost chůze pacientů s obezitou se liší od rychlosti chůze pacientů normostenických.



**Obrázek 23** Krabicový graf parametru rychlost chůze u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 25, s. 53) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 3, s. 44) jsme vedeni k názoru, že v parametru rychlost chůze mezi pozorovanými skupinami **neexistuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,063$ , je větší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H01/8** **nelze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA1/8**. **Parametr rychlost chůze pacientů s obezitou se neliší od parametru rychlost chůze pacientů normostenických.**

## 4.9 Výsledky k hypotéze H2/1

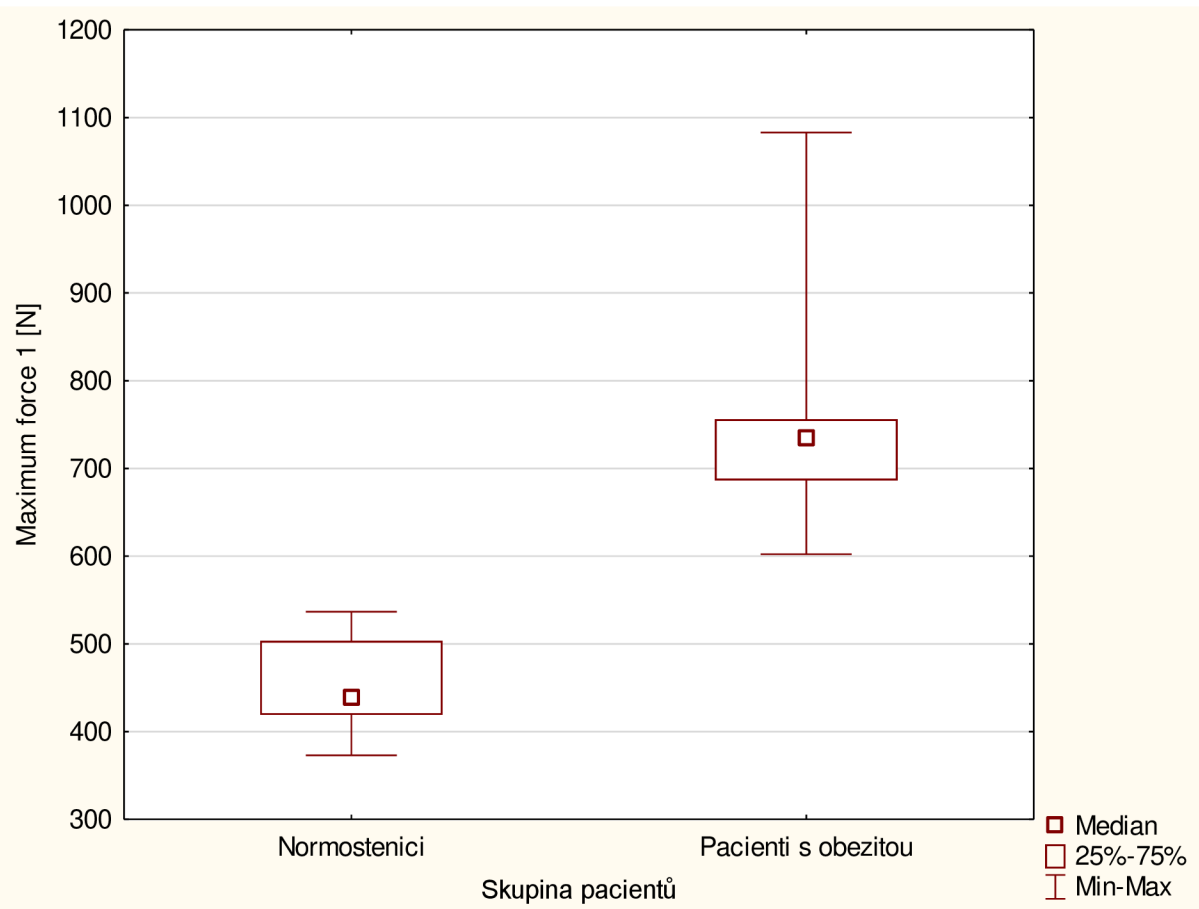
### Pracovní hypotéza:

**H2/1:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru maximum force 1.

### Statistická hypotéza:

**H02/1:** Parametr maximum force 1 pacientů s obezitou se neliší od parametru maximum force 1 pacientů normostenických.

**HA2/1:** Parametr maximum force 1 pacientů s obezitou se liší od parametru maximum force 1 pacientů normostenických.



**Obrázek 24** Krabicový graf parametru maximum force 1 u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 26, s. 54) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 4, s. 45) jsme vedeni k názoru, že v parametru maximum force 1 mezi pozorovanými skupinami **existuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p < 0,001$ , je menší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H02/1** lze zamítnout ve prospěch hypotézy **HA2/1**. **Parametr maximum force 1 pacientů s obezitou se liší od parametru maximum force 1 pacientů normostenických.**

## 4.10 Výsledky k hypotéze H2/2

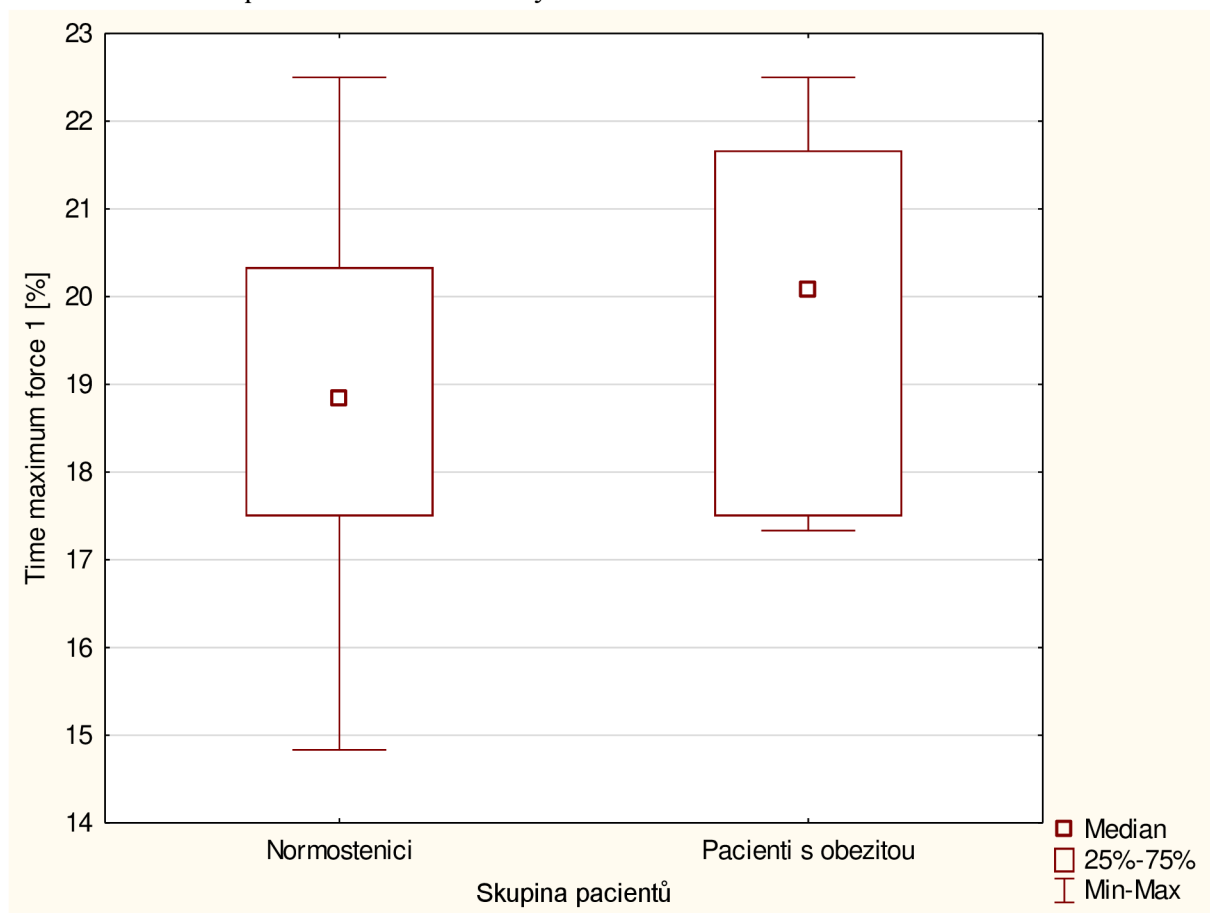
### Pracovní hypotéza:

**H2/2:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru time maximum force 1.

### Statistická hypotéza:

**H02/2:** Parametr time maximum force 1 pacientů s obezitou se neliší od parametru time maximum force 1 pacientů normostenických.

**HA2/2:** Parametr time maximum force 1 pacientů s obezitou se liší od parametru time maximum force 1 pacientů normostenických.



**Obrázek 25** Krabicový graf parametru time maximum force 1 u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 27, s. 55) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 4, s. 45) jsme vedeni k názoru, že v parametru time maximum force 1 mezi pozorovanými skupinami **neexistuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,481$ , je větší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H02/2 nelze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA2/2**. **Parametr time maximum force 1 pacientů s obezitou se neliší od parametru time maximum force 1 pacientů normostenických.**

## 4.11 Výsledky k hypotéze H2/3

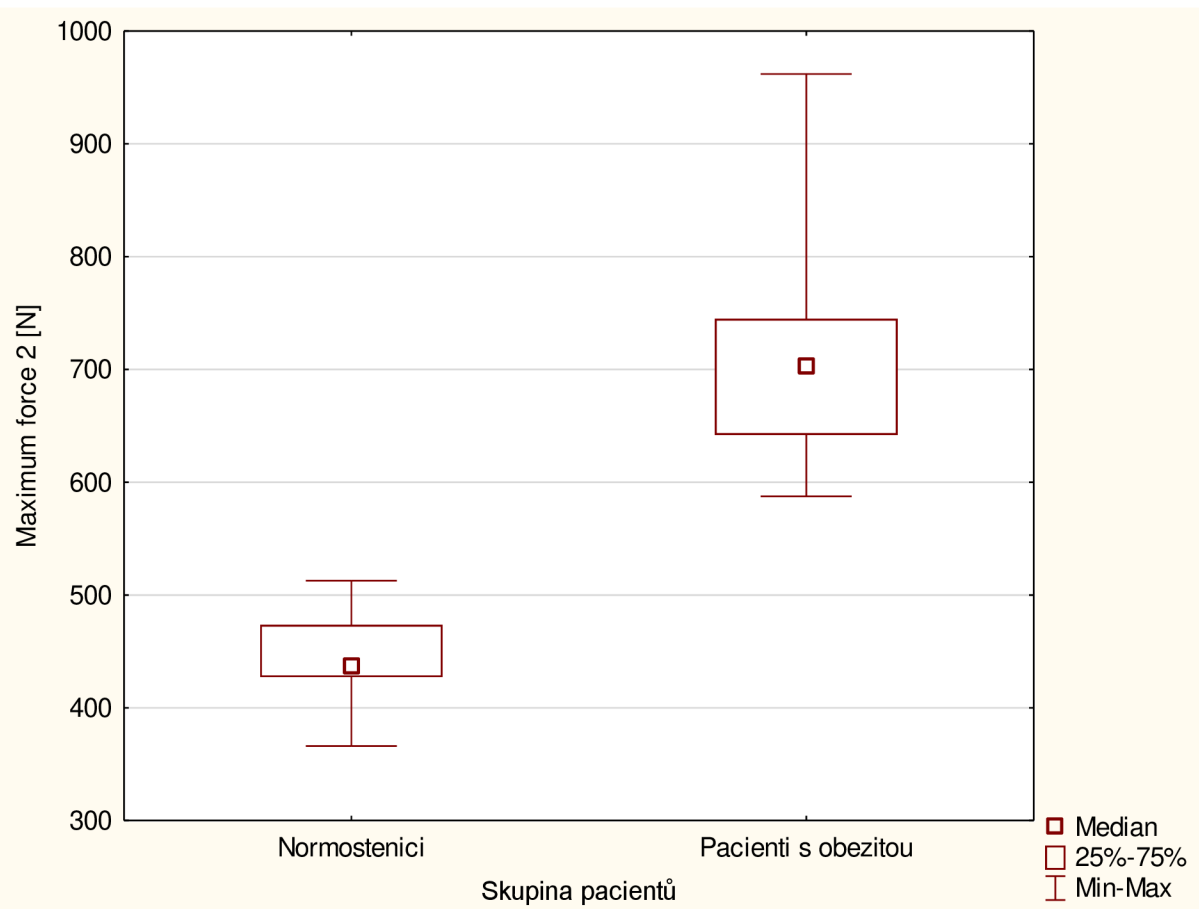
### *Pracovní hypotéza:*

**H2/3:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru maximum force 2.

### *Statistická hypotéza:*

**H02/3:** Parametr maximum force 2 pacientů s obezitou se neliší od parametru maximum force 2 pacientů normostenických.

**HA2/3:** Parametr maximum force 2 pacientů s obezitou se liší od parametru maximum force 2 pacientů normostenických.



**Obrázek 26** Krabicový graf parametru maximum force 2 u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 28, s. 56) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 4, s. 45) jsme vedeni k názoru, že v parametru maximum force 2 mezi pozorovanými skupinami **existuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p < 0,001$ , je menší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H02/3** lze zamítnout ve prospěch hypotézy **HA2/3**. **Parametr maximum force 2 pacientů s obezitou se liší od parametru maximum force 2 pacientů normostenických.**

## 4.12 Výsledky k hypotéze H2/4

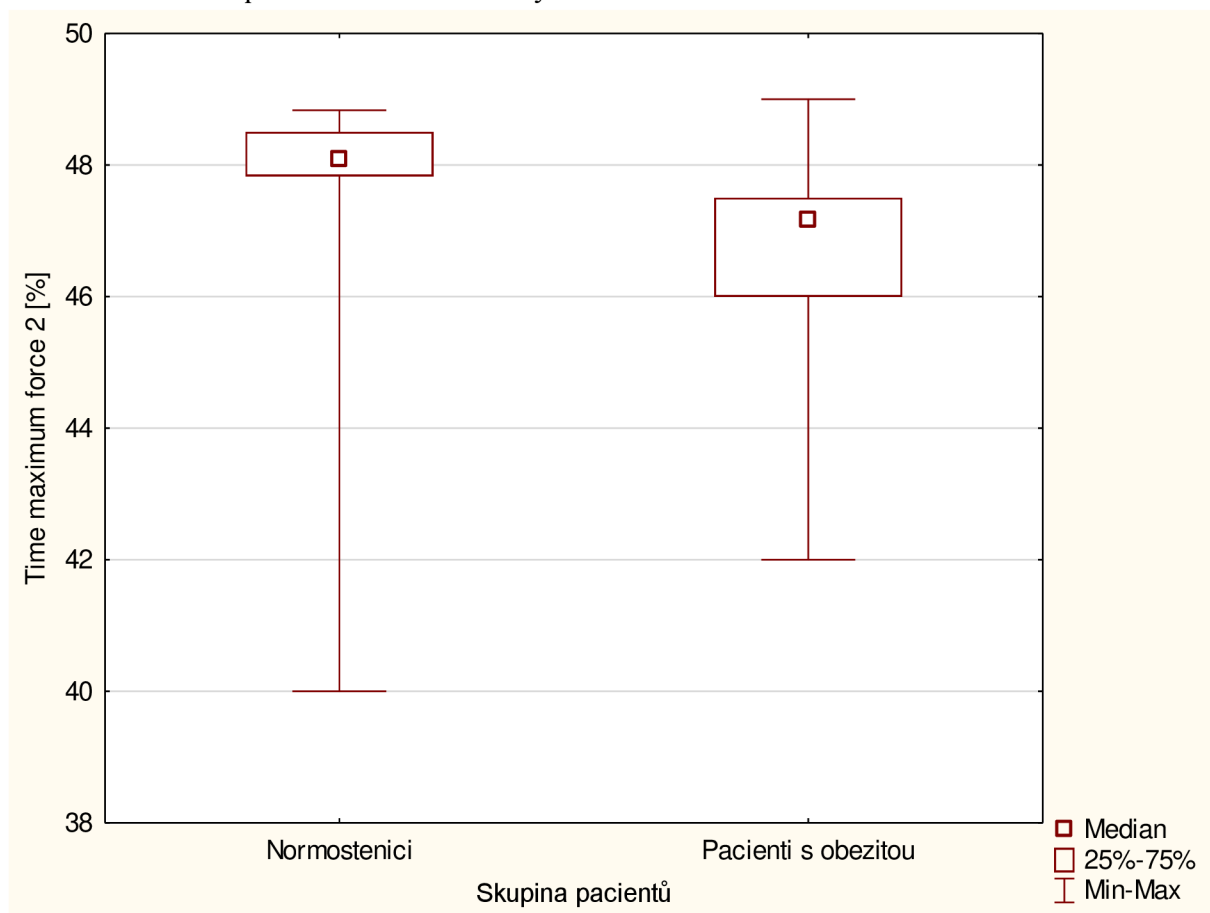
### Pracovní hypotéza:

**H2/4:** Mezi dvěma skupinami pacientů (normosteniky a pacienty s obezitou) existují rozdíly v parametru time maximum force 2.

### Statistická hypotéza:

**H02/4:** Parametr time maximum force 2 pacientů s obezitou se neliší od parametru time maximum force 2 pacientů normostenických.

**HA2/4:** Parametr time maximum force 2 pacientů s obezitou se liší od parametru time maximum force 2 pacientů normostenických.



**Obrázek 27** Krabicový graf parametru time maximum force 2 u pozorovaných skupin

**Závěr:** Po přezkoumání krabicových grafů (viz Obrázek 29, s. 57) a dat uvedených v tabulce naměřených hodnot (viz Tabulka 4, s. 45) jsme vedeni k názoru, že v parametru time maximum force 2 mezi pozorovanými skupinami **neexistuje** statisticky významný rozdíl. Toto potvrzuje výsledek Mann-Whitney U testu, jehož výsledná p hodnota,  $p = 0,481$ , je větší než stanovená hodnota signifikance 0,05. Hypotéza **H02/4 nelze** zamítnout ve prospěch hypotézy **HA2/4**. **Parametr time maximum force 2 pacientů s obezitou se neliší od parametru time maximum force 2 pacientů normostenických.**

## 5 Diskuze

### 5.1 Diskuze k výběru probandů

Tato práce se zabývala určením vlivu obezity na kinetické a kinematické parametry kroku dospělých jedinců ve věkovém rozmezí 45-55 let. Přestože se v konečném výsledku povedlo vytvořit výzkumný soubor dvou skupin, jejichž aritmetický průměr i medián věku se nelišil o více než 5 let, tak z Tabulky 2 (s. 40) jasně vyplývá, že ne všechny účastnice výzkumu patřily do stanoveného věkového rozmezí. Nejextrémnější výchylku představovala 61letá probandka ze skupiny pacientů s obezitou, která byla jistě nejvýznamnějším faktorem navýšení průměrného věku své skupiny. Věkové rozmezí bylo jediným kritériem, které se všemi zúčastněnými dobrovolnicemi nepovedlo zcela naplnit. Ostatní kritéria pro zařazení do výzkumného měření byla splněna bez výjimky. Účastníky měření byly všechno ženy schopné samostatné chůze bez využití kompenzačních pomůcek, jejichž hodnoty BMI spadaly do rozmezí pro zařazení do odpovídající skupiny normosteniček či obézních. Na rozdíl od mladších probandů, kteří jsou pro účely výzkumného šetření v rámci kvalifikačních prací obecně snadno dostupnější (např. z řad kolegů studentů) a jsou zatíženi menším výskytem komorbidit a menší pravděpodobností operativ, se u probandů starších setkáváme se znatelně více potížemi při náboru dobrovolníků. Zároveň se s postupujícím věkem setkáváme se stále více a více přibývajících komorbiditami, které mohou chůzi výrazně ovlivnit. V této práci jsme však bohužel pro nízkou dostupnost probandů nebyli schopni předchozí operativu či anamnestické vyloučení nemocí a stavů, které by mohly výsledek měření ovlivnit, využít jako kritéria pro zařazení do výzkumného souboru. V případě pouze ženských probandů, by nás v ideálním případě zajímalo také, zda mají účastnice výzkumu děti, pokud ano, pak kolik, zda porodily přirozenou cestou či například císařským řezem, a případné komplikace u porodu. Tyto skutečnosti mohou mít dopad jak na rozvoj obezity, tak na stereotyp chůze. Přísnější podmínky pro zařazení do výzkumu je však možno si dovolit pouze v případě rozsáhlého množství probandů, kterým jsme při tvorbě této práce nedisponovali.

Hlavním parametrem pro rozřazení do výzkumné či kontrolní skupiny byla hodnota BMI. Vzhledem k jednoduchosti získání této hodnoty patří způsob hodnocení obezity dle BMI mezi ty nejužívanější na celém světě. Největší nevýhodou tohoto indexu je fakt, že nezohledňuje podíl svalové a tukové tkáně na celkové hmotnosti jedince a při velkém množství svaloviny tak může dojít k nesprávné kategorizaci mezi populaci obézní. Vzhledem k náboru obézních probandů z prostředí Obezitologické ambulance FNOL však nepovažujeme tuto nevýhodu v případě této diplomové práce za významnou.



## 5.2 Diskuze k výsledkům výzkumu

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv obezity na vybrané kinetické (dynamické) a kinematické parametry chůze prostřednictvím porovnání těchto parametrů mezi skupinou pacientů normostenických a skupinou pacientů s obezitou. Vybranými kinematickými parametry byly šířka kroku, délka dvojkroku, interval stojné a švihové fáze a interval fáze dvojí opory, stride time, kadence a rychlost chůze. Vybranými parametry kinetickými byly maximum force 1, time maximum force 1, maximum force 2 a time maximum force 2.

Kinetickými parametry, konkrétně pak plantárními tlaky v průběhu chůze a stoje se zabýval Hills et al. (2001, s. 1674-1676). Výzkumu se účastnilo 70 dobrovolníků, kteří byli na základě pohlaví a hodnot BMI rozděleni do skupin obézních mužů ( $n = 17$ ; průměrná hodnota BMI =  $39,9 \text{ kg/m}^2$ ; průměrný věk = 42,6 let), obézních žen ( $n = 18$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 37,7 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 44,6$  let), neobézních mužů ( $n = 18$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 25,5 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 42,3$  let) a neobézních žen ( $n = 17$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 23,0 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 35,1$  let). Data byla nasbírána prostřednictvím siloměrné plošiny (Emed F01, Novel GmbH). Všichni účastníci byli na plošině měřeni během stoje a během chůze, přičemž měření během chůze bylo kvůli vyšší variabilitě plantárních tlaků při pohybu opakováno celkem pětkrát a výsledná data zprůměrována. U obou pohlaví byl mezi skupinou obézních probandů a probandů neobézních prokázán statisticky významný rozdíl v maximálních hodnotách reakčních sil a plantárních tlaků, a to jak ve stoji, tak při chůzi.

Browning a Kram (2005, s. 891-897) si za cíl stanovili ověření hypotézy, která předpokládala vyšší energetickou náročnost a nižší preferovanou rychlost chůze pro ženy s obezitou v porovnání s ženami normostenickými. Studie se účastnilo 20 obézních žen ( $\bar{\text{BMI}} = 34,1 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 25,5$  let) a 10 žen normostenických ( $\bar{\text{BMI}} = 20,4 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 26,6$  let). Data byla měřena za využití trenažéru chůze (Track Master 425, Full Vision Inc.) a respirometrického systému (CardiO2/CP Gas Exchange System, MedGraphics). Pro stanovení preferované rychlosti chůze byli účastníci výzkumu požádáni, aby pohodlnou chůzí o individuálně zvolené rychlosti překonaly tam a zpět 70 m dlouhou dráhu, během čehož jim byl měřen čas potřebný pro překonání 50 m dráhy (prvních a posledních 10 m nebylo započítáváno). Toto bylo zopakováno celkem 6x. Z naměřených dat 5 posledních pokusů byla následně aritmetickým průměrem zjištěna hodnota preferované rychlosti chůze. Pro získání parametrů energetické náročnosti chůze (spotřeba kyslíku a produkce oxidu uhličitého) bylo provedeno spiroergometrické vyšetření na chodícím páse. Bylo provedeno celkem 6 měření o předem určených rychlostech 0,5; 0,75; 1,0; 1,25; 1,5; 1,75 m/s. Před každým měřením měla testovaná probandka 5 min na odpočinek. Ze svého výzkumu Browning a Kram vyvozují, že

chůze je pro ženy s obezitou energeticky náročnější. Přesto však nebyl prokázán významný rozdíl v preferovaných rychlostech chůze. Obě skupiny preferovaly rychlost, která vykazovala nejnižší energetické výdaje (hodnota výkonu vztaženého na tělesnou hmotnost, w/kg) na danou vzdálenost. A jelikož obézní jedinci byli také méně aerobně zdatní (nižší hodnoty  $VO_{2max}/kg$ ), musí tak pro udržení preferované rychlosti vynaložit i vyšší aerobní úsilí.

Ke stejné otázce se Browning a Kram po roce vrátili v navazující studii Browning et al. (2006, s. 390-393). Tentokrát však rozšířili svůj výzkumný soubor i o dobrovolníky mužského pohlaví. Studie se tak účastnilo celkem 9 obézních žen ( $\bar{O}$  BMI = 33,8 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 25,3 let), 10 žen normostenických ( $\bar{O}$  BMI = 20,4 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 26,6), 10 obézních mužů ( $\bar{O}$  BMI = 33,5 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 25,6 let) a 10 normostenických mužů ( $\bar{O}$  BMI = 22,3 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 20,6 let). Provedení a metodika byla převzata z předchozí studie Browning a Kram (2005, s. 892-893). Novou studií Browning et al. (2006, s. 392-395) potvrdili své předchozí nálezy. Testované skupiny opět preferovaly obdobnou rychlost chůze bez statisticky signifikantního rozdílu, která vykazovala co nejnižší energetickou spotřebu na překonanou vzdálenost. Jak v případě žen, tak v případě mužů obezita při chůzi zvyšovala celkovou spotřebu energie. Chůze byla energeticky nejnáročnější pro skupinu obézních žen, poté sestupně pro skupinu obézních mužů, normostenických žen a nejméně energeticky náročná byla chůze pro normostenické muže.

Browning a Kram (2007, s. 1632-1636) se dále věnovali dopadům obezity na biomechaniku chůze při různých rychlostech. K výzkumu se přihlásilo 20 dobrovolníků, kteří byli na základě hodnot BMI rozděleni do skupiny obézních (m = 5;  $\bar{O}$  BMI = 34,1 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 26,8 let;  $\bar{z}$  = 5;  $\bar{O}$  BMI = 37,0 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 31,0 let) a neobézních (m = 5;  $\bar{O}$  BMI = 23,1 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 25,6 let;  $\bar{z}$  = 5;  $\bar{O}$  BMI = 21,0 kg/m<sup>2</sup>;  $\bar{O}$  věk = 31,8 let). Každý z dobrovolníků absolvoval 6 měření na diagnostickém chodícím pásu. Probandi si nejdříve přivykli na chůzi na chodícím pásu 10minutovou adaptační fází, po které následovalo měření samotné o předem určených rychlostech 0,50; 0,75; 1,00; 1,25; 1,50; 1,75 m/s. Pořadí jednotlivých rychlostí bylo pro každého testovaného randomizované. Měřené parametry zahrnovaly reakční síly podložky a kinematické parametry jako např. šířka kroku. Reakční síly byly signifikantně vyšší u probandů obézních v porovnání s probandy neobézními. Pro obě testované skupiny platilo, že reakční síly byly celkově nižší u pomalejší chůze. Pomalejší rychlost chůze však měla větší vliv na první vrchol vertikální reakční síly než na vrchol druhý. Co se kinematických parametrů týče, statisticky významný rozdíl mezi skupinami nebyl prokázán u parametru délky kroku a kadence u žádné z měřených rychlostí. V porovnání s neobézními účastníky výzkumu měli obézní vyšší zastoupení fáze dvojí opory a stojné fáze v průběhu krokového cyklu a menší zastoupení fáze

švihové ve všech měřených rychlostech. Hodnota šířky kroku byla signifikantně vyšší u obézních jedinců.

Analýze chůze dospělých obézních jedinců se věnovali také Lai et al. (2008, s. 2-5). Této studii se účastnilo 14 obézních ( $m = 6$ ;  $\bar{z} = 8$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 33,06 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 35,36 \text{ let}$ ) a 14 neobézních ( $m = 6$ ;  $\bar{z} = 8$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 21,33 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 27,57 \text{ let}$ ) probandů. Data byla nasbírána pomocí speciálních markerů, přístrojového diagnostického systému Vicon 370 (Oxford Metrics Ltd.) a dvou siloměrných plošin (AMTI). Měření probíhalo formou chůze naboso po 10 m dlouhé dráze o pohodlně individuálně zvolené rychlosti. Na rozdíl od studií Browning a Kram (2005) a Browning et al. (2006), byl však zjištěn statisticky signifikantní rozdíl v mnoha časoprostorových parametrech chůze. Obézní jedinci ve výsledku této studie chodili nižší rychlostí a o kratším kroku. Obézní skupina měla také signifikantně vyšší zastoupení stojné fáze a fáze dvojí opory v průběhu krokového cyklu. Signifikantní rozdíl byl zjištěn také u parametrů kinetických, které byly normalizovány vztahem na tělesnou hmotnost probandů. Konkrétně druhý vrchol vertikální reakční síly byl u obézní skupiny v porovnání se skupinou neobézních signifikantně nižší.

Ko, Stenholm a Ferrucci (2010, s. 1104-1108) si za cíl stanovili odhalit dopad rostoucích hodnot BMI na parametry chůze u postarších lidí s obezitou. Výzkumu se účastnilo 164 dobrovolníků rozdělených dle hodnoty BMI do tří skupin: normosteniků ( $n = 56$ ;  $m = 18$ ;  $\bar{z} = 38$ ;  $\text{BMI} < 25$ ;  $\bar{\text{věk}} = 68,88 \text{ let}$ ), jedinců s nadváhou ( $n = 74$ ;  $m = 43$ ;  $\bar{z} = 31$ ;  $25 \leq \text{BMI} < 30$ ;  $\bar{\text{věk}} = 67,08 \text{ let}$ ) a obézních ( $n = 34$ ;  $m = 15$ ;  $\bar{z} = 19$ ;  $30 \leq \text{BMI} < 40$ ;  $\bar{\text{věk}} = 68,79 \text{ let}$ ). Data byla získána pomocí speciálních markerů, systému snímání pohybu Vicon 612 (Oxford Metrics Ltd.) a dvou siloměrných plošin (ATMI). Měření probíhalo formou chůze po 10 m dlouhé dráze rychlostí pohodlnou individuálně zvolenou a rychlostí maximální. Výsledky studie udávají, že jak rychlost chůze pohodlná, tak maximální vykazuje klesající tendenci. Dalším signifikantním rozdílem u skupiny obézních probandů byl širší krok a vyšší zastoupení stojné fáze v průběhu krokového cyklu.

Systematické review zabývající se změnami biomechaniky dolních končetin u obézních jedinců a jejich možný dopad na rozvoj osteoartrity vypracoval Runhaar et al. (2011, s. 1071-1076). Zpracováním odpovídajících studií došel k závěru, že při pohodlné chůzi o individuálně zvolené rychlosti mají obézní jedinci tendenci k chůzi o pomalejší rychlosti a kratšímu a širšímu kroku. Dalším rozdílem u lidí s obezitou bylo větší zastoupení stojné fáze v průběhu krokového cyklu. Uvádí také, že obezita způsobuje změny pohybových strategií v průběhu každodenního života, které mohou být spojovány s osteoartritickými procesy.

Dufek et al. (2012, s. 897-902) se zabývali efektem nadváhy a obezity na charakteristiky chůze u adolescentů. Účastníky výzkumu byli v tomto případě žáci 7-10 třídy veřejné školy ve věkovém rozmezí 12-17 let. Skupinu normosteniků tvořilo celkem 56 adolescentů ( $m=33$ ;  $\bar{x}=23$ ;  $< 85$ . percentil růstového grafu BMI;  $\bar{x}$  věk = 14,7 let) a skupinu obézních celkem 55 adolescentů ( $m=31$ ;  $\bar{x}=24$ ;  $\geq 85$ . percentil percentilového grafu BMI;  $\bar{x}$  věk = 14,9 let). Každý účastník výzkumu podstoupil měření ve formě chůze o pohodlné individuálně zvolené rychlosti po 4,27 m dlouhém diagnostickém chodníku (CIR systems, Haverhill) – toto zahrnovalo začátek z identické startovní pozice pro každého z měřených žáků, chůzi po diagnostickém chodníku, zastavení, otočení a chůzi zpět na výchozí pozici. Tato forma měření byla následně 2x zopakována, ale tentokrát po podání instrukcí k tak rychlé chůzi, jaké jsou žáci bezpečně schopni. Výsledky studie uvádí signifikantní rozdíly v parametrech rychlosti chůze, zastoupení švihové fáze a fáze dvojí opory v krokovém cyklu a šířky stoje mezi skupinou normosteniků a skupinou obézních. Normostenici chodili o vyšší rychlosti a v průběhu krokového cyklu setrvali déle ve švihové fázi, zatímco obézní měli v průběhu krokového cyklu vyšší zastoupení fáze dvojí opory a širší stoj. Signifikantní rozdíl mezi pohlavími byl zjištěn pouze v parametru šířky stoje, přičemž tento nabýval vyšších hodnot u mužského pohlaví.

Review zabývající se biomechanickými efekty obezity na rovnováhu provedl v roce 2012 Del Porto et al. (2012, s. 301-307). Ve své práci uvádí, že obezita významně ovlivňuje pohyb těla prostřednictvím změn v antropometrických parametrech. Obezita abdominálního typu například způsobuje anteriorní posun těžiště těla blíže hranici oporné báze obézního jedince, a tím ohrožuje jeho posturální stabilitu a zvyšuje fyzické nároky pro udržení vzpřímeného stoje. Obézní populace také trpí omezením funkčního rozsahu pohybu trupu a dolních končetin, což ovlivňuje jejich schopnost zachování rovnováhy. Toto je obzvláště důležité v kontextu pohybových perturbací, jejichž amplituda je u obézních jedinců vyšší než u jedinců normostenických. Negativní vliv obezity na rovnováhu spojuje Del Porto et al. (2012, s. 310) se zvýšeným nebezpečím pádu, obzvláště pak u starších jedinců. K tématu kinematických a kinetických parametrů chůze nám tato review říká, že výsledkem biomechanických adaptací těla na obezitu dochází k mnoha změnám parametrů chůze. U obézních lidí dochází k redukci rychlosti chůze, kadence, délky kroku a zvýšení oporné báze, tedy šířky kroku. Další negativní změny zahrnují chabou svalovou koordinaci a sníženou odolnost vůči svalové únavě. Co se dynamických parametrů týče, poukazuje Del Porto et al. (2012, s. 306) na skutečnost, že velikost kloubních ploch dolních končetin se nezvyšuje společně s rostoucí tělesnou hmotností. Považuje tak nárůst v absolutních hodnotách reakčních sil za relevantní faktor. Vrcholové hodnoty vertikálních reakčních sil obézních mohou být v porovnání s normosteniky až o 60 %

vyšší a představují tak na klouby dolních končetin podstatně vyšší zátěž. Obezita má dopad i na svaly trupu a dolních končetin. Studie zabývající se obezitou v kontextu svalové síly zaznamenávají vyšší absolutní svalovou sílu svalů trupu a dolních končetin u lidí s obezitou. Nicméně po vztažení dat na celkovou tělesnou hmotnost měřených jedinců, vykazují obézní lidé v porovnání s normosteniky nižší úroveň síly těchto svalových skupin.

Silva-Hamu et al. (2013, s. 507-509) se zabývali dopady obezity na kinematické parametry kroku u mladých žen. Studie se zúčastnilo 24 žen s obezitou ( $\bar{\text{BMI}} = 31,85 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 35,20 \text{ let}$ ) a 24 žen normostenických ( $\bar{\text{BMI}} = 21,82 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 36,33 \text{ let}$ ). Data byla získána za využití reflektivních markerů a pásů v kombinaci s videozáznamem, systémem snímání pohybu Vicon Motus 9,2 a dvou siloměrných plošin OR6-5-1000 (AMTI). Vybranými kinematickými parametry byly délka kroku, délka dvojkroku, rychlost chůze a kadence. Všechny tyto parametry byly ve výsledku statisticky významně nižší pro skupinu obézních.

Změny stereotypu chůze u obézních dospělých a dospělých s nadváhou byl také hlavním bodem zájmu studie Meng et al. (2017, s. 145-149). Výzkumu se účastnilo celkem 30 probandů, kteří byli na základě hodnoty BMI rozděleni do tří skupin: normosteniků ( $n=10$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 21,9 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 24,4 \text{ let}$ ), probandů s nadváhou ( $n=10$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 28,3 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 24,4 \text{ let}$ ) a obézních ( $n=10$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 35,3 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 23,8 \text{ let}$ ). Každý z probandů podstoupil hodnocení tělesného složení za pomoci celotělového DEXA vyšetření. Pro další analýzu bylo pro tuto studii významné především procento tělesného tuku. Měření bylo následně provedeno způsobem chůze o pohodlné individuálně zvolené rychlosti na 200 m dlouhé rovné dráze s využitím 7 měřících senzorů připevněných na tělech účastníků výzkumu a bylo zopakováno celkem 3x. Navíc byla chůze změřena ještě 3x na 4,9 m dlouhém diagnostickém chodníku GaitRite Portable Walkway System. Meng et al. (2017) takto po statistickém zpracování naměřených dat došli k názoru, že vyšší hodnota BMI a vyšší hodnoty tělesné hmotnosti obecně (avšak ne vyšší procento tělesného tuku) mohou být spojovány s jistými změnami ve stereotypu chůze dospělých. Konkrétně pak omezením rozsahu pohybu kolenního kloubu u osob o vyšší hmotnosti.

Liu a Yang (2017, s. 1-5) poukazují na to, že obezita je běžně spojována s poruchou posturální stability ve stoji a vznáší otázku, zda má obezita podobný vliv na stabilitu v chůzi. Studie se účastnilo celkem 54 jedinců rozdělených do skupin obézních a normostenických dle hodnoty BMI a procenta tělesného tuku. Skupina obézních čítala celkem 23 probandů ( $m = 15$ ;  $\bar{\text{ž}} = 8$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 35,1 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 24,9 \text{ let}$ ) a skupina normosteniků čítala probandů 21 ( $m = 7$ ;  $\bar{\text{ž}} = 14$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 21,7 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 23,5 \text{ let}$ ). Data byla získána za využití 26 reflektivních markerů na těle testovaných a vytvořením videozáznamu chůze po 14 m dlouhém chodníku systémem

snímání pohybu Vicon. Výsledky práce říkají, že při pohodlné individuálně zvolené rychlosti chůze lidé s obezitou v porovnání s referenční skupinou normosteniků setrvávají déle ve fázi dvojí opory, zatímco fáze jednotné opory je mezi skupinami srovnatelná. Parametr step time a kadence se mezi skupinami nelišily. Skupina obézních, zato chodila nižší rychlostí a kratšími, širšími kroky. Dynamická stabilita v chůzi, hodnocená pomocí trajektorie těžiště v průběhu chůze, neprojevovala mezi hodnocenými skupinami významné rozdíly.

Silva et al. (2018, s. 291-296) se zabývali změnami biomechaniky chůze u lidí s nadváhou. Výzkumu se zúčastnily dvě skupiny dospělých dobrovolníků, lidé s nadváhou ( $m = 3$ ;  $\bar{z} = 6$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 27,5 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 49,6 \text{ let}$ ) a normostenici ( $m = 2$ ;  $\bar{z} = 13$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 22,6 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 48,2 \text{ let}$ ). Kinematické parametry chůze a reakční síly podložky byly měřeny za pomoci speciálních markerů, systému snímání pohybu Optotrak (Northern digital) a dvou siloměrných plošin (AMTI). Účastníci výzkumu byli měřeni při chůzi na diagnostickém chodníku naboso o pohodlné individuálně zvolené rychlosti. Výsledky studie mezi testovanými skupinami neprokázaly statisticky významný rozdíl v parametru rychlosti chůze, délce kroku a kadenci. Lidé s nadváhou se však při chůzi pohybovali s menším rozsahem pohybu ve směru plantární flexe v hlezenním kloubu v okamžiku odrazu palce, menším rozsahem pohybu flexe v kyčelním kloubu jak při úderu paty, tak i v průběhu střední švihové fáze, a menší extenzí v kyčelním kloubu při odrazu. Co se dynamických parametrů týče, vykazovala skupina lidí s nadváhou signifikantně vyšší hodnoty reakčních sil v anteroposteriorním směru ve fázi počátečního kontaktu a ve směru mediolaterálním ve fázi reakce na zatížení, střední stojné fázi a odrazu.

Abulait a Ahsan (2021, s. 1-6) porovnávali časoprostorové parametry chůze v závislosti na pohlaví, věku a hodnotách BMI respondentů. Výzkumu se účastnilo celkem 45 probandů ( $m=25$ ;  $\bar{\text{BMI}}=25,53 \text{ kg/m}^2$ ;  $\bar{\text{věk}} = 24,88 \text{ let}$ ;  $\bar{z}=20$ ;  $\bar{\text{BMI}} = 22,80$ ;  $\bar{\text{věk}} = 23,75 \text{ let}$ ). Antropometrická data byla odebrána za užití stadiometru a váhy (Detecto Scale-model 750, USA). Časoprostorová data byla měřena pomocí systému Physilog 4 silver 10D firmy GaitUp. Měření samotné zahrnovalo chůzi o pohodlné individuálně zvolené rychlosti po 10 m dlouhé přímé dráze. Měření bylo zopakováno celkem 3x a další analýza dat počítala se zprůměrovanými hodnotami naměřených parametrů. Výsledky studie při porovnávání kinematických parametrů v závislosti na pohlaví naznačují, že muži chodí o vyšších rychlostech a delších krocích než ženy, zatímco ženy mají v průběhu krokového cyklu větší zastoupení intervalu dvojí opory a vyšší kadenci než muži. K porovnání parametrů v závislosti na věku rozdělili Abulait a Ahsan účastníky výzkumu do kategorií 18-25 let ( $n=31$ ) a 30-38 let ( $n=14$ ). Ve výsledku chodili mladší probandi o vyšších rychlostech a delších krocích, zatímco probandi starší vykazovali vyšší kadenci. Při porovnání parametrů v závislosti na hodnotách BMI byli

účastníci rozdělení do skupin podváhy (n=2), normosteniků (n=28), nadváhy (n=11) a obézních (n=4). Ve výsledku vykazovaly parametry rychlosti chůze, délky kroku a kadence s rostoucí hodnotou BMI klesající tendenci. Nejvyšší zastoupení fáze dvojí opory v krokovém cyklu měla skupina účastníků s nadváhou, v pořadí s klesajícími hodnotami následovala skupina normosteniků, obézních a nejmenší zastoupení fáze dvojí opory v krokovém cyklu měli účastníci s podváhou.

Pau et al. (2021, s. 1-5) zkoumali adaptaci kinematických parametrů a mezikončetinovou symetrii v průběhu chůze u obézních dospělých jedinců. Výzkumu se účastnilo 26 pacientů programu redukce tělesné váhy nemocnice Istituto Auxologico v Itálii (m=11; ž=15; Ø BMI = 40,4 kg/m<sup>2</sup>; Ø věk = 28,7 let) a 26 normosteniků z řad zaměstnanců nemocnice a univerzity Cagliari (m=11; ž=15; Ø BMI = 21,8 kg/m<sup>2</sup>; Ø věk = 28,5 let). Časoprostorové parametry a kinematické parametry byly měřeny pomocí systému snímání pohybu Vicon a dvou siloměrných plošin. Měření samotné zahrnovalo chůzi o pohodlné individuálně zvolené rychlosti po 10 m dlouhé dráze. Každý proband absolvoval měření celkem 6x. Statistická analýza naměřených dat následně odhalila statisticky významný efekt obezity na časoprostorové parametry chůze. Chůze obézních pacientů byla charakteristická signifikantně nižší rychlostí, délkou kroku a nižším zastoupením švihové fáze v průběhu krokového cyklu. Naopak zastoupení fáze dvojí opory a fáze stojné bylo v průběhu krokového cyklu u skupiny obézních vyšší. Signifikantní rozdíly byly taktéž v průběhu chůze naměřeny u rozsahu pohybu v oblasti hlezenního a kolenního kloubu, který byl u obézních pacientů značně redukován.

Ahsan (2022, s. 1-5) se rozhodl zabývat kinematickými a kinetickými parametry chůze u normosteniků (n = 15), dospělých s nadváhou (n = 12) a obézních (n = 13). Výzkumu se zúčastnilo celkem 40 mužů. Ke změření výšky probandů byl použit stadiometr (Detecto 8430S). Každý z účastníků podstoupil vyšetření tělesného složení a zdravotního stavu metodou bioelektrické impedance. Ke změření kinematických a kinetických parametrů byl využit diagnostický chodník (Tekscan, Walkway). Měření bylo zopakováno celkem 3x a k další statistické analýze bylo využito zprůměrovaných hodnot. Výsledky byly následující. Se zvyšujícím BMI vykazovaly klesající tendenci parametry kadence a rychlost chůze a tendenci stoupající parametry času kroku (step time), maximální síla (maximum force) a maximální tlak (maximum pressure).

Rychlost chůze, kadence a délka kroku jsou spolu velmi úzce provázané, například u zdravých lidí dochází zvyšováním rychlosti chůze ke zvýšení jak kadence, tak délky kroku (Kirtley, s. 24).

Rychlost chůze je výsledkem komplexní souhry mnoha tělesných procesů a struktur. Proaktivní a reaktivní posturální kontrola (Woollacott a Tang, 1997, s. 658), svalová síla dolních končetin (Bohannon, 1997, s. 16-18; Clark et al., 2013, s. 359), aerobní kapacita (Fiser et al., 2010, s. 1335), propiocepce (Park, Kim a Lee, 2013, s. 1322) a zrak (Aartolahti et al., 2013, s. 548) jsou všechno interní faktory, které ve výsledné rychlosti chůze člověka hrají roli. Tento parametr tak v sobě nese jistou výpovědní hodnotu týkající se stavu kardiorepiračního, muskuloskeletálního a nervového systému, a zdraví obecně. Při porovnání se stanovenými průměrnými hodnotami tak může být rychlost chůze považována za orientační indikátor funkčního stavu jedince (Adams a Cerny, 2018, s.3).

Určením průměrné hodnoty rychlosti chůze se zabývali např. Waters et al. (1988, s. 215-217), jejichž výzkumu se zúčastnilo celkem 260 respondentů. Hlavním cílem této studie bylo definovat vztah energetického výdeje a rychlosti chůze. Respondenti byli podle věku rozděleni do čtyř skupin: děti (6-12 let), adolescenti (13-19 let), dospělí (20-59 let) a senioři (60-80 let). Před testováním samotným byla u účastníků výzkumu odebrána anamnéza pro vyloučení jedinců s historií ortopedických či jiných zdravotních potíží. Výzkum probíhal na venkovní kruhové dráze o obvodu 60,5 m u nemocnice Rancho Los Amigos v Kalifornii. Data byla získána pomocí přístroje, který probandi v průběhu výzkumu nesli na své osobě, a jehož celková hmotnost nepřesáhla 2,5 kg. Měření bylo provedeno ve třech formách, při chůzi o rychlosti pomalé, normální a rychlé. Výsledná průměrná rychlost ženských respondentů ve skupině dospělých (která zahrnovala celkem 34 žen, n=34) byla 77,67 m/min, což se rovná 4,66 km/h.

The Pathokinesiology Service & The Physical Therapy Department (2001, s. 33) uvádí vlastní tabulku jednotlivých časoprostorových parametrů chůze, které byly přístrojově naměřeny v prostředí Patokineziologické laboratoře nemocnice Rancho Los Amigos. Průměrná rychlost chůze skupiny žen ve věkovém rozmezí 20-69 let (n = 129) se zde rovná 79,3 m/min, tedy 4,76 km/h. Průměrná délka dvojkroku ve stejné skupině je uváděna na 1,48 m a průměrná kadence 111,0 kroků za minutu.

Další hodnoty průměrné rychlosti chůze uvádí ve svém výzkumu zaměřujícím se na měření kinematických parametrů dolních končetin v průběhu chůze Kadaba, Ramakrishnan a Wootten (1990) a Bohannon (1997). Kadaba, Ramakrishnan a Wootten (1990, s. 387-388) počítali časoprostorové parametry z dat naměřených z chůze na diagnostickém, 9 m dlouhém chodníku. 12 žen ve věkovém rozmezí 18-40 let zde dosáhlo průměrné rychlosti chůze 1,27 m/s, tedy 4,57 km/h. Cílem studie Bohannon (1997, s. 15-17) bylo stanovit referenční hodnoty pohodlné a maximální rychlosti chůze. Výzkumný soubor čítal celkem 230 dobrovolníků, z toho 42 žen ve



věkovém rozmezí 40-59 let. Před samotným začátkem výzkumu byli dobrovolníci dotazováni na jakákoli neuromuskulární, muskuloskeletální či kardiovaskulární onemocnění, která by ovlivňovala jejich schopnost chůze. Zároveň museli být pro zařazení do výzkumu schopni samostatně ujit alespoň 30 m bez užití jakékoli pomoci. Následně byl jejich úkolem ujit 7,62 m dlouhou dráhu, během čehož jim byl digitálními stopkami měřen čas. Pro měření pohodlné rychlosti chůze byli probandi instruováni k chůzi o jejich normální pohodlné rychlosti, zatímco pro měření maximální rychlosti k chůzi tak rychlé, jakou dokáží bezpečně vyvinout. Obě měření byla provedena celkem dvakrát. Referenční hodnota pohodlné chůze žen pro věkovou skupinu 40-59 let byla tímto způsobem stanovena na hodnotu 139,3 cm/s, tedy 5,0 km/h.

Využití rychlosti chůze v praxi jako objektivního indikátoru impairmentu je však v dnešní době sporné.

Existují studie, které rychlost chůze a její užití v praxi uznávají. Studie jako například Steffen, Hacker a Mollinger (2002, s. 131) se zabývá stanovením reliability a validity tohoto časoprostorového parametru pro užití do praxe. Bohannon (1997, s. 16-18) a Perry et al. (1995, s. 986-987) uvádí možnost využití rychlosti chůze jako prediktoru funkční participace, Purser et al. (2005, s. 542-544) jako prediktoru zdravotního stavu jedince obecně, Bridenbaugh a Kreissig (2014, s. 3170) jako prediktoru kognitivního impairmentu a Hardy et al. (2007, s. 1728-1732) jako prediktoru mortality.

Všechny tyto studie nesou jistou váhu. Přeci jen, je-li rychlost chůze výsledkem souhry mnoha tělesných procesů a funkcí, jak bylo zmíněno v textu výše, je pak logickým úsudkem, že dojde-li u člověka k neobvyklému snížení tohoto krokového parametru, pak by důvodem mohla být porucha jednoho či více ze zmíněných systémů.

Jelikož je ale rychlost chůze výsledkem kadence a délky dvojkroku, může být posuzování funkčního či zdravotního stavu jedince pouze podle rychlosti chůze zavádějící. Kirtley (2006, s. 32) uvádí, že většina patologií, jejichž působením je ovlivněna i lidská chůze, vyúsťuje ve snížení parametru délky dvojkroku. Běžným kompenzačním mechanismem pro zachování rychlosti chůze je pak zvýšená kadence. Při hodnocení časoprostorových parametrů chůze, je tedy zapotřebí vzít v úvahu nejlépe všechny dohromady.

Kirtley (2006, s. 23) ve své publikaci uvádí i další důvody, proč by využití parametru rychlosti chůze v klinické praxi mohlo být problematické. Hlavním problémem jsou podle něj právě referenční, tabulkové hodnoty rychlosti chůze, jejichž využití, z důvodu velkého počtu interních a externích faktorů, které do výsledné rychlosti chůze zasahují, nepovažuje za adekvátní. Nabízí pak výčet studií, které jeho tvrzení podporují. Podle těchto studií mají například lidé při měření na delším diagnostickém chodníku tendenci chodit rychleji než při

měření na chodníku kratším. Dále uvádí, že studie prováděné ve venkovním prostředí vykazují vyšší naměřené hodnoty rychlosti chůze a délky dvojkroku než studie provedené v prostředí laboratorním. A nejen to, je-li měření provedeno v laboratorním prostředí, je rychlost chůze ovlivněna dokonce i velikostí místnosti. Z tohoto Kirtley závěrem usuzuje, že pro využití rychlosti chůze v klinické praxi, by musela být referenční hodnota tohoto parametru zjištěna pro každou laboratoř či kliniku zvláště.

V neposlední řadě stojí za zmínku, že chůze na chodícím páse se od normální chůze také lehce liší. Nejvýznamněji ovlivněnými parametry jsou udávány délka kroku, kadence a zastoupení stojné fáze v krokovém cyklu (Kirtley, 2006, s. 31; Whittle, 2007, s. 133).

Co se zastoupení jednotlivých fází v průběhu krokového cyklu týče, zmiňuje Kirtley (2006, s. 32) v kontextu klinické významnosti fázi stojnou. Prodloužení stojné fáze často nacházíme při narušení rovnováhy z důvodu vestibulární, cerebelární či blíže nespecifické instability. Naopak se zkrácením stojné fáze se setkáváme při bolestivosti nebo nestabilitě DK – v těchto případech je pak běžnou kompenzační strategií prodloužení stojné fáze DK kontralaterální.

Kirtley (2006, s. 28) dále udává, že přirozená rychlost chůze zůstává relativně neměnná až do 70 roku života. Nicméně rychlost chůze maximální začíná klesat dříve a rychleji, zhruba 20 % každých 10 let po 50 roku věku. Kadence se s věkem neměnní a snížení rychlosti tedy musí být způsobeno snížením délky kroku.

### **5.3 Limity experimentu**

Hlavní limitací výzkumné části této diplomové práce byl především malý výzkumný soubor a fakt, že práce nezohledňovala předchozí operativu a jiné komorbidity ovlivňující lidskou chůzi. Těchto však s přibývajícím věkem výzkumné skupiny rychle přibývá a přísnější kritéria pro zařazení do výzkumu by tak pro dostatečný počet probandů k realizaci studie vyžadoval vyšší dostupnost k potenciálním účastníkům výzkumu.

## ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo určit, zda má obezita vliv na vybrané kinetické a kinematické parametry chůze skrze porovnání těchto parametrů mezi skupinou obézních probandů a kontrolní skupinou probandů normostenických. Vybranými kinetickými parametry byly maximum force 1, time maximum force 1, maximum force 2, time maximum force 2; a vybranými kinematickými parametry byly šířka kroku, délka dvojkroku, procentuální zastoupení švihové fáze, fáze stojné a fáze dvojí opory v průběhu krokového cyklu, stride time, kadence a rychlost chůze. Účastníci výzkumu byli rozděleni do skupin dle vypočítaných hodnot BMI. Data byla naměřena za pomoci systému FDM-T německé firmy Zebris a měření samotné absolvovali účastníci výzkumu ve volném oblečení neomezujícím pohyb a naboso. Výsledky výzkumu této práce z převážné části podporují závěry zpracovaných studií a publikací na dané téma. Analýza naměřených dat prokázala statisticky významný rozdíl v parametrech intervalu stojné a švihové fáze a fáze dvojí opory, maximum force 1 a maximum force 2. Obezita tak bezpochyby ovlivňuje jak kinetiku, tak kinematiku chůze. Rozdíly v ostatních vybraných parametrech mezi sledovanými skupinami, ač statisticky nevýznamné, odpovídají trendu dílčích výsledků jednotlivých studií a odborné literatury probíraných v diskuzi. Ze souhrnu dosavadních poznatků můžeme říci, že lidská chůze je komplexní pohybová funkce citlivá na mnoho interních a externích faktorů. Tyto faktory tak ovlivňují i jednotlivé parametry chůze a jejich využití v klinické praxi je tedy značně závislé na konkrétní situaci a prostředí. Vzhledem k celosvětovému nárůstu prevalence obezity nejen u dospělé populace, ale i populace dětské; je snaha o detailní porozumění dopadu této civilizační choroby na lidskou chůzi a pohybový aparát celkově jistě na místě. Význam této práce pro praxi ve výsledku spočívá v přispění k identifikaci konkrétních dopadů obezity (v moderní době stále relevantnějšího negativního faktoru) na lidskou chůzi. Pro opravdu důkladné porozumění vlivu jednotlivých faktorů na lidskou chůzi je však zapotřebí dalších studií, které se budou zabývat konkrétními faktory v dobře definovaném výzkumném souboru.

## REFERENČNÍ SEZNAM

AARTOLAHTI, Eeva, HÄKKINEN, Arja, LÖNNROOS, Eija, KAUTIAINEN, Hannu, SULKAVA, Raimo a HARTIKAINEN, Sirpa, 2013. Relationship between functional vision and balance and mobility performance in community-dwelling older adults. *Aging Clinical and Experimental Research* [online]. **25**(5), 545-552 [cit. 2023-07-25]. ISSN 1720-8319. Dostupné z: doi:10.1007/s40520-013-0120-z.

ABUALAIT, Turki a AHSAN, Mohammad., 2021. Comparison of gender, age, and body mass index for spatiotemporal parameters of bilateral gait pattern. *F1000Research* [online]. **10** [cit. 2023-07-25]. ISSN 2046-1402. Dostupné z: doi:10.12688/f1000research.51700.2.

ADAMS, Janet M. a CERNY, Kay, 2018. *Observational gait analysis: a visual guide*. New Jersey: SLACK Incorporated. ISBN 9781630910419.

ADÁMKOVÁ, V. 2009. *Obezita: příčiny, typy, rizika, prevence a léčba*. Brno: Facta Medica. ISBN 978-80-904260-5-4.

AHSAN, Mohammad, 2022. Determine the kinematics and kinetics parameters associated with bilateral gait patterns among healthy, overweight, and obese adults. *Acta Bio Medica: Atenei Parmensis* [online]. **93**(5), [cit. 2023-7-25]. Dostupné z: doi:10.23750/abm.v93i5.13060.

BAGCHI, Debasis a PREUSS, Harry G., ed., c2007. *Obesity: Epidemiology, Pathophysiology, and Prevention*. CRC Press. ISBN 978-0-8493-3802-1.

BAKER, Richard, 2007. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture* [online]. **26**(3), 331-342 [cit. 2023-07-25]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.10.014.

BOHANNON, RICHARD W, 1997. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20—79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing* [online]. **26**(1), 15-19 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0002-0729. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/26.1.15.

BRAUNEROVÁ, R., HAINER, V. 2010. Obezita – diagnostika a léčba v praxi. *Medicína pro praxi* [online]. **7**(1), 19-22 [cit. 2023-07-25]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/med/2010/01/05.pdf>.

BRIDENBAUGH, Stephanie a KRESSIG, Reto, 2014. Quantitative Gait Disturbances in Older Adults with Cognitive Impairments. *Current Pharmaceutical Design* [online]. **20**(19), 3165-3172 [cit. 2023-07-25]. ISSN 13816128. Dostupné z: doi:10.2174/13816128113196660688.

BROWNING, Raymond C., BAKER, Emily A., HERRON, Jessica A. a KRAM, Rodger, 2006. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *Journal of*

*Applied Physiology* [online]. **100**(2), 390-398 [cit. 2023-07-25]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappphysiol.00767.2005.

BROWNING, Raymond C. a KRAM, Rodger, 2005. Energetic Cost and Preferred Speed of Walking in Obese vs. Normal Weight Women. *Obesity Research* [online]. **13**(5), 891-899 [cit. 2023-07-25]. ISSN 10717323. Dostupné z: doi:10.1038/oby.2005.103.

BROWNING, Raymond C. a KRAM, Rodger, 2007. Effects of Obesity on the Biomechanics of Walking at Different Speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **39**(9), 1632-1641 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/mss.0b013e318076b54b.

CLARK, David J., MANINI, Todd M., FIELDING, Roger A. a PATTEN, Carolynn, 2013. Neuromuscular determinants of maximum walking speed in well-functioning older adults. *Experimental Gerontology* [online]. **48**(3), 358-363 [cit. 2023-07-25]. ISSN 05315565. Dostupné z: doi:10.1016/j.exger.2013.01.010.

DEL PORTO, H. C., PECHAK, C. M., SMITH, D. R., REED-JONES, R. J. 2012. Biomechanical Effects of Obesity on Balance. *International Journal of Exercise Science* [online]. **5**(4), 301-320 [cit. 2023-07-25]. Dostupné z: <https://digitalcommons.wku.edu/ijes/vol5/iss4/1/>.

DUFEK, Janet S., CURRIE, Rayland L., GOUWS, Philana-Lee, CANDELA, Lori, GUTIERREZ, Antonio P., MERCER, John A. a PUTNEY, LeAnn G., 2012. Effects of overweight and obesity on walking characteristics in adolescents. *Human Movement Science* [online]. **31**(4), 897-906 [cit. 2023-07-25]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2011.10.003.

ELFTMAN, Herbert, 1938. The Measurement of the External Force in Walking. *Science* [online]. **88**(2276), 152-153 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0036-8075. Dostupné z: doi:10.1126/science.88.2276.152.

FELDMAN, R. P. a GOODRICH, James T., 1999. The Edwin Smith Surgical Papyrus. *Child's Nervous System* [online]. **15**(6-7), 281-284 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0256-7040. Dostupné z: doi:10.1007/s003810050395.

FISER, W. M., HAYS, N. P., ROGERS, S. C., KAJKENOVA, O., WILLIAMS, A. E., EVANS, C. M. a 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* [online]. **65A**(12), 1332-1337 [cit. 2023-07-25]. ISSN 1079-5006. Dostupné z: doi:10.1093/gerona/glq137.

- GANZ, Jeremy C., 2014. Edwin Smith Papyrus Case 8: a reappraisal. *Journal of Neurosurgery* [online]. **120**(5), 1238-1239 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0022-3085. Dostupné z: doi:10.3171/2013.12.JNS131520.
- GIANNINI, S., CATANI, F., BENEDETTI, M. G., LEARDINI, A., 1994. Gait analysis: Methodologies and clinical applications. Washington, DC: IOS Press. ISBN 9051991703.
- GRILLNER, Sten, 2011. Human Locomotor Circuits Conform. *Science* [online]. **334**(6058), 912-913 [cit. 2023-07-05]. ISSN 0036-8075. Dostupné z: doi:10.1126/science.1214778.
- HAINER, V. 2011. Základy klinické obezitologie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3252-7.
- HARDY, Susan E., PERERA, Subashan, ROUMANI, Yazan F., CHANDLER, Julie M. a STUDENSKI, Stephanie A., 2007. Improvement in Usual Gait Speed Predicts Better Survival in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. **55**(11), 1727-1734 [cit. 2023-07-25]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-5415.2007.01413.x.
- HILLS, A. P., HENNIG, E. M., MCDONALD, M. a BAR-OR, O., 2001. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity* [online]. **25**(11), 1674-1679 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0307-0565. Dostupné z: doi:10.1038/sj.ijo.0801785.
- JANURA, Miroslav a JANUROVÁ, Eva, 2011. *Biomechanika I*. Ostrava. ISBN 978-80-7464-099-5.
- JANURA, Miroslav a ZAHÁLKA, František, 2004. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024409306.
- KADABA, M. P., RAMAKRISHNAN, H. K. a WOOTTEN, M. E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. **8**(3), 383-392 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0736-0266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.1100080310.
- KIRTLEY, Christopher., 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier: Churchill-Livingstone. ISBN 0 4431 0009 8.
- KO, Seung-uk, STENHOLM, Sari a FERRUCCI, Luigi, 2010. Characteristic gait patterns in older adults with obesity—Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics* [online]. **43**(6), 1104-1110 [cit. 2023-07-25]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2009.12.004.
- KOLÁŘ, Pavel, c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KRAHULEC, B. c2013. *Klinická obezitologie*. Brno: Facta Medica, Jessenius. ISBN 978-80-904731-7-1.

- KRÁLÍČEK, P. c2011. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.
- KREJČÍ, Milada, HILL, Martin, JANDOVÁ, Dobroslava, GÓRNY, Miroslaw P. a KAJZAR, Jiří, 2019. *Gait ability analyse in senior age 65+ related to the quality of life indicators* [online]. **1**(26), 11-19 [cit. 2023-07-25]. Dostupné z: doi:10.23829/TSS.2019.26.1-2.
- KUNEŠOVÁ, M. 2016. *Základy obezitologie*. Praha: Galén, Jessenius. ISBN 978-80-7492-217-6.
- LAI, Peggy P.K., LEUNG, Aaron K.L., LI, Agnes N.M. a ZHANG, M., 2008. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical Biomechanics* [online]. **23**, S2-S6 [cit. 2023-07-25]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.02.004.
- LIU, Zhong-Qi a YANG, Feng, 2017. Obesity May Not Induce Dynamic Stability Disadvantage during Overground Walking among Young Adults. *PLOS ONE* [online]. **12**(1) [cit. 2023-07-25]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0169766.
- MENG, Hao, O'CONNOR, Daniel P., LEE, Beom-Chan, LAYNE, Charles S. a GORNIAK, Stacey L. 2017. Alterations in over-ground walking patterns in obese and overweight adults. *Gait & Posture* [online]. **53**, 145-150 [cit. 2023-07-25]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.01.019.
- MUYBRIDGE, Eadweard, 1955. *The human figure in motion*. New York: Dover Publications.
- NEČAS, E. 2000. *Obecná patologická fyziologie*. Praha: Karolinum, Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 802460051x.
- NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z., JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.
- OWEN, K. c2012. *Moderní terapie obezity: [přívodce pro každodenní praxi]*. Praha: Maxdorf, Jessenius. ISBN 978-80-7345-301-5.
- PARK, Yu-Hyung, KIM, Yu-mi a LEE, Byoung-Hee, 2013. An Ankle Proprioceptive Control Program Improves Balance, Gait Ability of Chronic Stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **25**(10), 1321-1324 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.25.1321.
- PAU, Massimiliano, CAPODAGLIO, Paolo, LEBAN, Bruno, PORTA, Micaela, GALLI, Manuela a CIMOLIN, Veronica, 2021. Kinematics Adaptation and Inter-Limb Symmetry during Gait in Obese Adults. *Sensors* [online]. **21**(17) [cit. 2023-07-25]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21175980.

- PERRY, Jacquelin, 1992. *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK Incorporated. ISBN 978-1-55642-192-1.
- PERRY, Jacquelin, GARRETT Mary, GRONLEY, JoAnne K. a MULROY, Sara J., 1995. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke* [online]. **26**(6), 982-989 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.26.6.982.
- PURSER, Jama L., WEINBERGER, Morris, COHEN, Harvey J., PIEPER, Carl F., MOREY, Miriam C., LI, Tracy, WILLIAMS, G. Rhys a LAPUERTA, Pablo, 2005. Walking speed predicts health status and hospital costs for frail elderly male veterans. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. **42**(4) [cit. 2023-07-25]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2004.07.0087.
- ROSE, Jessica a GAMBLE, James G., ed., 2005. *Human Walking*. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins. ISBN 9780781759540.
- RUNHAAR, J., KOES, B. W., CLOCKAERTS, S. a BIERMA-ZEINSTRA, S. M. A. 2011. A systematic review on changed biomechanics of lower extremities in obese individuals: a possible role in development of osteoarthritis. *Obesity Reviews* [online]. **12**(12), 1071-1082 [cit. 2023-07-25]. ISSN 14677881. Dostupné z: doi:10.1111/j.1467-789X.2011.00916.x.
- SILVA, Fabiana Rodrigues, MUNIZ, Adriane Mara de Souza, CERQUEIRA, Lucenildo Silva a NADAL, Jurandir, 2018. Biomechanical alterations of gait on overweight subjects. *Research on Biomedical Engineering* [online]. **34**(4), 291-298 [cit. 2023-07-25]. ISSN 2446-4740. Dostupné z: doi:10.1590/2446-4740.180017.
- SILVA-HAMU, Tânia, FORMIGA, Cibelle Kayenne Martins Roberto, GERVÁSIO, Flávia Martins, RIBEIRO, Darlan Martins, CHRISTOFOLETTI, Gustavo a DE FRANÇA BARROS, Jônatas, 2013. The impact of obesity in the kinematic parameters of gait in young women. *International Journal of General Medicine* [online]. 507-513 [cit. 2023-07-25]. ISSN 1178-7074. Dostupné z: doi:10.2147/IJGM.S44768.
- STEFFEN, Teresa M., HACKER, Timothy A. a MOLLINGER, Louise, 2002. Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy* [online]. **82**(2), 128-137 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/82.2.128.
- TAKAKUSAKI, K., 2013. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society* [online]. **28**(11), 1483-91 [cit. 2023-07-25]. ISSN 15318257. Dostupné z: doi:10.1002/mds.25669.



THE PATHOKINESIOLOGY SERVICE & THE PHYSICAL THERAPY DEPARTMENT, c2001. *Observational gait analysis*. Downey, CA: Los Amigos Research and Education Institute, Inc., Rancho Los Amigos Medical Center. ISBN 0-609-60789-8.

VAUGHAN, Christopher L., DAVIS, Brian L. a O'CONNOR, Jeremy C, 1999. *Dynamics of Human Gait*. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers. ISBN 0-620-23558-6.

WATERS, Robert L., LUNSFORD, Brenda Rae, PERRY, Jacquelin a BYRD, Richard, 1988. Energy-speed relationship of walking: Standard tables. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. **6**(2), 215-222 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0736-0266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.1100060208.

WESSEL, Megan et al., 2018. The History of Cancer. *American Cancer Society* [online]. [cit. 2023-06-30]. Dostupné z: <https://www.cancer.org/content/dam/CRC/PDF/Public/6055.00.pdf>

WHITTLE, Michael W., 2007. *Gait analysis: an introduction*. Fourth edition. Elsevier: Butterworth-Heinemann. ISBN 9 780 7506 8883 3.

WHO. Obesity and overweight. *World Health Organization* [online]. 2021 [cit. 2023-07-25]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>

WHO, 2006. *World Health Statistics 2006*. Francie. ISBN 978 92 4 156321 5.

WOOLLACOTT, Marjorie H. a TANG, Pei-Fang, 1997. Balance Control During Walking in the Older Adult: Research and Its Implications. *Physical Therapy* [online]. **77**(6), 646-660 [cit. 2023-07-25]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.6.646.

ZEBRIS MEDICAL GMBH. *FDM-T Technical Specifications and User Manual* [online]. 2016. Dostupné z: [https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Hardware/Alte\\_Versionen/FDM-T\\_Hardware-Manual\\_160119\\_en.pdf](https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Hardware/Alte_Versionen/FDM-T_Hardware-Manual_160119_en.pdf).

## SEZNAM ZKRATEK

apGRF	Anteroposterior ground reaction force, anteroposteriorní složka reakční síly podložky
BMI	Body mass index, index tělesné hmotnosti
CNS	Centrální nervová soustava
CPGs	Central pattern generators, centrální generátory pohybu
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
GC	Gait cycle, krokový cyklus
GRF	Ground reaction force, reakční síla podložky
m	Četnost mužů ve skupině
m.	Musculus, sval
mm.	Musculi, svaly
mlGRF	Mediolateral ground reaction force, mediolaterální složka reakční síly podložky
n	Četnost skupiny
vGRF	Vertical ground reaction force, vertikální složka reakční síly podložky
WHO	World Health Organization, Světová zdravotnická organizace
WHR	Waist to hip ratio, poměr pas/boky
Ø BMI	Průměrná hodnota BMI
Ø hmotnost	Průměrná hmotnost

## SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka 2</b> Kategorie BMI a zdravotní riziko (Kunešová et. al, 2016, s. 9).....	35
<b>Tabulka 2</b> Charakteristika výzkumného souboru.....	40
<b>Tabulka 3</b> Deskriptivní zpracování naměřených hodnot kinematických parametrů.....	44
<b>Tabulka 4</b> Deskriptivní zpracování naměřených hodnot kinetických parametrů.....	45

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Znázornění základních fází krokového cyklu (Kirtley, 2006, s. 18).....	12
<b>Obrázek 2</b> Rozdělení krokového cyklu podle Perry (Perry, 1992, s. 10).....	13
<b>Obrázek 28</b> Znázornění pozic pravé DK (šedá) a levé DK (modrá) v průběhu jednoho krokového cyklu (Whittle, 2007, s. 52).....	15
<b>Obrázek 29</b> Muž v chůzi (Muybridge, 1955, s. 4).....	17
<b>Obrázek 5</b> Charakteristická dvouvrcholová křivka vertikální složky reakční síly poprvé zaznamenaná Carletem (Baker, 2007, s. 335).....	19
<b>Obrázek 30</b> Grafické znázornění prostorových parametrů chůze (Kirtley, 2006, s. 33).....	20
<b>Obrázek 31</b> Dvouvrcholová křivka vGRF v průběhu krokového cyklu (Kirtley, 2006, s. 84)..	21
<b>Obrázek 32</b> Segmentální nastavení při počátečním kontaktu pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 64).....	23
<b>Obrázek 33</b> Segmentální nastavení v průběhu reakce na zatížení pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 65).....	24
<b>Obrázek 34</b> Segmentální nastavení na začátku střední stojné fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 68).....	25
<b>Obrázek 35</b> Segmentální nastavení v průběhu střední stojné fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 69).....	25
<b>Obrázek 36</b> Segmentální nastavení v průběhu konečné stojné fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 71).....	26
<b>Obrázek 37</b> Segmentální nastavení v průběhu předšvihové fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 73).....	27
<b>Obrázek 38</b> Segmentální nastavení v průběhu počátečního švihů pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 75).....	29
<b>Obrázek 395</b> Segmentální nastavení na začátku střední švihové fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 77).....	30
<b>Obrázek 406</b> Segmentální nastavení v průběhu střední švihové fáze pravé DK (šedá) a vyobrazení vGRF (Whittle, 2007, s. 79).....	30
<b>Obrázek 41</b> FDM-T systém (Zebris Medical, 2016, s. 17).....	41

<b>Obrázek 42</b>	Krabicový graf parametru šířky kroku pozorovaných skupin.....	46
<b>Obrázek 43</b>	Krabicový graf parametru délky dvojkroku a u pozorovaných skupin.....	47
<b>Obrázek 44</b>	Krabicový graf parametru intervalu stejné fáze pozorovaných skupin.....	48
<b>Obrázek 45</b>	Krabicový graf parametru intervalu švihové fáze pozorovaných skupin.....	49
<b>Obrázek 46</b>	Krabicový graf parametru intervalu fáze dvojí opory pozorovaných skupin.....	50
<b>Obrázek 47</b>	Krabicový graf parametru stride time u pozorovaných skupin.....	51
<b>Obrázek 48</b>	Krabicový graf parametru kadence kroku u pozorovaných skupin.....	52
<b>Obrázek 49</b>	Krabicový graf parametru rychlost chůze u pozorovaných skupin.....	53
<b>Obrázek 50</b>	Krabicový graf parametru maximum force 1 u pozorovaných skupin.....	54
<b>Obrázek 51</b>	Krabicový graf parametru time maximum force 1 u pozorovaných skupin.....	55
<b>Obrázek 52</b>	Krabicový graf parametru maximum force 2 u pozorovaných skupin.....	56
<b>Obrázek 53</b>	Krabicový graf parametru time maximum force 2 u pozorovaných skupin.....	57

## SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1</b> Informační letáček.....	82
<b>Příloha 2</b> Souhlasné stanovisko etické komise.....	83
<b>Příloha 3</b> Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely.....	84-85
<b>Příloha 4</b> Informovaný souhlas.....	86-87
<b>Příloha 5</b> Příklad záznamu přístrojové analýzy chůze FDM-T.....	88-94

# PŘÍLOHY

## Příloha 1 Informační letáček



Fakulta  
zdravotnických věd

Dobrý den,  
jmenuji se Martin Strýček a jsem studentem oboru Aplikované fyzioterapie na Fakultě zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.  
Rád bych Vás tímto požádal o účast na diagnostickém měření chůze za účelem naměření dat k mé diplomové práci na téma:  
**„Analýza chůze a porovnání vybraných parametrů mezi dospělými pacienty normostenickými a dospělými pacienty s obezitou“.**

Do mé práce sháním celkem 20 respondentů, kteří budou na základě indexu tělesné hmotnosti (BMI) rozděleni do dvou skupin.

**Charakteristika výzkumného souboru:**

- ženské pohlaví
- věk: 45-55 let
- schopnost samostatné chůze bez jakýchkoli pomůcek
- skupina pacientů s obezitou: BMI  $\geq 30$
- skupina pacientů normostenických: BMI 18,6-24,9

**Kde?**

Měření bude probíhat v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc.

**Kdy?**

V poledních a odpoledních hodinách všedních dnů, konkrétní termín dle domluvy.

**Jak bude měření probíhat?**

Jedná se o jednorázové diagnostické měření, časově odhadováno na cca 30 min. Měření bude probíhat na diagnostickém chodícím pásu se zabudovanou tlakovou plošinou. Po setkání si průběh měření vysvětlíme a já rád zodpovím na jakékoli Vaše dotazy, po podepsání informovaného souhlasu, proběhne měření samotné – a to ve formě prosté chůze na chodícím pásu. Toto by měl proband absolvovat ve volném oblečení neomezujícím pohyb a bez obuvi. Při spuštění systému a vytvoření měřicího záznamu bude pacient dotázán na věk, tělesnou hmotnost a výšku – měření bude anonymizováno a získaná data budou použita pouze za účely vypracování mé diplomové práce. Po ukončení měření si s Vámi, budete-li mít zájem, projdu a vysvětlím Vám jeho výsledky, popřípadě zodpovím na dotazy z oblasti fyzioterapie.

Máte-li zájem se výzkumu účastnit nebo máte-li bližší otázky k mé práci, neváhejte mne, prosím, kontaktovat na přiloženém telefonním čísle či e-mailu.

**Kontakt:**

Telefonní číslo: +420 776 363 247

Email: [strycek.mar@gmail.com](mailto:strycek.mar@gmail.com)

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 852  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

## Příloha 2 Souhlasné stanovisko etické komise



Fakulta  
zdravotnických věd

UPOL - 136535/1070-2022

Vážený pan  
Bc. Martin Strýček

2022-06-17

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Analýza chůze a porovnání vybraných parametrů mezi dospělými pacienty normostenickými a dospělými pacienty s obezitou**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)



### Příloha 3 Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely



FAKULTNÍ NEMOCNICE\*  
OLOMOUC  
I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc  
Tel. 588 441 111, E-mail: info@fnol.cz  
IČ: 00098892

ODBOR KVALITY

Fm-MP-G015-05-ZADOST-001

verze č. 1, str. 1/2

#### Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Bc. Martin Strýček

Datum narození: 03.06.1997 Telefon: +420776363247 E-mail: strycek.mar@gmail.com

Kontaktní adresa: Klarklova 603/15, Ostrava, 717 00

Přesný název školy/fakulty: Fakulta zdravotnických věd Univerzita Palackého v Olomouci

Obor studia: Aplikovaná fyzioterapie

Forma studia:  prezenční  kombinovaná  distanční

#### Téma závěrečné práce:

Analýza chůze a porovnání vybraných parametrů mezi dospělými normostenickými pacienty a dospělými pacienty s obezitou

#### Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

ANO na pracovišti: Oddělení rehabilitace v termínu od: červen 2022 do: červenec 2022

NE

#### Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: \_\_\_\_\_

NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: Oddělení rehabilitace

#### Účel žádosti:

- sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce  
 sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce  
 sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uvedte): \_\_\_\_\_

#### Požadavek na (zaškrtněte):

*V případě, že žadatel potřebuje získat informaci o počtech vyšetření/ošetření a předem má souhlas konkrétního pracoviště, že tato data mu budou poskytnuta vedením tohoto pracoviště bez nutnosti jeho nahlížení do zdravotnické dokumentace pacientů, vyplní oddíl „Ostatní – statistická data“. Jinak vyplní oddíl „Nahlížení do zdr. dokumentace“.*

Dotazníková akce  pro pacienty FNOL  pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: \_\_\_\_\_

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: \_\_\_\_\_ do: \_\_\_\_\_

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

#### Nahlížení do zdravotnické dokumentace

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: \_\_\_\_\_

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: \_\_\_\_\_ do: \_\_\_\_\_

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: \_\_\_\_\_

Při nahlížení do zdravotnické dokumentace bude do každé dokumentace vložen formulář Fm-MP-G015-05-NAHLED-001 Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie.

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: \_\_\_\_\_

vedení rozhovoru se zaměstnancem FNOL – počet zaměstnanců: \_\_\_\_\_ povolání: \_\_\_\_\_

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor rozhovoru (orientační okruh otázek).

statistická data – informace o počtech např. zdravotnických výkonů, vyšetření, určité agendy (např. porodnost), přístrojích

jiné (specifikujte): Měření bude probíhat za využití dynamického chodníku Zebris® Rehawk v průběhu jednoho setkání v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc

Za které období budou data zjišťována: červen 2022 - květen 2023

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: červen 2022 do: květen 2023

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: Cílem diplomové práce je analýza chůze a porovnání vybraných parametrů, získaných laboratorním měřením na dynamickém chodníku Zebris® Rehawk - parametrů jako např. délka a šířka kroku či silové/tlakové rozložení na chodidlech při kontaktu chodidla s pásem. Naměřená data budou porovnáвана mezi dvěma skupinami probandů o min. četnosti 10 pacientů, mezi skupinou dospělých pacientů normostenických a skupinou dospělých pacientů s obezitou.

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: Státní závěrečná zkouška - obhajoba DP, poté zveřejnění na webovém portálu www.theses.cz

Budete FNOL uvádět jako „zdroj dat“ ve své práci?  ANO  NE

Poučení:

Žadatel souhlasí se zpracováním jeho osobních údajů dle zásad GDPR pro účely evidence této žádosti. Zavazuje se zachovat mlčenlivost o skutečnostech, o nichž se dozví v souvislosti s prováděným výzkumem a sběrem dat/informací.

Žadatel (datum podpis): Bc. Martin Strýček *Strýček* 26.5.2022

Schválil (datum podpis):



*3.6.2022*  
Mgr. Jiří Stacho  
63153

Ing. Bc. Andrea Drobiličová  
Náměstkyňe lékařských oborů  
Fakultní nemocnice Olomouc®

## Příloha 4 Informovaný souhlas



Fakulta  
zdravotnických věd

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Analýza chůze a porovnání vybraných parametrů mezi dospělými pacienty normostenickými a dospělými pacienty s obezitou

Období realizace: leden 2022 – květen 2023

Řešitelé projektu: Bc. Martin Strýček

MUDr. Stanislav Horák Ph.D., MBA

Vážná paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je analýza a porovnání vybraných parametrů získaných laboratorním vyšetřením chůze. Výzkumnou metodou je měření na přístroji, který se podobá běžeckému pásu – tento přístroj obsahuje zabudovaná čidla, díky nimž jsme schopni získat data jako jsou např.: délka a šířka kroku, či silové/tlakové rozložení na chodidlech při kontaktu chodidla s pásem. Získaná data budou následně porovnáвана mezi dvěma referenčními skupinami. Délka testování je odhadována na 45-60 min. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná rizika. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### **Prohlášení účastníka výzkumu**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

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

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_



# Příloha 5 Příklad záznamu přístrojové analýzy chůze FDM-T

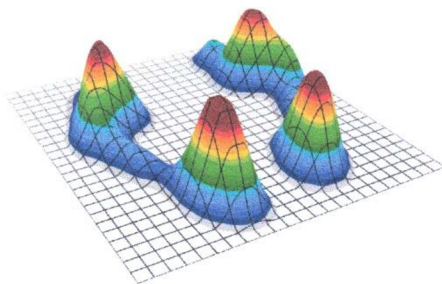
## zebris Gait Report

Person: S N, 04.06.1974  
Record: 27.04.2023 12:04, Gait Analysis FDM-T, 3,5km/h



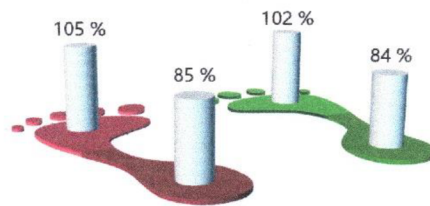
### Pressure plot 3d

Stance, average



### Force forefoot/backfoot

Max load (% of body weight)

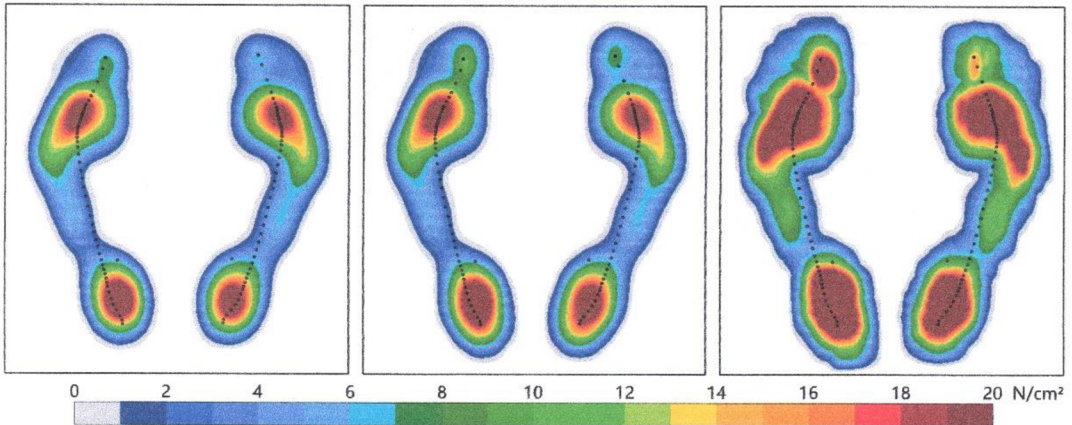


### Pressure plots

Single limb support, average

Stance, average

Stance, maximum

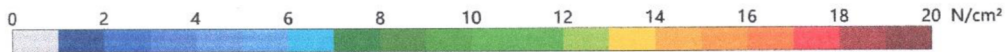
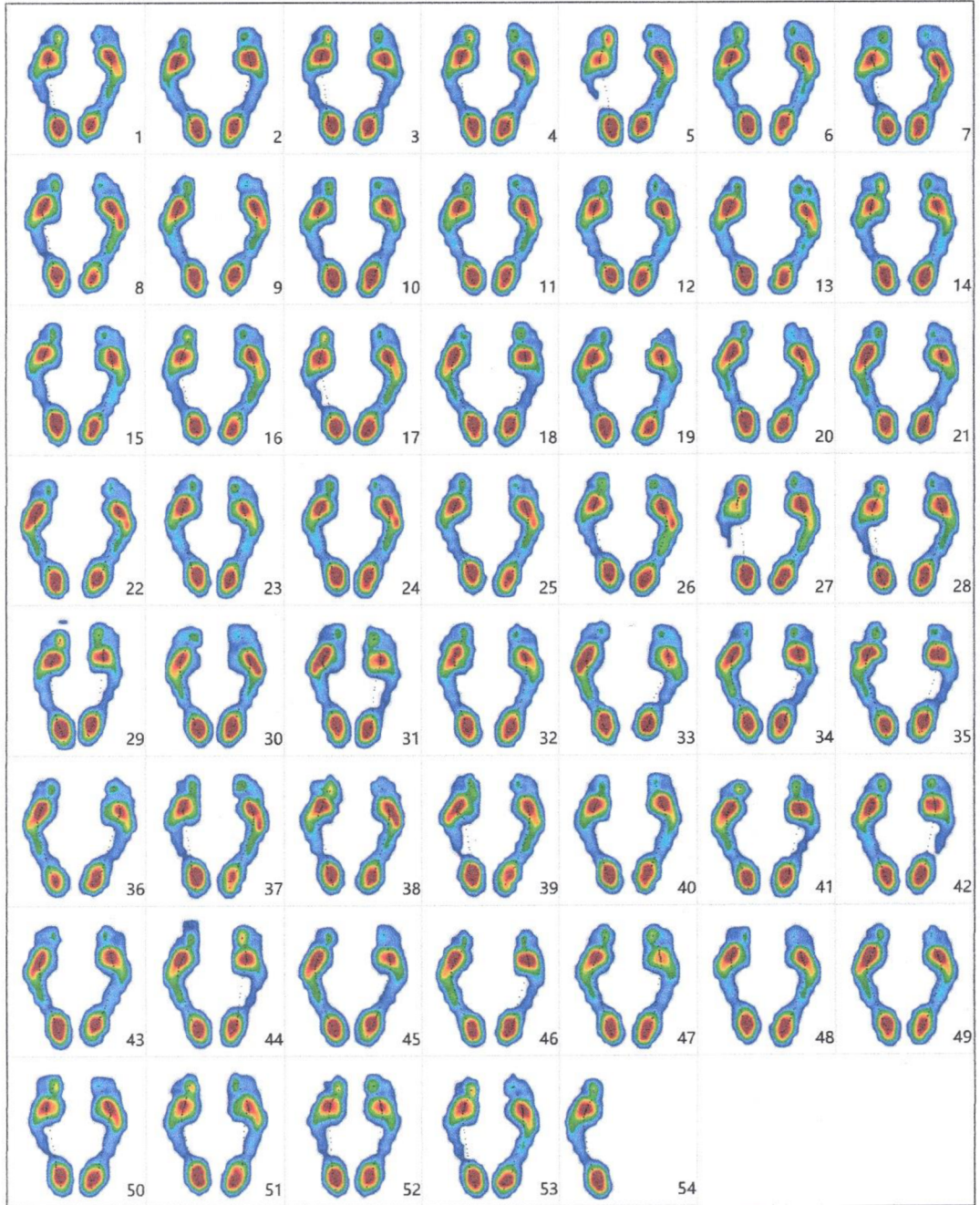


# zebris Gait Report

Person: S N, 04.06.1974  
Record: 27.04.2023 12:04, Gait Analysis FDM-T, 3,5km/h



## Separate footprints



Printed 05.05.2023 12:40:10

© zebris Medical GmbH

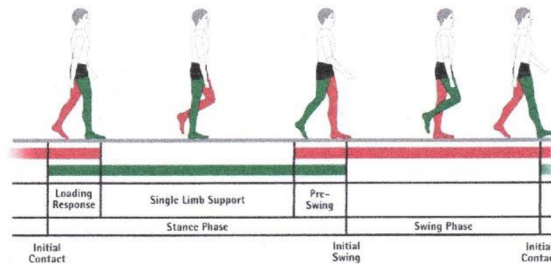
Page 2 / 7

# zebris Gait Report

Person: S N, 04.06.1974  
 Record: 27.04.2023 12:04, Gait Analysis FDM-T, 3,5km/h



## Gait parameters



### Geometry

Foot rotation, degree	L	10,4±2,0	-17°	17°
	R	12,9±2,4		
Step length, cm	L	56±1		130 cm
	R	56±2		
Stride length, cm		112±2		130 cm
Step width, cm		11±2		

### Phases

Stance phase, %	L	62,9±1,4	100 %
	R	61,9±1,2	
Load response, %	L	12,5±0,9	
	R	12,3±1,2	
Single limb support, %	L	38,1±1,3	
	R	37,1±1,3	
Pre-Swing, %	L	12,3±1,2	
	R	12,5±1,0	
Swing phase, %	L	37,1±1,4	
	R	38,1±1,2	
Double stance phase, %		24,8±1,4	

### Timing

Step time, sec	L	0,57±0,02	1.3 sec
	R	0,58±0,02	
Stride time, sec		1,14±0,03	1.3 sec
Cadence, steps/min		105±2	120 steps/min
Velocity, km/h		3,5±0,1	4 km/h



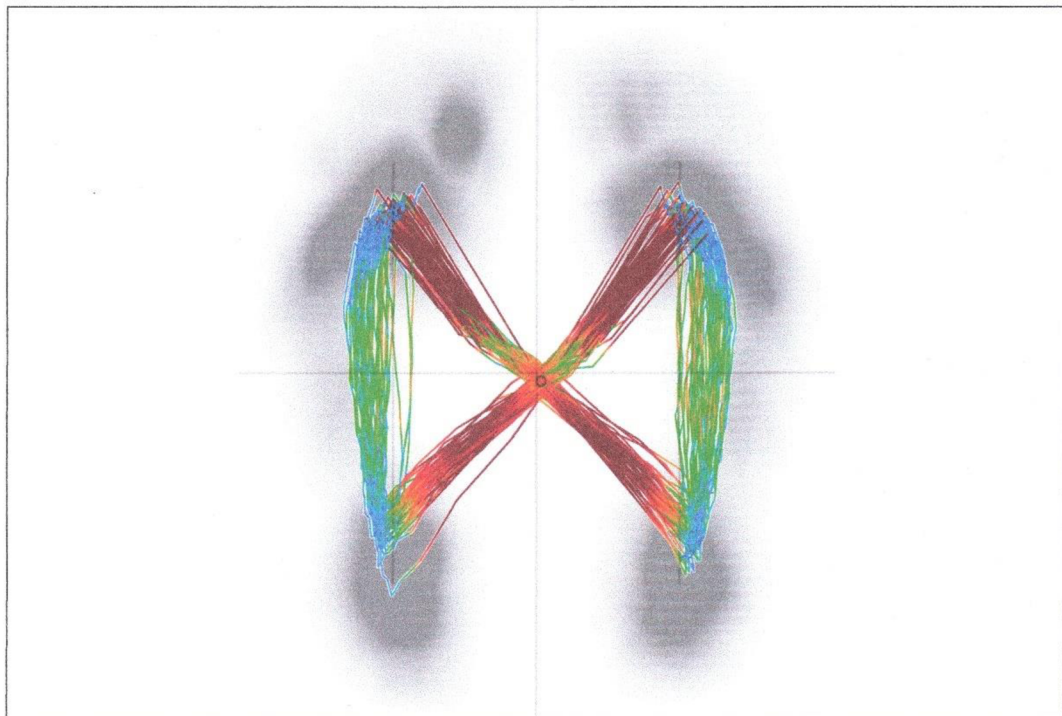
# zebris Gait Report

Person: S N, 04.06.1974  
 Record: 27.04.2023 12:04, Gait Analysis FDM-T, 3,5km/h



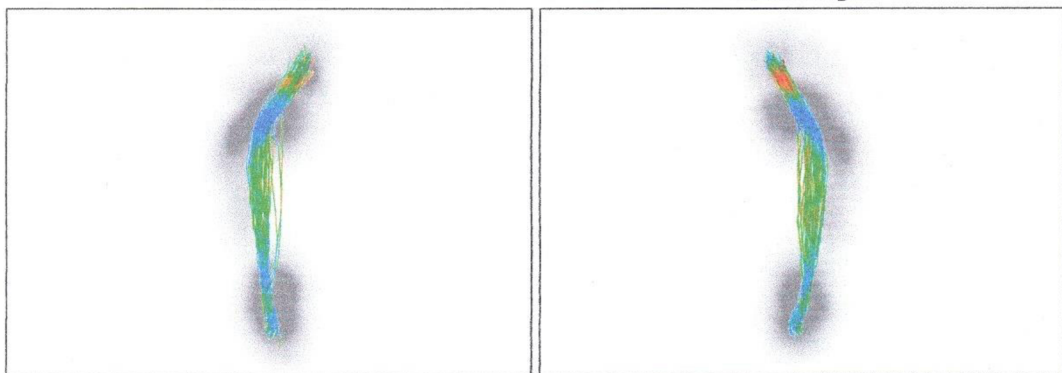
## COP analysis

### Butterfly



Gait line left

Gait line right



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	227,8±5,7		
	R	229,1±4,3		
Single limb support line, mm	L	138,6±7,7		
	R	141,9±8,5		
Ant/post position, mm		-3,4±2,5	-125 mm	125 mm
Lateral symmetry, mm		1,9±2,7	-21 mm	21 mm
Max gait line velocity, cm/sec		160,3		

Printed 05.05.2023 12:40:10

© zebris Medical GmbH

Page 4 / 7



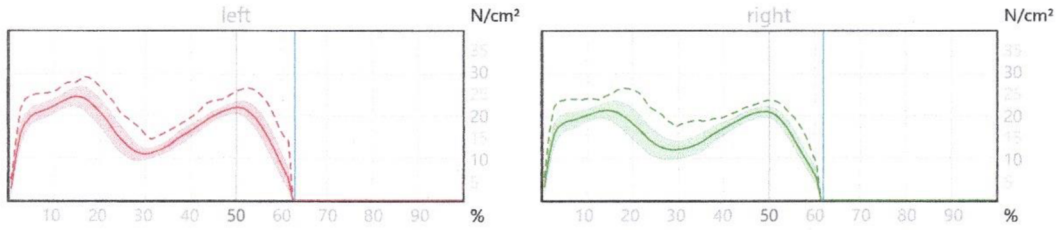
# zebris Gait Report

Person: S N, 04.06.1974  
 Record: 27.04.2023 12:04, Gait Analysis FDM-T, 3,5km/h

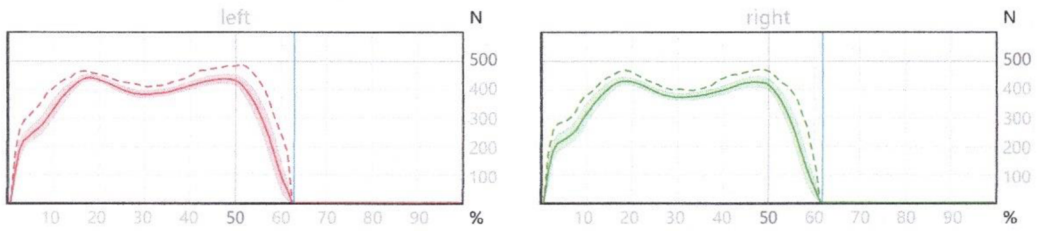


## Force and pressure

### Pressure curves



### Force curves



### Force parameters

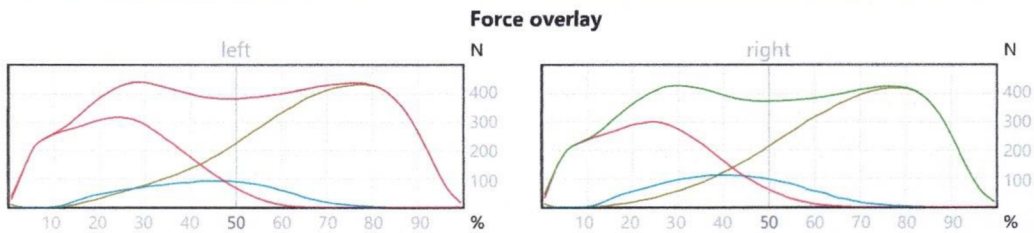
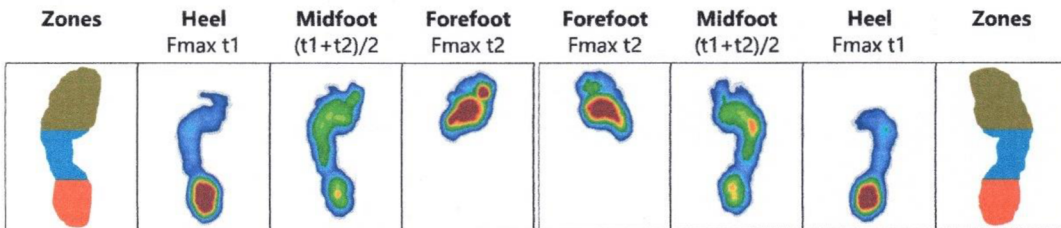
Maximum force1, N	L	442,6	<div style="width: 73.7%;"></div>	600 N
	R	430,7	<div style="width: 71.8%;"></div>	
Time maximum force1, %	L	17	<div style="width: 17%;"></div>	100%
	R	18	<div style="width: 18%;"></div>	
Maximum force2, N	L	438,2	<div style="width: 73.0%;"></div>	600 N
	R	427,1	<div style="width: 71.2%;"></div>	
Time maximum force2, %	L	47	<div style="width: 47%;"></div>	100%
	R	47	<div style="width: 47%;"></div>	

# zebris Gait Report

Person: S N, 04.06.1974  
 Record: 27.04.2023 12:04, Gait Analysis FDM-T, 3,5km/h



## Three foot zone analysis



**Load change**

Time change heel to forefoot, sec	L	0,28±0,04		0.4 sec
	R	0,28±0,04		
Time change heel to forefoot, %	L	39,6±4,7		100%
	R	39,4±5,7		

**Maximum force, N**

Forefoot	L	441,1±15,0		600 N
	R	428,4±17,0		
Midfoot	L	103,8±39,7		
	R	125,7±41,7		
Heel	L	329,1±23,1		
	R	315,6±26,9		

**Maximum pressure, N/cm²**

Forefoot	L	23,0±1,6		40 N/cm²
	R	21,8±1,4		
Midfoot	L	9,9±2,2		
	R	12,3±3,5		
Heel	L	25,8±2,1		
	R	22,9±1,7		

**Time maximum force, % of stance time**

Forefoot	L	73,8±3,4		100%
	R	74,7±3,5		
Midfoot	L	42,0±8,6		
	R	39,8±8,3		
Heel	L	21,0±4,2		
	R	20,9±5,2		

## zebris Gait Report

Person: S N, 04.06.1974

Record: 27.04.2023 12:04, Gait Analysis FDM-T, 3,5km/h



### Contact time, % of stance time

Forefoot	L	85,9±1,7		100%
	R	85,0±2,2		
Midfoot	L	68,0±5,1		
	R	69,0±4,6		
Heel	L	53,4±4,4		
	R	51,9±6,0		