

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra fyzioterapie

Nordic walking – analýza chůze seniorů
Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracoval:
Bc. Petr Novotný

Praha 2024

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl a řádně citoval všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne:

.....
podpis autora práce

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Poděkování

Rád bych poděkoval mému vedoucímu Ing. Miloslavovi Vilímkovi, Ph.D., který mi vedl diplomovou práci a odborně radil v průběhu jejího zpracování. Dále bych chtěl poděkovat své rodině za podporu. V neposlední řadě poděkování patří všem dobrovolně zúčastněným probandům za jejich ochotu a spolupráci.

Abstrakt

Název: Nordic walking – analýza chůze seniorů

Cíle: Cílem této diplomové práce je provést kinematickou a kinetickou analýzu chůze a NW u seniorů pomocí systému Qualisys a Kistler a porovnat mezi sebou vybrané parametry. Následně na základě zjištěných výsledků objektivizovat, jaký vliv má NW na chůzi seniorů.

Metody: Teoretická část této diplomové práce byla zpracována pomocí knih a elektronických pramenů získaných v rámci online databází (PubMed, Medline, Google Scholar). Výzkumná část byla zpracována formou experimentu. Výzkumu se zúčastnilo 15 žen ve věku mezi 65 – 83 let (průměrný věk 74), které se pravidelně věnovaly nordic walking pod odborným vedením. Tyto osoby byly měřeny při chůzi i NW. 3D kinematická analýza chůze a NW byla provedena pomocí kamerového systému Qualisys Motion Capture. Reakční síly podložky byly změřeny pomocí silových desek značky Kistler, umístěných ve snímané dráze kinematické analýzy. Data z těchto přístrojů byla zpracována v programech Qualisys Track Manager a Microsoft Office Excel. Mezi zvolené parametry chůze, které byly podrobeny analýze, patří délka kroku, délka dvojkroku, rychlost chůze, kadence kroku, doba trvání stojné fáze, laterální odchylka pánve, flexe a extenze kyčelního kloubu, flexe kolenního kloubu, dorzální a plantární flexe hlezenního kloubu a všechny složky reakční síly podložky. Pro statistickou analýzu dat byl použit párový Studentův t – test s hladinou významnosti 0,05.

Výsledky: Výsledky studie ukazují statisticky významný rozdíl mezi kinematickými parametry chůze a NW u seniorů v délce kroku, dvojkroku, rychlosti, kadenci kroku, kdy došlo ke zvýšení hodnoty těchto parametrů při NW. Výsledky dále prokázaly statisticky významný rozdíl mezi chůzí a NW u seniorů v laterální odchylce pánve, kdy při NW došlo ke zmenšení tohoto pohybu pánve na stranu stojné končetiny, a statisticky významný rozdíl v maximálních rozsazích pohybu do flexe i extenze kyčelních kloubů, kdy NW vedl ke zvětšení rozsahu pohybu těchto parametrů. Mezi dobou trvání stojné fáze ani mezi maximálním rozsahem pohybu v sagitální rovině v kolenních a hlezenních kloubech při chůzi a NW nebyl prokázán statisticky významný rozdíl. V rámci kinetické výzkumná část prokázala statisticky významný rozdíl mezi chůzí a NW u seniorů v maximu vertikální složky a akcelerační síly anteroposteriorní složky, kdy došlo k jejich zvýšení při NW. Dále v maximu laterální síly mediolaterální složky, kdy NW způsobil

jeho snížení. Naopak nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi minimem vertikální složky a maximem brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW u seniorů. Vzhledem k relativně nízkému počtu probandů nelze výsledky zobecnit na širší populaci, ale pouze na tento výzkumný soubor.

Závěr: Předpokládám, že změna většiny těchto parametrů při NW souvisí spíše se zrychlením chůze při NW než se samotným využitím nordicových holí. Za významnější změnu způsobenou NW lze považovat snížení laterální síly mediolaterální složky reakční síly podložky a zmenšení velikosti laterální odchylky pánve při NW, které seniorům umožňují stabilnější chůzi s větší jistotou pohybu a ovlivnění jejich dalších parametrů.

Klíčová slova: kinematická analýza; kinetická analýza; nordic walking; chůze; seniori

Abstract

Title: Nordic walking – analysis of senior walking

Aims: This thesis aims to make a kinematic and kinetic analysis of gait and NW in elderly using Qualisys and Kistler. Afterwards, it also aims to compare the selected parameters with each other and, based on the results, to objectify the effect of NW on the gait of the elderly.

Methods: The theoretical part of this thesis was processed using books and electronic sources obtained from online databases (PubMed, Medline, and Google Scholar). The research part was done in the form of an experiment. Fifteen women aged between 65 and 83 years (mean age 74) who regularly practiced Nordic walking under professional guidance participated in the research. These women were measured while walking and NW. A 3D kinematic analysis of walking and NW was performed using the Qualisys Motion Capture camera system. Ground reaction forces were measured using Kistler force plates placed in the captured kinematic analysis path. Data from these instruments was processed in Qualisys Track Manager and Microsoft Office Excel. Selected gait parameters that were analyzed included stride length, double-step length, gait speed, stride cadence, standing phase duration, lateral pelvic deviation, hip flexion and extension, knee joint flexion, dorsal and plantar flexion of the ankle joint, and all components of the pad reaction force. A paired Student's t-test with a significance level of 0.05 was used for statistical analysis of the data.

Results: The results of the study show a statistically significant difference between the kinematic parameters of gait and NW in the elderly in stride length, double-step, speed, and stride cadence, with an increase in the value of these parameters during NW. The results also showed a statistically significant difference between gait and NW in the elderly in lateral pelvic deviation, where NW resulted in a decrease in this pelvic movement to the side of the standing limb, and a statistically significant difference in the maximum ranges of motion to both hip flexion and extension, where NW led to an increase in the range of motion of these parameters. There was no statistically significant difference between the duration of the standing phase or between the maximum range of motion in the sagittal plane at the knee and hock joints during walking and NW. The kinetic part of the study demonstrated a statistically significant difference between walking and NW in the elderly in the maximum vertical component and acceleration force of the anteroposterior component, where there was an increase during NW. Moreover, at

the peak of the lateral force of the mediolateral component, NW caused its decrease. In contrast, there was no statistically important difference between the minimum of the vertical component and the maximum of the braking force of the anteroposterior component of the reaction force during walking and NW in the elderly. Due to the relatively small amount of probands, the results cannot be generalized to the broader population, but only to the present study population.

Conclusion: I suggest that the change in most of these parameters during NW is related to gait acceleration during NW rather than to the use of Nordic poles themselves. The more significant change caused by NW can be considered to be the reduction in mediolateral component strength and the reduction in the magnitude of lateral pelvic deviation during NW, which allow seniors to walk more stably with greater movement confidence and affect its other parameters.

Key words: kinematic gait analysis; kinetic gait analysis; nordic walking; gait; the elderly

Seznam použitých zkratk

CMP – cévní mozková příhoda

COP – center of pressure

č. - číslo

LDK – levá dolní končetina

např. - například

NW – nordic walking

m. – musculus

PDK – pravá dolní končetina

Obsah

| | |
|---|----|
| 1 Úvod..... | 1 |
| 2 ČÁST OBECNÁ..... | 2 |
| 2.1 Nordic walking | 2 |
| 2.1.1 Charakteristika nordic walking..... | 2 |
| 2.1.2 Historie..... | 2 |
| 2.1.3 Vybavení..... | 3 |
| 2.1.4 Pozitivní účinky nordic walking na lidský organismus | 4 |
| 2.1.5 Technika nordic walking | 7 |
| 2.2 Chůze | 9 |
| 2.2.1 Úvod a definice | 9 |
| 2.2.2 Vývoj lidské lokomoce | 9 |
| 2.2.3 Faktory ovlivňující chůzi | 10 |
| 2.2.4 Krokový cyklus..... | 11 |
| 2.2.5 Kinematika vybraných kloubů dolních končetin a pánve při chůzi.... | 15 |
| 2.2.1 Základní parametry chůze..... | 17 |
| 2.3 Senioři a stárnutí | 18 |
| 2.3.1 Fyziologické změny způsobené procesem stárnutí potenciálně ovlivňující chůzi seniorů..... | 19 |
| 2.3.2 Chůze seniorů | 21 |
| 2.4 Kinematická analýza..... | 23 |
| 2.5 Kinetická analýza..... | 25 |
| 2.6 Současný stav..... | 26 |
| 2.6.1 Studie zabývající se kinematickou analýzou | 26 |
| 2.6.2 Studie zabývající se měřením reakční síly podložky | 27 |
| 3 Cíle a hypotézy | 30 |
| 3.1 Cíle práce | 30 |

| | | |
|-------|--|----|
| 3.2 | Výzkumné otázky | 30 |
| 3.3 | Hypotézy | 31 |
| 3.3.1 | Hypotézy k výzkumné otázce 1 | 31 |
| 3.3.2 | Hypotézy k výzkumné otázce 2 | 31 |
| 3.3.3 | Hypotézy k výzkumné otázce 3 | 31 |
| 4 | Metodika práce | 32 |
| 4.1 | Sběr dat | 32 |
| 4.1.1 | Metody sběru dat - systém Qualisys a Kistler | 32 |
| 4.2 | Charakteristika výzkumného souboru | 33 |
| 4.3 | Vlastní měření..... | 34 |
| 4.3.1 | Anamnestický dotazník a kineziologické vyšetření..... | 34 |
| 4.3.2 | Příprava na kinematické vyšetření chůze..... | 35 |
| 4.3.3 | Průběh měření | 35 |
| 4.4 | Vyhodnocení jednotlivých parametrů chůze | 36 |
| 4.4.1 | Délka kroku a dvojkroku | 36 |
| 4.4.2 | Rychlost a kadence chůze | 37 |
| 4.4.3 | Doba trvání stojné fáze | 37 |
| 4.4.4 | Maximální laterální odchylka pánve ve frontální rovině na stranu stojné končetiny..... | 37 |
| 4.4.5 | Maximální rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině..... | 37 |
| 4.4.6 | Maximální rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině | 38 |
| 4.4.1 | Maximální rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině..... | 38 |
| 4.4.2 | Maximum a minimum vertikální složky reakční síly | 38 |
| 4.4.1 | Maximum brzdící a akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly..... | 39 |
| 4.4.2 | Maximum laterální síly mediolaterální složky reakční síly..... | 39 |
| 4.5 | Analýza dat | 39 |
| 5 | Výsledky | 40 |

| | | |
|-------|--|----|
| 5.1 | Výsledky k výzkumným otázkám..... | 41 |
| 5.1.1 | Vědecká otázka 1 | 41 |
| 5.1.1 | Vědecká otázka 2 | 48 |
| 5.1.2 | Vědecká otázka 3 | 56 |
| 6 | Diskuze | 65 |
| 6.1 | Diskuze k limitům výzkumu a k možnému zkreslení výsledků | 65 |
| 6.2 | Diskuze k vědeckým otázkám a hypotézám | 66 |
| 6.3 | Diskuze k výzkumné otázce 1 | 66 |
| 6.4 | Diskuze k výzkumné otázce 2 | 68 |
| 6.4.1 | Diskuze k hypotéze H_0V2a | 68 |
| 6.4.2 | Diskuze k hypotéze H_0V2b | 69 |
| 6.4.3 | Diskuze k hypotéze H_0V2c | 70 |
| 6.4.1 | Diskuze k hypotéze H_0V2d | 70 |
| 6.5 | Diskuze k výzkumné otázce 3 | 71 |
| 6.5.1 | Diskuze k hypotéze H_0V3a a H_0V3b | 71 |
| 6.5.1 | Diskuze k hypotéze H_0V3c a H_0V3d | 73 |
| 6.5.1 | Diskuze k hypotéze H_0V3e | 74 |
| 7 | Závěr | 76 |
| 8 | Seznam použité literatury | 79 |

1 ÚVOD

Nordic walking (NW) neboli severská chůze se stává čím dál více populární aktivitou, jelikož přináší, oproti běžné chůzi, dynamičtější pohyb s využitím horních končetin. Mohou ji provozovat osoby všech věkových kategorií, včetně seniorů, přináší benefity i pro osoby s různými poruchami organismu. Nespornou výhodou NW je, že může být realizován téměř kdekoliv. Osoby se dvěma holemi lze potkat v přírodě i ve městech, na různě náročném terénu. K vykonávání stačí pouze správné vybavení a technika.

Odborná veřejnost zabývající se NW potvrzuje velký přínos této aktivity na organismus člověka. Autoři často zmiňují pozitivní vliv na pohybový aparát, kardiovaskulární a respirační systém nebo metabolismus člověka. Nesmíme zapomenout ani na kladné ovlivnění psychické stránky člověka, které nabízí například (např.) skupinové lekce.

Na druhé straně ve vědeckém prostředí často přetrvávají odlišné názory na kinematické a kinetické změny při NW v porovnání s běžnou chůzí. Tyto odlišnosti jsem se snažil ozřejmit pomocí této diplomové práce. Jelikož jsem nenašel žádnou odbornou publikaci či studii, která by se zabývala touto problematikou u seniorů, přestože jim je tato aktivita často doporučována, rozhodl jsem věnovat právě této skupině naší populace.

Cílem této diplomové práce je provést kinematickou a kinetickou analýzu chůze a NW u seniorů a porovnat mezi sebou vybrané parametry. Na základě zjištěných výsledků bude možné objektivizovat, jaký vliv má NW na chůzi seniorů.

V teoretické části práce budou popsány poznatky týkající se NW, chůze, seniorů, kinematické a kinetické analýzy. Na závěr této části budou uvedeny studie popisující současné poznání této problematiky. V praktické části bude zpracován samotný výzkum od stanovení cílů, vědeckých otázek a hypotéz až po vyhodnocení výsledků, diskuzi a závěr.

2 ČÁST OBECNÁ

2.1 Nordic walking

2.1.1 Charakteristika nordic walking

Nordic walking neboli severská chůze patří mezi fitness aktivity, při které osoba využívá speciální hole během chůze v různě náročném terénu (Nottingham a Jurasin, 2010). Santoz a Fernandez-Rio (2003) definují NW jako aktivitu, která kombinuje chůzi v přírodě s aktivním využíváním holí.

Jedná se o velmi bezpečný a nenákladný sport, který mohou provozovat jak mladí, zdraví a vytrvalostní jedinci, tak i osoby staršího věku (Mommertová-Jauchová). Dále je tato aktivita vhodná u osob s nadváhou, s různým tělesným omezením jako onemocnění ortopedické, autoimunitní či neurologické. V neposlední řadě je NW doporučován pacientům s kardiovaskulárním, pulmonálním, psychosomatickým i onkologickým onemocněním (Vařeka et al., 2002; Mommertová-Jauchová, 2009; Škopek, 2010).

2.1.2 Historie

První poznatky o chůzi s holemi pocházejí z 20. let minulého století z Finska, kde hole využívali finští běžkaři v letní tréninkové přípravě pro zvýšení rychlosti běžné chůze (Schwanbeck, 2012). K větší popularizaci chůze s holemi, ve Finsku též nazývanou „Sauvakävely“, přispěla v roce 1966 Leena Jääskeläinen, která byla učitelkou tělesné výchovy ve finském městě Viheerlaksoo a zároveň lyžařkou. Ta ve svém tréninku využívala chůzi s holemi a dále jí přenesla i na své žáky. Později se významně podílela na vývoji a rozšíření této aktivity mezi občany (Santoz, Fernandez-Rio, 2003). Dalším, kdo se významně podílel na popularizaci NW, byl v osmdesátých letech 20. století Tuomo Jantunena, který zorganizoval první závod v této disciplíně pro veřejnost. O deset let později již Tuomo Jantunen se svým týmem představil podstatu NW sportovním firmám (Škopek, 2010). Ve Spojených státech amerických se postaral o rozmach této aktivity v roce 1985 běžec na lyžích Tom Rutlin, který využil hole s gumovým hrotem pro zvýšení aktivity svalů horních končetin při chůzi a běhu po asfaltovém povrchu (Schwanbeck, 2012). Prvně se s mezinárodním názvem nordic walking můžeme setkat v roce 1997, v němž finská sportovní instituce Suomen Latu představila pomůcky určené přímo pro NW, a nastínila správný způsob techniky této aktivity. V roce 2000 byla založena mezinárodní společnost INWA, jejímž zakládajícími členy bylo Finsko, Německo a Švýcarsko (International Nordic Walking Association). O pár let později se

tento sport rozšířil i do Francie, USA, Japonska, na Nový Zéland a postupně do celého světa (Dýrová a Lepková, 2008).

Dle Škopka (2010) je v současné době NW jednou z nejvíce se rozvíjejících volnočasových aktivit po celém světě. Schwanbeck (2012) dokonce uvádí, že více než 10 miliónů Evropanů vlastní nordicové hole.

2.1.3 Vybavení

2.1.3.1 Hole

Hole jsou nejdůležitějším a jediným nezbytným vybavením potřebným pro vykonávání NW (Santoz a Fernadnez-Rio, 2003). Na trhu najdeme velké množství holí, a proto může dojít k záměně s holemi určenými pro běžecké lyžování či trekking. (Škopek, 2010). Od holí na běžecké lyžování se odlišují svou délkou. Hole na trekking se vyznačují mohutným madlem, robustností, těžší vahou, bývají odpružené a teleskopické (Nottingham a Jurasin, 2010). Hole na NW jsou charakteristické svojí nízkou vahou, pevností a podobným madlem, které nalezneme také u holí na běžecké lyžování (Škopek, 2010). Hole jsou vyrobeny z různých materiálů. Za nejvhodnější materiál pro výrobu holí jsou považovány skelná vlákna, karbon a grafit (Mommertová-Jauchová, 2009).

Na holi rozlišujeme rukojeť, poutko, tubus a koncový hrot s botičkou. Rukojeť ergonomického tvaru se podílí na stabilizaci zápěstí při chůzi a napomáhá snižování přenosu otřesů z hole na horní končetiny (Škopek, 2010). Rukojeti mohou být vyrobeny dle výrobce z gumy, korku nebo neoprenu (Nottingham a Jurasin, 2010).

Poutko, které ji odlišuje od ostatních holí, umožňuje stálý kontakt horní končetiny s holí. Je navrženo tak, aby nenarušovalo pohyb horních končetin při chůzi a napomáhalo odrazu od hole (Kovařovic, 2011).

Koncový hrot s botičkou zajišťuje optimální odrazení (Škopek, 2010).

Jejich životnost závisí na typu povrchu (Škopek, 2010). Nejvhodnějším povrchem pro NW je nefrekventovaná asfaltová nebo šterková cesta alespoň 1,2 metru široká, přesto však lze s holemi chodit téměř na každém povrchu (Nottingham a Jurasin, 2010).

Dle Vařeky et al. (2002) by měly být hole dlouhé přibližně 70 % tělesné výšky, tak aby při kolmém kontaktu hole s povrchem svíral loketní kloub úhel přibližně 90°. Kovařovic (2011) a Škopek (2010) udávají vzorec, ve kterém by se délka holí měla rovnat násobku tělesné výšky a 0,7.

Schwanbeck (2012) ve své publikaci uvádí, že existují také teleskopické hole, u kterých lze měnit jejich délku. Dle Mommertové-Jauchové (2009) je nevýhodou

teleskopických holí kloub, který je rozděluje na dvě části, čímž se zvyšuje přenos vibrací na klouby horních končetin.

2.1.3.2 Obuv

Správný výběr obuvi na NW napomáhá správné technice provedení a snižuje riziko úrazů. Obuv by měla být pohodlná, flexibilní, ale zároveň pevná, se stabilizovanou patou a dostatečným prostorem pro prsty (Škopek, 2010). V současnosti existuje již několik společností, které vyrábějí obuv určenou přímo pro NW. Tato obuv klade velký důraz na stabilizaci paty a pružnost v přední části boty. Některé modely jsou tvarované tak, aby podporovaly dorzální flexi nohy při chůzi (Nottingham a Jurasin, 2010).

2.1.3.3 Další vybavení

Škopek (2010) dále popisuje vhodné oblečení na NW, které by mělo být ve třech vrstvách. První vrstva je oblékána přímo na holé tělo. Jedná se o funkční prádlo, které by mělo odvádět pot z pokožky a zabránit případnému podchlazení. Druhá případně třetí vrstva je oblékána dle počasí a ochraňuje tělo před chladem a povětrnostními vlivy.

Autor dále zmiňuje jako vhodné doplňky rukavice, opasek pro láhev, bezpečnostní prvky a sporttester.

2.1.4 Pozitivní účinky nordic walking na lidský organismus

První studie zabývající se vlivem NW na lidský organismus pochází z počátku devadesátých let 20. století (Santoz a Fernandez-Rio, 2003). Dle mnoha autorů NW nejvýznamněji působí na pohybový aparát, kardiovaskulární systém, metabolismus a psychiku (Mommertová-Jauchová 2009; Škopek, 2010).

2.1.4.1 Pohybový aparát

NW zatěžuje celé tělo rovnoměrně. Použití nordicových holí při chůzi přispívá k lepšímu prokrvování tkání, relaxaci svalového napětí a posílení oslabených svalů (Škopek, 2010). Oproti běžné chůzi se více aktivují mezilopatkové svaly, svaly ramenního pletence, velké prsní svaly, extenzory a flexory předloktí. Optimálnější zapojení pletenců horních končetin při chůzi snižuje svalový tonus v oblasti ramen i šíje a zlepšuje pohyblivost páteře (Dýrová a Lepková, 2008).

Svalovou aktivitou horních končetin při NW se ve své studii zabývali Bačáková et al. (2008). Z jejich výsledků vyplývá, že NW zlepšuje kokontrakci antagonistických svalů, konkrétně musculus (m.) biceps brachii, m. triceps brachii a m. latissimus dorsi, a má pozitivní vliv na pohybové stereotypy ramenního kloubu při chůzi.

Kračmar et al. (2011) a Pellegrini et al. (2015) ve své studii porovnávali aktivitu svalů při NW a chůzi bez holí. Z výsledků obou studií je taktéž zřejmá vyšší koaktivace svalů paže a m. latissimus dorsi, který považují za sval důležitý pro lokomoční propulzi.

Také autoři Jandová a Morávek (2011) potvrzují, že NW aktivuje více svalů pletenců horních končetin než při chůzi, zlepšuje jejich koordinaci a snižuje tak počet reflexních změn v měkkých tkáních v přetěžovaných oblastech. Největší pozitivní změny zaznamenali u m. latissimus dorsi, m. teres maior, m. deltoideus, m. serratus posterior inferior, m. trapezius, m. pectoralis maior.

Správná technika severské chůze napomáhá ke zlepšení stereotypu chůze, kdy dochází ke stabilizaci pánve v průběhu extenze kyčelních kloubů (Dýrová a Lepková, 2008).

Kračmar et al. (2011) na základě své studie uvádí, že vlivem používání holí při lokomoci oslabuje boční stabilizátor pánve m. gluteus medius, který je pro stabilizaci pánve při chůzi zásadní. Autoři dodávají, že dlouhodobé omezování jeho funkce vede k narušení stabilizace chůze především u seniorů, a proto jim tuto aktivitu z dlouhodobého hlediska při chůzi po rovině nedoporučují.

Homma, Jigami a Sato (2016) ve své studii také zjistili sníženou aktivitu m. gluteus medius při NW. Autoři dále uvádějí, že vlivem využívání holí došlo k menší rotaci pánve, zvýšení intraabdominálního tlaku a poklesu aktivity m. erector spinae při chůzi.

Nárůst intraabdominálního tlaku spojeného s lepší stabilizací trupu a sníženou aktivitu m. erector spinae potvrdili svou studií i Pellegrini et al. (2015). Dle autorů by proto mohl být NW doporučován pacientům s bolestmi v oblasti bederní páteře a u pacientů se sekundárními příznaky osteoartrózy kyčelního kloubu, jako je kulhání či bolest zad.

NW považují za vhodnou aktivitu u osob s vertebrogenním algickým syndromem také Kračmar et al. (2011), kteří ve studii, zabývající se vlivem NW na pohybovou soustavu, přišli na společnou zvýšenou aktivitu homolaterálního m. latissimus dorsi a kontralaterálních svalů pánve a dolní končetiny, tedy propojení diagonálních řetězců na dorzální straně. Zdůrazňují, že NW nemůže nahradit terapii zaměřenou na hluboký stabilizační systém páteře.

2.1.4.2 Stabilita při chůzi

Hole na NW rozšiřují opornou bázi, čímž přispívají ke zlepšení stability jedinců náchylných k pádům. Tato skutečnost je jedním z mnoha důvodů doporučování této

aktivity seniorům nebo lidem trpících osteoporózou (Vařeka et al., 2002; Nottingham a Jurasin, 2010).

2.1.4.3 Kardiovaskulární a respirační systém

Chůze s holemi zvyšuje intenzitu zátěže a zlepšuje efektivitu srdečního svalu (Mommertová-Jauchová, 2009). Dýrová a Lepková (2008) i Škopek (2010) uvádějí, že při NW provozovaným alespoň 3x týdně, dochází ke zpomalení srdeční i dechové frekvence a zvýšení anaerobní kapacity organismu.

Nagyova et al. (2020) se pomocí ergometrie zabývali účinky NW u 83 pacientů trpících ischemickou chorobou srdeční. Z jejich výsledků vyplývá, že chůze s holemi čtyřikrát týdně minimálně 40 minut po dobu tří týdnů zlepšuje kardiovaskulární a funkční výkon pacientů s touto chorobou.

Také Girolid et. al. (2016) ve své studii porovnávali účinky NW a běžné chůze u pacientů s akutním koronárním syndromem a ischemickou chorobou dolních končetin. Z výsledků je zřejmé, že severská chůze prováděná pacienty 45 minut pětikrát týdně po dobu čtyř týdnů vedla k prodloužení vzdálenosti při provádění šestiminutového testu chůze a lepším výsledkům ergometrie.

2.1.4.4 Metabolismus

V porovnání s běžnou chůzí dochází při provádění NW ke zvýšené spotřebě kalorií. (Mommertová-Jauchová, 2009). Dle Dýrové a Lepkové (2008) se jedná v průměru až o 20 % kalorií více než při běžné chůzi.

Muollo et al. (2019) ve své studii porovnávali vliv severské chůze a chůze bez holí na obezitu. Jejich studie se zúčastnilo 38 účastníků v průměrném věku 66 let a hodnotou BMI větší než 28. Tito probandi byli rozděleni do dvou skupin. Po dobu šesti měsíců a třikrát týdně vykonávali NW a chůzi při určité intenzitě. Z výsledků studie dospěli k závěru, že NW má výraznější efekt na parametry jako je BMI nebo množství tělesného tuku v těle.

2.1.4.5 Psychika

Škopek (2010) a zdůrazňuje důležitost fyzických aktivit, mezi které se řadí i NW, na psychiku. Uvádí, že při déletrvající aktivitě dochází k vyplavování hormonů endorfinu a serotoninu, vlivem kterých se budou osoby provádějící NW cítit sebejistěji, spokojeněji a budou lépe snášet každodenní stres. Nelze opomenout ani pozitivní dopad na psychiku způsobený znovunavázáním sociálních kontaktů při pravidelném provozování NW např. v rámci skupinových lekcí pro seniory.

Pozitivní výsledky přinesla studie autorů Passos-Monteiro et al. (2020), v níž se autoři zabývali vlivem NW a chůze na depresi, měřenou pomocí geriatrické škály deprese, a kvalitou života, měřenou pomocí dotazníku WHOQOL-BREF, u 33 osob trpících Parkinsonovou chorobou. Na konci studie, trvající devět týdnů, zjistili, že NW přináší pacientům mnohem větší benefity v oblasti kvality života, psychiky a nemotorických příznaků Parkinsonovy choroby než běžná chůze bez holí.

2.1.5 Technika nordic walking

Princip NW je připodobňován k běžeckému lyžování (Škopek, 2010). Schwanbeck (2012) zdůrazňuje, že při provádění NW není vykonáván žádný nový pohyb, pouze podporuje správnou techniku přirozené chůze.

2.1.5.1 Trup

Pro správné provedení NW je důležité vzpřímené držení těla. Při chůzi s holemi po rovině by měl být trup nakloněn mírně dopředu, hlava v prodloužení páteře, oči by měly sledovat horizont a ramenní klouby, které se pohybují předozadně, by měly být uvolněné a posazené dozadu dolů (Vařeka et al. 2002).

Při NW by mělo docházet k rotaci horní části trupu zejména vlivem dostatečného zapažení horních končetin. Rotace horní části trupu je žádoucí pro mobilitu páteře a posílení svalstva trupu (Kovařovic et al., 2011).

2.1.5.2 Horní končetiny

Pohyb končetin při chůzi s holemi nazývá Vařeka et al. (2002) jako pohyb křížmochodní, při němž se současně zapojuje druhostranná horní a dolní končetina.

Po celou dobu chůze s holemi se snažíme mít hrud' uvolněnou, aby aktivita nežádoucích svalů neomezovala střídavý pohyb horních končetin v ramenních kloubech. Pohyb horní končetiny začíná za tělem, kdy je končetina zapažená a propnutá v loketním kloubu. Z této pozice pokračuje horní končetina pohybem dopředu s postupnou flexí lokte až do fáze opory, hůl je sevřena v dlani a hybná síla se přenáší přes rukojeť na hůl. Nastává fáze odrazu, kdy se končetina pohybuje podél těla opět dozadu. V závěrečné fázi odrazu se dlaň otevírá a horní končetina se dostává do maximálního možného zapažení (Schwanbeck, 2012). Dostatečné zapažení umožňuje rotaci horní části těla, která je žádoucí pro správnou mobilitu páteře (Kovařovic et al., 2011).

2.1.5.3 Dolní končetiny

Aktivita dolních končetin je podobná jako při běžné chůzi. Končetiny jsou od sebe vzdáleny na šíři ramen, chodidla by neměla být vytáčena dovnitř ani ven (Škopek, 2010)

Při severské chůzi děláme dlouhé dynamické kroky. Nohy však nezvedáme příliš vysoko, aby nedocházelo k nadbytečným ztrátám energie (Kovařovic et al., 2011). Správný došlap by měl být prováděn na patu a dále přes vnější hranu odvinout celé chodidlo až po palec. Při došlapu by nikdy neměl být propnutý kolenní kloub na rozdíl od odrazové končetiny.

2.1.5.4 Chůze do kopce

Při provádění NW do kopce je intenzita i dynamika pohybu větší. Oproti chůzi po rovině je trup více předkloněn a dochází k větší aktivitě svalů horní poloviny těla, ischiokrurálních svalů a svalů lýtkových. Chůze do kopce je vhodná pro začátečníky, jelikož dochází k rychlejšímu osvojení správné techniky (Škopek, 2010).

2.1.5.5 Chůze z kopce

Při chůzi s holemi z kopce se snižuje jak intenzita, tak dynamika pohybu. Dochází ke zkrácení kroku a snižování těžiště v důsledku neustálého flektování kolenních kloubů. Fáze dopadu nohy na povrch neprobíhá přes patu, ale přes celé chodidlo, aby se zpomalila rychlost pohybu těla vpřed. Důraz měl být kladen na výraznější přenesení váhy na hole, aby nedocházelo k přetěžování kolenních kloubů (Škopek, 2010).

2.1.5.6 Nejčastější chyby a rizika NW

Nejčastější chyby při NW dle Vařeky et al. (2002) a Kovařovic et al. (2011).

- Nesprávné využívání holí – hole určené pro NW nepoužíváme jako hole určené pro turistiku, při které je opíráme o terén před tělem, ale zapichujeme je na úroveň paty druhostranné dolní končetiny. Dolní konec holí musí při chůzi směřovat dozadu dolů. Důležité je také správné načasování otevírání a zavírání ruky, abychom nemuseli hůl držet po celou dobu pohybu a nedocházelo k nežádoucímu přetěžování svalů v oblasti ramen a šíje.
- Strnulé a nenapřímené držení těla – při chůzi s holemi nesmí docházet ke kyfotizaci hrudní páteře, předsunu nebo předklonu hlavy. Trup musí být při chůzi napřímený, ale zároveň mírně nakloněn dopředu
- Nedostatečně propnutí paží – v důsledku nedostatečného propínání paží při pohybu nelze dosáhnout správného tempa a žádoucí rotace trupu
- Nedostatečná délka kroku – pokud při chůzi s holemi děláme příliš krátké kroky, nemůže docházet ke správné aktivitě paží, bederního a hýžďového svalstva.
- Nesprávná koordinace horních a dolních končetin v křížmochodním vzoru

Možná rizika NW dle Vařeky et al. (2002)

- Možnost úrazu při náhlém poškození hole
- Riziko přetížení svalů v oblasti krční páteře a pletence horní končetiny
- Přetížení kolenních kloubů a přechodu mezi hrudní a bederní páteří z důvodu nadměrné rotace pánve
- Nevhodně zvolená intenzita u pacientů s kardiovaskulárním nebo respiračním onemocněním

2.2 Chůze

2.2.1 Úvod a definice

Chůze je způsobem, pomocí něhož se můžeme přesouvat z místa na místo. Pro každého je chůze téměř stejně důležitá jako dýchání. Dovoluje nám poznávat svět, pomocí ní zvládáme každodenní úkoly a požadavky (Winter, 1987). Jedná se o nejběžnější typ lokomoce, který je potřebný jak k základním životním potřebám, tak i při práci v zaměstnání (Véle, 2006). Pokud je tento neuromuskulární proces narušen traumatickým poraněním, neurologickým poškozením, degenerací nebo únavou, uvědomíme si, jak je tento proces náročný z hlediska biomechaniky a jeho řídicích mechanismů (Winter, 1987).

Chůze je definována mnoha autory. Kolář (2009) jí definuje jako „základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, charakteristických pro každého jedince“. Perry (2010) popisuje chůzi jako přirozený způsob pohybu těla z jednoho místa na druhé. Whittle (2007) o chůzi říká, že se jedná o „metodu lokomoce zahrnující střídavé využívání dvou končetin k zajištění podpírání a pohybu těla“. Na rozdíl od běhu, při chůzi musí být vždy jedna noha na podložce. Winter (1987) chůzi označuje jako nejsložitější integrovaný pohyb člověka, který se učíme, ale jakmile se ho naučíme, provádíme ho téměř podvědomě. „Chůze je cyklický pohyb, jehož základní jednotkou je tzv. krokový cyklus, který vymezují dva po sobě následující kontakty jedné nohy s podložkou“ (Vařeka et al., 2018).

2.2.2 Vývoj lidské lokomoce

Vývoj lokomoce je součástí celkového motorického vývoje člověka. V průběhu lidské ontogeneze se vyvíjí postura, která je základem všech cílených pohybů. Lokomoce je s posturou velmi úzce spojena (Vařeka a Vařeková, 2009). Posturální funkce svalů

zajišťujících držení těla ovlivňuje morfologický vývoj páteře, kyčelních kloubů, hrudníku a dalších částí pohybové soustavy (Kolář, 2009).

U dítěte vznikají první pokusy o lokomoci v poloze na břiše plazením v raném stadiu ontogeneze. Dítě se při něm střídavě opírá o loketní klouby a tahá za sebou trup a dolní končetiny zapojuje pouze minimálně (Véle, 2006). Vojta (1993) takovéto plazení nazývá plížení. Plížení klade pouze minimální nároky na posturu, a proto je velmi výhodný pro děti s poruchou motorického řízení (Vojta, 1993).

V průběhu ontogeneze lokomoce dochází postupně i ke změně dýchacích pohybů, v důsledku větší aktivity svalů zajišťujících dýchání, které začínají přebírat i funkci posturální. Tato změna způsobí menší vyklenování břišní stěny, která je více napjatá, při nádechu.

Pokročilejší fází lokomoce je lezení, pro které je charakteristická opora o horní a dolní končetiny s trupem bez kontaktu s opornou plochou (Véle, 2006).

Vertikalizace do stoje se objevuje ve čtvrtém trimenomu. Psychomotorický vývoj dále pokračuje chůzí ve frontální rovině.

K bipedální chůzi bez zajištěné opory dochází ve 12 - 14 měsících života (Kolář, 2009). Do té doby může dítě chodit ve vzpřímené pozici, ale stabilizaci ve vertikále udržuje pouze hmotností svého těla, která působí jako setrvačnick. Z tohoto důvodu je při změně rychlosti nebo směru pohybu nestabilní (Véle, 2006).

Ve třech letech se zdokonaluje rovnováha ve fázích kroku a stoje. Délka, šířka a výška kroku je rovnoměrná (Kolář, 2009).

Teprve až kolem čtyř let života se začíná podobat chůze dětí chůzi dospělých, přesto však zvýšené energetické nároky chůze přetrvávají až do 12 let života (Hirschfeld a Forssberg, 1992; Kolář, 2009).

2.2.3 Faktory ovlivňující chůzi

2.2.3.1 Vnitřní faktory

Véle (2006) uvádí, že pro ekonomickou a málo namáhavou chůzi je důležité, aby kadence kroků odpovídala kmitům kyvadla odpovídajícím délce končetin. Osoby s vyšším vzrůstem chodí pomocí delších kroků s pomalejší kadencí. Naopak osoby s nižší tělesnou výškou mají kratší kroky s rychlejší kadencí.

Chůze pomalým tempem není tolik namáhavá pro kardiovaskulární systém, na druhou stranu více zatěžuje posturální systém. Proto se při dlouhodoběji prováděné pomalé chůzi rychleji dostavuje únava (Véle, 2006).

Rychlá chůze je naopak udržována pomocí setrvačné síly těla, vlivem čehož nedochází k takovému zatížení posturálního systému, tedy centrální nervové soustavy. Způsobuje však větší zatížení kardiovaskulárního a respiračního systému (Véle, 2006).

2.2.3.2 Zevní faktory

Ze zevního prostředí výrazně ovlivňují chůzi kvalita opory s podložkou a odpor prostředí. Chůze po povrchu s nižším koeficientem tření vyžaduje chůzi pomocí krátkých kroků a zúžení oporné báze, jelikož rozšíření oporné báze způsobuje snížení reaktivních sil a následně zhoršení kvality opory s rizikem uklouznutí (Véle, 2006).

Chůze na souši proti zvýšenému odporu prostředí, např. proti větru, vyžaduje kompenzaci v podobě mírného naklonění trupu dopředu (Véle, 2006).

Zcela odlišná je chůze ve vodním prostředí, která je závislá na hloubce ponoru a možném pohybu vody (Véle, 2006).

2.2.4 Krokový cyklus

Krokový cyklus je časový interval mezi dvěma po sobě následujícími kontakty jedné nohy s podložkou (Vařeka, 2018). Popis krokového cyklu je dle mnoha autorů velmi podobný.

Véle (2006) popisuje krokový cyklus pomocí švihové fáze, stojné fáze a fáze dvojí opory, která je přechodem mezi švihovou a opornou fází, a je při ní těžiště na nejnižší úrovni.

Vaughan et al. (1992), Sutherland et al. (1994), Whittle (2007) i Perry (2010) rozdělují krokový cyklus na dvě hlavní fáze, stojnou a švihovou. Tito autoři se však neshodují v dalším rozdělení těchto dvou fází a jejich popisu. Dle Véleho (2006), Whittle (2007) a Perry (2010) tvoří oporná fáze 60 % a švihová fáze 40 % krokového cyklu. Vaughan et al. (1992) a Sutherland et al. (1994) udávají, že oporná fáze zahrnuje 62 % krokového cyklu a 38 % cyklu fáze švihová.

Popis krokového cyklu dle Whittle (2007)

Stojná fáze:

- 1) počáteční kontakt – loading response
- 2) střed stojné fáze – mid-stance
- 3) konečný stoj – terminal stance
- 4) předšvihová fáze – pre-swing

Švihová fáze:

- 5) počáteční švih – initial-swing

- 6) střed švihové fáze – mid-swing
- 7) konečný švih – terminal swing

Popis krokového cyklu dle Vaughana (1992)

Stojná fáze:

- 1) úder paty – heel strike
- 2) kontakt nohy – foot flat
- 3) střed stojné fáze – midstance
- 4) odvinutí paty – heel off
- 5) odraz palce – toe off

Švihová fáze:

- 6) zrychlení – acceleration
- 7) střed švihové fáze – midswing
- 8) zpomalení – deceleration

Whittle (2007) i Vařeka (2018) udávají, že nejpřesnější a nejvyužívanější popis krokového cyklu je dle Perry (2010), jelikož podrobněji popisuje opornou fázi krokového cyklu.

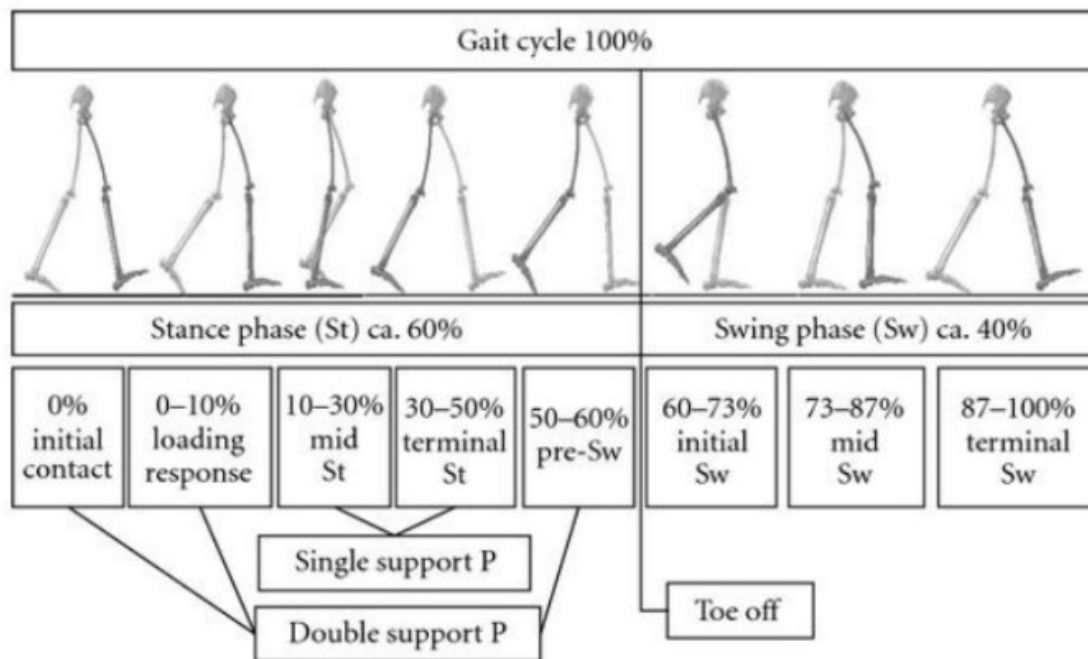
Popis krokového cyklu dle Perry (2010)

Stojná fáze:

- 1) počáteční kontakt – initial contact
- 2) reakce na zatížení – loading response
- 3) střed stojné fáze – mid stance
- 4) konečný stoj – terminal stance
- 5) předšvihová fáze – pre swing

Švihová fáze:

- 1) počáteční švih – initial swing
- 2) střed švihové fáze – mid swing
- 3) konečný švih – terminal swing



Obrázek 1: Krokový cyklus dle Perry (Perry, 2010)

2.2.4.1 Intervaly krokového cyklu

V prvních dvou intervalech krokového cyklu se přenáší váha na stojnou končetinu. Jedná se o nejnáročnější část krokového cyklu (Perry, 2010).

Počáteční kontakt – initial contact

Počáteční kontakt trvá nejkratší dobu krokového cyklu. Perry (2010) udává prvotních 0 – 2 % krokového cyklu. Tento interval zahrnuje pouze okamžik, kdy chodidlo dopadne na podložku (Perry, 2010).

Reakce na zatížení – loading response

Druhý interval zahrnuje čas mezi 2 – 10 % krokového cyklu. Začíná prvotním kontaktem paty s podložkou a pokračuje do doby, než druhá noha přechází do švihů. Během této fáze dochází k tlumení nárazu a zvýšení stability těla (Perry, 2010).

Střed stojné fáze – mid stance

Třetí interval se odehrává mezi 10 – 30 % krokového cyklu. Jedná se o první polovinu stojné fáze. Začíná zvednutím druhé dolní končetiny a pokračuje do doby, kdy se váha těla posune k přední části nohy. Důležitým předpokladem pro správné provedení je dostatečná stabilita dolní končetiny a trupu (Perry, 2010).

Konečný stoj – terminal stance

Tento interval dokončuje oporu na jedné dolní končetině a zahrnuje čas mezi 30 – 50 % krokového cyklu. Začíná zvednutím paty stejné dolní končetiny a probíhá, dokud se druhá dolní končetina nedotkne opět podložky (Perry, 2010).

Předšvihová fáze – pre swing

Čas mezi 50 – 60 % krokového cyklu představuje předšvihová fáze. Tento interval je posledním ve stejné fázi krokového cyklu. Začíná prvotním kontaktem opačné dolní končetiny. Její konec je udáván na okamžik, kdy se země dotýká pouze palec ipsilaterální dolní končetiny (Perry, 2010).

Počáteční švih – initial swing

Počáteční švih představuje čas mezi 60 – 73 % krokového cyklu. Počáteční švih představuje přibližně jednu třetinu švihové fáze. Začíná zvednutím palce ipsilaterální dolní končetiny od země. Konec tohoto intervalu je udáván na dobu, kdy se přednoží končetiny nachází na úrovni paty druhostranné končetiny (Perry, 2010).

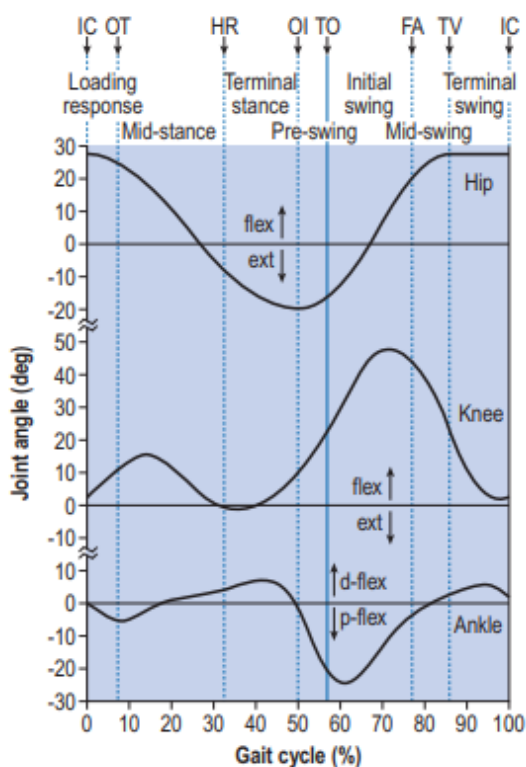
Střed švihové fáze – mid swing

Střed švihové fáze tvoří čas mezi 73 – 87 % krokového cyklu. V tomto intervalu pohyb dolní končetiny pokračuje až do doby, kdy se končetina dostává před stejnou končetinu a tibia je ve vertikální poloze vůči podložce (Perry, 2010).

Konečný švih – terminal swing

Jedná se o interval, který se odehrává v 87 – 100 % krokového cyklu. Konečný švih zakončuje švihovou fázi krokového cyklu. Začíná vertikálním postavením tibie a končí okamžikem, kdy se pata chodidla dotkne opět země (Perry, 2010).

2.2.5 Kinematika vybraných kloubů dolních končetin a pánve při chůzi



Obrázek 2: Kinematika vybraných kloubů dolních končetin při chůzi v sagitální rovině, ve které jsem také měřil tyto klouby (Whittle, 2007)

2.2.5.1 Hlezenní kloub

Pohyb v hlezenním kloubu v průběhu stojné fáze není velký, ale je důležitým faktorem pro tlumení nárazů. Během švihové fáze pohyb v hleznu napomáhá rozvíjet pohyb v ostatních kloubech dolní končetiny. Mezi hlavní pohyby, které vykonává hlezenní kloub při chůzi, se řadí dorzální a plantární flexe. Celkový rozsah pohybu v těchto směrech činí v průměru 30° .

Počáteční kontakt paty s podložkou se odehrává v neutrálním postavení až v plantární flexi $3 - 5^\circ$. Během druhého intervalu krokového cyklu, při kterém dochází k postupnému zatěžování dolní končetiny, se hlezenní kloub dostává do plantární flexe s maximem přibližně 10° . S následným postupným kontaktem přední části nohy přechází hlezenní kloub zpět do neutrálního postavení, kterého je dosaženo ve 20 % krokového cyklu. V tento okamžik je noha stabilní a pohybovým segmentem se stává tibia. Následně se zvětšuje dorzální flexe ve středu stojné fáze a první poloviny konečného stoje. Dorzální flexe dosahuje svého maxima v úrovni zhruba poloviny krokového cyklu, kdy dosahuje hodnoty kolem 10° . V této pozici hlezenní kloub setrvává do začátku předšvihové fáze krokového cyklu. Poté následuje rychlý pohyb do plantární flexe s maximem 20° na konci

stojné fáze. Zvednutím palce od podložky, tedy začátkem švihové fáze, nastává opět pohyb do dorzální flexe až do neutrálního postavení v hlezenním kloubu. Neutrální pozice je dosaženo ve středu švihové fáze. V závěru krokového cyklu hlezenní kloub často poklesává do 3 – 5° plantární flexe (Perry, 2010).

V transversální rovině se hlezenní kloub nachází na počátku krokového cyklu v zevně rotačním postavení. V průběhu počátečního kontaktu paty hlezenní kloub rotuje vnitřně. Během odvinování chodidla se hlezno pohybuje opět do zevní rotace až do závěru krokového cyklu, v průběhu kterého se pohybuje do vnitřní rotace. (Kaufman a Sutherland, 2006).

2.2.5.2 Kolenní kloub

Kolenní kloub je složený kloub, pro který je charakteristický velký rozsah pohybu v rovině sagitální, důležitý pro plynulý přechod mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu. Naopak v rovině frontální a transversální je pohyb velmi malý o maximální velikosti 8°. Pohyb v rovině frontální je důležitý pro zvýšení stability, zejména při opoře na jedné končetině (Perry, 2010).

Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině zahrnuje jeho flexi a z ní následnou extenzi. U chůze zdravé populace se jedná o pohyb v rozsahu 70°. Na samotném začátku krokového cyklu se nachází kolenní kloub v mírné flexi, přibližně 5°. Z tohoto postavení je koleno od okamžiku počátečního kontaktu paty s podložkou až do 15 % krokové cyklu flektováno o přibližně 18°. V dalším průběhu středu stojné fáze se koleno z flexe postupně zpět extenduje až do postavení, kdy se kolenní kloub nachází pouze ve flexi o velikosti 3°. V této pozici je na úrovni poloviny fáze konečného stoje, tedy ve 40° krokového cyklu. Druhé flektování kolenního kloubu má počátek na konci konečného stoje. Flexe rychle narůstá až do 70 % krokového cyklu. V tento okamžik je kolenní kloub v největší flexi, 60° - 65°, za dobu celého krokového cyklu. Od středu švihové fáze se kolenní kloub opět extenduje až těsně před konec švihové fáze. Konečná pozice kolenního kloubu je na konci krokového cyklu 5° flexe (Perry, 2010).

V rovině frontální se kolenní kloub pohybuje v průběhu každého krokového cyklu do abdukce a addukce. Po dobu stojné fáze se nachází v abdukci s maximem při počátečním kontaktu. V průběhu švihové fáze se pomocí pohybu do addukce navrácí zpět do neutrálního postavení (Perry, 2010).

2.2.5.3 Kyčelní kloub

V sagitální rovině se kyčelní kloub pohybuje do extenze při stejné fázi a do flexe při fázi švihové. V průběhu počátečního kontaktu se stehenní kost vůči pánvi nachází ve flektovaném postavení o velikosti 20°. V průběhu zatěžování dojde k minimálnímu zmenšení počáteční flexe, o 2 až 3°. S počátkem středu stejné fáze začíná postupná extenze v kyčelním kloubu. Na úrovni 38 % krokového cyklu se nachází kyčelní kloub v neutrálním postavení. Dále se zvětšuje extenze v kyčelním kloubu až do fáze konečného stoje. V průběhu předšvihové fáze nastává postupné flektování kyčelního kloubu. Zpět do neutrální pozice se dostává na konci stejné fáze. Dále se flexe zvětšuje až do konce krokového cyklu, kdy je udržována v pozici přibližně 25°. Součástí pohybu v kyčelních kloubech je také pohyb pánve. Při pohybu v kyčelním kloubu do extenze na konci stejné fáze se překlápí pánev ventrálně. Na začátku švihové fáze, kdy se kyčelní kloub flektuje, se pánev překlápí dorzálně (Perry, 2010).

Ve frontální rovině se při počátečním kontaktu paty s podložkou kyčelní kloub pohybuje do addukce o velikosti 10°. V průběhu zatěžování se tento pohyb zvětší ještě o 5°. V průběhu středu stejné fáze se vrací kyčelní kloub zpět do neutrálního postavení. S počátkem švihové fáze přechází kyčelní kloub do 5° abdukce (Perry, 2010).

V transversální rovině je kyčelní kloub při počátečním kontaktu v neutrální pozici. V postavení ve vnitřní rotaci se kyčelní kloub nachází na konci druhého intervalu stejné fáze. V největší zevní rotaci je poloha kyčelního kloubu na konci stejné fáze. Celkový rozsah pohybu v transversální rovině se pohybuje okolo 8°. V důsledku pohybu pánve se tento rozsah může zvětšit až na 15° (Perry, 2010).

2.2.5.4 Pánev

V průběhu každého krokového cyklu se pánev pohybuje asynchronně ve všech třech rovinách. V rovině sagitální se pánev klopí dopředu a dozadu, v každém směru maximálně 4°. V rovině transversální dochází k rotaci pánve v rozsahu 10°. V rovině frontální pánev na jedné straně poklesává, nebo se naopak zvedá v závislosti na fázi krokového cyklu. Také v rozsahu přibližně 4° při každém z těchto pohybů (Perry, 2010). Laterální odchylka pánve v rovině frontální by měla být při chůzi fyziologicky do 4 cm (Janda, 1982).

2.2.1 Základní parametry chůze

Mezi základní parametry chůze se řadí délka kroku, doba trvání krokového cyklu, rychlost a kadence chůze (Whittle, 2007). Dále sem lze zařadit délku dvojkroku, šířku

kroku a úhel nohy. Parametry se často odlišují dle interpretace různých autorů (Whittle, 2007; Herrero-Larrea et al., 2018; Prajapati et al., 2021).

Délka kroku: vzdálenost mezi kontaktem jedné a druhé paty s podložkou (Prajapati et al., 2021).

Délka dvojkroku: vzdálenost mezi dvěma kontakty paty jedné dolní končetiny s podložkou na začátku a na konci jejího krokového cyklu. Jedná se tedy o vzdálenost celého krokového cyklu (Prajapati et al., 2021).

Šířka kroku: vzdálenost mezi středovými čarami nohou v anteroposteriorním směru. Je kolmá na rovinu chůze (Archbold a Mullarney, 2017).

Rychlost chůze: dráha za uplynulý čas. Rychlost chůze lze vypočítat dle níže uvedeného vzorce (Whittle, 2007).

$$\text{rychlost chůze (m/s)} = \text{délka dvojkroku (m)} * \text{frekvence (kroky/min)} / 120$$

Úhel nohy: úhel svíraný dlouhou osou chodidla od paty k druhému metatarsu a středovou osou (Prajapati et al., 2021).

Doba krokového cyklu nebo jednotlivých fází krokového cyklu (Prajapati et al., 2021).

Kadence (frekvence): počet kroku za určitý časový okamžik, nejčastěji se počítá počet kroků za minutu (Whittle, 2007).

2.3 Senioři a stárnutí

Světová zdravotnická organizace (WHO) považuje za seniorský věk hranici přesahující 65 let. Rozřazuje seniory do tří skupin podle věku. Mladí senioři (65 – 74 let), středně staří senioři (75 – 84 let) a staří senioři (85+ let) (Rokyta, 2015).

Stárnutí lze definovat jako přirozený proces organismu, který způsobuje postupné zhoršování všech funkcí člověka, nižší odolnost vůči stresu a zvýšení rizika vzniku nemocí a strukturálních změn. Tyto přirozené změny probíhají na molekulární, buněčné i orgánové úrovni již od třetího decennia, a nejsou způsobené nemocí, či úrazem.

Mezi obecné charakteristické znaky stárnoucí osoby lze zařadit snížení homeostatické rezervy organismu, vedoucí k rychlejší aktivaci stresové osy, celkový úbytek sil, pokles výkonnosti nebo nutnost větší koncentrace na vykonávanou činnost. V neposlední řadě se mění také potřeba odpočinku a životní hodnoty (Rokyta, 2015).

2.3.1 Fyziologické změny způsobené procesem stárnutí potencionálně ovlivňující chůzi seniorů

2.3.1.1 Úroveň buňky

Rokyta (2015) popisuje u stárnoucí buňky tyto vlastnosti, které poté mohou ovlivňovat funkci jednotlivých orgánů i systémů, a tedy i systému motorického:

- zpomalené dělení buňky
- zpomalení bazálního metabolismu a chemických reakcí
- vytváření nefyziologických proteinů, cytokinů
- neschopnost apoptózy
- snížená citlivost receptorů a schopnost odolávat volným kyslíkovým radikálům
- nestabilní DNA, vedoucí k rakovinnému bujení

2.3.1.2 Úroveň jednotlivých orgánových systémů

Rychlost stárnutí organismu, průběh stáří a délku života ovlivňuje mnoho faktorů. Mezi ně se řadí genetické dispozice, životní styl a prostředí, výživa, sociální situace nebo kvalita lékařské péče (Rokyta, 2015). Zde uvádím změny orgánových systémů, které by mohly ovlivnit i motoriku člověka.

Nervový systém

Přibývajícím věkem v nervovém systému způsobuje pokles hmotnosti mozku a jeho prokrvování. Dochází ke snížení počtu nervových buněk, jejich spojení a rychlosti vedení nervového vzruchu (Rokyta, 2015).

Zpomaluje se reakční doba, postupně se rozvíjí porucha rozhodování, krátkodobé paměti a dalších kognitivních funkcí, bez zjištěné patologie (Koen a Rugg, 2019).

Prodlužuje se celková doba regenerace s rychlejším nástupem únavy. S regenerací souvisí i spánek, který je méně kvalitní v důsledku ubytku fází REM (Máček a Radvanský., 2011).

U starších jedinců se také setkáváme s poklesem a zpomalením vzpřimovacích reflexů, které posléze zapříčiňují pády s rizikem zlomenin až smrtelných úrazů (Rokyta, 2015).

Pohybový aparát

Změny v rámci muskuloskeletálního systému způsobené procesem stárnutí jsou charakteristické úbytkem a přeměnou vlastností svalové hmoty i pojivových tkání (Frontera, 2015).

Stárnutí je spojeno s výrazným poklesem svalové hmoty a síly. Úbytek svalové hmoty je doprovázen nárustem tukové tkáně. Tyto procesy lze považovat za silné prediktory výrazného omezení pohyblivosti, vedoucí k pomalejší rychlosti chůze a zvýšenému riziku pádů (Kalvach, 2004). Frontera (2015) udává, že u starší populace se snižuje svalová síla v průměru o 1 % až 1,5 % za rok, a to zejména na dolních končetinách. Také Máček a Radvanský (2011) zmiňují, že v průběhu šestého a sedmého decenia klesá svalová síla vždy asi o 15 % a v dalších dekádách až o 30 %.

Pojivové tkáně rovněž podléhají stárnutí organismu. Ubývá kostní hmoty, vyvíjí se osteoporóza s rizikem zlomenin. Úbytek vody, vazivových buněk, kolagenních a elastických vláken ve vazech a šlachách, zapříčiňuje snížení pevnosti a pružnosti těchto tkání. Přeměna vlastností pojivových tkání vede k častějšímu vzniku poranění a snížení rozsahu pohybu v kloubech. Jejich opotřebenosti se projevuje vznikem artrózy, tedy degenerací kloubní chrupavky (Frontera, 2015).

Respirační systém

V důsledku stárnutí se zvyšuje rigidita hrudníku a snižuje poddajnost plic. Často se u seniorů rozvíjí stařecký emfyzém neboli senilní atrofie plic.

Snižují se hodnoty vitální kapacity plic, naopak hodnoty reziduálního objemu jsou zvětšeny. Vlivem změny poměru mezi ventilací a perfúzí se zvyšuje i parciální tlak kyslíku mezi alveoly a krví v arteriích.

V dýchacích cestách klesá aktivita řasinkového epitelu a účinnost kašlacího reflexu. Tyto dvě změny způsobují hromadění hlenu s vyšším rizikem vzniku respiračního onemocnění.

Vlivem svalové atrofie se snižuje také síla bránice až o 20 % (Rokyta, 2015; Lee et al., 2016)

Kardiovaskulární systém

Se zvyšujícím se věkem srdce hypertrofuje a ztrácí elasticitu v důsledku fibrózy. Objevuje se pokles elasticity i funkčnosti srdečních chlopní a poddajnosti arterií. Snižuje se citlivost baroreceptorů a receptorů autonomního nervového systému. Zvyšuje se hodnota krevního tlaku systolického i diastolického. Zpomalení ortostatického reflexu je jednou z mnoha příčin závratí s následným rizikem pádu (Rokyta, 2015).

Endokrinní systém

Proces stárnutí ovlivňuje řadu hormonů. Jako první uvedu melatonin. Jeho nejvyšší hodnoty jsou dosaženy v průběhu prvního až třetího roku života. Od té doby se jeho produkce postupně snižuje. To má za následek poruchy spánku ve stáří. Jako další účinky melatoninu jsou udávány zkracování doby působení stresu, působí jako antioxidant, má vliv na sekreci dalších hormonů. Nedostatek melatoninu je uváděn jako jedna z možných příčin stárnutí (Stárka, 2002).

Další hormony, jejichž hladina klesá s přibývajícím věkem, jsou pohlavní hormony. estrogen a testosteron. S významným úbytkem estrogenu se setkáváme po 50 letech věku. Typickými znaky jeho snížené produkce jsou návaly horka, poruchy spánku nebo psychické změny. Pokles hladiny estrogenu souvisí i s rizikem vzniku osteoporózy. Pokles sekrece testosteronu probíhá pomaleji. Projevuje se úbytkem svalové hmoty, únavností nebo emocionální labilitou (Rokyta, 2015).

Ve stáří se snižuje produkce i somatotropního hormonu. Jeho pokles může způsobit únavu, snížení výkonnosti, změnu libida, ztrátu svalové hmoty, zvýšení tělesného tuku nebo rizika zlomenin kostí (Kalvach, 2004).

Společně se stárnutím organismu se zhoršuje i funkce štítné žlázy a snižuje se produkce jejích hormonů. Pokles těchto hormonů může mít negativní vliv na koncentraci, krátkodobou paměť, únavnost, ale i tělesnou aktivitu (Rokyta, 2015).

Stárka (2002) popisuje i další změny v endokrinním systému spojené s přibývajícím věkem. Poruchu glukózové tolerance, zvýšení sekrece antidiuretického hormonu nebo snížení hladiny dalších hormonů např. kalcitoninu, reninu nebo aldosteronu.

Trávicí systém

S věkem se objevuje v trávicím traktu snížená motilita a sekrece. Po celé jeho délce je narušena koordinace funkcí zapříčiňující zácpu. Příjem potravy je ovlivněn sníženým vylučováním slin a poškozením chrupu. Snižuje se kyselost žaludeční šťávy i schopnost zpětného vstřebání vápníku, železa a dalších látek tenkým střevem (Rokyta, 2015).

2.3.2 Chůze seniorů

Stereotyp chůze u seniorů podléhá dvěma vlivům. Vlivu samotného věku a vlivu patologických procesů jako jsou osteoartróza, diabetes mellitus, CMP nebo neurodegenerativní onemocnění (Whittle, 2007). Změny způsobené přirozeným

procesem stárnutí i patologické procesy mohou následně vést k poruchám stability se zvýšeným rizikem pádů (Kalvach, 2004).

Ke změnám stereotypu chůze v důsledku stárnutí obvykle dochází mezi 60. a 70. rokem života. Rozdíly v chůzi starších a mladších osob lze pozorovat v oblasti kinematiky, kinetiky nebo energetické náročnosti chůze (Whittle, 2007).

2.3.2.1 Kinematika chůze seniorů

Oproti mladším jedincům se zpomalí rychlost chůze (Lee et al., 2017, Oliveira et al., 2017). Lopopolo (2006) uvádí, že po sedmé dekádě života se obvyklá rychlost chůze zpomalí o 12 až 16 % za dekádu. Tyto změny vedou k prodloužení doby celého cyklu, zejména stojné fáze společně s fází dvojí opory, čímž se zkrátí doba fáze švihové (Whittle, 2007; Afiah et al., 2016). Změna poměru doby stojné a švihové fáze je ovlivněna více faktory, mezi které se řadí oslabení svalů dolních končetin a zhoršení stability ve stáří (Judge et al., 1996).

Dále se rozšíří oporná báze a zkrátí délka kroku i dvojkroku (Lee et al., 2017)

Ohledně změn v kadenci chůze starších osob se vedou dva odlišné názory. Lee et al. (2017) a Oliveira et al. (2017) se shodují, že se kadence chůze sníží. Oproti tomu Judge et al. (1996) tvrdí, že dojde ke zvýšení kadence chůze v důsledku zkrácení kroku.

Stárnutí se způsobuje také změnu v kinematice kloubů při chůzi. Zmenšuje se extenze kyčelních kloubů (Kerrigan et al., 1998; Kim et al., 2014). Omezení extenze v kyčelních kloubech může být způsobeno velkým zkrácením flexorů kyčelních kloubů (Gkaraveli a Morfis, 2021). Omezená extenze v kyčelních kloubech při chůzi je kompenzována anteverzí pánve (Kerrigan et al., 1998).

Kim et al. (2014) i Oliveira et al. (2017) uvádějí zvýšení flexe v kolenních kloubech na počátku stojné fáze.

Dále se také zmenšuje rozsah pohybu do plantární flexe v hlezenních kloubech na konci stojné fáze krokového cyklu (Paróczai, 2006; Whittle, 2007; Brach a VanSwearingen, 2013). Předpokládá se, že omezení pohybu do plantární flexe je způsobeno oslabením svalů nebo jako kompenzační mechanismus nedostatečné extenze v kyčelních kloubech (Anderson a Madigan, 2014). Tato změna se výrazně promítne do délky kroku i dvojkroku (Gkaraveli a Morfis, 2021).

Schrager et al. (2008) popisují u seniorů také redukci pohybu pánve v rovině sagitální, frontální i transverzální.

Změnami v oblasti horní části těla se zabývali Mirelman et al. (2015), kteří uvádějí, že v důsledku stárnutí dochází ke kyfotizaci páteře a zmenšení amplitudy pohybu horních končetin i rotace trupu. Pohyb trupu zkoumali i Van Emmerik et al., (2005), kteří rovněž poukazují na snížený pohyb trupu v sagitální rovině při chůzi seniorů.

2.3.2.2 Kinetika chůze seniorů

Rozdíly mezi kinetickými parametry chůze mladých osob a seniorů se příliš mnoho autorů nezabývalo. Winter (1987) popisuje pokles vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly podložky v předšvihové fázi krokového cyklu u seniorů v porovnání s mladými jedinci.

Další odlišností je dle Winter (1987) také menší maximální moment síly v hlezenním kloubu způsobený sníženou silou svalů vykonávajících plantární flexi. Tuto informaci potvrzuje ve své studii i Satoh et al. (2019).

Pokles vertikální, anteroposteriorní složky reakční síly i maximálního momentu sil v průběhu chůze seniorů může souviset se sníženou svalovou silou plantárních flexorů nohy a jejich sníženým výkonem, případně se zpomalením rychlosti chůze u seniorů (Winter, 1987).

2.3.2.3 Energetická náročnost

Zvýšené energetické nároky na chůzi seniorů potvrzují svými výzkumy Dean et al. (2007) a Knaggs et al. (2011). Dean et al. (2007) udává, že osoby v seniorském věku spotřebují v průměru o 20 % až 26 % více energie než mladí jedinci.

Cohn (1987) se zabýval rozdílem v hodnotách $V_{O2_{max}}$ mezi osobami staršími 60 let věku a dvacetiletými jedinci. Z jeho výsledků je patrné, že tato hodnota je u seniorů o 1/3 menší než u mladistvých, a každých deset let se snižuje o 8 – 10 %.

2.4 Kinematická analýza

Kinematická analýza je metoda, která se zabývá popisem polohy těla v prostoru a čase. Pomocí ní lze získat kinematické veličiny, jako jsou dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas. Její využití je velmi široké, používá se ve zdravotnictví (ortotika, protetika nebo rehabilitace), ve sportu při sledování sportovní techniky nebo v automobilovém, či filmovém průmyslu (Ciannini, 1994, Soumar, 2013)

Janura a Zahálka (2004) řadí mezi kinematické metody goniometrii, akcelerometrii, stroboskopii, systémy pracující na elektromagnetickém principu, systémy využívající akustické senzory a optoelektrické systémy, mezi které se řadí i kinematografická vyšetřovací metoda.

Kinematografická (videografická) metoda pracuje na principu analýzy pohybu důležitých bodů na těle, vybraných segmentů nebo celého těla pomocí videozáznamu. Sledování změny polohy jednotlivých značek, vybraných segmentů, či těla je umožněno pomocí značek neboli markerů nalepených na kůži na předem definovaných kostních výběžcích. Pro určení polohy značky je důležité definování souřadného systému. Nejčastěji je využíván kartézský systém souřadnic, méně často pak systém polární. (Janura a Zahálka, 2004).

Rozlišujeme značky pasivní a aktivní. Pasivní markery jsou tvořeny z běžných materiálů a překryty reflexní páskou pro přesnější analýzu. Jejich označení na monitoru probíhá manuálně pomocí kurzoru. Tyto značky odrážejí infračervené světlo, které na ně dopadá ze zdrojů umístěných v okolí kamer, kterými je následně snímáno a přenášeno do systému pro vyhodnocení. Jejich výhodou je využití při pohybech prováděných ve velkém rozsahu nebo velké rychlosti. Nevýhodou je omezení maximální vzorkovací frekvence a nutnost speciálního softwaru a hardwaru pro jejich vyhodnocení. Markery aktivní dokážou vysílat infračervené světlo samy. To je poté opět snímáno kamerami. Tyto markery umožňují okamžitou detekci značek. Oproti pasivním markerům vyžadují vlastní zdroj energie se spojovacími elementy, které mohou ovlivňovat zkoumaný pohyb. Dále mají omezený úhel jejich snímání, při kterém dochází k maximálnímu možnému vyzařování světla, aniž by došlo ke snížení jeho intenzity (Janura a Zahálka, 2004, Soumar, 2013). Perry (2010) udává, že se lze v současné době také setkat s přístroji, které dokážou snímat pohyb bez nutnosti nalepení markerů, vlivem čehož se může sledovaný jedinec lépe pohybovat v prostoru.

Dle Soumara (2013) se kinematická analýza skládá z těchto částí:

- Kalibrace
- Výpočet polohy a orientace kamer
- Sběr a digitalizace dat
- Výpočet polohy bodů v prostoru
- Identifikace markerů
- Tvorba biomechanického modelu a virtuálních markerů
- Interpretace dat

Soumar (2013) dále udává nutnost dodržení následujících pravidel při provádění analýzy:

- Všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně.

- Kamery musí být důsledně stacionární a nesmí dojít k jejich posunutí při kalibraci nebo záznamu pohybu.
- Pohybující se objekt s markery musí být viditelný po celou dobu zkoumaného pohybu.
- Musí být přesně známá frekvence snímání kamer.
- Kamery musí být synchronizovány.

Mezi nejrozšířeněji využívané kinematické analyzátory se řadí zařízení od firmy Qualisys (Soumar, 2013). Janura a Zahálka (2004) dále zmiňuje kinematické systémy Vicon nebo Smart.

2.5 Kinetická analýza

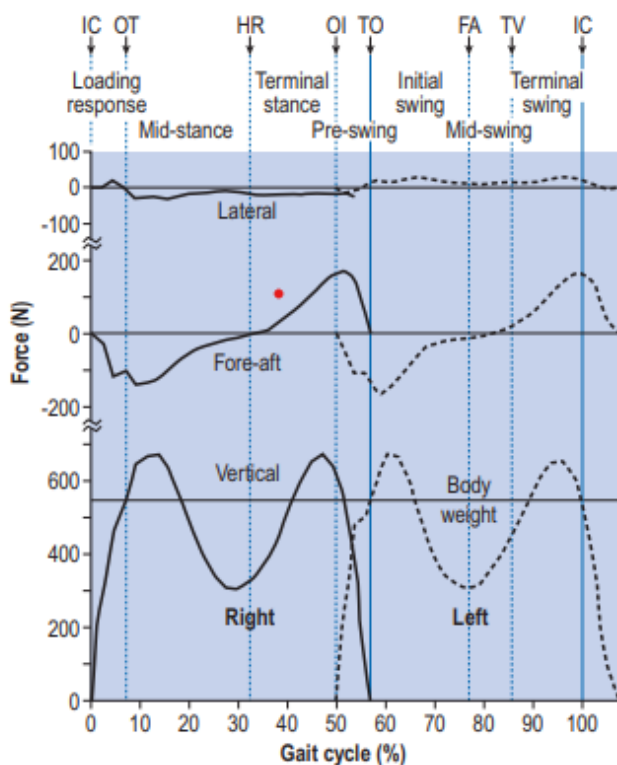
Kinetická analýza je metoda, pomocí které se hodnotí síly působící na tenzometrickou plošinu. Konkrétně se jedná o síly anteroposteriorní, mediolaterální a vertikální, které vznikají rozkladem reakční síly podložky. Tyto síly a jejich momenty jsou snímány piezoelektrickými tenzometry. Mezi nejčastěji využívané systémy lze zařadit Kistler, AMTI, Bertec, NeuroCom (Kolář, 2009).

Reakční síla je síla, která vzniká mezi končetinou a podložkou. Vektor reakční síly působí v opačném směru než síla tíhová (Perry, 2010). Působištem reakční síly je center of pressure (COP). COP vzniká vypočtením váženého průměru všech tlakových sil působících do opěrné plochy (Kolář, 2009). Rozkladem této síly vzniknou její tři navzájem kolmé složky. Vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální (Perry, 2010)

Vertikální složka postupně roste při iniciačním kontaktu nohy a dosahuje prvního vrcholu ve středu stojné fáze. V tento moment přesahuje tělesnou hmotnost o 10-15 %. Síla postupně klesá v důsledku setrvačných sil na hodnotu kolem 80 % tělesné váhy, které dosahuje na rozmezí středu stojné fáze a konečného stoje. Druhý vrchol této síly nastává na konci fáze konečného stoje, kdy hodnota síly přesahuje tělesnou hmotnost o 15-20 %. Poté se již síla snižuje až do fáze, kdy dojde k odlepení palce nohy. Průběh síly lze ovlivnit pomocí změny rychlosti nebo sklonu povrchu (Whittle, 2007; Perry, 2010).

Anteroposteriorní složka reprezentuje velikost a směr zrychlení těla při chůzi. Velikost není nikdy větší než 25 % tělesné hmotnosti. Prvního vrcholu tato síla dosahuje na začátku fáze kontaktu paty. V tuto dobu působí nejvyšší brzdící účinek zpomalující pohyb těla. V polovině stojné fáze jsou hodnoty nulové. Na konci stojné fáze dosahuje vrcholu posteriorní část složky (Whittle, 2007; Perry, 2010).

Mediolaterální složka reakční síly je velmi malá. Její velikost nepřevyšuje 10 % tělesné hmotnosti. Je ovlivňována rotací dolní končetiny během krokového cyklu. Mediální část této síly dosahuje nejvyšších hodnot v polovině fáze zatížení, kdy je dolní končetina v mírné addukci. Laterální část dosahuje nejvyšších hodnot ve fázi konečného stoje. V okamžiku, kdy je dolní končetina v mírné abdukci. (Perry, 2010).



Obrázek 3: Mediolaterální, anteroposteriorní a vertikální složka reakční síly podložky pravé a levé nohy (Whittle, 2007)

2.6 Současný stav

Příliš mnoho autorů se nezabývalo porovnáním výsledků kinematické a kinetické analýzy chůze a NW. Autoři všech nalezených studií prováděli analýzu u zdravých osob bez patologie chůze. Nenašel jsem žádnou studii řešící tuto problematiku u seniorů.

2.6.1 Studie zabývající se kinematickou analýzou

Kleindienst et al. (2006) testovali 11 probandů ve věku 28 let. Cílem jejich studie bylo porovnat kinematické a kinetické parametry mezi klasickou chůzí, NW a během. Pro měření byly využity vysokofrekvenční kamery a silové desky umístěné v podlaze. Účastníci byli testováni na 20 metrů dlouhém úseku. Rychlost pohybu byla stanovena 2 m/s pro klasickou chůzi i NW a 3,6 m/s pro běh. Vyhodnocení výsledků kinematické analýzy ukázalo větší úhel, který svírá podrážka s podložkou při NW (36°) než při chůzi a běhu.

Stief et al. (2008) rovněž popisovali rozdíly kinematických a kinetických parametrů klasické chůze, NW a běhu. Výzkumný soubor tvořilo 15 mužů, instruktorů NW, ve věku 31 let. Měření bylo realizováno na 20 metrů dlouhé dráze pomocí kamerového systému a silových plošin. Na základě výsledků kinematické analýzy také udávají vyšší úhel, který svírá podrážka s podložkou při NW. Dále měření ukázalo vyšší úhel maximální flexe v kyčelním kloubu při této aktivitě s holemi.

Hansen et al (2008) prováděli kinematickou a kinetickou analýzu chůze a NW u sedmi instruktorek této aktivity s holemi. Ženy chodily po dráze dlouhé šest metrů, ve které byly umístěny plošiny snímající reakční sílu podložky v průběhu krokového cyklu. Rychlost chůze si každá žena zvolila sama. Vyhodnocení kinematické analýzy ukázalo prodloužení délky dvojkroku, větší rozsah pohybu v kyčelním kloubu a také větší maximální flexi v kolenním kloubu při NW.

Dziuba et al. (2015) se zabýval pohyblivostí pánve, kyčelních, kolenních a hlezenní kloubů v průběhu krokového cyklu chůze a NW. Celkem zkoumali 11 instruktorů NW, kteří byli měření při chůzi rychlostí pod 2 m/s a nad 2 m/s. Z jejich výsledků kinematické analýzy vyplývá nepatrné zvýšení rozsahu pohybu v kyčelních kloubech během NW při vyšší rychlosti. Jako jedinou významnou změnu autoři uvádějí zvýšení antevertze pánve při NW.

Měřením pohybu horních končetin při chůzi a NW pomocí kinematické analýzy se zabývali autoři Svoboda et al. (2011) a Pellegrini et al. (2017). Z jejich výsledků je patrný zvýšený rozsah pohybu horních končetin, zejména v loketním kloubu a v zápěstí při NW.

Pohybem trupu při chůzi a NW se zabýval dle prozkoumaných databází pouze Dalton et al. (2016), udávají zvětšení rozsahu pohybu trupu při NW v sagitální a transverzální rovině.

2.6.2 Studie zabývající se měřením reakční síly podložky

Dziuba et al. (2015) také zkoumali, zdali bude mít NW vliv na reakční sílu podložky. Jejich výsledky naznačují, že při stejné rychlosti chůze a NW nebude docházet k výrazným změnám ve velikosti vertikální složky reakční síly. Dále udávají, že případné odchylky mezi velikostí vertikální složky reakční síly při chůzi a NW budou spíše souviset s rychlostí chůze než využitím holí.

Dziuba et al. (2015) potvrzují své výsledky komparací se studií, kterou vytvořili již zmínění autoři Hansen et al. (2008). Ti měřili chůzi a NW u sedmi instruktorek této

aktivity. Oba typy chůze byly měřeny při stejné rychlosti. Dle autorů také nebyly zjištěny rozdíly ve velikosti reakční síly podložky při chůzi a NW u jednotlivých probandek.

Odlišných výsledků dosáhli ve svých studiích níže uvedení autoři. Ti se shodují, že NW zvyšuje hodnotu reakční síly podložky, především velikost její vertikální složky. Předpokládají, že její velikost, zejména na začátku stojné fáze, ovlivňuje větší rychlost chůze způsobená využitím holí, případně silové působení holí. Někteří autoři také našli souvislost mezi zvýšenou vertikální silou a zvýšeným úhlem, který svírá podrážka s podložkou.

Již výše uvedení autoři Kleindienst et al. (2006) našli rozdíly také v kinetických parametrech. Z výsledků je zřejmé, že maximální vertikální síla působící při kontaktu paty s podložkou je při NW větší než při chůzi. Vyšší hodnoty zaznamenali i u anteroposteriorní síly působící při úderu paty i při odrazu ze špičky nohy.

Kinetické měření, které provedli ve své studii Stief et al (2008), ukázalo vyšší vertikální sílu při kontaktu paty s podložkou při NW. Autoři si tuto změnu vysvětlují zvýšením úhlu, který svírá podrážka s podložkou, a zvýšením úhlové rychlosti podrážky. Ve své studii se odkazují na autory Kleindienst et al. (2006), kteří také našli souvislost mezi vertikální silou a úhlem, který svírá podrážka a podložka.

Encarnación-Martínez et al. (2015) také hodnotili rozdílnost velikosti reakční síly chůze a NW. Jejich výzkumu se zúčastnilo 20 osob v průměrném věku 26 let. Měření probíhalo na 12 metrů dlouhé dráze složené ze silových plošin značky Kistler. Také v této studii byla výsledná reakční síla větší při NW než při běžné chůzi. Konkrétně autoři uvádí zvýšení vertikální síly na začátku stojné fáze. V průběhu švihové fáze druhostranné dolní končetiny došlo k mírnému poklesu vertikální síly. Tuto skutečnost autoři ozřejmují zvýšenou rychlostí chůze s holemi, případně jejich silovým působením.

Park et al. (2015) testovali 30 mladých osob, u kterých se zabývali rozdíly ve velikostech vertikální složky reakční síly a změnami základních parametrů chůze a při NW. Probandi měli za úkol chodit přirozenou rychlostí po 12 metrů dlouhém úseku se silovými plošinami snímaným šestikamerovým systémem Vicon. Výsledky ukazují, že k výraznější změně vertikální složky reakční síly došlo opět při NW na začátku kontaktu paty s podložkou, kdy došlo k jejímu zvýšení. Mírné snížení této síly můžeme vidět opět v průběhu stojné fáze. Autoři na základě výsledků své studie registrovali i změnu ve velikosti základních parametrů chůze. NW vedl ke zvětšení kadence chůze, délky kroku a délky dvojroku. A naopak došlo ke zkrácení doby trvání stojné fáze krokového cyklu při NW.

Cílem studie, kterou vytvořil Encarnacion-Martínez et al. (2023), bylo zjistit, zdali má vliv NW na reakční síly podložky a rychlost chůze u 29 studentů mužského pohlaví. Autoři upozorňují, že tito probandi neměli předchozí zkušenost s touto aktivitou, ale před měřením absolvovali pět lekcí pod vedením instruktora. V průběhu měření probandi chodili po 20 metrů dlouhém úseku se silovými plošinami běžně preferovanou rychlostí a poté rychlostí zvýšenou. Z výsledků měření je zřejmé, že využití holí zvyšuje vertikální složku reakční síly na začátku stojné fáze při kontaktu paty s podložkou. Dalším rozdílem je i nárůst akcelerační a brzdné síly anteroposteriorní složky při NW. Autoři dále zaznamenali, že hole mají vliv i na zvýšení rychlosti chůze. Naměřené rozdíly v hodnotách jednotlivých sil autoři vysvětlují zvýšením rychlosti při NW v důsledku sil, kterými působí hole na podložku.

Našel jsem pouze jedinou studii, jejichž výsledky naznačují, že NW snižuje výslednou reakční sílu podložky a tedy, že snížení reakční síly může potenciálně ovlivnit zatížení kloubů dolních končetin. Willson et al. (2001) se zabýval účinky použití holí na NW na dolní končetiny. Celkem se jeho studie zúčastnilo 13 probandů, kteří měli za úkol chodit po 6 metrů dlouhé dráze. Na tělo probandů bylo umístěných 13 markerů, které snímala kamera. Definovaná rychlost NW byla o 0,3 km/h vyšší než rychlost klasické chůze. Při prvním měření měli účastníci zapichovat hole před tělem a při druhém za tělem. Výsledky ukazují, že průměrná působící reakční síla klesla při NW o 2,9 %. V případě, že byly hole zapichovány za tělem, reakční síla klesla o 4,4 % a o 3,3 % pokud byly hole zapichovány před tělem. Snížená byla také brzdící síla v rovině anteroposteriorní, jejíž hodnota při NW klesla o 9 %. Willson et al. (2001) dále uvádí, že při NW se zvětšuje délka kroku v důsledku vyšší rychlosti.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Výběr měřených parametrů vychází z teoretické části této práce. Mezi ně se řadí následující parametry, u kterých lze na základě dostupné literatury očekávat potenciální změnu způsobenou NW. Tyto parametry byly ve většině případů hodnoceny pro každou dolní končetinu zvlášť.

- Délka kroku (cm)
- Délka dvojkroku (cm)
- Rychlost chůze (m/s)
- Kadence kroku (kroky/minuta)
- Doba trvání stojné fáze (%)
- Laterální odchylka pánve (mm)
- Flexe a extenze kyčelního kloubu (°)
- Flexe kolenního kloubu (°)
- Dorzální a plantární flexe hlezenního kloubu (°)
- Maximum a minimum vertikální složky reakční síly (N)
- Maximum brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly (N)
- Maximum akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly (N)
- Maximum laterální síly mediolaterální složky reakční síly (N)

3.1 Cíle práce

1. Hlavní cíl

Provedení kinematické a kinetické analýzy chůze a NW u seniorů.

2. Vedlejší cíle

- a) Porovnat vybrané kinematické parametry chůze a NW u seniorů – délka kroku, délka dvojkroku, rychlost, kadence kroku, doba stojné fáze.
- b) Porovnat vybrané kinematické parametry pánve a úhlové parametry kloubů dolních končetin v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW u seniorů.
- c) Porovnat vybrané kinetické parametry při chůzi a NW u seniorů.

3.2 Výzkumné otázky

VO1: Má NW vliv na vybrané kinematické parametry v porovnání s chůzí u seniorů délka kroku, délka dvojkroku, rychlost, kadence, doba stojné fáze?

VO2: Má NW vliv na vybrané kinematické parametry v porovnání s chůzí u seniorů – laterální odchylka pánve, pohyb v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině?

VO3: Má NW vliv na vybrané kinetické parametry v porovnání s chůzí u seniorů maximum a minimum vertikální složky, maximum brzdící síly anteroposteriorní složky, maximum akcelerační síly anteroposteriorní složky, maximum laterální síly mediolaterální složky reakční síly?

3.3 Hypotézy

Následující hypotézy vycházejí z uvedených výzkumných otázek. Jsou uvedeny jako nulové, aby mohly být dále podrobeny statistické analýze.

3.3.1 Hypotézy k výzkumné otázce 1

H₀V1a) Není rozdíl mezi délkou kroku při chůzi a NW u seniorů.

H₀V1b) Není rozdíl mezi délkou dvojkroku při chůzi a NW u seniorů.

H₀V1c) Není rozdíl mezi rychlostí chůze a NW u seniorů.

H₀V1d) Není rozdíl mezi kadencí kroku při chůzi a NW u seniorů.

H₀V1e) Není rozdíl mezi dobou trvání stejné fáze krokového cyklu při chůzi a NW u seniorů.

3.3.2 Hypotézy k výzkumné otázce 2

H₀V2a) Není rozdíl mezi maximální laterální odchylkou pánve ve frontální rovině na stranu stejné končetiny při chůzi a NW.

H₀V2b) Není rozdíl mezi rozsahem pohybu (flexe a extenze) v kyčelním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW.

H₀V2c) Není rozdíl mezi rozsahem pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW.

H₀V2d) Není rozdíl mezi rozsahem pohybu (dorzální a plantární flexe) v hlezenním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW.

3.3.3 Hypotézy k výzkumné otázce 3

H₀V3a) Není rozdíl mezi maximem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW.

H₀V3b) Není rozdíl mezi minimem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW.

H₀V3c) Není rozdíl mezi maximem brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW.

H₀V3d) Není rozdíl mezi maximem akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW.

H₀V3e) Není rozdíl mezi maximem laterální síly mediolaterální složky reakční síly při chůzi a NW.

4 METODIKA PRÁCE

Diplomová práce byla sepsána v časovém rozmezí od února 2022 do dubna 2024. Teoretická část této diplomové práce byla zpracována pomocí knih a elektronických pramenů získaných v rámci online databází (PubMed, Medline, Google Scholar). Praktická část byla zpracována formou experimentu.

4.1 Sběr dat

Měření experimentu probíhalo během jednoho dne na Fakultě tělesné výchovy a sportu UK v laboratoři biomechaniky extrémních zátěží pomocí přístrojů Qualisys a Kistler, vypůjčených fakultou. Tyto měřicí přístroje byly obsluhovány zkušenými pracovníky laboratoře. Zpracování získaných dat probíhalo na vlastním počítači pomocí programu Qualisys Track Manager a Microsoft Office Excel.

4.1.1 Metody sběru dat - systém Qualisys a Kistler

Systém Qualisys využívá vysokofrekvenční kamery, které dokáží snímat infračervené světlo odražené od pasivních nebo aktivních markerů umístěných na těle probanda. Tyto senzory mají velmi vysoké rozlišení a mohou snímat pohyb s frekvencí až 500 Hz. Tato technologie je schopna podávat informace o poloze značek téměř v reálném čase pouze s minimálním zpožděním. Software Qualisys umožňuje výpočet základních kinematických veličin jako jsou dráha, zrychlení, rychlost a úhlové parametry, dále s ním lze vypočítat i náročné komplexní kalkulace jako jsou modely tělních segmentů nebo Eulerovy úhly (Soumar, 2013).

Tenzometrické desky Kistler, využívané na Fakultě tělesné výchovy a sportu, jsou složeny z kovových desek. Ve spodní části každé desky jsou umístěny piezoelektrické senzory, které snímají velikost a směr sil působících na plošinu. V praxi se využívá jedna nebo více desek seřazených za sebou, umístěných uprostřed měřené dráhy. Pro získání nejpřesnějších možných dat je nezbytné, aby došlap vyšetřovaného jedince směřoval do středu desky. Pomocí silové plošiny Kistler byly změřeny reakční síly podložky při chůzi. Získaná data z této plošiny sloužila k posouzení, zdali je rozdíl ve velikostech reakčních sil podložky při chůzi a NW.



Obrázek 4: Tenzometrická deska Kistler (Kistler, 2014)

4.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumu se zúčastnilo 15 žen ve věku mezi 65 až 83 lety, které pravidelně a dlouhodobě provozovaly lekce NW pod odborným dohledem. Tito probandi byli osloveni autorem této práce v průběhu samotných lekcí NW, které jsou již několik let organizované jedním klubem pro seniory. Tento konkrétní klub seniorů se řadí mezi největší v Praze, na jeho aktivity odkazují i další menší podobné organizace ve městě, a dle získaných informací zahrnuje nejvíce seniorů se zájmem o NW. Pravidelně pořádá vycházky s holemi v Malešicích, v parku Stromovka a na Žižkově.

Do projektu byli zařazeni pouze probandi, kteří nemají zranění nebo nejsou v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu, netrpí akutním zejména infekčním onemocněním, ani jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu, kardiovaskulárním, respiračním nebo neuromuskulárním onemocněním. Tři ženy, které měly zájem o účast v tomto výzkumu, nesplňovaly definovaná zdravotní kritéria, a základě výsledků anamnestického dotazníku se nemohly měření účastnit.

Nutno podotknout, že přes snahu získat co nejvíce seniorů mužského i ženského pohlaví, při mnoha osobních účastech na lekcích NW pro seniory v Praze, se do výzkumu zapojil tento soubor probandů tvořený pouze ženami.

Všem probandům byly sděleny informace o průběhu měření a cílech diplomové práce. Probandi následně podepsali informovaný souhlas s tím, že souhlasí se zařazením do výzkumu.

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.

Tabulka 1: Charakteristika výzkumného souboru

| Proband | Věk | Výška (cm) | Hmotnost (kg) |
|----------------|------------|-------------------|----------------------|
| 1 | 83 | 171 | 62 |
| 2 | 74 | 169 | 61 |
| 3 | 67 | 170 | 63 |
| 4 | 69 | 176 | 67 |
| 5 | 65 | 179 | 74 |
| 6 | 82 | 166 | 58 |
| 7 | 77 | 175 | 66 |
| 8 | 80 | 167 | 56 |
| 9 | 73 | 178 | 67 |
| 10 | 71 | 184 | 75 |
| 11 | 75 | 169 | 62 |
| 12 | 72 | 176 | 68 |
| 13 | 70 | 166 | 58 |
| 14 | 78 | 168 | 59 |
| 15 | 73 | 177 | 71 |
| Průměr | 74 | 172,7 | 64,4 |
| SO | ± 5,1 | ± 5,3 | ± 5,7 |

4.3 Vlastní měření

4.3.1 Anamnestický dotazník a kineziologické vyšetření

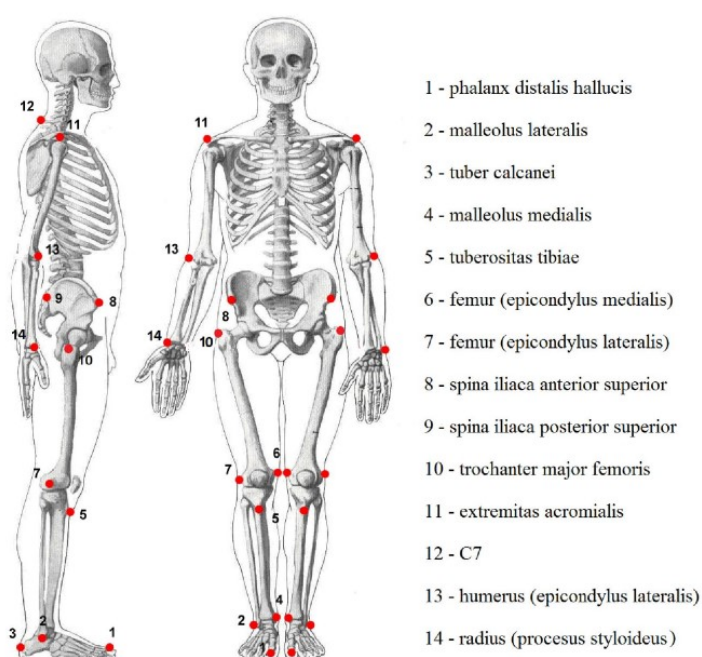
Před měřením probandi vyplnili dotazník týkající se informací o jejich zdravotním stavu, věku, výšce, váze, pohlaví a četnosti provozování NW. Následně bylo provedeno kineziologické vyšetření, které se skládalo z antropometrie, vyšetření aspekci, palpací, vyšetření zkrácených a oslabených svalů, a vyšetření rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech.

U většiny probandů bylo v rámci kineziologického vyšetření nalezeno několik patologií, které však dle našich předpokladů souvisí s jejich věkem a vznikly na podkladě fyziologického procesu stárnutí, případně počínajících degenerativních změn. Mezi nejvýznamnější bych označil osově deformity dolních končetin, snížení rozsahu pohybu v kyčelních kloubech zejména do vnitřní rotace, zkrácení flexorů kyčelních kloubů a ischiokrurálních svalů, oslabení gluteálních svalů.

4.3.2 Příprava na kinematické vyšetření chůze

Samotnému měření předcházelo nalepení jednotlivých markerů na předem definovaná anatomická místa na tělech probandů. Markery byly nalepeny pomocí oboustranné lepicí pásky jedním fyzioterapeutem se znalostmi anatomie. Případné nalepení mimo kostěné výběžky by znamenalo nechtěný posun markerů vyvolaný pohybem měkkých tkání v průběhu měření. Takto nalepené markery bylo následně možné snímat pomocí osmi infračervených kamer umístěných v horní části zdi po obvodu laboratoře, které využívá systém Qualisys.

Místa, kam byly nalepeny jednotlivé markery znázorňuje následující obrázek



Obrázek 5: Umístění markerů na těle probanda při měření kinematické analýzy

Další nutnou součástí příprav na zahájení měření byla kalibrace prostoru pomocí kalibrační tyče s reflexními markery.

4.3.3 Průběh měření

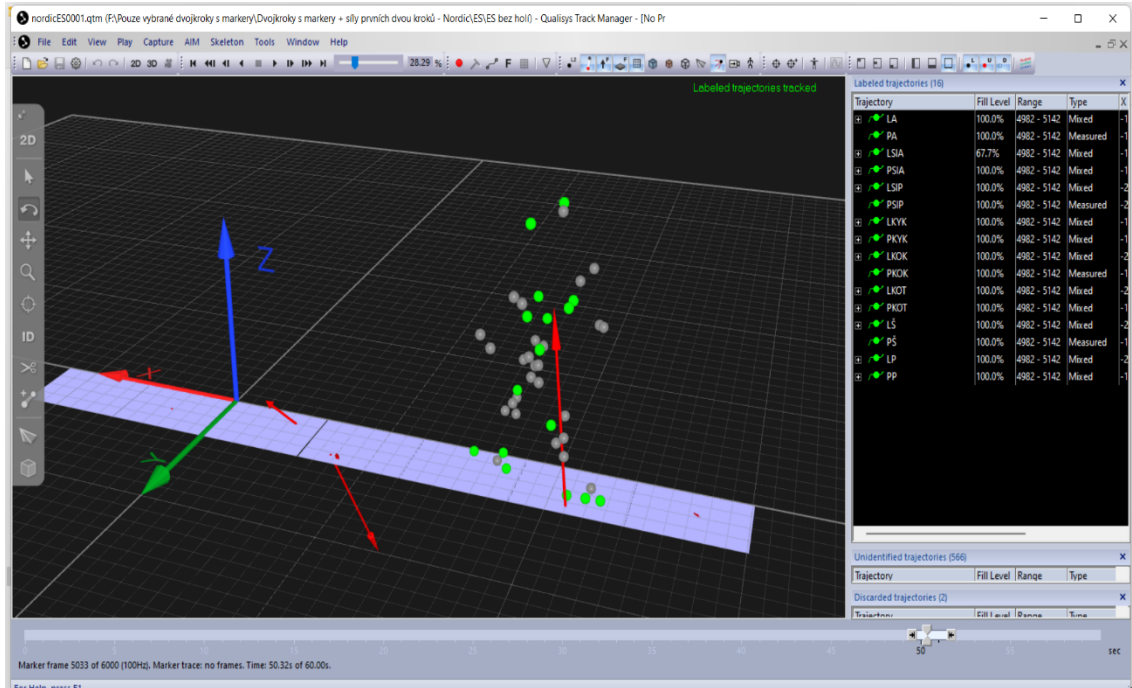
Měření každého probanda započalo nasnímáním všech markerů na jeho těle v pozici, kdy proband stál na silové desce a současně upažoval po dobu deseti sekund.

Po splnění všech předepsaných úkonů mohla být zahájena analýza chůze. Probandi byli vyzváni, aby chodili po dobu jedné minuty po silových deskách seřazených za sebou v délce asi 15 metrů tam a zpět. Nejdříve byli probandi měřeni při chůzi bez holí a poté při NW.

Rychlost chůze nebyla definována, každý proband chodil svou přirozenou rychlostí, kterou chodí mimo laboratoř.

4.4 Vyhodnocení jednotlivých parametrů chůze

Vyhodnocení jednotlivých parametrů chůze bylo provedeno v programu Qualisys Track Manager a Microsoft Office Excel, do kterého byly hodnoty jednotlivých parametrů převedeny. V Microsoft Office Excel bylo také provedeno grafické zpracování.



Obrázek 6: Analýza dat v programu Qualisys track manager – proband chodící po deskách Kistler snímány kamerami (vlastní měření)

4.4.1 Délka kroku a dvojkroku

Délku kroku lze charakterizovat jako vzdálenost mezi kontaktem jedné a druhé paty s podložkou. V programu Qualisys Track Manager jsem tedy měřil vzdálenost na ose x mezi markerem nalepeným na tuber calcanei pravé a levé nohy. Délka kroku je rovna absolutní hodnotě rozdílu bodů x_1 a x_2 . Vyhodnocoval jsem délky kroku pravé a levé končetiny zvlášť.

Délka dvojkroku je definována jako vzdálenost mezi kontaktem paty stejné končetiny na začátku a na konci krokového cyklu. Pro její výpočet jsem odečítal vzdálenost bodů x_1 a x_2 mezi prvním a druhým kontaktem paty jedné končetiny s podložkou. Toto měření bylo opět provedeno pro pravou a levou končetinu zvlášť.

Aby byla výsledná hodnota délky kroku a dvojkroku co nejpřesnější, je dále uvedena výsledná hodnota délky kroku a dvojkroku pro každou končetinu, jako průměr délky pěti kroků a pěti dvojkroků levé a pravé končetiny.

4.4.2 Rychlost a kadence chůze

Rychlost chůze je rovna podílu dráhy a času, za který byla uražena. Rychlost chůze jsem vyhodnotil jako podíl délky a doby trvání dvojkroku pravé a levé končetiny.

Kadenci chůze jsem vypočítal ze vzorce, který uvádí Whittle (2007). Pro kontrolu jsem spočítal kroky, které udělala testovaná osoba za jeden měřený úsek a změřil čas, za který tento počet kroků udělala. Vypočítal jsem podíl tohoto času a počtu kroků. Takto jsem získal dobu, po kterou trval jeden krok. Následně jsem dobu jednoho kroku využil jako dělitel 60, abych získal údaj o počtu kroků za minutu.

$$\text{Kadence (kroky/min)} = \text{rychlost chůze (m/s)} * 120 / \text{délka dvojkroku (m)}$$

4.4.3 Doba trvání stejné fáze

Doba stejné fáze byla opět zpracována na ose x v průběhu času. Byla počítána doba, která uplyne od počátečního kontaktu paty do odrazu palce stejné končetiny. Poté jsem vypočítal dobu celého krokového cyklu, kdy jsem měřil dobu od počátečního kontaktu paty do konce švihové fáze jedné končetiny. Čas, za který proběhne celý krokový cyklus, jsem definoval jako 100 %. A pomocí trojčlenky jsem vypočítal dobu trvání stejné fáze v %. Tyto výpočty byly opět provedeny pro každou končetinu zvlášť.

4.4.4 Maximální laterální odchylka pánve ve frontální rovině na stranu stejné končetiny

Maximální laterální odchylku pánve jsem měřil v programu Qualisys Track Manager. Pro vyhodnocení byly využity markery nalepené na SIAS. Pro výpočet jsem odečítal na ose y polohu SIAS při počátečním kontaktu paty jedné končetiny a maximální laterální odchylku pánve v průběhu stejné fáze této končetiny. Takto jsem provedl měření při stejné fázi obou končetin,

4.4.5 Maximální rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině

Maximální rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině byl rozdělen na maximální flexi a extenzi v tomto kloubu. Pro zjištění těchto úhlů byly použity markery nalepené na kyčelních kloubech a laterálních epikondylech. Pro výpočet flexe byla zjištěna maximální hodnota na ose x, kdy se marker na laterálním epikondylu nejvíce vzdálil od markeru nalepeného na stejnostranném kyčelním kloubu ve směru do flexe. Takto vznikl pravoúhlý trojúhelník vytvořený z x-ových a z-ových vzdáleností obou markerů. V této poloze byla animace v programu Qualisys Track Manager zastavena a byla vypočtena vzdálenost mezi oběma markery na ose x a z. Z těchto hodnot jsem vypočítal tangens jako podíl z-ové a x-ové vzdálenosti. Následně jsem pomocí inverzní

funkce arkus tangens vypočítal velikost vedlejšího úhlu, který svírá maximální flexe kyčelního kloubu a x-ová vzdálenost markerů na kyčli a epikondyly. Dále jsem již mohl vypočítat maximální flexi kyčelního kloubu jako rozdíl 90° (úhel mezi x-ovou vzdáleností markerů a nulovým postavením v kyčelním kloubu) a vedlejšího úhlu.

Stejným způsobem byla vypočítána i hodnota maximálního úhlu extenze, akorát z polohy markeru laterálního epikondyly, který byl zastaven v maximálním zanožení, kdy byly x-ové hodnoty nejdále od sebe. Takto jsem postupoval u pravé i levé dolní končetiny zvlášť.

4.4.6 Maximální rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině

Pro zjištění úhlu maximálního rozsahu byly využity markery nalepené na laterálním epikondyly femuru a patě stejnostranné končetiny. Animaci jsem si zastavil v maximální flexi kolenního kloubu při chůzi, kdy byla z-ová souřadnice paty nejvíce vzdálená od země, a také když bylo koleno při chůzi maximálně propnuté. Dále jsem postupoval podobně jako u kyčelního kloubu. Dva vypočítané vedlejší úhly (svírající rovinou na ose x v úrovni laterálního epikondyly a polohu paty při maximální flexi kolene a plně propnutém koleni) jsem odečetl od 180° (rovina na ose x v úrovni laterálního epikondyly), a zjistil celkový maximální rozsah kolenního kloubu. Takto jsem provedl výpočet pro obě končetiny.

4.4.1 Maximální rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině

Maximální rozsah byl rozdělen na maximální pohyb do plantární a dorzální flexe. Pro tyto výpočty byly měřeny ze vzdáleností markerů umístěných na metatarsophalangeálním kloubu palce a laterálním kotníku stejnostranné končetiny. Výpočty vycházely z nulového postavení hlezenního kloubu v pozici, kdy noha s bércelem svírala úhel 90° . Podobně jako u předchozích kloubů byla pomocí goniometrické funkce tangens vypočítána maximální plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu. Výpočet byl proveden pro obě nohy zvlášť.

4.4.2 Maximum a minimum vertikální složky reakční síly

Jako maximum vertikální složky reakční síly byla vyhodnocena nejvyšší naměřená hodnota v průběhu stejné fáze krokového cyklu. Za minimum vertikální složky reakční síly byla naopak považována nejnižší dosažená hodnota mezi dvěma vrcholy této složky. Tyto parametry byly vypočítány samostatně pro každou končetinu.

4.4.1 Maximum brzdící a akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly

Maximální brzdící a akcelerační síla anteroposteriorní složky reakční síly byly hodnoceny jako nejvyšší dosažené hodnoty těchto složek v průběhu stejné fáze krokového cyklu. Byly hodnoceny pro každou nohu zvlášť.

4.4.2 Maximum laterální síly mediolaterální složky reakční síly

Za maximum laterální síly mediolaterální složky reakční síly byla považována nejvyšší dosažená hodnota tohoto parametru. Maximum bylo vyhodnoceno zvlášť pro obě končetiny.

4.5 Analýza dat

Získaná data byla zpracována v programu Qualisys Track Manager. Výsledky byly následně převedeny do programu Microsoft Office Excel, kde byla data podrobena deskriptivní analýze. Platnost hypotéz byla ověřena pomocí párového Studentova t – testu s oboustrannou alternativou. Testování hypotéz probíhalo opět v programu Microsoft Office Excel na 5% hladině významnosti ($\alpha = 0,05$). Pokud byla hodnota $p < \alpha = 0,05$, naše statistická hypotéza byla zamítnuta, jelikož se jednalo o signifikantní rozdíl. Na základě výsledků tohoto testu bylo možné určit, zdali jsou, nebo nejsou rozdíly kinematických a kinetických parametrů chůze a NW statisticky významné.

5 VÝSLEDKY

Sledované parametry byly vybrány na základě poznatků získaných sepsáním teoretické části této práce. Pro co nejpřesnější výsledné hodnoty byla většina parametrů hodnocena pro každou dolní končetinu zvlášť. U každé zkoumané osoby byl vyhodnocen sledovaný parametr pro chůzi a NW. Tyto parametry byly analyzovány a statisticky zpracovány v programu Qualisys Track Manager a Microsoft Office Excel. Pro možné představení si velikosti jednotlivých parametrů byl u každého probanda vytvořen sloupcový graf znázorňující tyto parametry. Následně byl u každé osoby vypočítán absolutní rozdíl hodnot sledovaného parametru mezi chůzí a NW. Absolutní rozdíly hodnot jednotlivých osob byly graficky sloučeny pomocí krabicového grafu. Pod každým krabicovým grafem byl vypočten průměr a směrodatná odchylka všech absolutních rozdílů jednotlivých parametrů. Pro posouzení, zdali je rozdíl signifikantní, a tedy že NW má vliv na vybrané parametry, byl využit párový Studentův t-test, zahrnující výsledky všech probandů. Nutno podotknout, že vzhledem k nízkému počtu osob ve výzkumném souboru tvořeného pouze ženami nelze výsledky zevšeobecňovat pro širší populaci seniorů, ale pouze pro tento konkrétní soubor.

Krabicový graf byl vybrán jako nejlepší možný graf pro sloučení absolutních rozdílů jednotlivých parametrů naměřených u každého z probandů. Tento graf rozděluje data na 3 kvartily, zobrazuje průměr, medián, nejnížší i nejvyšší hodnotu a hodnoty odlehlé. Hodnoty větší než 0 ukazují na zvýšení velikosti parametru způsobeným NW. Hodnoty pohybující se kolem 0 nenasvědčují, že by měl NW vliv na parametry chůze. Hodnoty menší než 0 říkají, že NW snižuje velikost daného parametru chůze.

5.1 Výsledky k výzkumným otázkám

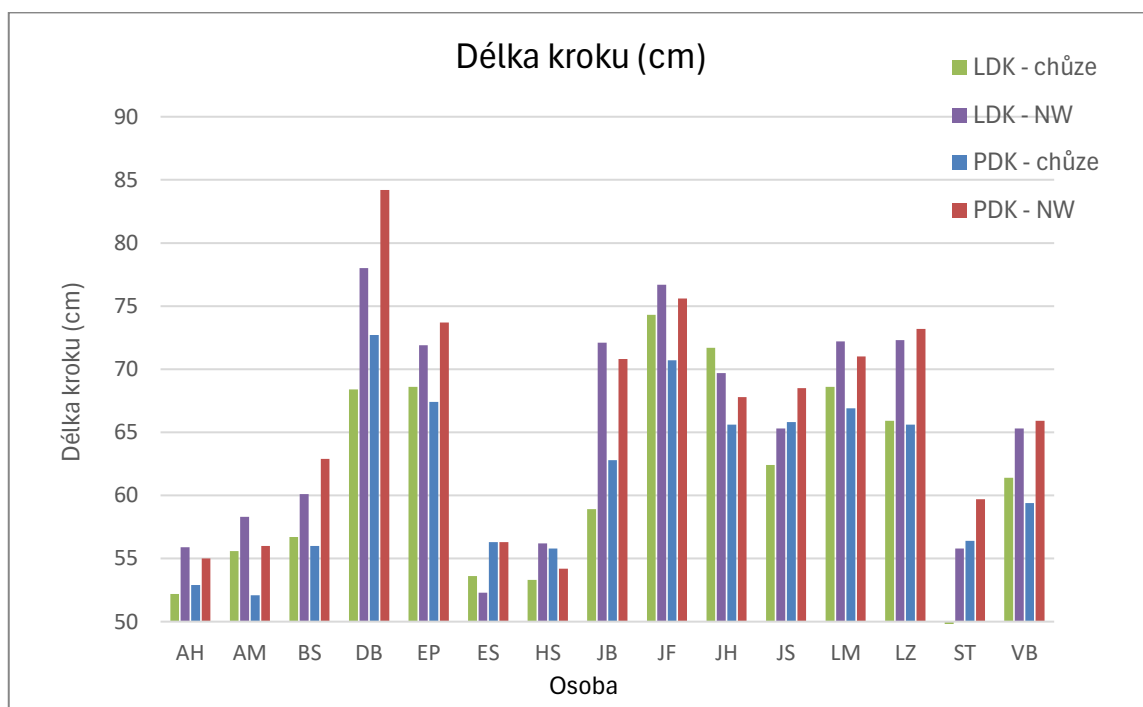
5.1.1 Vědecká otázka 1

Má NW vliv na vybrané kinematické parametry v porovnání s chůzí u seniorů délka – kroku, délka dvojkroku, rychlost, kadence, doba stejné fáze?

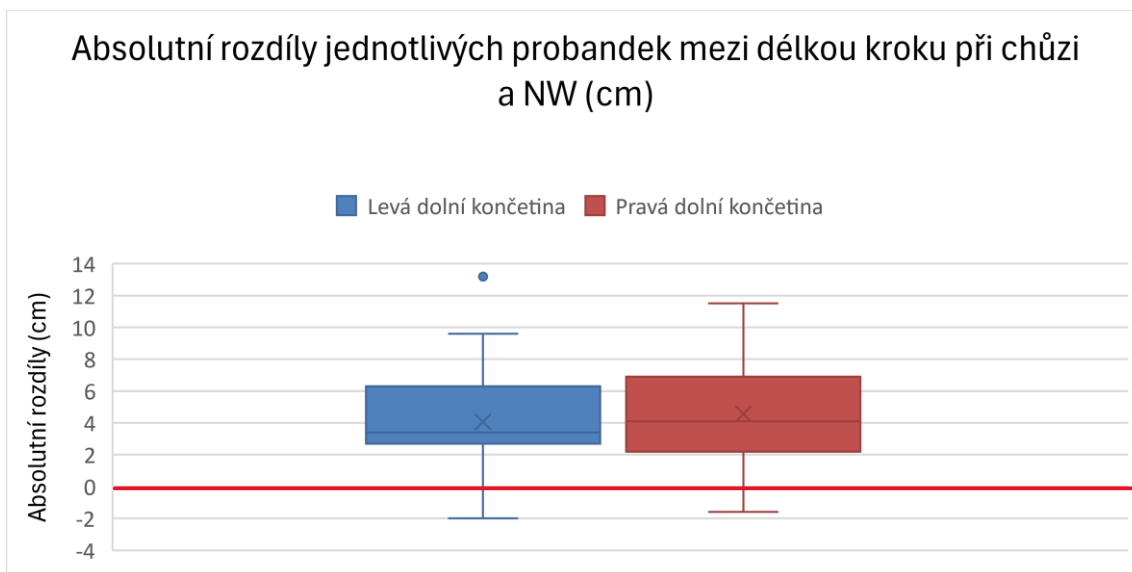
Tato vědecká otázka byla řešena v pěti hypotézách (H₀V1a - H₀V1e). Hypotézy byly zaměřeny na zjištění rozdílnosti mezi výše uvedenými kinematickými parametry chůze a NW u seniorů.

5.1.1.1 Výsledek k hypotéze H₀V1a

Hypotéza H₀V1a zněla „Není rozdíl mezi délkou kroku při chůzi a NW u seniorů“ a byla ověřována pro pravou a levou nohu zvlášť.



Obrázek 7: Graf znázorňující rozdíly v délce kroku mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 8: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi délkou kroku při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 2: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly délek kroku při chůzi a NW

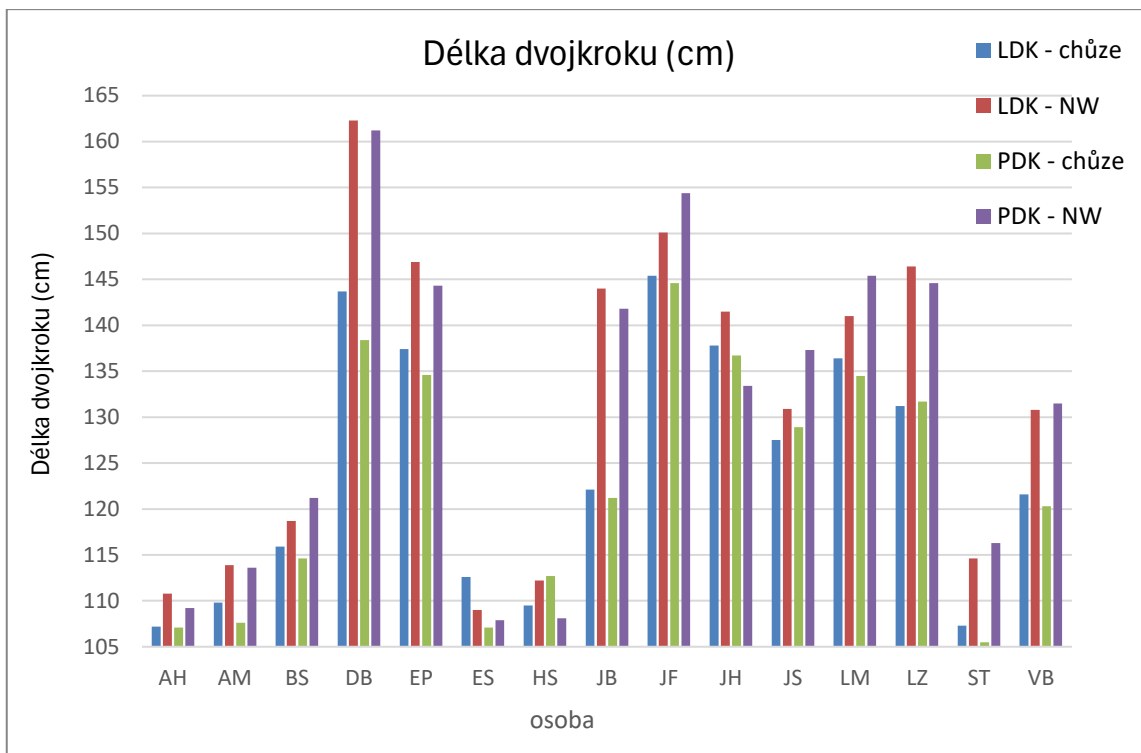
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test – p hodnota |
|--|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly délky kroku – LDK (cm) | 4,07 | 3,64 | 0,0009 |
| Absolutní rozdíly délky kroku – PDK (cm) | 4,56 | 3,24 | 0,0001 |

Výsledek k hypotéze H_0V1a

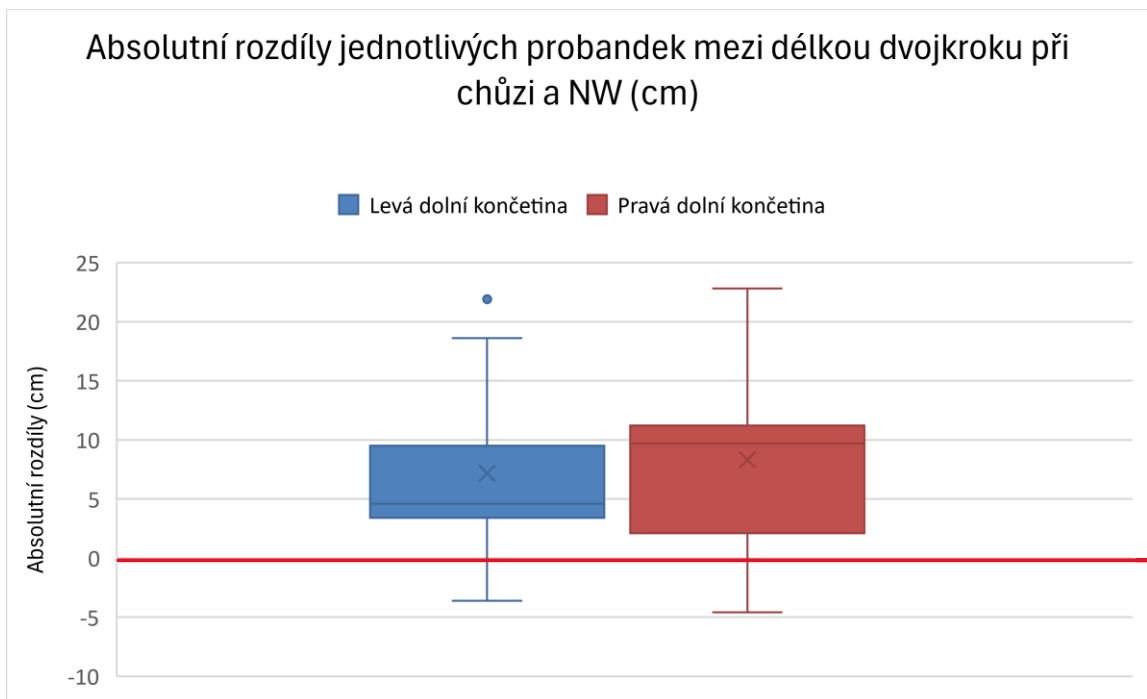
Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu menší než hladina významovosti α . Hypotézu H_0V1a zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi délkou kroku při chůzi a NW.

5.1.1.2 Výsledek k hypotéze H₀V1b

Hypotéza H₀V1b zněla „Není rozdíl mezi délkou dvojkroku při chůzi a NW u seniorů“ a byla ověřována pro pravou a levou nohu zvlášť.



Obrázek 9: Graf znázorňující rozdíly v délce dvojkroku mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 10: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi délkou dvojkroku při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 3: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly délek dvojkroku při chůzi a NW

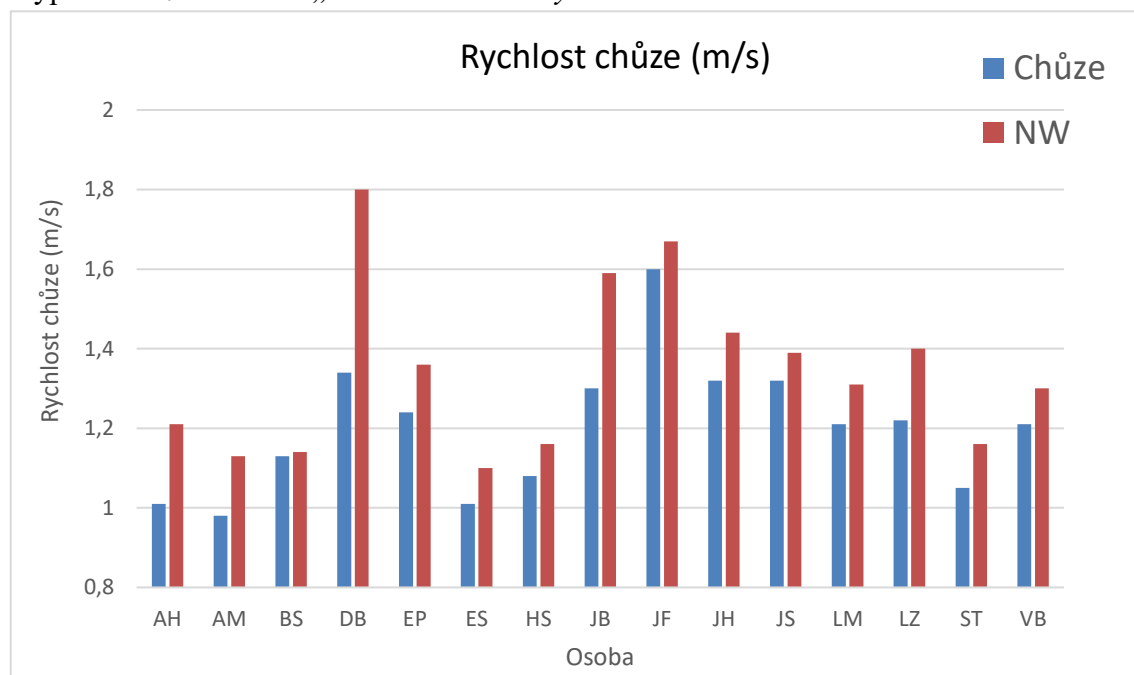
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly délky dvojkroku – LDK (cm) | 7,18 | 6,52 | 0,00104 |
| Absolutní rozdíly délky dvojkroku – PDK (cm) | 8,31 | 7,39 | 0,00081 |

Výsledek k hypotéze H₀V1b

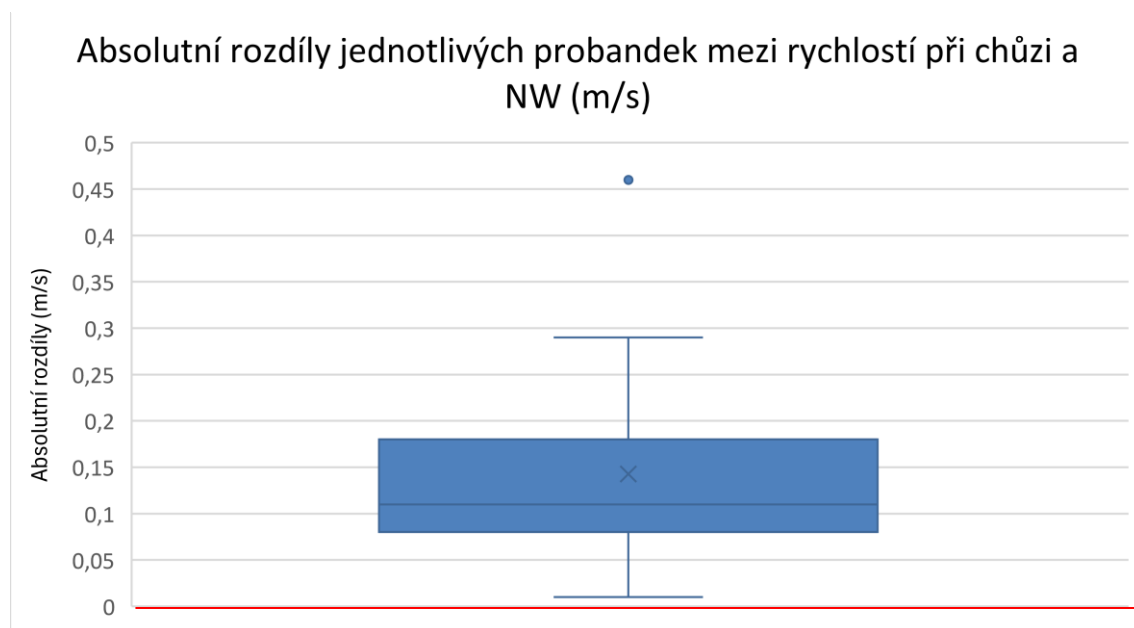
Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu menší než hladina významovosti α . Hypotézu H₀V1b zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi délkou dvojkroku při chůzi a NW.

5.1.1.3 Výsledek k hypotéze H₀V1c

Hypotéza H₀V1c zněla „Není rozdíl mezi rychlostí chůze a NW u seniorů“.



Obrázek 11: Graf znázorňující rozdíly v rychlosti mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) NW – nordic walking



Obrázek 12: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi rychlostí při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 4: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly rychlosti při chůzi a NW

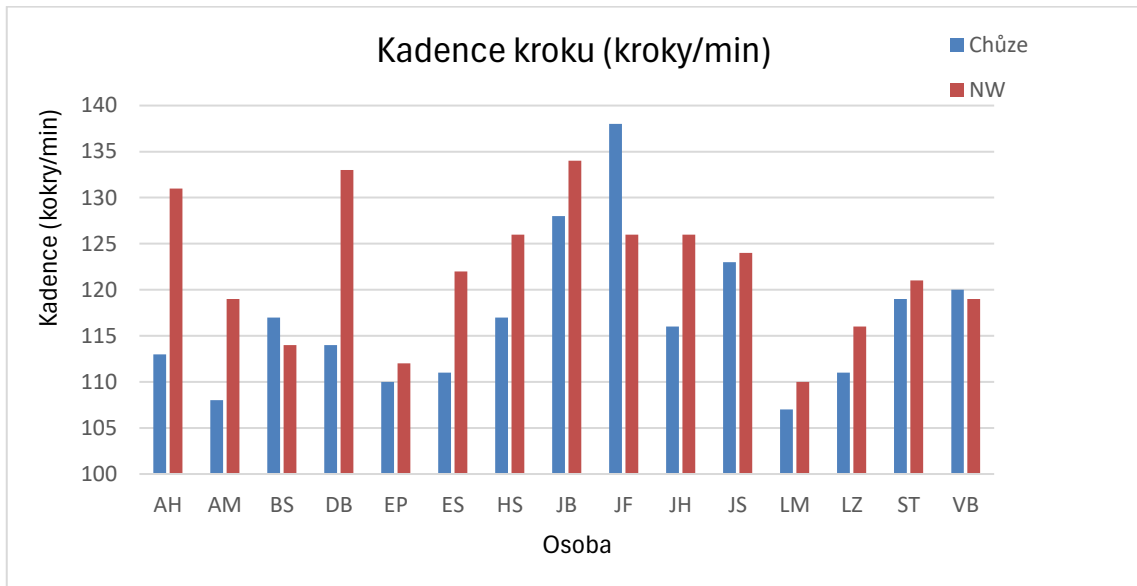
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|----------------------------------|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíl rychlosti (m/s) | 0,14 | 0,11 | 0,00018 |

Výsledek k hypotéze H₀V1c

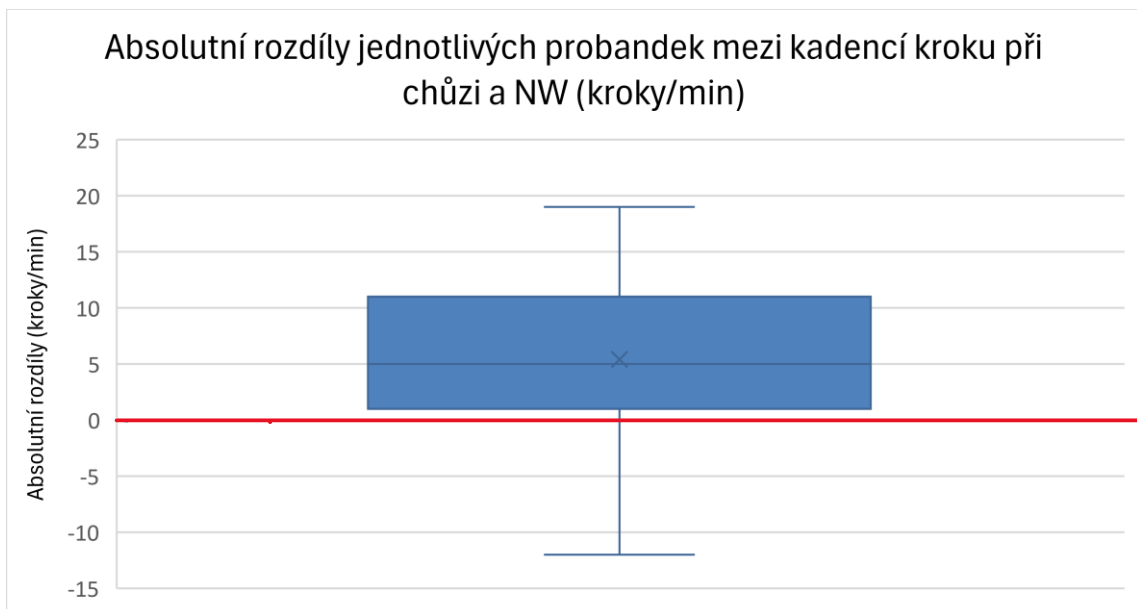
Vypočítaná p-hodnota je menší než hladina významnosti α . Hypotézu H₀V1c zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi rychlostí při chůzi a NW.

5.1.1.4 Výsledek k hypotéze H₀V1d

Hypotéza H₀V1d zněla „Není rozdíl mezi kadencí kroku při chůzi a NW u seniorů“.



Obrázek 13: Graf znázorňující rozdíly v kadenci mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) NW – nordic walking



Obrázek 14: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi kadencí při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 5: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly kadence při chůzi a NW

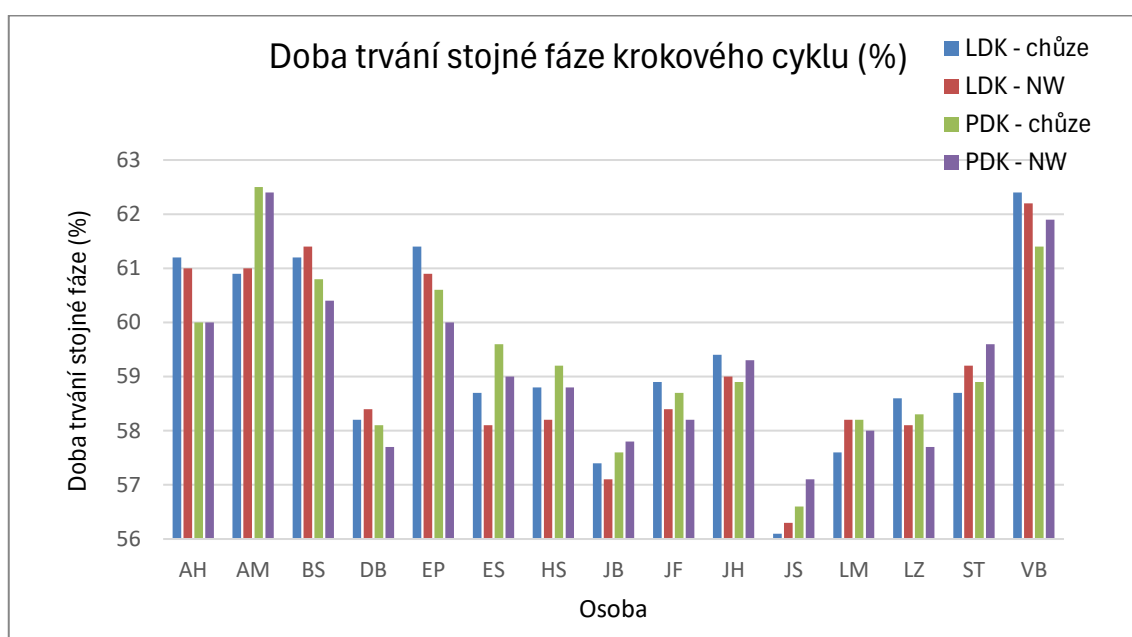
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|---|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly kadence kroku (kroky/min) | 5,40 | 7,76 | 0,03 |

Výsledek k hypotéze H_0V1d

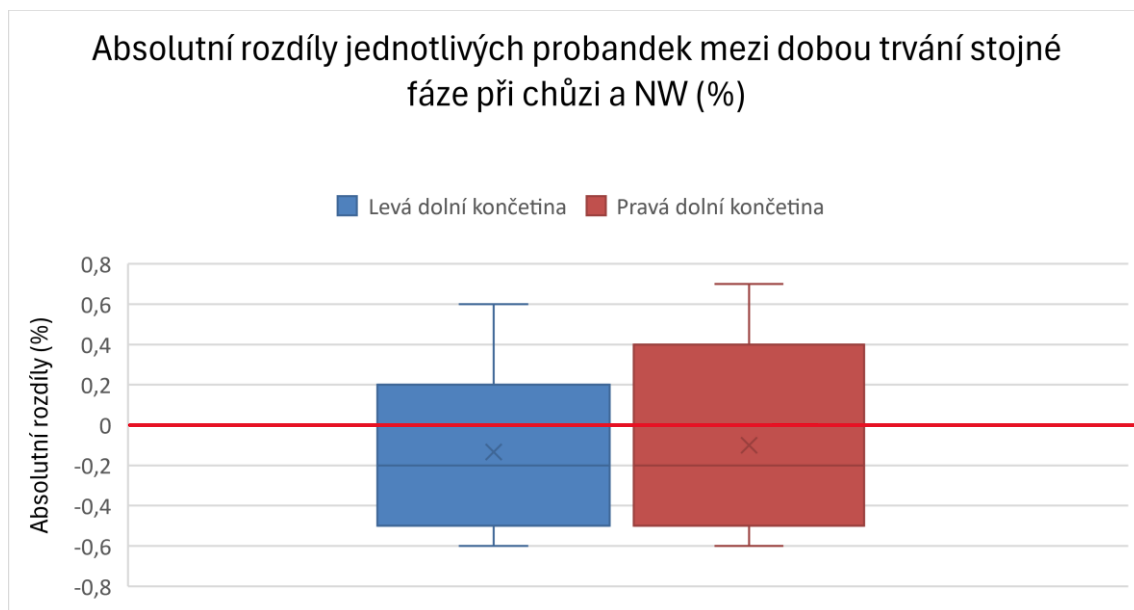
Vypočítaná p-hodnota je menší než hladina významovosti α . Hypotézu H_0V1d zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi kadencí kroku při chůzi a NW.

5.1.1.5 Výsledek k hypotéze H_0V1e

Hypotéza H_0V1e zněla „Není rozdíl mezi dobou trvání stejné fáze krokového cyklu při chůzi a NW u seniorů“ a byla ověřována pro pravou a levou nohu zvlášť.



Obrázek 15: Graf znázorňující rozdíly v době trvání stejné fáze mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 16: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi dobou trvání stejné fáze při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 6: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly doby trvání stejné fáze při chůzi a NW

| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|---|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly doby trvání stejné fáze – LDK (%) | -0,13 | 0,39 | 0,22 |
| Absolutní rozdíly doby trvání stejné fáze – PDK (%) | -0,10 | 0,44 | 0,41 |

Výsledek k hypotéze H₀V1e

Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu vyšší než hladina významovosti α . Hypotézu H₀V1e nelze zamítnout. V tomto výzkumném souboru není statisticky významný rozdíl mezi dobou trvání stejné fáze při chůzi a NW.

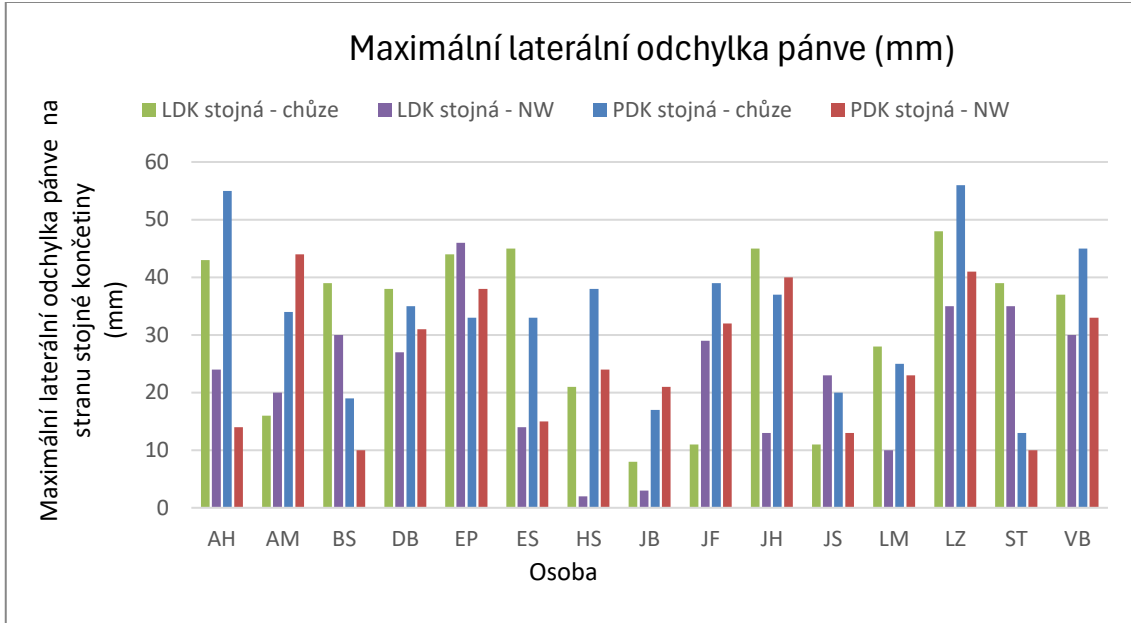
5.1.1 Vědecká otázka 2

Má NW vliv na vybrané kinematické parametry v porovnání s chůzí u seniorů – laterální odchylka pánve a pohyb v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině?

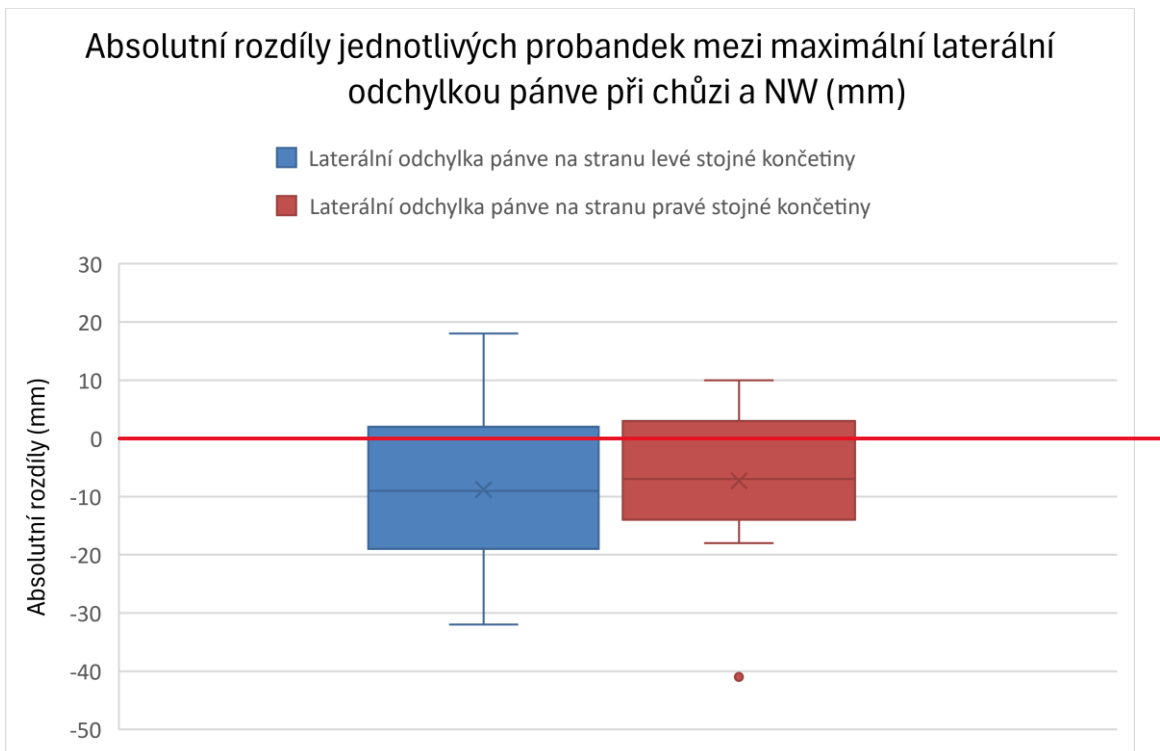
Tato vědecká otázka byla řešena ve čtyřech hypotézách (H₀V2a - H₀V2d). Hypotézy byly zaměřeny na zjištění rozdílnosti mezi výše uvedenými kinematickými parametry chůze a NW u seniorů.

5.1.1.1 Výsledek k hypotéze H₀V2a

Hypotéza H₀V2a zněla „Není rozdíl mezi maximální laterální odchylkou pánve ve frontální rovině na stranu stejné končetiny při chůzi a NW“ a byla ověřována pro stojnou fázi pravé i levé dolní končetiny.



Obrázek 17: Graf znázorňující rozdíly v maximální laterální odchylce pánve mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 18: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální laterální odchylkou pánve při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 7: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximální laterální odchylky pánve při chůzi a NW

| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|---|--------|-------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maximální laterální odchylky pánve na stranu stojné levé končetiny | -8,80 | 13,70 | 0,031 |
| Absolutní rozdíly maximální laterální odchylky pánve na stranu stojné pravé končetiny | -7,33 | 11,89 | 0,037 |

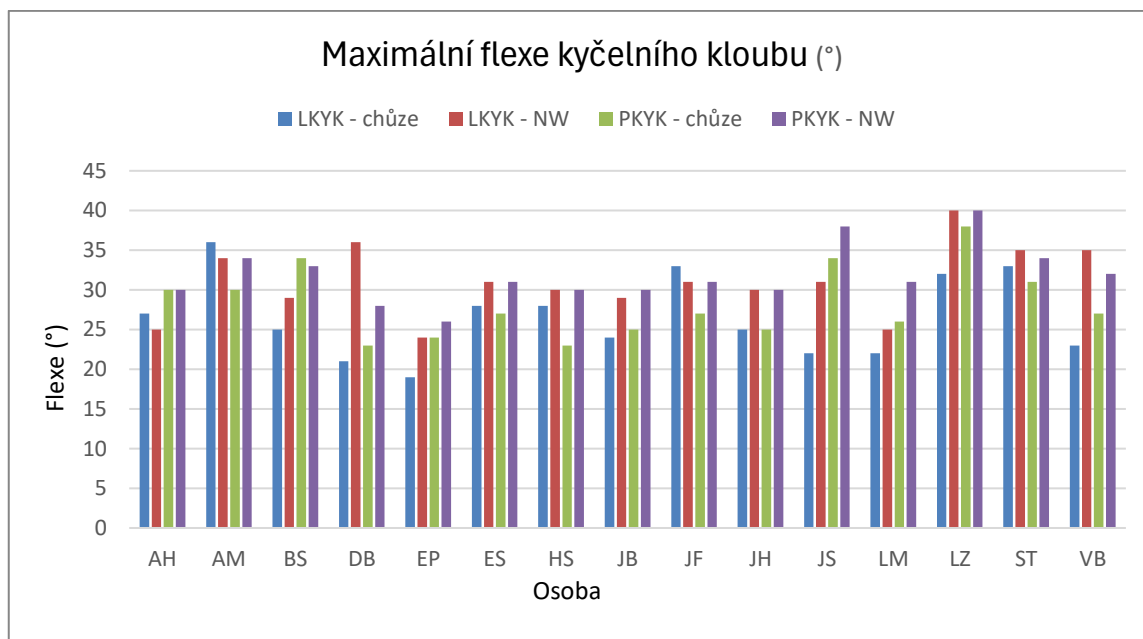
Výsledek k hypotéze H₀V2a

Vypočítaná p-hodnota je pro maximální laterální odchylku pánve ve frontální rovině na stranu stojné levé i pravé končetiny nižší než hladina významovosti α . Hypotézu H₀V2a zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi maximální laterální odchylkou pánve na stranu stojné levé i pravé končetiny při chůzi a NW.

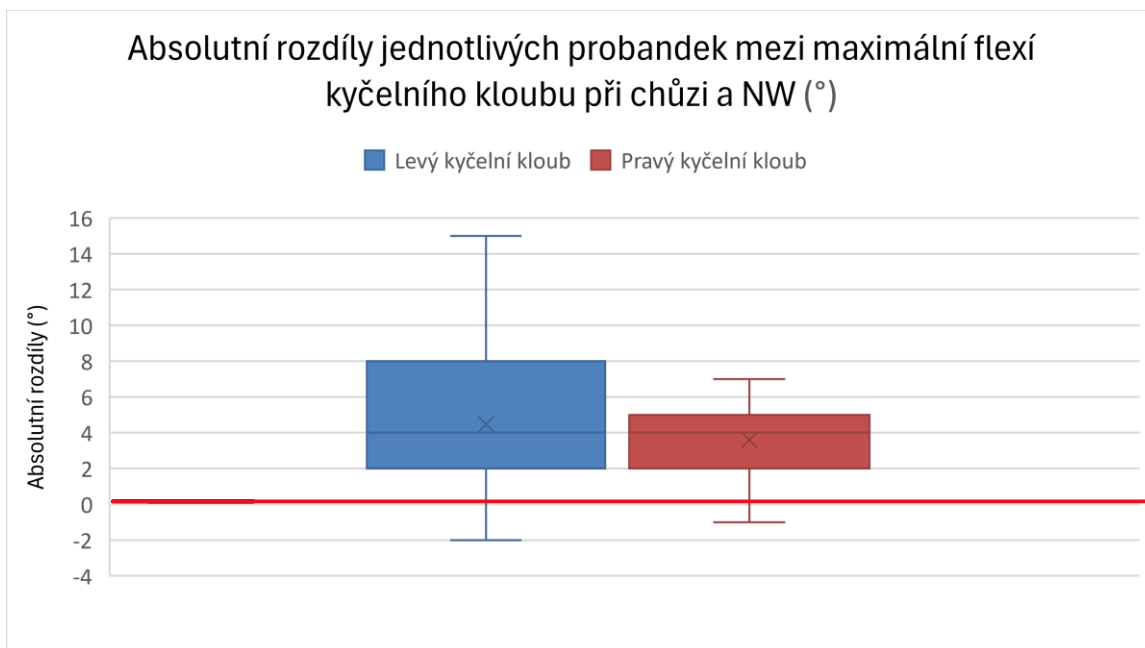
5.1.1.2 Výsledek k hypotéze H₀V2b

Hypotéza H₀V2b zněla „Není rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu (flexe a extenze) v kyčelním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW“ a byla ověřována pro flexi a extenzi pravého i levého kyčelního kloubu.

Maximální flexe kyčelního kloubu

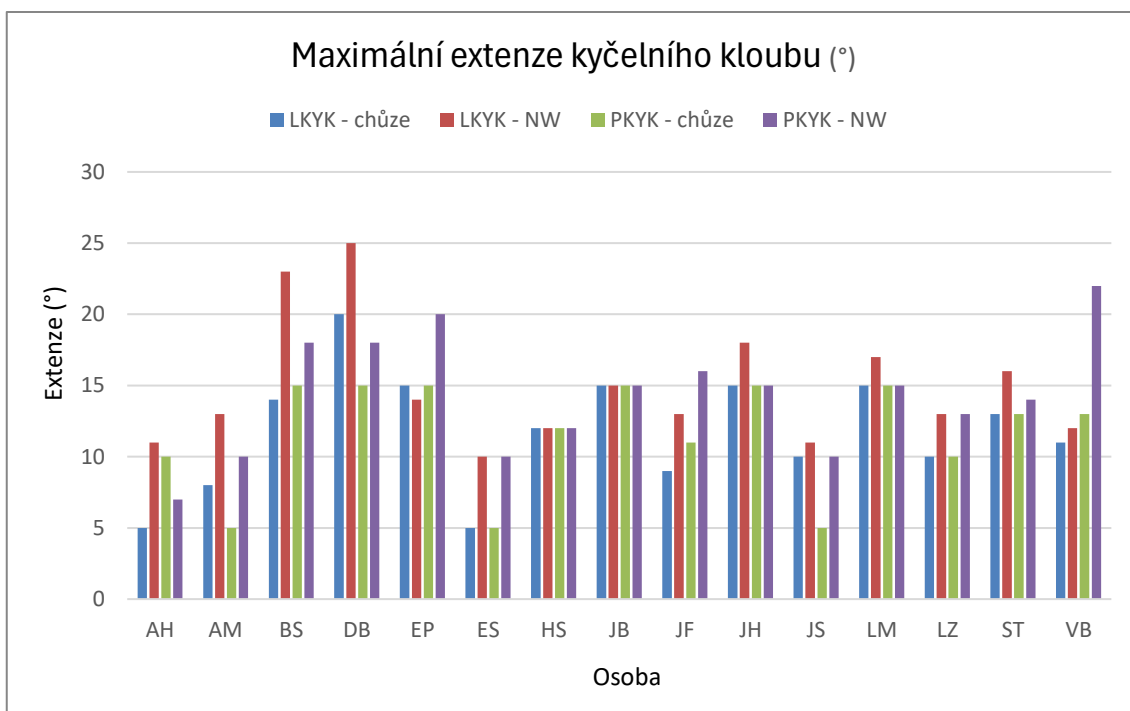


Obrázek 19: Graf znázorňující rozdíly v maximální flexi kyčelního kloubu mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LKYK – levý kyčelní kloub, PKYK – pravý kyčelní kloub, NW – nordic walking

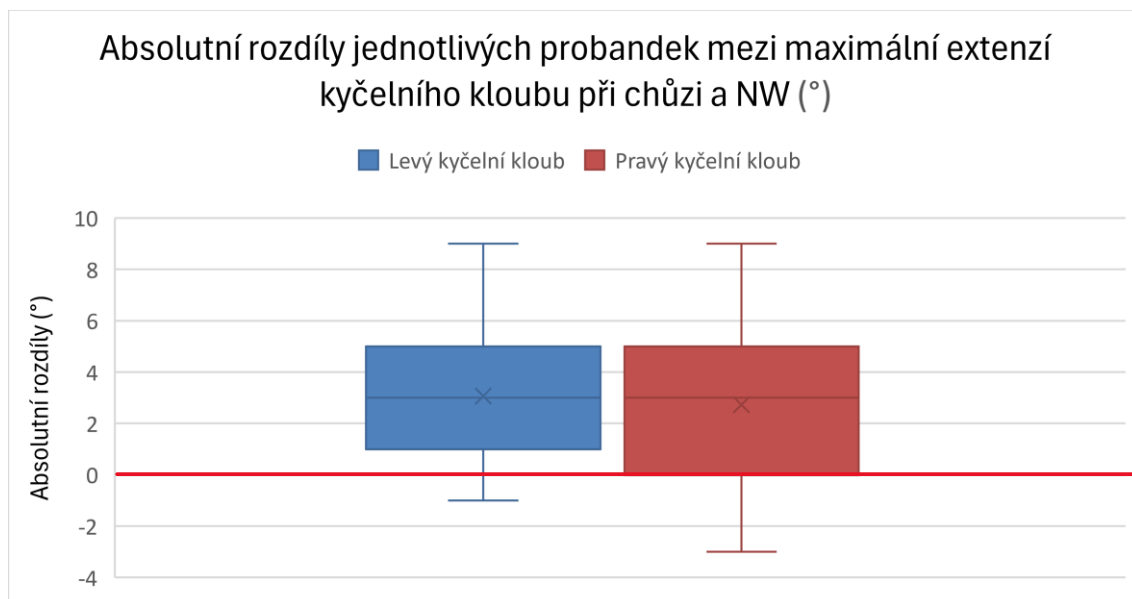


Obrázek 20: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální flexí kyčelního kloubu při chůzi a NW (vlastní měření)

Maximální extenze kyčelního kloubu



Obrázek 21: Graf znázorňující rozdíly v maximální extenzi kyčelního kloubu mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LKYK – levý kyčelní kloub, PKYK – pravý kyčelní kloub, NW – nordic walking



Obrázek 22: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální extenzí kyčelního kloubu při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 8: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximální flexe a extenze kyčelního kloubu při chůzi a NW

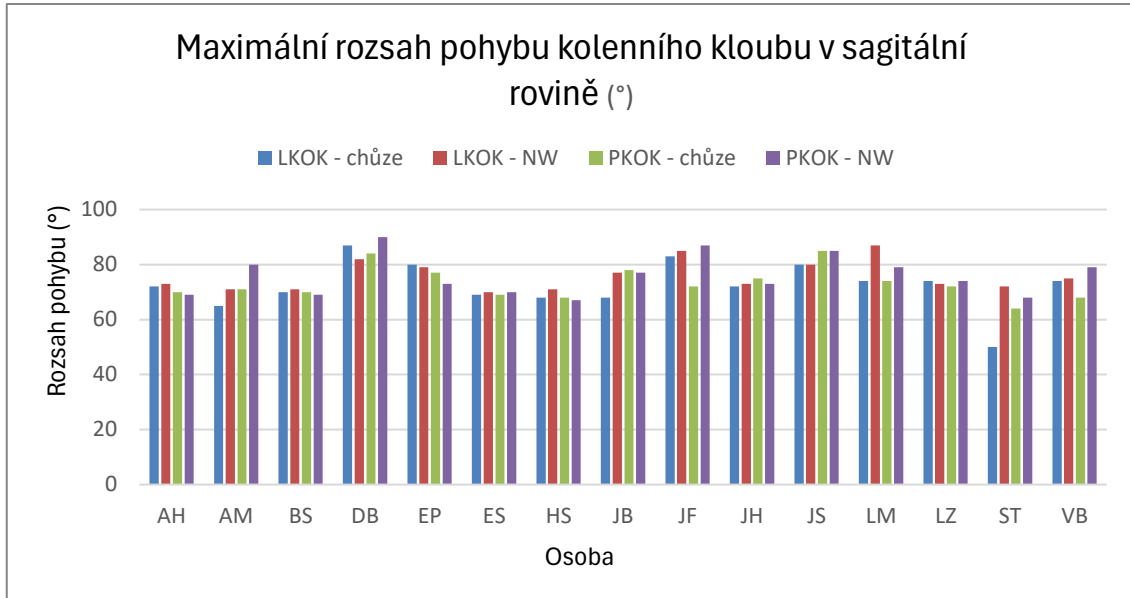
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maximální flexe levého kyčelního kloubu (°) | 4,47 | 4,79 | 0,0040 |
| Absolutní rozdíly maximální flexe pravého kyčelního kloubu (°) | 3,60 | 2,03 | 0,0002 |
| Absolutní rozdíly maximální extenze levého kyčelního kloubu (°) | 3,07 | 2,59 | 0,0006 |
| Absolutní rozdíly maximální extenze pravého kyčelního kloubu (°) | 2,73 | 2,95 | 0,0040 |

Výsledek k hypotéze H₀V2b

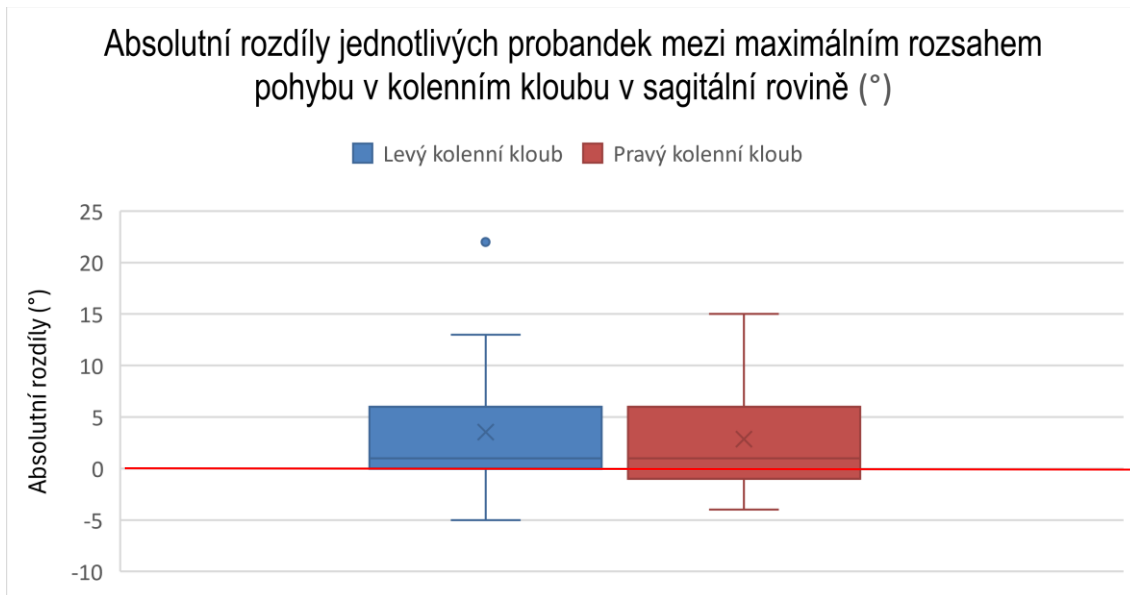
Vypočítaná p-hodnota je pro maximální flexi i extenzi levého a pravého kyčelního kloubu nižší než hladina významnosti α . Hypotézu H₀V2b zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu (flexe a extenze) v kyčelním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW.

5.1.1.3 Výsledek k hypotéze H₀V2c

Hypotéza H₀V2c zněla „Není rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW“ a byla ověřována pro pravý a levý kolenní kloub.



Obrázek 23: Graf znázorňující rozdíly v maximálním rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LKOK – levý kolenní kloub, PKOK – pravý kolenní kloub, NW – nordic walking



Obrázek 24: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximálním rozsahem pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 9: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximálního rozsahu kolenního kloubu v sagitální rovině při chůzi a NW

| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maximálního rozsahu pohybu levého kolenního kloubu v sagitální rovině (°) | 3,53 | 6,47 | 0,06 |
| Absolutní rozdíly maximálního rozsahu pohybu pravého kolenního kloubu v sagitální rovině (°) | 2,87 | 5,23 | 0,06 |

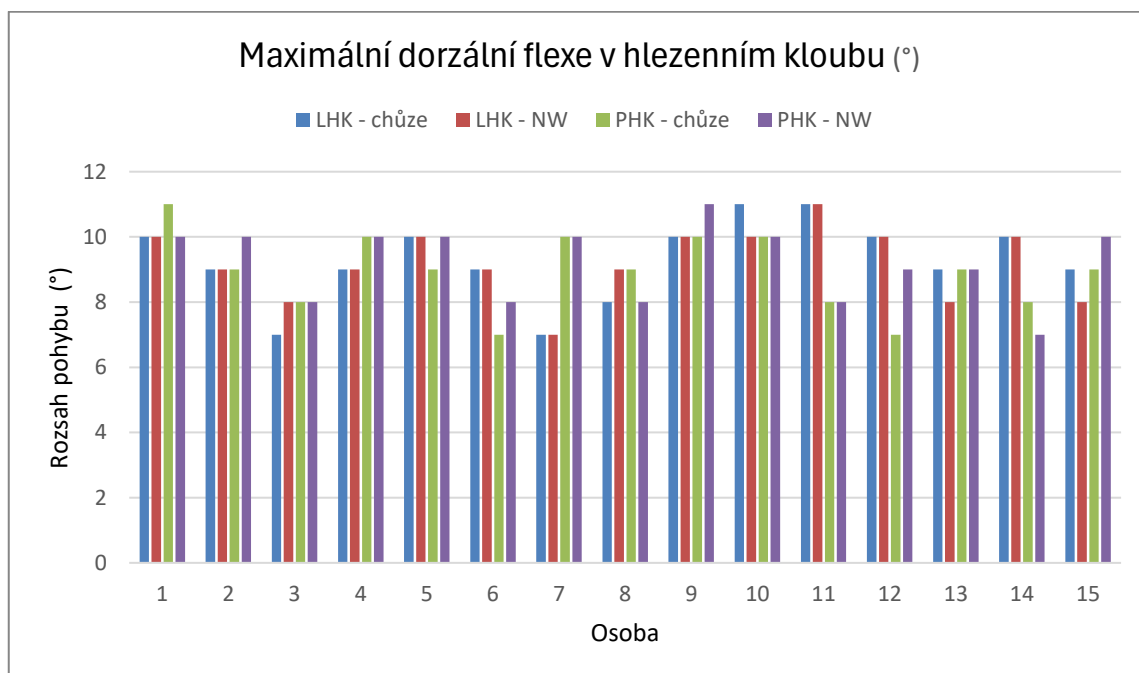
Výsledek k hypotéze H₀V2c

Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu vyšší než hladina významnosti α . Hypotézu H₀V2c nelze zamítnout. V tomto výzkumném souboru není statisticky významný rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW.

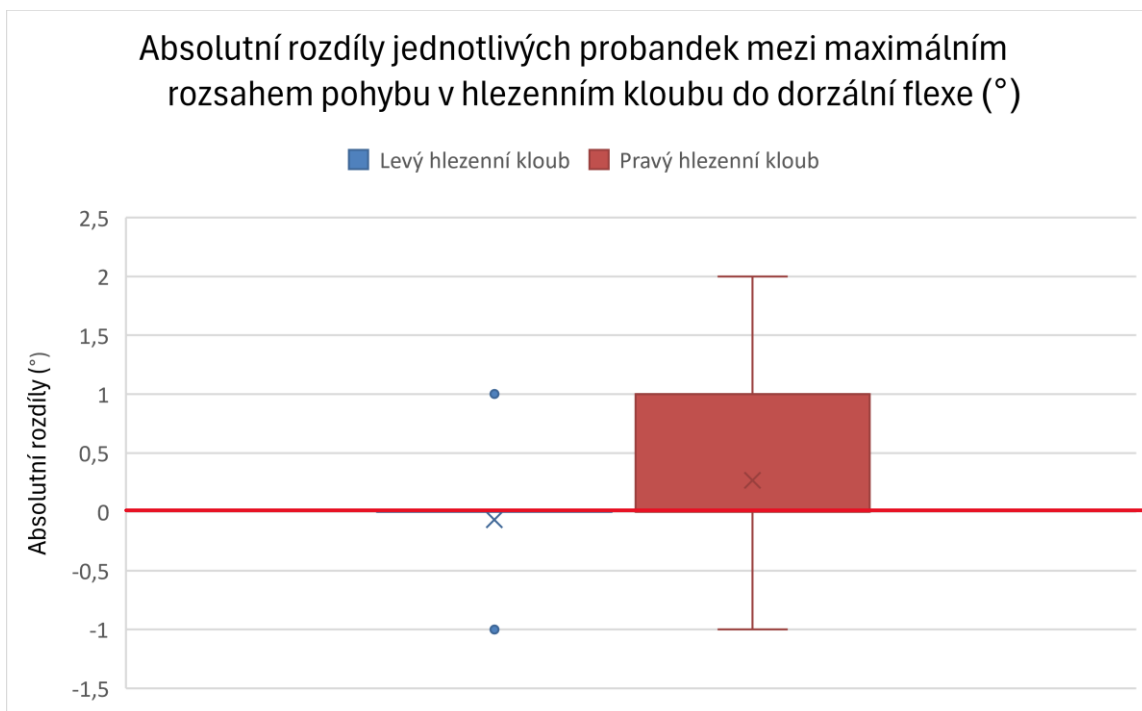
5.1.1.4 Výsledek k hypotéze H₀V2d

Hypotéza H₀V2d zněla „Není rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu (dorzální a plantární flexe) v hlezenním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW“ a byla ověřována pro dorzální a plantární flexi pravého a levého hlezenního kloubu.

Maximální dorzální flexe

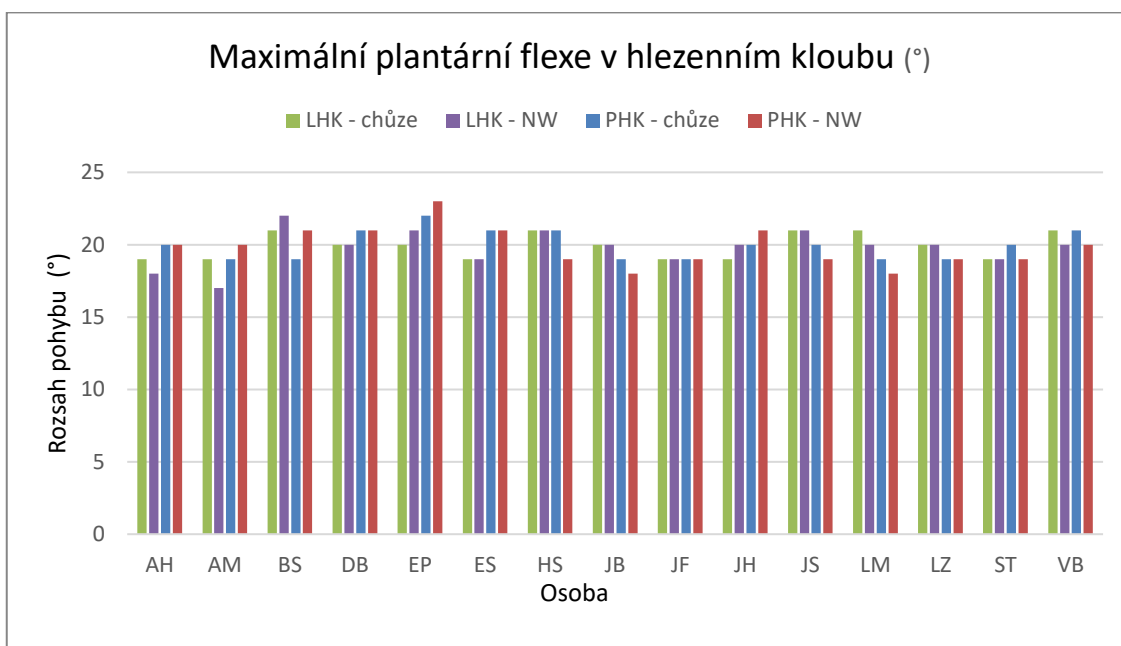


Obrázek 25 : Graf znázorňující rozdíly v maximální dorzální flexí hlezenního kloubu mezi chůzi a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LHK - levý hlezenní kloub, PHK - pravý hlezenní kloub, NW – nordic walking

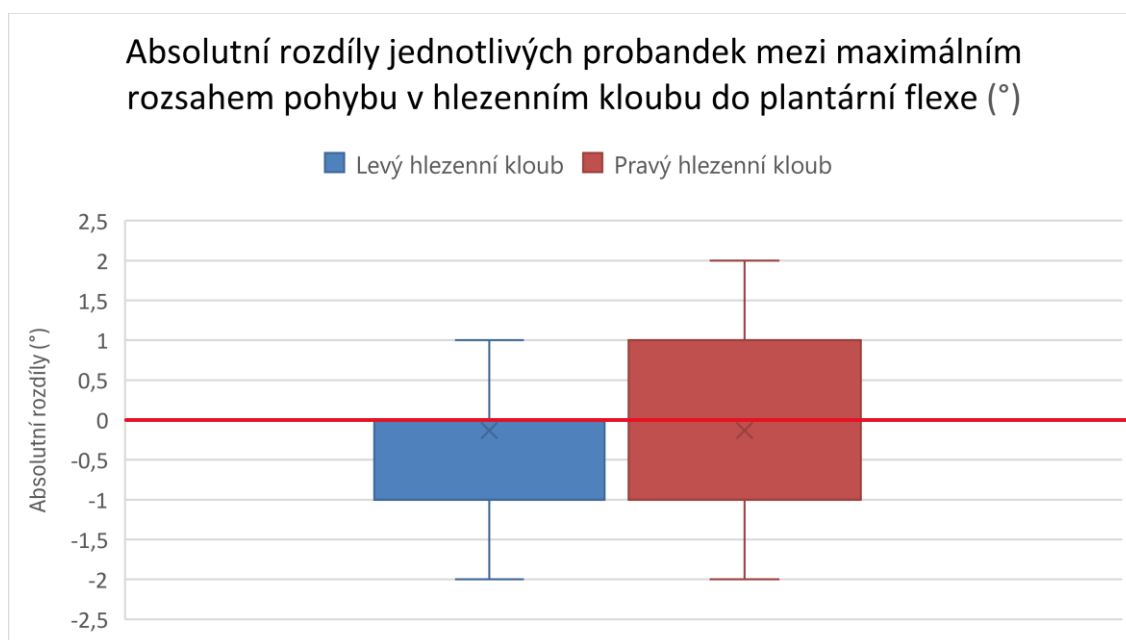


Obrázek 26: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální dorzální flexí v hlezenním kloubu při chůzi a NW (vlastní měření)

Maximální plantární flexe



Obrázek 27: Graf znázorňující rozdíly v maximální plantární flexí hlezenního kloubu mezi chůzi a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LHK - levý hlezenní kloub, PHK - pravý hlezenní kloub, NW – nordic walking



Obrázek 28: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální plantární flexí v hlezenním kloubu při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 10: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximální dorzální a plantární flexe hlezenního kloubu při chůzi a NW

| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|---|--------|------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maximální dorzální flexe levého hlezenního kloubu (°) | -0,07 | 0,57 | 0,67 |
| Absolutní rozdíly maximální dorzální flexe pravého hlezenního kloubu (°) | 0,26 | 0,85 | 0,26 |
| Absolutní rozdíly maximální plantární flexe levého hlezenního kloubu (°) | -0,13 | 0,81 | 0,55 |
| Absolutní rozdíly maximální plantární flexe pravého hlezenního kloubu (°) | -0,13 | 1,02 | 0,63 |

Výsledek k hypotéze H₀V2d

Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu vyšší než hladina významnosti α . Hypotézu H₀V2d nelze zamítnout. V tomto výzkumném souboru není statisticky významný rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu v hlezenním kloubu v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW.

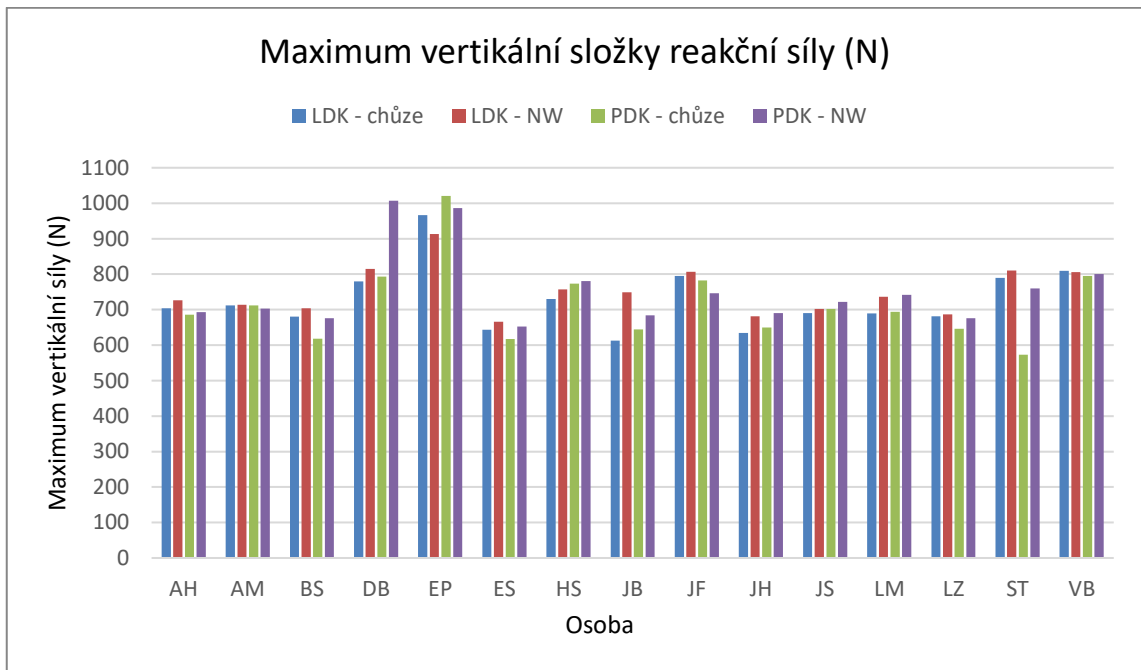
5.1.2 Vědecká otázka 3

Má NW vliv na vybrané kinetické parametry v porovnání s chůzí u seniorů – maximum a minimum vertikální složky, maximum brzdící síly anteroposteriorní složky, maximum akcelerační síly anteroposteriorní složky, maximum laterální síly mediolaterální složky reakční síly?

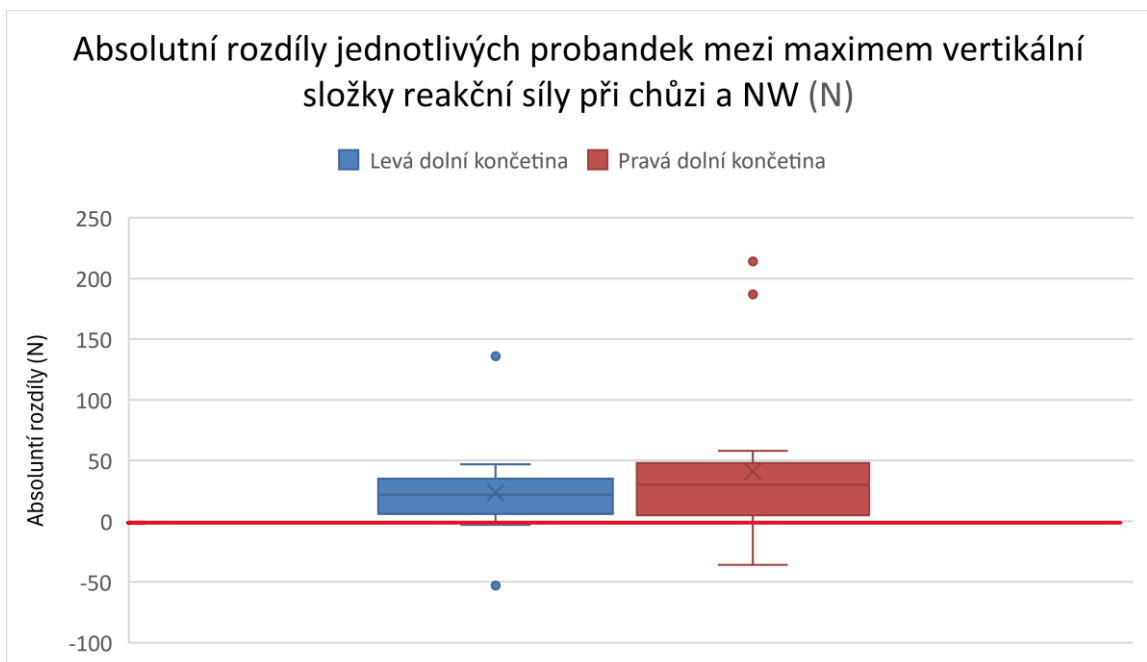
Tato vědecká otázka byla řešena v pěti hypotézách (H₀V3a - H₀V3e). Hypotézy byly zaměřeny na zjištění rozdílnosti mezi výše uvedenými kinetickými parametry chůze a NW u seniorů.

5.1.2.1 Výsledek k hypotéze H₀V3a

Hypotéza H₀V3a zněla „Není rozdíl mezi maximem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW“ a byla ověřována pro pravou a levou nohu zvlášť.



Obrázek 29: Graf znázorňující rozdíly v maximu vertikální složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 30: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 11: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima vertikální složky reakční síly při chůzi a NW

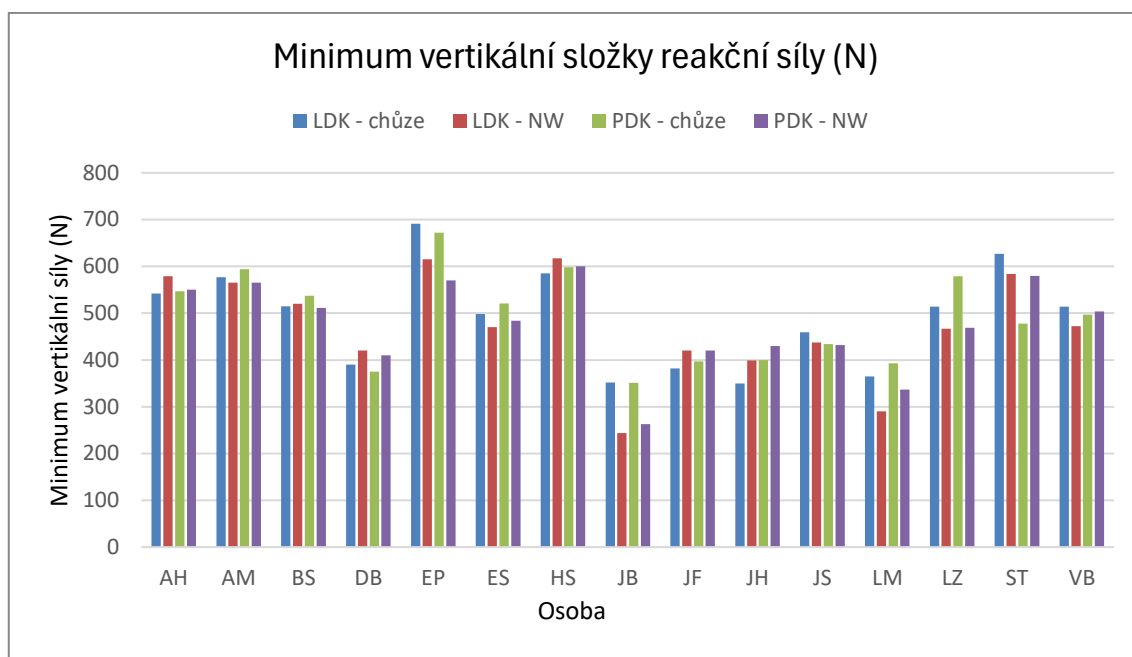
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|-------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maxima vertikální složky – LDK (N) | 23,8 | 37,86 | 0,03 |
| Absolutní rozdíly maxima vertikální složky – PDK (N) | 40,8 | 68,28 | 0,04 |

Výsledek k hypotéze H_0V3a

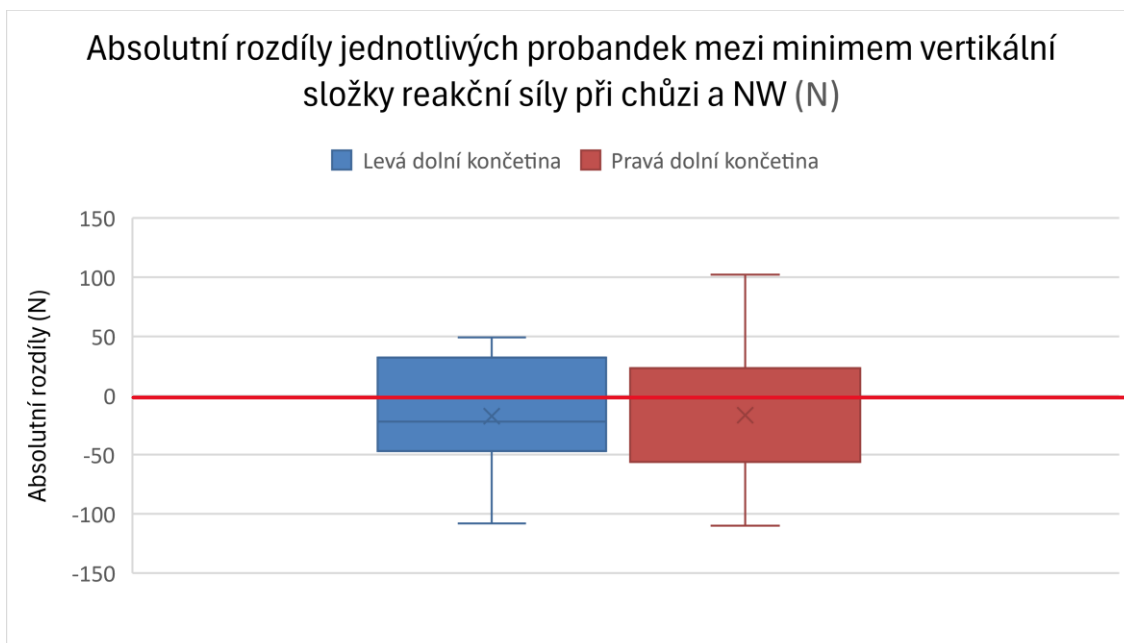
Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu je menší než hladina významovosti α . Hypotézu H_0V3a zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi maximem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW.

5.1.2.2 Výsledek k hypotéze H_0V3b

Hypotéza H_0V3b zněla „Není rozdíl mezi minimem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW“ a byla ověřována pro pravou a levou nohu zvlášť.



Obrázek 31: Graf znázorňující rozdíly v minimu vertikální složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 32: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi minimem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 12: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly minima vertikální složky reakční síly při chůzi a NW

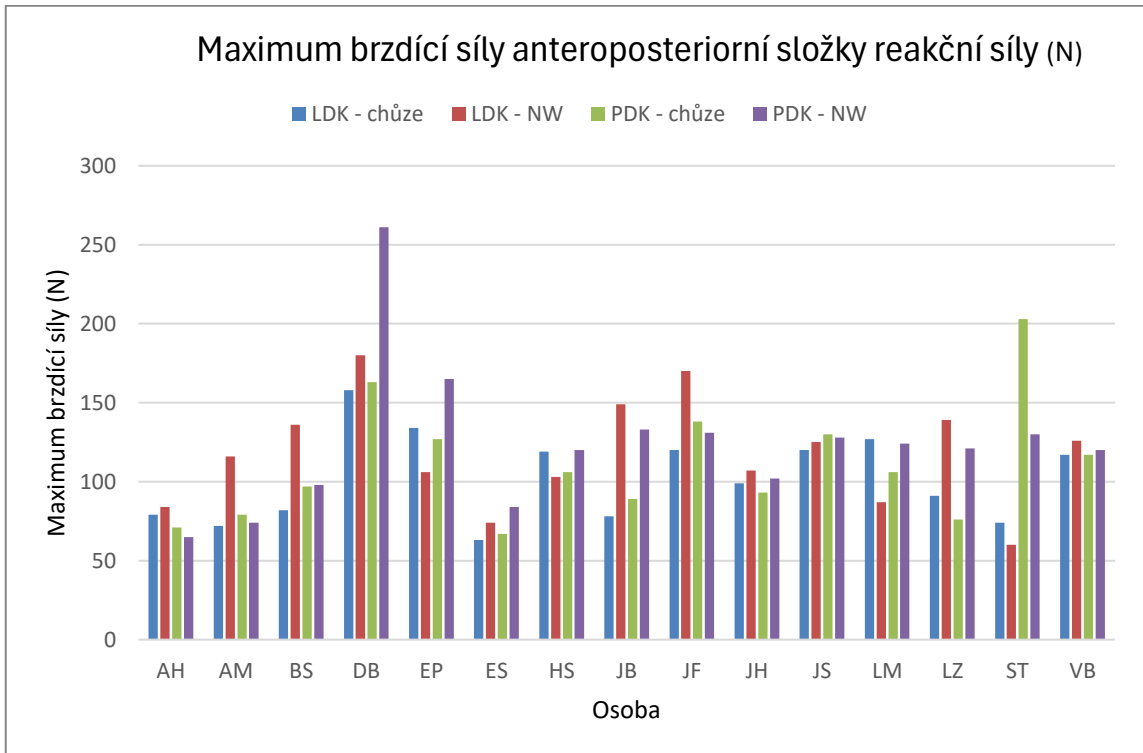
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|-------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly minima vertikální složky – LDK (N) | -17,47 | 46,82 | 0,18 |
| Absolutní rozdíly minima vertikální složky – PDK (N) | -16,53 | 54,95 | 0,28 |

Výsledek k hypotéze H_0V3b

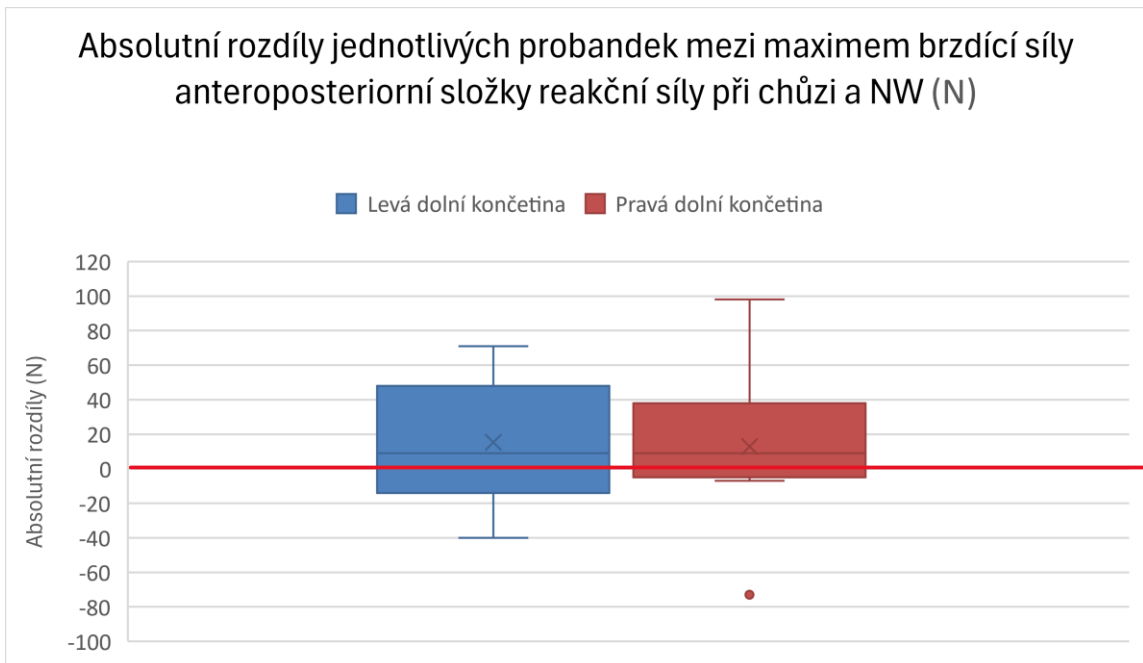
Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu vyšší než hladina významovosti α . Hypotézu H_0V3b nelze zamítnout. V tomto výzkumném souboru není statisticky významný rozdíl mezi minimem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW.

5.1.2.3 Výsledek k hypotéze H₀V3c

Hypotéza H₀V3c zněla „Není rozdíl mezi maximem brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW“ a byla ověřována pro pravou a levou dolní končetinu zvlášť.



Obrázek 33: Graf znázorňující rozdíly v maximu brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 34: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 13: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW

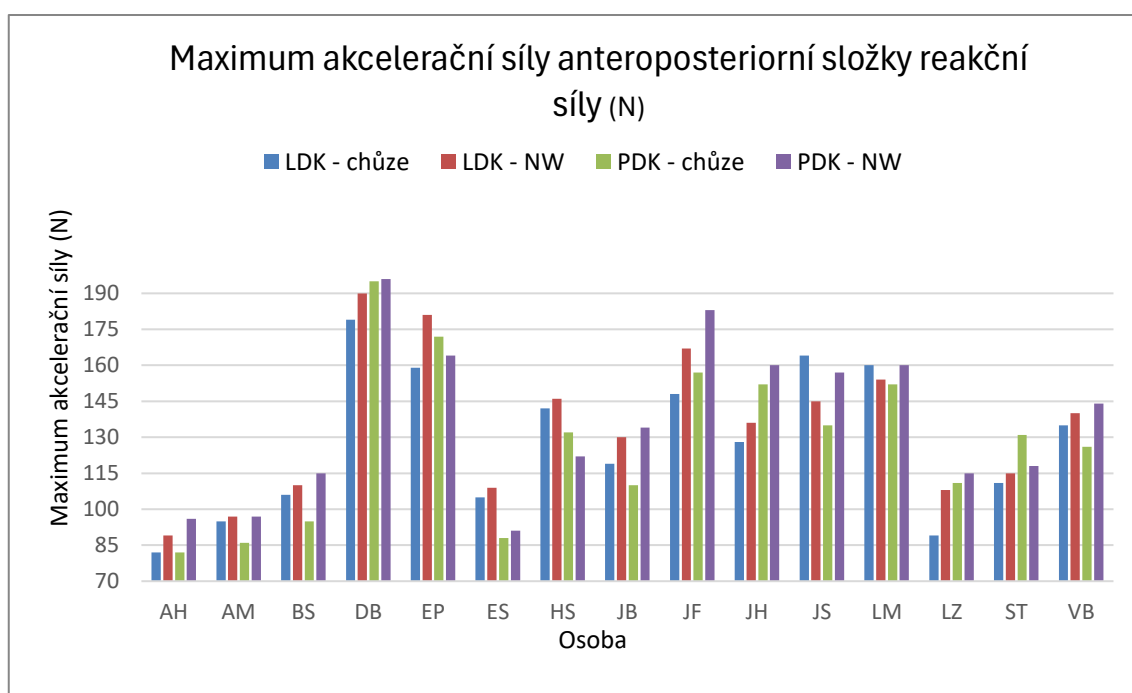
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|-------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maxima brzdící síly anteroposteriorní složky – LDK (N) | 15,27 | 35,44 | 0,09 |
| Absolutní rozdíly maxima brzdící síly anteroposteriorní složky – PDK (N) | 12,93 | 31,45 | 0,19 |

Výsledek k hypotéze H₀V3c

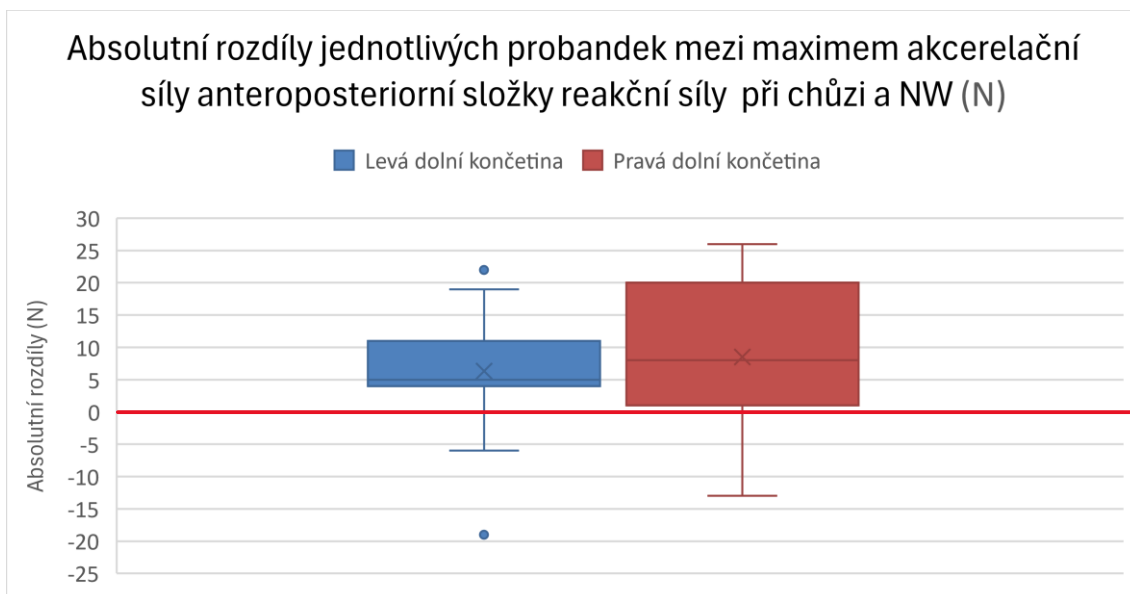
Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu vyšší než hladina významovosti α . Hypotézu H₀V3c nelze zamítnout. V tomto výzkumném souboru není statisticky významný rozdíl mezi maximem brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW.

5.1.2.4 Výsledek k hypotéze H₀V3d

Hypotéza H₀V3d zněla „Není rozdíl mezi maximem akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW“ a byla ověřována pro pravou a levou dolní končetinu zvlášť.



Obrázek 35: Graf znázorňující rozdíly v maximu akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 36: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 14: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW

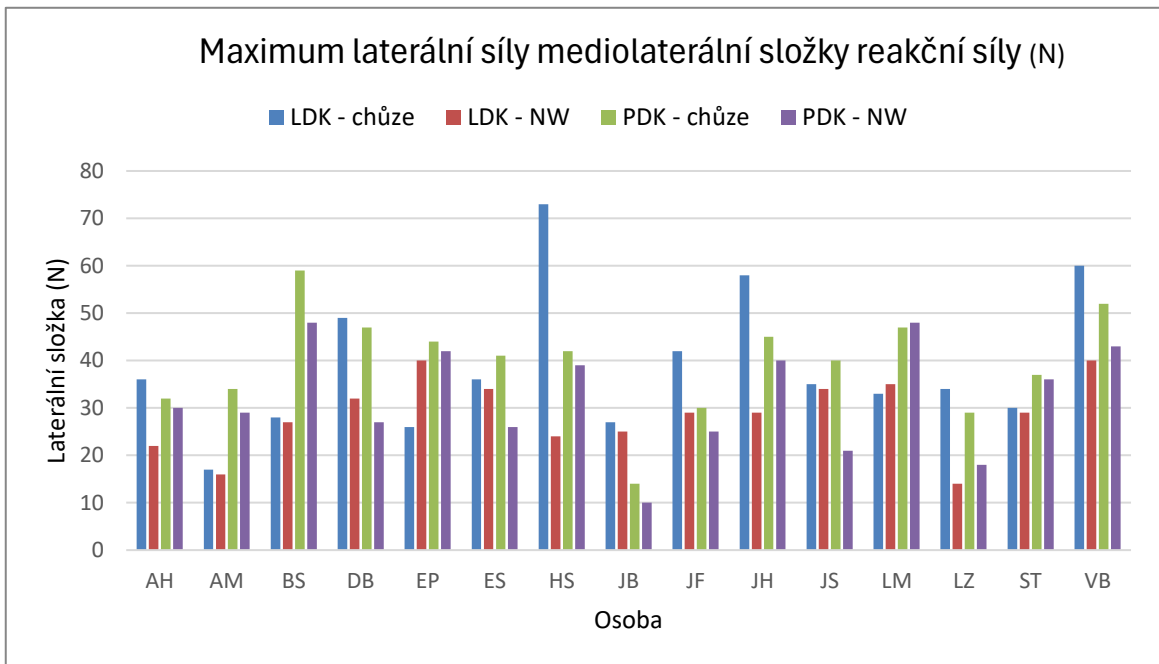
| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|-------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maxima akcelerační síly anteroposteriorní složky – LDK (N) | 6,33 | 9,83 | 0,02 |
| Absolutní rozdíly maxima akcelerační síly anteroposteriorní složky – PDK (N) | 8,53 | 12,03 | 0,03 |

Výsledek k hypotéze H_0V3d

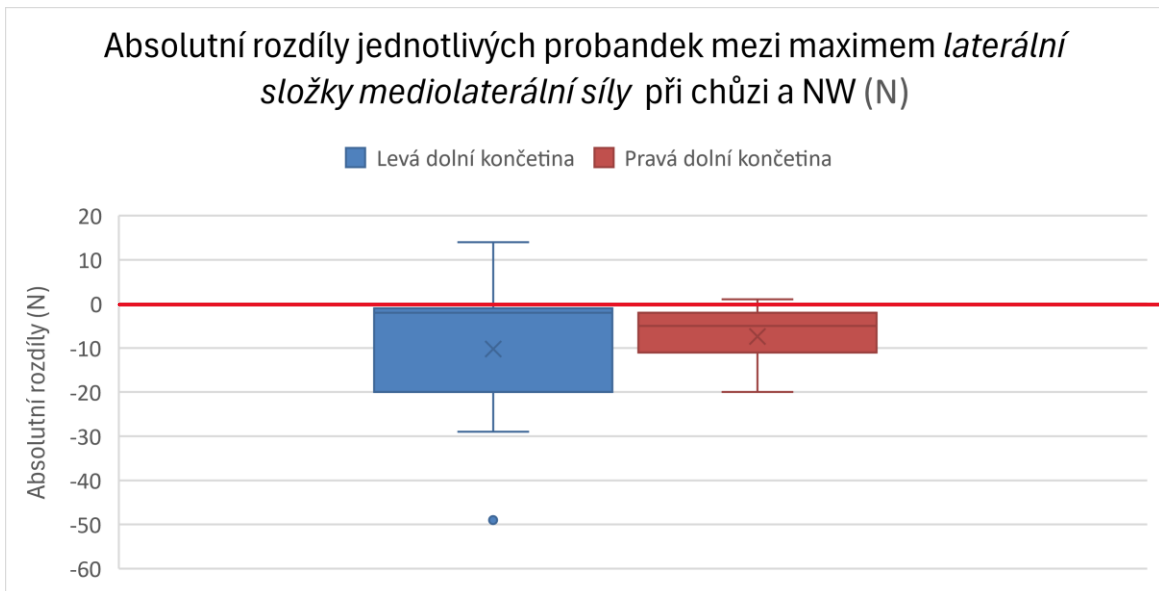
Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu je menší než hladina významnosti α . Hypotézu H_0V3d zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi maximem akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW.

5.1.2.5 Výsledek k hypotéze H₀V3e

Hypotéza H₀V3e zněla „Není rozdíl mezi maximem laterální síly mediolaterální složky reakční síly při chůzi a NW“ a byla ověřována pro pravou a levou dolní končetinu zvlášť.



Obrázek 37: Graf znázorňující rozdíly v maximu laterální síly mediolaterální složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking



Obrázek 38: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem laterální síly mediolaterální složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)

Tabulka 15: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima laterální síly mediolaterální složky reakční síly při chůzi a NW

| Parametr | Průměr | SO | Párový t-test - p-hodnota |
|--|--------|-------|---------------------------|
| Absolutní rozdíly maxima laterální síly mediolaterální složky reakční síly – LDK (N) | -10,27 | 14,89 | 0,02 |
| Absolutní rozdíly maxima laterální síly mediolaterální složky reakční síly – PDK (N) | -7,40 | 6,31 | 0,0006 |

Výsledek k hypotéze H₀V3e

Vypočítaná p-hodnota je pro levou i pravou dolní končetinu je menší než hladina významovosti α . Hypotézu H₀V3e zamítám. V tomto výzkumném souboru je statisticky významný rozdíl mezi maximem laterální síly mediolaterální složky reakční síly při chůzi a NW.

6 DISKUZE

6.1 Diskuze k limitům výzkumu a k možnému zkreslení výsledků

Přesto, že jsem se snažil co nejsvědomitěji naměřit a vyhodnotit výsledky, mohlo dojít k jejich zkreslení v důsledků různých vlivů. K chybovosti mohlo dojít při měření výsledků pomocí přístrojů Qualisys a Kistler, ale i při dalším jejich velmi časově náročném zpracování v programech Qualisys Track Manager a Microsoft Office Excel. Chyby mohly být způsobeny mnou samotným i probandy, jelikož jsme neměli s praktickým provedením kinematické a kinetické analýzy téměř žádnou praktickou zkušenost.

Zde uvádím příklady limitů výzkumu a vlivů, které mohly případné zkreslení výsledků způsobit.

- Nepřesné nalepení markerů na předem definovaná anatomická místa, a jejich možný posun po měkkých tkáních při pohybu
- Nepřesná kalibrace a následné měření způsobené chybovostí přístrojů Qualisys a Kistler
- Stres ovlivňující provedení chůze probandek v důsledku neznámého prostředí a cizích osob na pracovišti
- Ovlivnění chůze probandek fyziologickými případně degenerativními změnami způsobenými procesem stárnutím, individuálními rysy chůze každého probanda a rozdílnými tělesnými parametry
- Nepříliš kvalitní provedení NW některých probandek, přestože absolvovaly mnoho lekcí pod odborným vedením
- Měření chůze pouze na zcela rovném povrchu
- Nepřesné zastavení pohybu a měření jednotlivých parametrů v programu Qualisys Track Manager.
- Vyhodnocování výsledků z malého počtu krokových cyklů
- Limitace možnosti výběru probandek, založeného na dobrovolné účasti, která byla podmíněna časovou náročností a nutností dopravy do prostor laboratoře
- Nízký počet osob ve výzkumném souboru
- Velký věkový rozptyl probandů tvořených seniorskou populací
- Chybné provedení statistické analýzy dat
- Nedostatečná prvotní praktická zkušenost s přístroji Qualisys, Kistler a s programem Qualisys Track Manager.

- Občasná nízká úroveň angličtiny autora této práce nutná pro překlad částí některých odborných článků, které byly využity k sepsání této práce
- Neuvedení žádné fotky z měření z důvodu odcizení mobilního telefonu, na kterém byly nafoceny detaily z měření.

6.2 Diskuze k vědeckým otázkám a hypotézám

Mnoho autorů méně odborných publikací, či letáků nabízejících NW, uvádí mnoho benefitů, které tato aktivita nabízí. Často mezi ně řadí i kinematické parametry jako jsou např. zrychlení chůze, prodloužení délky kroku nebo rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech dolních končetin při NW.

Dále někteří popisují, že NW umožňuje zvýšení stability, nebo chůzi se sníženou zátěží těla, a na to navazující potencionální odlehčení kloubů dolních končetin. Z těchto důvodů je tato aktivita doporučována seniorům, nebo lidem, kteří trpí artrózou, poruchami rovnováhy, a obecně osobám se sníženou mobilitou.

Avšak na základě prostudování odborných článků a jiných publikací jsem zjistil, že ne všichni autoři, kteří se věnují tomuto tématu, potvrzují tyto benefity a často se neshodují v oblastech kinematiky a kinetiky při NW. Jelikož se žádný z článků nevěnoval přínosům, které nabízí NW seniorům, rozhodl jsem se věnovat výzkum právě této skupině populace.

Cílem této diplomové práce bylo provést kinematickou a kinetickou analýzu chůze a NW u seniorů a porovnat vybrané kinematické a kinetické parametry při chůzi a NW u této skupiny. Pro splnění tohoto cíle jsem si definoval tři vědecké otázky, na které jsem hledal odpověď pomocí jednotlivých hypotéz. Tyto hypotézy byly položeny jako nulové, aby mohly být následně podrobeny statistické analýze.

6.3 Diskuze k výzkumné otázce 1

Výzkumná otázka 1 byla zodpovězena pomocí pěti hypotéz, pomocí nichž bylo možné ověřit, zdali je rozdíl mezi vybranými kinematickými parametry při chůzi a NW. Mezi tyto parametry, vycházející z teoretické části práce, byly zvoleny délka kroku, dvojkroku, rychlost, kadence a doba stojné fáze. Vybrané parametry spolu souvisí, zejména rychlost s ostatními parametry. Proto není jednoduché říci, zdali je případný rozdíl ve velikosti jednotlivých parametrů způsobený NW nebo změnou běžně preferované rychlosti při chůzi s holemi. Vzhledem k návaznosti jednotlivých parametrů na sebe, se vyjádřím ke všem hypotézám dohromady v rámci celku.

Z výsledků vyplývá statisticky významný rozdíl mezi délkou kroku, délkou dvojkroku, rychlostí a kadencí při chůzi a NW, a tedy zamítnutí hypotéz H_0V1a - H_0V1d . Naopak jsem neshledal statisticky významný rozdíl v době trvání stejné fáze. Hypotézu H_0V1e nemůžu zamítnout.

Rychlost běžně preferované chůze při NW se v různé míře zvětšila u všech probandů seniorského věku. Předpokládám, že k jejímu zvýšení došlo vlivem využití holí, které seniorům dodávají pocit jistoty při chůzi v důsledku zlepšené laterolaterální stability a přes aktivitu horních končetin napomáhají generovat větší síly pohánějící tělo vpřed, které popisuje i Park et al. (2015) a Encarnacion-Martínez et al. (2023). Námi zjištěná vyšší běžně preferovaná rychlost chůze při NW koreluje i s Encarnación-Martínez et al. (2015), Park et al. (2015) a Encarnacion-Martínez et al. (2023).

Jak již bylo zmíněno výše, rychlost chůze úzce souvisí s dalšími parametry. Ovlivňuje poměr doby trvání stejné a švihové fáze krokového cyklu. Dále je prokázána její závislost na délce kroku/dvojkroku a kadenci, proto může být změněna i změnou pouze jednoho z těchto parametrů. Tedy zvýšením délky kroku/dvojkroku při zachování kadence, nebo zvýšením kadence při zachování délky kroku/ dvojkroku. V praxi se však nejčastěji mění rychlost chůze úpravou jak délky kroku/ dvojkroku, tak i kadence (Whittle, 2007).

Výše zmíněný fakt o změně rychlosti chůze pomocí úpravy délky kroku/ dvojkroku i kadence zároveň, mohou potvrdit i já pomocí tohoto výzkumu, kdy se zvětšila délka kroku, dvojkroku i kadence u většiny probandů. Toto tvrzení potvrzuje i Park et al. (2015), v jejichž studii se také zvýšila běžně preferovaná rychlost chůze i další tři zmíněné parametry. O zvětšené délce kroku u zvýšené rychlosti chůze při NW informuje i Willson et al. (2001).

Avšak Russo et al. (2023) ve své studii pozorovali prodloužení délky kroku při NW, i když probandi chodili stejnou předem definovanou rychlostí (4, 5 a 6 km/h) pro chůzi i NW. O prodloužení délky dvojkroku při stejné rychlosti chůze píše i Hansen et al. (2008). K potvrzení tohoto faktu bychom museli předem definovat rychlost i u mého výzkumu, což nebylo z důvodu časové a technické náročnosti provedení možné.

Posledním zkoumaným parametrem v rámci této výzkumné otázky byla doba trvání stejné fáze. Whittle (2007) uvádí, že doba trvání stejné a švihové fáze je závislá na délce kroku, a ta opět na rychlosti chůze. Po ověření hypotézy H_0V1e jsem nezjistil statisticky významný rozdíl mezi dobou trvání stejné fáze při chůzi a NW, přestože bychom předpokládali, že zvýšená rychlost a prodloužená délka kroku, povede ke

zkrácení doby trvání stejné fáze a prodloužení doby trvání fáze švihové. Zkrácení doby stejné fáze při NW popisuje i Park et al. (2015). Námi nezjištěný rozdíl v době trvání stejné fáze mohl být způsoben nedostatečně velkým rozdílem mezi rychlostí chůze a NW u probandů, který by způsobil pokles doby trvání stejné fáze. Dále musím myslet na neúmyslnou chybu v měření v programu Qualisys Track Manager, kdy byla špatně zastavena poloha při iniciálním kontaktu paty, odrazu palce a konce krokového cyklu, důležitých pro výpočet doby trvání stejné fáze. Nezkrácení doby trvání stejné fáze by mohlo být zdůvodněno i nevědomím prodlužováním tohoto parametru v důsledku nocicepce vzniklé na základě patologie druhostranné dolní končetiny (Whittle, 2007).

6.4 Diskuze k výzkumné otázce 2

Odpověď na výzkumnou otázku 2 měla přinést, zdali má NW vliv na vybrané kinematické parametry jako jsou laterální odchylka pánve a pohyb v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu v sagitální rovině. Tato vědecká otázka byla řešena ve čtyřech hypotézách (H_0V2a - H_0V2d).

V rámci odborných článků a publikací jsem se shledal s odlišnými výsledky týkajícími se rozdílnosti v maximálním rozsahu pohybu pánve, kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů v sagitální rovině při chůzi a NW. Hansen et al (2008), Stief et al. (2008) i Dziuba et al. (2015) se shodují, že při NW dojde ke zvýšení rozsahu pohybu v kyčelních kloubech v sagitální rovině.

Rozdílem laterální odchylky pánve při chůzi a NW se zabýval Peyré-Tartaruga et al. (2022), který prokázal její snížení při NW.

Dziuba et. al. (2015) dále popisuje při NW vyšší pohyb pánve do anteverze.

Hansen et al. (2008) větší maximální rozsah pohybu do flexe v kolenním kloubu při NW.

Kleindienst et al. (2006) a Stief et al. (2008) popisují větší dorzální flexi způsobenou NW.

Tyto parametry kloubů dolních končetin mají do určité míry souvislost s délkou kroku (Perry, 2010)

6.4.1 Diskuze k hypotéze H_0V2a

Pomocí hypotézy H_0V2a jsem zkoumal rozdíl mezi maximální laterální odchylkou pánve při chůzi a NW. Dle výsledků došlo při NW ke statisticky významnému snížení této odchylky pánve, a proto zamítám tuto hypotézu.

Můj výsledek koreluje i s Peyré-Tartaruga et al. (2022), který rovněž dospěl k tomuto závěru, a popisuje i souvislost se zmenšením laterální síly mediolaterální složky při chůzi NW.

Fyziologickou laterální odchylku pánve na stranu stojné končiny při chůzi popisuje Janda (1982) do 4 cm. Tato hranice byla u několika probandů překročena. Lewit (2003) i Gross et al. (2005) uvádí jako příčinu zvýšeného laterolaterálního posunu pánve při chůzi oslabení stabilizátorů kyčelních kloubů, zejména m. gluteus medius a minimus. Takovéto oslabení je patrné např. u osob s osteoartrózou kyčelních kloubů, s myopatií, nebo u seniorů, u kterých dochází vlivem involuce ke snížení svalové síly (Gross et al., 2005). Charakteristická pro ně je i zvýšená mediolaterální složka reakční síly podložky (Peyré-Tartaruga et al., 2022).

Výsledky mého výzkumu i studie, kterou vypracoval Peyré-Tartaruga et al. (2022), naznačují, že NW je vhodnou aktivitou pro osoby se sníženou laterolaterální stabilizací pánve při chůzi, tedy i pro seniory. Kračmar et al. (2011) však poukazuje na sníženou aktivitu právě m. gluteus medius při NW, jelikož jeho funkci do určité míry přebírají hole. Proto doporučují kompenzovat NW např. posilováním právě těchto svalů.

6.4.2 Diskuze k hypotéze H₀V2b

Účelem hypotézy H₀V2b bylo objektivizovat rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině. Byla řešena pro flexi a extenzi pravého i levého kyčelního kloubu.

Na základě statistické analýzy jsem zjistil staticky významný rozdíl pro flexi, extenzi a tedy i pro celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině. Hypotézu H₀V2b zamítám. Při NW došlo ke zvětšení maximálního rozsahu pohybu do flexe i extenze v kyčelních kloubech. Toto tvrzení podporují i výsledky autorů Hansen et al (2008), Stief et al. (2008) a Dziuba et al. (2015).

Zvýšení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu je nejvyužívanějším mechanismem pro prodloužení délky kroku (Whittle, 2007). K tomu došlo i v rámci mého výzkumu, kdy jsem zaznamenal statisticky významný rozdíl délky kroku i dvojkroku při NW. Lze předpokládat, že zvýšený rozsah pohybu v kyčelním kloubu zejména do flexe bude způsoben touto změnou délky kroku při NW.

Zvýšený rozsah pohybu do extenze může být způsobený nejen pohybem v kyčelním kloubu, ale i zvýšenou anteverzí pánve při NW, jak popisuje Dziuba et al. (2015). K potvrzení tohoto faktu bych musel provést i kinematickou analýzu pohybu pánve v sagitální rovině při chůzi a NW, kterou jsem však neprovedl z důvodu častého

odlepení markerů umístěných na SIPS probandů při měření. Tyto markery jsou nutné pro provedení analýzy tohoto parametru.

6.4.3 Diskuze k hypotéze H₀V2c

Hypotéza H₀V2c se zabývala změnou rozsahu pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi a NW. Na základě výsledků tohoto výzkumu jsem nenašel statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi a NW. Hypotézu H₀V2c nelze zamítnout.

U probandů byl zjištěn fyziologický rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi kolem 70°, jak popisuje Perry (2010). Předpokládám, že prodloužení délky kroku při NW bylo způsobeno zvýšeným rozsahem pohybu kyčelních kloubů.

Vzhledem rozdílnosti mých výsledků a Hansen et al. (2008), nemůžu potvrdit jejich tvrzení, že při NW dojde ke zvětšení rozsahu pohybu v kolenních kloubech v sagitální rovině.

6.4.1 Diskuze k hypotéze H₀V2d

Hypotéza H₀V2d byla definována s cílem ozřejmit, zdali je rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW. Byla ověřována pro dorzální i plantární flexi pravého a levého hlezenního kloubu. Výsledky ukazují, že v tomto výzkumném souboru není statisticky významný rozdíl mezi maximálním rozsahem pohybu v hlezenním kloubu v průběhu krokového cyklu při chůzi a NW. Hypotézu H₀V2c nemůžu zamítnout.

Stejně jako u hypotézy H₀V2c předpokládám, že největší vliv na změnu délky kroku má pohyb v kyčelním kloubu, nebyl tedy statisticky významně změněn rozsah pohybu v hlezenním kloubu při chůzi. Tento rozsah byl u probandů při chůzi téměř maximální možný, kolem 30° dle Perry (2010). Statisticky nevýznamný až žádný rozdíl mohl být způsoben i nepříliš viditelným pohybem hlezenního kloubu v programu Qualisys Track Manager, kdy byl tento pohyb hodnocen z markerů nalepených na palci a hlezenním kloubu.

Na základě výsledků tak tvrzení Kleindienst et al. (2006) a Stief et al. (2008), že NW vede ke zvýšené dorzální flexi v hlezenním kloubu, nemůžu potvrdit.

6.5 Diskuze k výzkumné otázce 3

Cílem výzkumné otázky 3 bylo zjistit, zdali je rozdíl mezi velikostmi jednotlivých složek reakčních sil při chůzi a NW. Byla řešena pomocí pěti hypotéz, které se týkaly všech tří složek reakční síly podložky. Tedy složky vertikální, anteroposteriorní i mediolaterální.

Přestože mnoho autorů publikací pro laickou veřejnost zabývajících se NW udává, že tato aktivita odlehčuje zatížení na klouby dolních končetin, ve světě vědeckých studií převládá, až na jednotlivce, opačný názor. Naopak stejné až zvýšené zatížení potvrzují nárustem reakční síly podložky, a to zejména její vertikální a anteroposteriorní složky (Hansen et al., 2008; Dziuba et al., 2015; Encarnación-Martínez et al., 2015; Park et al., 2015 a Encarnacion-Martínez et al., 2023). Dle těchto autorů má na jejich velikost zásadní význam rychlost chůze, která je často u NW zvýšena.

Velké pozitivum by však mohl NW přinést osobám včetně seniorů s horší stabilitou při chůzi, což potvrzuje snížením mediolaterální složky i Peyré-Tartaruga et al (2022).

6.5.1 Diskuze k hypotéze H₀V3a a H₀V3b

Hypotézy H₀V3a a H₀V3b se zabývaly vertikální složkou reakční síly podložky. Zjistil jsem, že je statisticky významný rozdíl mezi maximem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW u seniorů. Hypotézu H₀V3a zamítám. Naopak jsem nepřišel na statisticky významný rozdíl mezi minimem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW u seniorů, a hypotézu H₀V3b nemůžu zamítnout.

Vertikální složka reakční síly je znázorněna pomocí dvou vrcholů poukazující na její maxima. Maximum prvního vrcholu odpovídá zhruba 110 – 120 % tělesné váhy a dochází k němu na úrovni středu stojné fáze, kdy jedinec přenáší zátěž na patu. Poté vertikální složka mírně klesá na hodnotu kolem 80 % z důvodu nadlehčení těla při postupném přenesení váhy z paty na přední část nohy. Druhého maxima, které je často vyšší než první, vertikální složka dosahuje na konci konečného stoje mezi 30 až 50 % krokového cyklu. Poté již vertikální složka klesá a tato stojná noha přechází do švihové fáze krokového cyklu s postupným zatížením druhostranné končetiny (Perry, 2010).

Průběh křivky, a tedy i maximum a minimum vertikální složky jsou ovlivněny několika faktory. Snížení velikosti obou vrcholů může být způsobeno např. bolestí nebo diskomfortem stojné končetiny, které vedou k menšímu zatížení nohy v průběhu stojné fáze (Richards, 2008). Velký podíl na velikosti vertikální složky představuje rychlost.

Snížená rychlost chůze zapříčiní pokles hodnoty obou vrcholů a zmenšení rozdílu mezi maximem a minimem. Zrychlení chůze naopak způsobí zvětšení maximálních hodnot prvního a druhého maxima a prohloubení minima na křivce vertikální složky reakční síly (Perry, 2010).

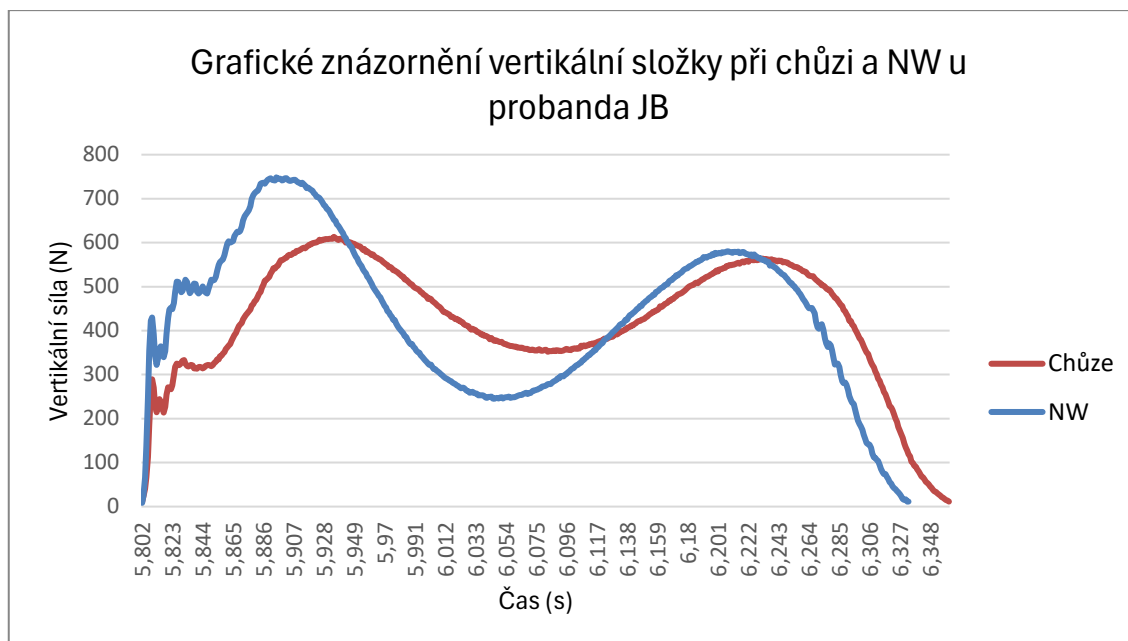
Až na jednoho probanda došlo ke zvýšení maxima vertikální složky reakční síly u všech ostatních testovaných osob. Vzhledem k tomu, že u těchto osob došlo i ke zvýšení rychlosti při chůzi a NW předpokládám, že je nárůst hodnoty maxima vertikální složky způsoben touto změnou rychlosti. Tyto výsledky korelují s autory Encarnación-Martínez et al. (2015), Park et al. (2015) a Encarnacion-Martínez et al. (2023), v jejichž studiích také uvádí zrychlení běžně preferované chůze při NW spolu se zvýšením vertikální složky reakční síly.

Hansen et al. (2008) a Dziuba et al. (2015) se ve své studii zabývali změnami velikosti vertikálních sil při chůzi a NW stejnou rychlostí. Z jejich výsledků vyplývá, že při stejné rychlosti chůze a NW nedojde k rozdílu mezi velikostí tohoto zkoumaného parametru. V závěru svých studií také uvádí, že případné odchylky mezi velikostí vertikální složky reakční síly při chůzi a NW budou spíše souviset se změnou rychlosti chůze než využitím holí.

Dle mých výsledků nemůžu potvrdit souvislost, kterou uvádí Kleindienst et al. (2006) a Stief et al. (2008), mezi zvýšením maxima vertikální složky a větším úhlem svírajícím patu s podložkou při iniciálním kontaktu, jelikož jsem neshledal statisticky významný rozdíl mezi maximem dorzální flexe nohy při chůzi a NW.

Moje výsledky nekorelují ani s Willsonem et al. (2001), který na základě svých výsledků udává, že NW umožňuje rychlejší chůzi se snížením vertikální složky reakční síly podložky. Jelikož se jeho studie řadí mezi první zabývající se touto problematikou, neudává odůvodnění svých výsledků a porovnání s ostatními autory. Možným důvodem by mohlo být, že při svém testování využil techniku NW spíše připodobňující chůzi s trekovými holemi.

Na základě výsledků hypotézy H_0V3b jsem nenašel statisticky významný rozdíl mezi minimem vertikální složky reakční síly. Tato složka opět souvisí s rychlostí a v případě jejího zvětšení by nemělo dojít k nárůstu velikosti minima, což můžu potvrdit. Dle Perry (2010) by se měla při zrychlení chůze její hodnota zmenšit jako k tomu došlo u většiny probandů, avšak toto zmenšení nebylo statisticky významné, nejspíše vzhledem k pouze malému zrychlení při NW.



Obrázek 39: Názorná ukázka grafického zpracování průběhu vertikální složky při chůzi a NW u probanda JB (vlastní měření) NW – nordic walking

6.5.1 Diskuze k hypotéze H₀V3c a H₀V3d

Obě hypotézy souvisí s anteroposteriorní složkou reakční síly podložky. Hypotéza H₀V3c se zabývala rozdílem mezi maximem brzdící síly anteroposteriorní složky a hypotéza H₀V3d naopak rozdílem mezi maximem akcelerační síly této složky při chůzi a NW.

Anteroposteriorní složka je tvořena dvěma maximálními vrcholy sil působícími opačným směrem. Jejich velikost by neměla být větší než 25 % hmotnosti osoby. První vrchol představuje brzdící sílu zpomalující pohyb těla a odehrává se na začátku stojné fáze. Ve středu stojné fáze je anteroposteriorní složka nulová. Druhý vrchol se nachází těsně před koncem stojné fáze a reprezentuje akcelerační sílu, která pohání tělo vpřed (Perry, 2010).

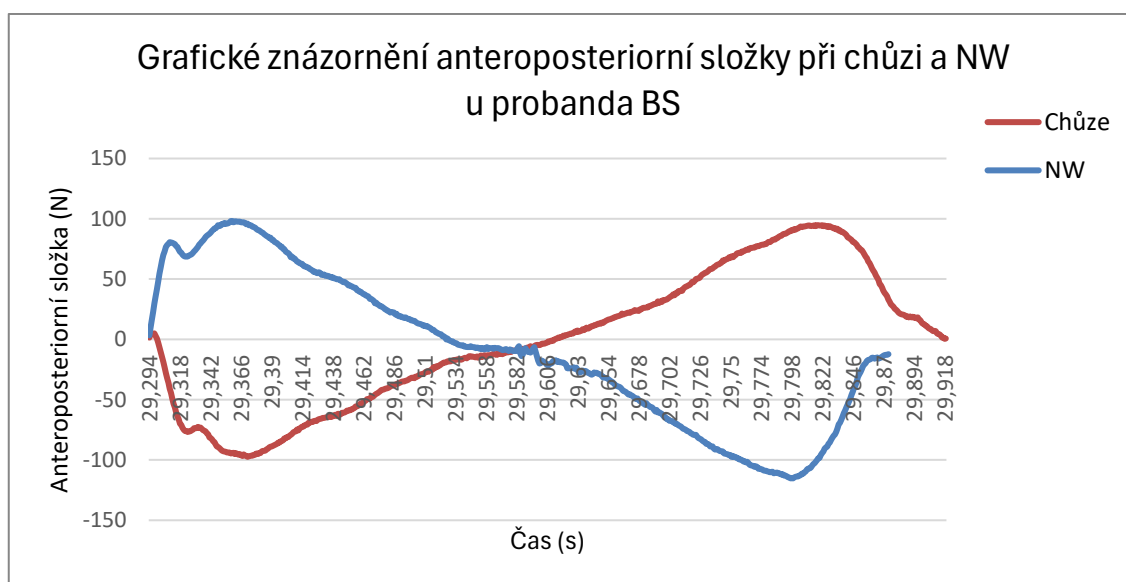
Maximální velikost této síly bude ovlivněna třecími silami mezi nohou (botou) a podložkou, silou svalů v oblasti hlezenního kloubu a plosky nohy, a také rychlostí chůze (Richards, 2008; Perry, 2010).

Přestože bychom předpokládali, že pokud jdou osoby pořád stejně rychle a měla by být velikost brzdící síly při dopadu a velikost akcelerační síly při odrazu stejná pouze opačným směrem, u některých probandů se nám tento předpoklad nepotvrdil a našel jsem statisticky významný rozdíl pouze mezi akcelerační silou anteroposteriorní složky při chůzi a NW. Hypotézu H₀V3d tedy zamítám, avšak hypotézu H₀V3c zamítnout nemůžu, jelikož jsem nenašel statisticky významný rozdíl mezi brzdící silou anteroposteriorní

složky. Předpokládám, že je nárůst sil způsobený zvýšením rychlosti, avšak určitou úlohu ve zvýšení anteroposteriorní složky by mohly mít i hole, což udávají někteří autoři.

Pro podrobnější odůvodnění, proč se statisticky významně zvětšila pouze akcelerační síla anteroposteriorní složky by bylo vhodné provést i statistickou analýzu brzdící a akcelerační síly samostatně při chůzi i NW. Poté by bylo možné posoudit, zdali je rozdíl způsoben využitím holí na NW nebo již různá velikost těchto dvou sil přetrvávala při samostatné chůzi. Předpokládám, že by tento výsledek mohl být ovlivněn případnou chybou v měření některých probandů způsobenou provedením kinematické analýzy pouze z několika málo krokových cyklů.

Zvětšení brzdící i akcelerační síly anteroposteriorní složky při NW potvrzují i Kleindienst et al. (2006) a Encarnacion-Martínez et al. (2023). Encarnacion-Martínez et al. (2023) uvádí, že nárůst sil je způsobený zvýšením rychlosti, neopomíná však ani význam holí, které pomáhají pohánět tělo vpřed, což potvrzuje i Kleindienst et al. (2006).



Obrázek 40: Názorná ukázka grafického zpracování průběhu anteroposteriorní složky při chůzi a NW u probanda BS (vlastní měření) NW – nordic walking

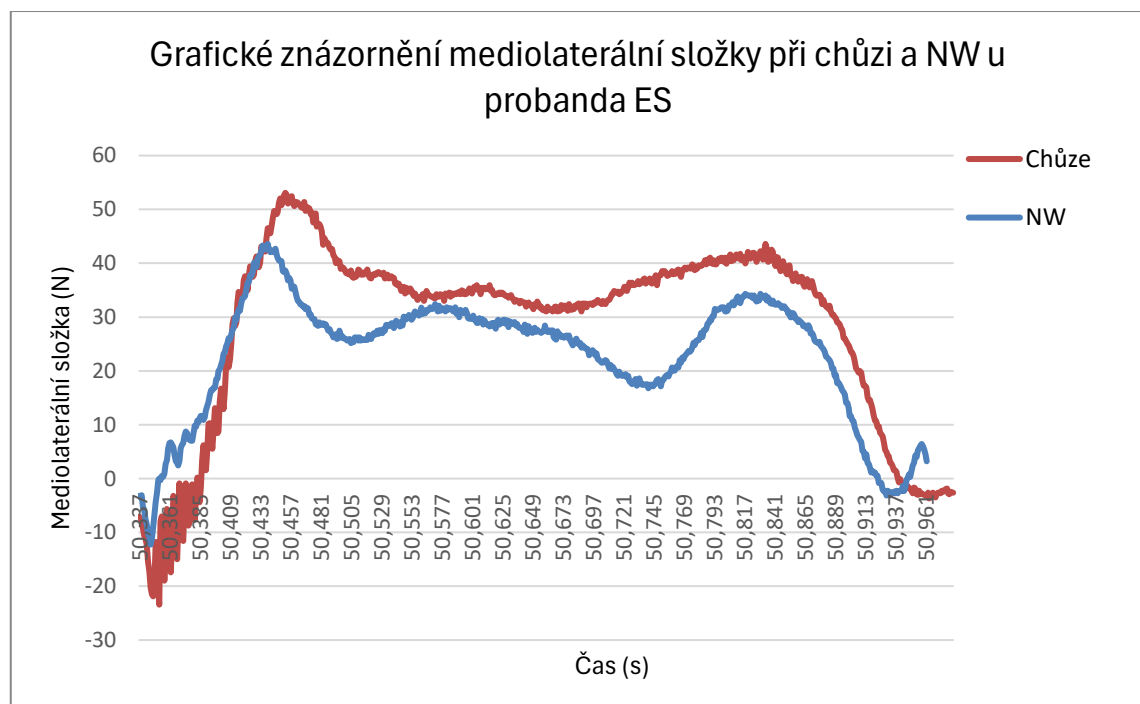
6.5.1 Diskuze k hypotéze H₀V3e

Hypotéza H₀V3e se zabývala mediolaterální složkou reakční síly podložky při chůzi a NW u seniorů.

Velikost mediolaterální složky reakční síly podložky dosahuje maximálně 10 % tělesné hmotnosti. Mediální síla je největší v polovině fáze postupného zatížení dolní končetiny, kdy je končetina v mírné addukci. Laterální síla má opačný směr než síla mediální a její vrchol nastává při konečném stoji, kdy je končetina spíše v abdukci (Perry, 2010)

Velikost laterální síly mediolaterální složky poukazuje i na schopnost stabilizace dolní končetiny a pánve při chůzi, zejména v okamžiku, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina. Vysoké hodnoty této síly najdeme např. u osob, které mají problémy s kyčelními klouby, případně s oslabením gluteálních svalů, zejména m. gluteus medius a minimus, kdy tato síla pomáhá udržovat stabilitu při stoje na jedné končetině (Perry, 2010). Dalším mechanismem, který napomáhá kompenzovat oslabení gluteálních svalů a poruchu stabilizace pánve je laterální posun těžiště ve frontální rovině pomocí vychýlení pánve a trupu nad opěrnou končetinu (Kolář, 2009).

Z mého výzkumu je zřejmé, že při NW došlo ke snížení laterální síly mediolaterální složky reakční síly oproti chůzi. Hypotézu H_0V3e zamítám. Předpokládám, že zmenšení této síly je způsobeno zvýšením stability stojné dolní končetiny a pánve při chůzi vlivem opory o hůl držené v kontralaterální horní končetině. Toto tvrzení podporuje i výše uvedené zjištění poukazující na zmenšení laterální odchylky pánve směrem ke stojné dolní končetině v průběhu krokového cyklu při NW. Souvislost mezi snížením maxima mediolaterální složky a zmenšením laterální odchylky pánve potvrzuje i Peyré-Tartaruga et al. (2022) a dodává, že NW je ideální aktivita pro zlepšení kvality chůze u osob se zhoršenou stabilitou a poruchami v oblasti kyčelních kloubů včetně seniorů.



Obrázek 41: Názorná ukázka grafického zpracování průběhu mediolaterální složky při chůzi a NW u probanda ES (vlastní měření) NW – nordic walking

7 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo provést analýzu chůze a NW u seniorů a porovnat mezi sebou vybrané kinematické a kinetické parametry. Následně jsem na základě zjištěných rozdílů mohl objektivizovat vliv této aktivity na biomechanické aspekty chůze seniorů.

V teoretické části práce jsem zpracoval poznatky zabývající se NW, chůzí a seniory. Dále jsem popsal kinematickou a kinetickou analýzu. Poslední kapitola teoretické části se věnuje současnému stavu této problematiky, kdy jsem zpracoval doposud provedené studie popisující kinematickou a kinetickou analýzu NW. Praktická část již zahrnovala definování cílů, vědeckých otázek a hypotéz i samostatný výzkum.

Z dostupné odborné literatury i publikací určených pro laickou veřejnost zabývající se NW vyplývá, že tato aktivita přináší neoddiskutovatelný pozitivní vliv na pohybový aparát, kardiovaskulární a respirační systém, metabolismus a psychiku člověka. Ohledně biomechanických parametrů však přetrvávají odlišné názory. Na základě prostudování vědeckých článků a publikací zabývajících se touto problematikou jsem vybral níže popsané kinematické a kinetické parametry. Jejich analýza pomocí přístrojů Qualisys a Kistler a následné vyhodnocení v programem Qualisys Track Manager a Microsoft Office Excel nám mělo přinést odpověď na otázky, zdali má NW vliv na tyto kinematické a kinetické parametry chůze seniorů.

Z výsledků vyšel statisticky významný rozdíl mezi kinematickými parametry chůze a NW u seniorů v délce kroku, dvojkroku, rychlosti, kadenci kroku, kdy došlo ke zvýšení hodnoty těchto parametrů při NW. Při analyzování doby trvání stojné fáze při chůzi a NW nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi těmito parametry.

Dále byly zkoumány kinematické parametry zabývající se pohybem pánve a maximálním rozsahem pohybu ve vybraných kloubech dolních končetin v sagitální rovině. Zjistil jsem statisticky významný rozdíl mezi chůzí a NW u seniorů v laterální odchylce, kdy při NW došlo ke zmenšení tohoto pohybu pánve na stranu stojné končetiny v průběhu krokového cyklu. Dále jsem zjistil signifikantní rozdíl v maximálních rozsazích pohybu do flexe i extenze kyčelních kloubů, kdy NW vedl ke zvětšení rozsahu pohybu těchto parametrů. Mezi maximálním rozsahem pohybu v sagitální rovině v kolenních a hlezenních kloubech při chůzi a NW nebyl prokázán statisticky významný rozdíl.

Analýza kinetických parametrů zabývajících se reakční silou podložky přinesla tyto výsledky. Zjistil jsem statisticky významný rozdíl mezi chůzí a NW u seniorů v maximu vertikální složky a akcelerační síly anteroposteriorní složky, kdy došlo k jejich zvýšení při NW. Dále v maximu laterální síly mediolaterální složky, kdy NW způsobil jeho snížení. Naopak nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi minimem vertikální složky, a maximem brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW.

Lze předpokládat, že změna v hodnotách většiny těchto parametrů souvisí spíše se zvýšením preferované rychlosti, ke které u seniorů došlo při NW. Za významnější změnu způsobenou NW lze považovat snížení laterální síly mediolaterální složky a zmenšení velikosti laterální odchylky pánve při chůzi, které spolu vzájemně korelují a souvisí se zvýšenou stabilitou a stabilizací pánve při NW.

Tyto výsledky naznačují, že NW umožňuje seniorům stabilnější chůzi s větší jistotou pohybu, která následně vede ke zvýšení jejich rychlosti spolu s prodloužením délky kroku, větší kadencí chůze a zvýšením rozsahu pohybu v kyčelních kloubech i za cenu zvýšení reakční síly podložky.

I když lze na základě korelace některých mých výsledků s jinými autory soudit, že výsledky případných dalších studií na téma kinematické a kinetické analýzy NW budou podobné. Vzhledem k malému počtu probandů v tomto výzkumném souboru tvořeného pouze ženami, však nelze aplikovat tyto výsledky na širší populaci, ale pouze na tento výzkumný soubor.

Ve světě vědeckých studií není kinematická a kinetická analýza NW příliš prozkoumaným tématem. Přestože je často NW doporučován jako vhodná aktivita pro seniory, nenašel jsem žádnou vědeckou studii zabývající se biomechanickými parametry NW u této skupiny populace. Proto by mohla být tato práce námětem na mnohem podrobnější studii zabývající se touto problematikou u seniorů. Experiment by však bylo potřeba realizovat s větším počtem probandů podobného věku. Přínosem by také mohlo být porovnávat změny kinematických a kinetických parametrů mezi seniory různých věkových kategorií. Analýza by měla být provedena nejenom na zcela rovném povrchu, ale i v terénu. Dále by bylo vhodné provést analýzu i dalších parametrů chůze, pro které nebyly v této diplomové práci dostatečné možnosti. Pro kvalitnější analýzu úhlových parametrů jednotlivých kloubů je nutné provést měření ve všech dostupných směrech, a nejenom v jedné rovině. V neposlední řadě by bylo třeba vybrat do výzkumu probandy, kteří podstoupili certifikovaný výcvik NW a dokonale zvládají techniku této aktivity.

Tato diplomová práce mi umožnila rozšířit si znalosti na téma kinematické a kinetické analýzy chůze. Za velký osobní přínos tohoto výzkumu považuji možnost naučit se pracovat s přístroji Qualisys a Kistler, a vyhodnocovat naměřená data programu Qualisys Track Manager, jelikož se tyto systémy již běžně využívají ve fyzioterapii nejenom na univerzitních pracovištích pro kinematickou a kinetickou analýzu pohybu.

8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- 1) AFIAH, Irma Nur, NAKASHIMA, Hiroki, LOH, Yeap Ping, MURAKI, Satoshi. An exploratory investigation of changes in gait parameters with age in elderly Japanese women. *SpringerPlus* [online]. 2016, Vol. **5**(1), [cit. 2023-02-10]. ISSN 2193-1801. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s40064-016-2739-7>
- 2) ANDERSON, Dennis E. a MADIGAN Michael L. Healthy older adults have insufficient hip range of motion and plantar flexor strength to walk like healthy young adults. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, Vol. **47**(5) s. 1104-1109 [cit. 2023-02-10]. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.024>
- 3) ARCHBOLD, Paul a MULLARNEY, Brian. The relationship between pedestrian loading and dynamic response of an FRP composite footbridge. *Bridge Structures* [online]. 2018, Vol. **13**(4), s. 147-157 [cit. 2023-01-10]. ISSN 15732487. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/BRS-180122>
- 4) BAČÁKOVÁ, Radka, TLAŠKOVÁ, Petra, KRAČMAR, Bronislav. Nordic Walking as the mode of human movement activity after Physiotherapy. *Studia Kinanthropologica* [online]. 2008, Vol. **9**(1), s. 53-58 [cit. 2022-09-08]. ISSN 12132101. Dostupné z: <https://doi.org/10.32725/sk.2008.049>
- 5) BECHARD, Daniel J., BIRMINGHAM, Trevor B., ZECEVIC, Aleksandra A., JONES Ian C., LEITCH, Krystin M., GIFFIN Robert J., JENKYN Thomas R. The effect of walking poles on the knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. *Osteoarthritis and Cartilage* [online]. 2012, Vol. **20**(12), s. 1500-1506 [cit. 2022-09-09]. ISSN 1063-4584. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.08.014>
- 6) BRACH, Jennifer a VANSWEARINGEN, Jessie. Interventions to Improve Walking in Older Adults. *Current Translational Geriatrics and Experimental Gerontology Reports* [online]. 2013, Vol. **2**(4), s. 230-238 [cit. 2023-02-10]. ISSN 2162-4941. Dostupné z: <https://doi:10.org/1007/s13670-013-0059-0>
- 7) COHN, Jay N. *Quantitative exercise testing for the cardiac patient: the value of monitoring gas exchange: introduction* [online]. 1987, Vol. 76(4), s. 5-8 [cit. 2023-06-8]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3677363/>
- 8) DALTON, Christopher a NANTEL, Julie. Nordic Walking Improves Postural Alignment and Leads to a More Normal Gait Pattern Following Weeks of Training: A Pilot Study. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 2016, Vol. **24**(4), s. 575-582 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1063-8652. Dostupné z: <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0204>
- 9) DZIUBA, Alicja, ZUREK, Grzegorz, GARRARD, Ian, DAMSKA Iwona. Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and Nordic walking at different speeds. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online].

- 2015, Vol. **17**(1), s. 95-101 [cit. 2024-02-10] ISSN 2450-6303. Dostupné z <https://doi.org/10.5277/ABB-00077-2014-01>
- 10) DÝROVÁ, Jitka a LEPKOVÁ, Hana. *Kardiofitness: vytrvalostní aktivity v každém věku*. Praha: Grada, 2008. ISBN 9788024722733.
- 11) ENCARNACIÓN-MARTÍNEZ, Alberto, PÉREZ-SORIANO, Pedro, LLANA-BELLOCH, Salvador. Differences in Ground Reaction Forces and Shock Impacts Between Nordic Walking and Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2015 Vol. **86**(1), s. 94-99 [cit. 2024-03-22]. ISSN 0270-1367. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02701367.2014.975178>
- 12) ENCARNACIÓN-MARTÍNEZ, Alberto, CATALÁ-VILAPLANA, Ignacio, APARICIO, Inmaculada, SANCHIS-SANCHIS, Roberto, PRIEGO-QUESADA Ignacio Jose, JIMENEZ-PEREZ, Irene a PÉREZ-SORIANO, Pedro. Does Nordic Walking technique influence the ground reaction forces? *Gait & Posture* [online]. 2023 Vol. **101**(3), s. 35-40 [cit. 2024-03-22]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.01.017>
- 13) FRONTERA, Walter R. Physiologic Changes of the Musculoskeletal System with Aging. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 2017, Vol. **28**(4), s. 705-711 [cit. 2024-03-22]. ISSN 1047-9651. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.004>
- 14) GIANNINI, Sandro. Gait analysis: methodologies and clinical application. 1. vyd. Amsterdam: IOS Press for BTS Bioengineering Technology & Systems, 1994. ISBN 9051991703.
- 15) GIROLD, Sébastien, ROUSSEAU, Jérôme, LE GAL, Magalie, COUDEYRE, Emmanuel, LE HENAFF, Jacqueline. Nordic walking versus walking without poles for rehabilitation with cardiovascular disease: Randomized controlled trial. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2017, Vol. **60**(4), s. 223-229 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1877-0657. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.12.004>
- 16) GKARAVELI, Maria a MORFIS, Pavlos. Effects of aging on biomechanical gait parameters in the healthy elderly and the risk of falling. *Journal of Research and Practice on the Musculoskeletal System* [online]. 2021, Vol. **5**(2), s. 59-64 [cit. 2023-02-10]. ISSN 25852787. Dostupné z: <https://doi.org/10.22540/JRPMS-05-059>
- 17) GOUGEON, Marie-Anne, ZHOU, Lei a NANTEL, Julie. Nordic Walking improves trunk stability and gait spatial-temporal characteristics in people with Parkinson disease. *NeuroRehabilitation* [online]. 2017, Vol. **41**(1), s. 205-210 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1053-8135. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/NRE-171472>

- 18) HANSEN, Lone, HENRIKSEN, Marius, LARSEN Peter, ALKJAER Tine. Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2008, Vol 18(4), s. 436-441 [cit. 2022-09-08]. ISSN 0905-7188. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00699.x>
- 19) HERRERO-LARREA, Alexandra, MIÑARRO, Antonio, NARVAIZA, Leire. Normal limits of home measured spatial gait parameters of the elderly population and their association with health variables. *Scientific Reports* [online]. 2018, Vol. 8(1) [cit. 2023-02-10]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-018-31507-1>
- 20) HIRSCHFELD, Helga. a FORSSBERG, Hans. Development of anticipatory postural adjustments during locomotion in children. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1992, Vol. 68(2), s. 542-550 [cit. 2022-09-08]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://doi.org/10.1152/jn.1992.68.2.542>.
- 21) HORTOBÁGYI, Tibor, RIDER, Patrick, GRUBER H. Allison, DEVITA, Paul. Age and muscle strength mediate the age-related biomechanical plasticity of gait. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2016, Vol. 116(4), s. 805-814 [cit. 2023-02-10]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3312-8>
- 22) JANDA, Vladimír. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch: určeno pro rehabilitační pracovníky*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1982.
- 23) JANDOVÁ, Dobroslava a MORÁVEK, Otakar. Změny v pohybovém systému po nordic walking. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2011, Vol. 18(2), s. 47-49 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1211-2658
- 24) JANURA, Miroslav, a ZAHÁLKA František. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-0930-5.
- 25) JUDGE ROY, James O., DAVIS Roy B., OUNPUU, Sylvia. Step Length Reductions in Advanced Age: The Role of Ankle and Hip Kinetics. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 1996, Vol. 51(6), M303-M312 [cit. 2023-02-10]. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/gerona/51A.6.M303>
- 26) KALVACH, Zdeněk. *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0548-6.

- 27) KERRIGAN, Casey D., TODD Mary K., DELLA CROCE, Ugo, LIPSITZ, Lewis, COLLINS, James. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1998, Vol. **79**(3), s. 317-322 [cit. 2023-02-10]. ISSN 00039993. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90013-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90013-2)
- 28) KIM, Woo Sub a KIM, Young Eun. Comparing Self-Selected Speed Walking of the Elderly With Self-Selected Slow, Moderate, and Fast Speed Walking of Young Adults. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 2014, Vol. **38**(1) s. 101-108 [cit. 2023-02-10]. ISSN 2234-0645. Dostupné z: <https://doi.org/10.5535/arm.2014.38.1.101>
- 29) KIRTLEY, Christopher. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. London: Churchill Livingstone, 2005. ISBN 978-0443100093.
- 30) KISTLER, stránky produktu firmy [online] 2014 [cit. 2024-02-10] Dostupné z: <http://www.kistler.com/cz/en/>
- 31) KLEINDIENST, Frank I., MICHEL K. J., SCHWARZ J., KRABBE, Berthold. Vergleich von kinematischen und kinetischen Parametern zwischen den Bewegungsformen Nordic Walking, Walking und Laufen. *Sportverletzung · Sportschaden* [online]. 2006, Vol. **20**(01), s. 25-30 [cit. 2024-03-22]. ISSN 0932-0555. Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-2006-926592>
- 32) KNAGGS, Jeffrey D., LARKIN, Kelly A. a MANINI, Todd M. Metabolic Cost of Daily Activities and Effect of Mobility Impairment in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2011, Vol. **59**(11), s. 2118-2123 [cit. 2024-03-22]. ISSN 0002-8614. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2011.03655.x>
- 33) KO, Seunk, HAUSDORFF Jeffrey, FERRUCCI, Luigi. Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing. *Age and Ageing* [online]. 2010, Vol. **39**(6), s. 688-694 [cit. 2023-02-10]. ISSN 0002-0729. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ageing/afq113>
- 34) KOEN, Joshua D. a RUGG, Michael D. Neural Dedifferentiation in the Aging Brain. Online. *Trends in Cognitive Sciences* [online]. 2019, Vol. **23**(7), s. 547-559 [cit. 2024-03-22]. ISSN 1364-6613. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.tics.2019.04.012>
- 35) KOIZUMI, Takayuki, TSUJIUCHI, Nobutaka, TAKEDA, Masaki, FUJIKURA, Ryohei, KOJIMA, Takuya. Load dynamics of joints in Nordic walking. *Procedia Engineering* [online]. 2011, Vol. **13**, s. 544-551 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1877-7058. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.11.2750>

- 36) KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1
- 37) KOVAŘOVIC, Karel, KARDA, Miroslav, HOLEČEK, Jan. *Severské fitness: nordic walking: dynamická sportovní chůze s hůlkami*. Praha: Olympia, 2011. ISBN 978-80-7376-189-9.
- 38) KRAČMAR, Bronislav, BAČÁKOVÁ, Radka, MIKULÍKOVÁ Petra, HROUZOVÁ Lenka, HOJKA Vladimír. NORDIC WALKING, VLIV NA POHYBOVOU SOUSTAVU ČLOVĚKA. *Česká kinantropologie* [online]. 2011, Vol. **15**(1), s. 99-108 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1211-1961. Dostupné z: <https://adoc.pub/nordic-walking-vliv-na-pohybovou-soustavu-lovka.html>
- 39) LEE, Hwang-Jae, CHANG, Hyuk Won, HWANG, Hee Sun, Byung-Ok CHOI Byung-Ok, RYU, Gyu-Ha, KIM, Yun Hee. Age-Related Locomotion Characteristics in Association with Balance Function in Young, Middle-Aged, and Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 2017, Vol. **25**(2), s. 247-253 [cit. 2023-02-10]. ISSN 1063-8652. Dostupné z: <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0325>
- 40) LEE, Seung Hun; YIM, Su Jin a KIM, Ho Cheol. Aging of the respiratory system. *Kosin Medical Journal* [online]. 2016, Vol. **31**(1), s. 11-18 [cit. 2024-03-22]. ISSN 2005-9531. Dostupné z: <https://doi.org/10.7180/kmj.2016.31.1.11>
- 41) LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně, 2003. ISBN 8086645045.
- 42) LOPOPOLO, Rosalie B., GRECO, Melissa, SULLIVAN, Dorianne, CRAIK Rebecca L., MANGIONE, Kathleen K. Effect of Therapeutic Exercise on Gait Speed in Community-Dwelling Elderly People: A Meta-analysis. *Physical Therapy* [online]. 2006, Vol. **86**(4), s. 520-540 [cit. 2023-02-10]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ptj/86.4.520>
- 43) MÁČEK, Miloš a RADVANSKÝ, Jiří. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-695-3
- 44) MIRELMAN, Anat, BERNAD-ELAZARI, Hagar, NOBEL, Tomer. Effects of Aging on Arm Swing during Gait: The Role of Gait Speed and Dual Tasking. *PLOS ONE* [online]. 2015, Vol. **10**(8) [cit. 2023-02-10]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0136043>
- 45) MOMMERT-JAUCH, Petra. *Nordic walking pro zdraví: pomáhá při bolestech zad, artróze, osteoporóze, vysokém krevním tlaku, nadváze, cévních problémech a dalších obtížích*. Praha: Plot, 2009. ISBN 978-80-86523-98-9

- 46) MUOLLO, Valentina, ROSSI, Andrea, MILANESE, Chiara, MASCIOCCHI, Elena, TAYLOR, Miriam, ZAMBONI, Mauro, ROSA Raffaelaa, SCHENA, Federico, PELLEGRINI, Barbara. The effects of exercise and diet program in overweight people – Nordic walking versus walking. *Clinical Interventions in Aging* [online]. 2019, Vol. **14**, s. 1555-1565 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: <https://doi.org/10.2147/CIA.S217570>
- 47) NOTTINGHAM, Suzanne a JURASIN, Alexandra. *Nordic walking pro vaši kondici: [vaše cesta ke štíhlé, pevné postavě a skvělé kondici]*. Praha: Talpress, 2011. ISBN 978-80-7197-413-0
- 48) OLIVEIRA, Camila Fonseca, VIEIRA, Ramos Edgar, MACHADO SOUSA, Manuel Filipa, VILAS-BOAS, Paulo Joao. Kinematic Changes during Prolonged Fast-Walking in Old and Young Adults. *Frontiers in Medicine* [online]. 2017, Vol. **4** [cit. 2023-02-10]. ISSN 2296-858X. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fmed.2017.00207>
- 49) PALMOWSKI, Yannick, POPOVIC, Srdan, SCHUSTER, G. Simone, HARDT, Sebastian, DAMM, Phillip. In vivo analysis of hip joint loading on Nordic walking novices. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. 2021, Vol. **16**(1) [cit. 2022-09-08]. ISSN 1749-799X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02741-7>
- 50) PARK, Hoo-Sung, LEE, Sung-No, SUNG, Dong-Hun, CHOI, Hwan-Seok, KWON, Tae Dong, PARK, Gi Duck. The Effect of Power Nordic Walking on Spine Deformation and Visual Analog Pain Scale in Elderly Women with Low Back Pain. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, Vol. **26**(11), s. 1809-1812 [cit. 2022-09-08]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1809>
- 51) PARK, Seung Kyu, YANG, Dae Jung, KANG, Yang Hun, KIM Je Ho, UHM, Yo Han a LEE, Yong Seon. Effects of Nordic walking and walking on spatiotemporal gait parameters and ground reaction force. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015. Vol. **27**(9), s. 2891-2893 [cit. 2024-03-22]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2891>
- 52) PARÓCZAI, Róbert, ILLYÉS Árpád, BEJEK, Zoltán a KISS M. Rita. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2006, Vol. **14**(7), s. 612-622 [cit. 2023-02-10]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0005-6>

- 53) PASSOS-MONTEIRO, Elren, SCHUCH, Felipe, FRANZONI, Leandro, CARVALHO, Alberito, GOMENŮKA, Natalia, BECKER, Marindia, RIEDER, Carlos, ANDRADE, Alexandro, MARTINEZ, Flávia, PAGNUSSAT, Aline, PEYRÉ-TARTARUGA, Leonardo. Nordic Walking and Free Walking Improve the Quality of Life, Cognitive Function, and Depressive Symptoms in Individuals with Parkinson's Disease: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* [online]. 2020, Vol. 5(4) [cit. 2022-09-08]. ISSN 2411-5142. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jfmk5040082>
- 54) PELLEGRINI, Barbara, PEYRÉ-TARTARUGA, Leonardo Alexandre, ZOPPIROLI, Chiara, BORTOLAN, Lorenzo, BACCHI, Elisabetta, FIGARD-FABRE H      , SCHENA, Federico, CARRIER, David. Exploring Muscle Activation during Nordic Walking: A Comparison between Conventional and Uphill Walking. *PLOS ONE* [online]. 2015, Vol. 10(9), s. 1-13 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138906>
- 55) PELLEGRINI, Barbara, PEYR  -TARTARUGA, Alexandre Leonardo, ZOPPIROLI, Chiara, BORTOLAN, Lorenzo, SAVOLDELLI, Aldo, MINETTI Enrico Alberto, SCHENA, Federico. Mechanical energy patterns in nordic walking: comparisons with conventional walking. *Gait & Posture* [online]. 2017, Vol. 51, s. 234-238 [cit. 2022-09-08]. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.0101>.
- 56) PERRY, Jacquelin, BURNFIELD, Judith M. *Gait analysis: Normal and pathological function*. 2. vyd. Thorofare, New Jersey: Slack Incorporated, 2010. ISBN 978-55642-766-4.
- 57) PEYR  -TARTARUGA, Alexandre Leonardo, BOCCIA, Gennaro, FEIJ   MARTINS, Val  ria, ZOPPIROLI, Chiara, BORTOLAN, Lorenzo, PELLEGRINI, Barbara. Margins of stability and trunk coordination during Nordic walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2022, Vol. 134 [cit. 2024-04-20]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111001>
- 58) PIECH, Krzysztof, PIECH, Jakub, GRANTS, Juris. Nordic Walking – A Versatile Physical Activity Fit for Everyone (A Literature Review). *LASE Journal of Sport Science* [online]. 2014, Vol. 5(1), s. 46-56 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1691-9912. Dostupné z: <https://doi.org/10.1515/ljss-2016-0025>
- 59) PRAJAPATI, Nikita, KAUR, Amandeep, SETHI, Dimple. A Review on Clinical Gait Analysis. *2021 5th International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI)* [online]. 2021, s. 967-974 [cit. 2023-02-10]. ISBN 978-1-6654-1571-2. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/ICOEI51242.2021.9452951>
- 60) RICHARDS, Jim. *Biomechanics in Clinic and Research*. London: Churchill Livingstone, 2008. ISBN 0443-10170-1
- 61) ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologick   fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.

- 62) SANTOS, Luis a FERNANDEZ-RIO, Javier. Nordic Walking: A Simple Lifetime Physical Activity for Every Student. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance* [online]. 2013, Vol. **84**(3), s. 26-29 [cit. 2022-09-08]. ISSN 0730-3084. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/07303084.2013.767691>
- 63) SATOH, Yoshinao, YAMADA, Takumi, SHIMAMURA, Ryota a OHMI, Takehiro. Comparison of foot kinetics and kinematics during gait initiation between young and elderly participants. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2019. Vol. **31**(7), s. 498-503 [cit. 2024-03-22]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <https://doi.org/10.1589/jpts.31.498>
- 64) SCHRAGER, Matthew A., KELLY Valerie E., PRICE, Robert, FERRUCCI Luigi a SHUMWAY-COOK, Anne. The effects of age on medio-lateral stability during normal and narrow base walking. *Gait & Posture* [online]. 2008, Vol. **28**(3), s. 466-471 [cit. 2024-03-22]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.02.009>
- 65) SCHWANBECK, Klaus. *The Ultimate Nordic Pole Walking Book*. Aachen: Meyer & Meyer, 2014. ISBN 978-1782550433
- 66) SOUMAR, Libor. Kinematická analýza. Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2013. ISBN 978-80-7414-399-1.
- 67) STÁRKA, Luboslav. Endokrinologie stárnutí. *Interní medicína pro praxi* [online], 2002, Vol. **4**(6), s. 280-289 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1803-5256. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2002/06/05.pdf>
- 68) STIEF, Felix, KLEINDIENST, Frank I., WIEMEYER, Josef, WEDEL, Florian, CAMPE, Sebastian a KRABBE, Berthold. Inverse Dynamic Analysis of the Lower Extremities during Nordic Walking, Walking, and Running. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2008, Vol. **24**(4), s. 351-359 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <https://doi.org/10.1123/jab.24.4.351>
- 69) SUTHERLAND, David H., KAUFMAN, Kenton R., MOITOZA, James R. Kinematics of normal human walking. In Jessica Rose a James Gibson Gamble. *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, s. 23–44. ISBN 978-0680-7360-7.
- 70) SVOBODA, Zdeněk, STEJSKAL, Pavel, JAKUBEC, Aleš a KREJČÍ, Jakub. Kinematical analysis, pole forces and energy cost of Nordic walking: Slope influence. *Acta Gymnica* [online]. 2011, Vol. **41**(2), s. 27-34 [cit. 2022-09-08]. ISSN 2336-4912. Dostupné z: <https://doi.org/10.5507/ag.2011.010>
- 71) ŠKOPEK, Martin. *Nordic walking*. Praha: Grada Publishing, 2010. ISBN 978-80-247-3242-8.
- 72) VAŘEKA, Ivan a VAŘEKOVÁ, Renata. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

- 73) VAŘEKA, Ivan, Vařeková, Renata, HÁK, Jiří. Severská chůze - principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia* [online]. 2002, Vol. **35**(2), s. 78-83 [cit. 2022-09-08]. ISSN 0375-0922. Dostupné z https://www.researchgate.net/publication/280085108_Severska_chuze_-_principy_a_moznosti_uplatneni_v_rehabilitaci_Nordic_walking_-_principles_and_application_opportunities_in_rehabilitation
- 74) VAN EMMERIK, Richard E.A, MCDERMOTT, William, HADDAD Milhem a VAN WEGEN, Ervin. 2005. Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion. *Gait & Posture* [online]. **22**(3), 233-239 [cit. 2024-03-22]. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.09.006>
- 75) VAŘEKA, Ivan, JANURA, Miroslav, VAŘEKOVÁ, Renata. Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2018, Vol. **25**(2), s. 81-86 [cit. 2022-09-08]. ISSN 1211-2658. Dostupné z <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2018-2-14/kineziologie-chuze-105730>
- 76) VAUGHAN, Christopher, BRIAN L. Davis a O'Connor C. Jeremy. *Dynamics of human gait*. Champaign: Human Kinetics Publishers, 1992. ISBN 978-0873223706
- 77) VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- 78) VOJTA, Václav. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: Včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada, 1993. ISBN 80-85424-98-3.
- 79) WINTER, A. David. *BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT*. Waterloo: University of Waterloo Press, 1987. ISBN 0-88898-078-7.
- 80) WHITTLE, Michael. *An Introduction to Gait Analysis 4th Edition*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-0750688833.
- 81) WILLSON, John, TORRY Michael R., DECKER Michael J., KERNOZEK, Thomas a STEADMAN Richard J. Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 2001, Vol. **33**(1), s. 142-147 [cit. 2022-09-08]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00005768-200101000-00021>

Seznam příloh

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 – Informovaný souhlas

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Příloha č. 5 – Kineziologické vyšetření

Příloha č. 6 – Anamnestický dotazník

Příloha č. 1 - Vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Nordic walking – analýza chůze seniorů

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: duben 2022 – prosinec 2022

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Bc. Petr Novotný

Hlavní řešitel: Bc. Petr Novotný

Místo výzkumu (pracoviště): Fakulta tělesné výchovy a sportu UK, laboratoř biomechaniky extrémních zátěží

Spoluřešitel(é): -

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Finanční podpora: -

Popis projektu: Nordic walking se stává čím dál více populární. Provozují ho mladí, ale i staří, pro které nordicové hole představují výraznou pomůcku při chůzi. Příliš mnoho literatury se nezabývá porovnáním rozdílností chůze bez a chůze s nordicovými holemi u seniorské populace. Proto bych se rád na tuto problematiku ve své diplomové práci zaměřil. Cílem práce bude pomocí 3D kinematické analýzy porovnat chůzi seniorů s nordicovými holemi a bez nich. Měření bude probíhat v jeden den a nebude využito žádné z invazivních metod. 3D kinematická analýza bude snímána pomocí kamerového systému Qualysis. Na začátku výzkumu budou účastníci poučeni o jeho průběhu a rizicích, které by při něm mohly nastat. Následně podepíší informovaný souhlas. Každý účastník také vyplní dotazník, se svým pohlavím, věkem, výškou, váhou, BMI a jak často se věnuje chůzi s nordicovými holemi.

Charakteristika účastníků výzkumu: Výzkumu se zúčastní 20-30 osob v seniorském věku (65-80 let), kteří mají platnou zdravotní prohlídku. Probandi budou mít zkušenosti s nordic walking, jelikož budou vybráni z dobrovolníků z klubů pro seniory, kde absolvují nebo absolvovali lekce nordic walking pod odborným dohledem. Do projektu nemůže být zařazen proband, který bude mít zranění, akutní zejména infekční onemocnění nebo proband s jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu ani s kardiovaskulárním nebo neuromuskulárním onemocněním či v úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Hlavní řešitel s vedoucím práce bude vybírat vhodné probandy. Budu oslovovat kluby seniorů se žádostí o dobrovolnou účast zájemců o tento výzkum z řad seniorů, kteří absolvují nebo absolvovali lekce nordic walking pod odborným dohledem. Lekce budou probíhat v příslušných klubech seniorů, které najdu v Praze a následně je oslovím o spolupráci. E-maily na seniory mi bude dávat osoba působící v oslovené organizaci, která bude zodpovídat za komunikaci. Ta osloví seniory, kteří v daném klubu seniorů absolvují lekce nordic walking (viz níže - pozvání do výzkumu). Názvy organizací budou anonymizovány.

Zajištění bezpečnosti: Jedná se o neinvazivní metodu. Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenou obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Měření bude realizováno v laboratoři s pokojovou teplotou, kdy budou na předem určená místa nalepeny jednotlivé markery pro snímání kinematických dat pomocí kamerového systému. Minimalizace rizik bude zajištěna odborným dohledem Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D. a pečlivým výběrem probandů, kteří nebudou trpět žádným onemocněním znemožňující provádění výzkumu a budou mít zkušenost s nordic walking. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem

Etické aspekty výzkumu:

Potenciální střet zájmů: Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Nejsem v pracovně právním (ani rodinném) vztahu k žádnému účastníkovi výzkumu. K prodejci či výrobcům nordicových holí nemám žádný vztah. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu, integritu a důvěryhodnost výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu a ani výzkum nevede k osobnímu prospěchu. Vedoucí práce bude dohlížet nad korektností a nestranností posuzování výsledků výzkumu mou osobou.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, rok narození, data získaná výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmažáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Přístup k nim budu mít pouze já, tj. hlavní řešitel. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): příložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 19. 4. 2022

Podpis předkladatele:

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 305/2021

dne: 21. 4. 2022

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

- 20 -

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS k žádosti 335/2021

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci *diplomové práce* s názvem **Nordic walking – analýza chůze seniorů** prováděné na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v laboratoři biomechaniky extrémních zátěží.

Projekt bude probíhat v období od dubna 2022 do prosince 2022

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Projekt nebude financován z žádných zdrojů.

Cílem výzkumného projektu je 3D kinematická analýza chůze seniorů s nordicovými holemi a bez nich pomocí přístroje Qualisys.

Způsob zásahu bude neinvazivní.

Před testováním vyplníte dotazník, se svým pohlavím, věkem, výškou, váhou, BMI a jak často se věnujete chůzi s nordicovými holemi. Jeho vyplnění Vám zabere cca 10 minut.

Poté Vám budou na předem určená místa nalepeny markery pro snímání kinematických dat.

Poté se projdete ve vymezeném prostoru, kde budou jednotlivé markery snímány pomocí kamerového systému Qualysis.

Měření bude jednorázové v jeden den a doba trvání by neměla přesahovat 30 minut.

Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenu obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěné adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Měření bude realizováno v laboratoři s pokojovou teplotou, kdy budou na předem určená místa nalepeny jednotlivé markery pro snímání kinematických dat pomocí kamerového systému. Minimalizace rizik bude zajištěna odborným dohledem Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D. a pečlivým výběrem probandů, kteří nebudou trpět žádným onemocněním znemožňující provádění výzkumu a budou mít zkušenost s nordic walking. Rizika

prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem

Do projektu nebudete zařazen/a, pokud bude mít zranění, akutní zejména infekční onemocnění nebo jakémkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu ani s kardiovaskulárním nebo neuromuskulárním onemocněním či v úrazu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Přínosem tohoto výzkumného projektu pro Vás bude zjištění rozdílnosti chůze s nordicovými holemi a bez nich. Dále pomůžete ozřejmit, zdali mají nordicové hole nějaký vliv na chůzi.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit v diplomové práci v studentském informačním systému (SIS), nebo na e-mail adrese: petr.drazice@volny.cz

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, rok narození, data získaná výše uvedenými metodami – které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Požizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Přístup k nim budu mít pouze já, tj. hlavní řešitel. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Požizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele projektu a hlavního řešitele: Bc. Petr Novotný

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Petr Novotný

Podpis:

.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku.** Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické

komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

V Praze dne

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

| | |
|---|----|
| Obrázek 1: Krokový cyklus dle Perry (Perry, 2010)..... | 13 |
| Obrázek 2: Kinematika vybraných kloubů dolních končetin při chůzi v sagitální rovině, ve které jsem také měřil tyto klouby (Whittle, 2007)..... | 15 |
| Obrázek 3: Mediolaterální, anteroposteriorní a vertikální složka reakční síly podložky pravé a levé nohy (Whittle, 2007) | 26 |
| Obrázek 4: Tenzometrická deska Kistler (Kistler, 2014)..... | 32 |
| Obrázek 5: Umístění markerů na těle probanda při měření kinematické analýzy | 35 |
| Obrázek 6: Analýza dat v programu Qualisys track manager – proband chodící po deskách Kistler snímány kamerami (vlastní měření)..... | 36 |
| Obrázek 7: Graf znázorňující rozdíly v délce kroku mezi chůzi a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking..... | 41 |
| Obrázek 8: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi délkou kroku při chůzi a NW (vlastní měření) | 42 |
| Obrázek 9: Graf znázorňující rozdíly v délce dvojkroku mezi chůzi a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking | 43 |
| Obrázek 10: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi délkou dvojkroku při chůzi a NW (vlastní měření) | 43 |
| Obrázek 11: Graf znázorňující rozdíly v rychlosti mezi chůzi a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) NW – nordic walking | 45 |
| Obrázek 12: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi rychlostí při chůzi a NW (vlastní měření) | 45 |
| Obrázek 13: Graf znázorňující rozdíly v kadenci mezi chůzi a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) NW – nordic walking | 46 |
| Obrázek 14: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi kadencí při chůzi a NW (vlastní měření) | 46 |
| Obrázek 15: Graf znázorňující rozdíly v době trvání stejné fáze mezi chůzi a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking | 47 |
| Obrázek 16: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi dobou trvání stejné fáze při chůzi a NW (vlastní měření)..... | 48 |

| | |
|---|----|
| Obrázek 17: Graf znázorňující rozdíly v maximální laterální odchylce pánve mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, NW – nordic walking | 49 |
| Obrázek 18: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální laterální odchylkou pánve při chůzi a NW (vlastní měření)..... | 49 |
| Obrázek 19: Graf znázorňující rozdíly v maximální flexi kyčelního kloubu mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LKYK – levý kyčelní kloub, PKYK – pravý kyčelní kloub, NW – nordic walking..... | 50 |
| Obrázek 20: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální flexí kyčelního kloubu při chůzi a NW (vlastní měření) | 51 |
| Obrázek 21: Graf znázorňující rozdíly v maximální extenzi kyčelního kloubu mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LKYK – levý kyčelní kloub, PKYK – pravý kyčelní kloub, NW – nordic walking..... | 51 |
| Obrázek 22: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální extenzí kyčelního kloubu při chůzi a NW (vlastní měření)..... | 52 |
| Obrázek 23: Graf znázorňující rozdíly v maximálním rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LKOK – levý kolenní kloub, PKOK – pravý kolenní kloub, NW – nordic walking | 53 |
| Obrázek 24: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximálním rozsahem pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině při chůzi a NW (vlastní měření)..... | 53 |
| Obrázek 25 : Graf znázorňující rozdíly v maximální dorzální flexí hlezenního kloubu mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LHK - levý hlezenní kloub, PHK - pravý hlezenní kloub, NW – nordic walking..... | 54 |
| Obrázek 26: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální dorzální flexí v hlezenním kloubu při chůzi a NW (vlastní měření) | 55 |
| Obrázek 27: Graf znázorňující rozdíly v maximální plantární flexí hlezenního kloubu mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LHK - levý hlezenní kloub, PHK - pravý hlezenní kloub, NW – nordic walking..... | 55 |
| Obrázek 28: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximální plantární flexí v hlezenním kloubu při chůzi a NW (vlastní měření) | 56 |
| Obrázek 29: Graf znázorňující rozdíly v maximu vertikální složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking..... | 57 |

| | |
|---|----|
| Obrázek 30: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření) | 57 |
| Obrázek 31: Graf znázorňující rozdíly v minimu vertikální složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking..... | 58 |
| Obrázek 32: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi minimem vertikální složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)..... | 59 |
| Obrázek 33: Graf znázorňující rozdíly v maximu brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking | 60 |
| Obrázek 34: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)..... | 60 |
| Obrázek 35: Graf znázorňující rozdíly v maximu akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking | 61 |
| Obrázek 36:Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření)..... | 62 |
| Obrázek 37: Graf znázorňující rozdíly v maximu laterální síly mediolaterální složky reakční síly mezi chůzí a NW u jednotlivých probandů (vlastní měření) LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, NW – nordic walking | 63 |
| Obrázek 38: Graf znázorňující absolutní rozdíly jednotlivých probandů mezi maximem laterální síly mediolaterální složky reakční síly při chůzi a NW (vlastní měření) | 63 |
| Obrázek 39: Názorná ukázka grafického zpracování průběhu vertikální složky při chůzi a NW u probanda JB (vlastní měření) NW – nordic walking | 73 |
| Obrázek 40: Názorná ukázka grafického zpracování průběhu anteroposteriorní složky při chůzi a NW u probanda BS (vlastní měření) NW – nordic walking..... | 74 |
| Obrázek 41: Názorná ukázka grafického zpracování průběhu mediolaterální složky při chůzi a NW u probanda ES (vlastní měření) NW – nordic walking | 75 |

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

| | |
|--|----|
| Tabulka 1: Charakteristika výzkumného souboru..... | 34 |
| Tabulka 2: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly délek kroku při chůzi a NW .. | 42 |
| Tabulka 3: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly délek dvojkroku při chůzi a NW | 44 |
| Tabulka 4: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly rychlosti při chůzi a NW | 45 |
| Tabulka 5: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly kadence při chůzi a NW | 47 |
| Tabulka 6: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly doby trvání stojné fáze při chůzi a NW | 48 |
| Tabulka 7: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximální laterální odchylky pánve při chůzi a NW | 50 |
| Tabulka 8: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximální flexe a extenze kyčelního kloubu při chůzi a NW | 52 |
| Tabulka 9: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximálního rozsahu kolenního kloubu v sagitální rovině při chůzi a NW | 54 |
| Tabulka 10: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maximální dorzální a plantární flexe hlezenního kloubu při chůzi a NW | 56 |
| Tabulka 11: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima vertikální složky reakční síly při chůzi a NW | 58 |
| Tabulka 12: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly minima vertikální složky reakční síly při chůzi a NW | 59 |
| Tabulka 13: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima brzdící síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW..... | 61 |
| Tabulka 14: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima akcelerační síly anteroposteriorní složky reakční síly při chůzi a NW..... | 62 |
| Tabulka 15: Statistické hodnoty pro absolutní rozdíly maxima laterální síly mediolaterální složky reakční síly při chůzi a NW | 64 |

Příloha č. 5 – Kineziologické vyšetření

Stoj aspekci zezadu, z boku, zepředu:

Chůze aspekci:

Stoj na 1DK:

Pohyblivost páteře: Stiborova distance

Funkční délka dolních končetin:

Palpační vyšetření:

 Nožní klenba:

 Pánev:

 Svaly bilaterálně: m. piriformis, m. quadriceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. triceps surae, paravertebrální svalstvo, adduktory kyčelního kloubu

Kloubní rozsah metodou SFTR:

 Kyčelní kloub:

 Kolenní kloub:

 Hlezenní kloub:

Svalový test dle Jandy: svaly v oblasti pánve a dolních končetin

Zkrácené svaly dle Jandy bilaterálně: m. iliopsoas, rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. biceps femoris, m. triceps surae, adduktory kyčelního kloubu

Příloha č. 6 – Anamnestický dotazník

Iniciály:

Věk:

Hmotnost:

Výška:

Pohlaví:

Absolvování lekcí NW pod dohledem vyškoleného lektora? ANO/ NE Jak často?

Byla mi implantovaná endoprotéza kloubu? ANO/ NE Kterého?

Trpím onemocněním, které by mohlo mít vliv na chůzi? ANO/ NE Jaké?

Utrpěl jsem úraz nebo mi byl operován jakýkoliv kloub? ANO/ NE Který?

Užívám léky, které by mohly ovlivňovat chůzi? ANO/ NE Jaké?

Používám při chůzi ortopedické pomůcky? Např. ortéza? ANO/ NE Jaké?

Trpím bolestmi pohybového aparátu? ANO/ NE Čeho?

Docházíte pravidelně na rehabilitace? ANO/ NE? Jak často?

V Praze 28.11.2022

Podpis: