

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

**Hodnocení chůze v běžném denním režimu u mladých  
dospělých a seniorů**

Diplomová práce

Autor: Bc. Vendula Majíčková, fyzioterapie

Vedoucí: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

Olomouc 2022

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Vendula Majíčková

**Název diplomové práce:** Hodnocení chůze v běžném denním režimu u mladých dospělých a seniorů

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2022

**Abstrakt:** Cílem diplomové práce je souhrn možností hodnocení chůze v nekontrolovaných podmínkách u mladých dospělých jedinců a seniorů. Studie se zúčastnilo 10 mladých zdravých dospělých jedinců ve věku  $23,6 \pm 1,8$  let a 10 seniorů ve věku  $71,3 \pm 3,9$  let. K analýze chůze byl použit inerciální senzor Axivity (typ AX3, axivity Ltd, Newcastle upon Tyne, Velká Británie). Zrychlení spodní části trupu bylo měřeno ve směru anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním. Měření v běžném denním režimu v nekontrolovatelných podmínkách probíhalo po dobu 3 dnů a probandi byli instruováni, aby neměnili svoje denní návyky a pohybové chování. Nejprve jsme identifikovali chůzový vzor, který jsme dále používali k vyhledávání chůzových epizod z 24hodinového záznamu. Signál obsahující chůzi byl dále rozčleněn na 14kroková okna a 5sekundová okna. Náhodně bylo vybráno 20 intervalů, u kterých byly spočítané základní charakteristiky zrychlení – rozsah a střední kvadratická chyba (RMS) v každém směru. Byly porovnávány efekty 2 typů výpočtů pro každou skupinu a poté skupiny mezi sebou. Jako statisticky významný se u seniorů projevil efekt typu výpočtu pro rozsah zrychlení ve směru vert, ml a ap a pro RMS ve směru vert a ml. U mladých dospělých se stejně jako u seniorů ukázal jako statisticky významný efekt typu výpočtu pro rozsah zrychlení ve směru vert, ml a ap, ale pro RMS jen ve směru ml. Vliv věku se statisticky významně projevil pro RMS ml jak pro fixní počet kroků, tak i pro fixní čas trvání okna. Dále se také vliv věku statisticky významně ukázal ve variabilitě rozsahu ve směru ml a ve variabilitě RMS také ve směru ml. Variabilita v ml směru je závislá na rychlosti chůze, u mladých dospělých předpokládáme častější potřebu měnit tempo chůze.

**Klíčová slova:** inerciální senzor, akcelerometr, zrychlení, lineární metody hodnocení, variabilita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

**Author's first name and surmane:** Bc. Vendula Majíčková

**Title of master of thesis:** Unsupervised gait assesment in young ang elderly adults

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology

**Supervisor:** Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

**Year of presentation:** 2022

**Abstract:** The aim of this diploma thesis is to summarize the possibilities in evaluating of gait in uncontrolled conditions in young adults and seniors. The study included 10 young healthy adults aged  $23,6 \pm 1,8$  years and 10 seniors aged  $71,3 \pm 3,9$  years. Axivity sensor (typ AX3, axivity Ltd, Newcastle upon Tyne, Great Britain) was used to analyse gait. The accelaration of lower body part was measured in anteropostioral, mediolateral and vertical directions. Measurements in a normal every day routine in uncontrolled conditions were performed for three days and the probands were instructed not to change their daily routine and movement patterns. At first we identified gait pattern which we then used to search for gait episodes from 24h record. The signal containing gait was further divided into 14- step windows and 5-second windows. 20 intervals were randomly selected for which the basic characteristics of accelerating – extent and root mean square (RMS) in every direction were calculated. The effects of 2 calculating types for each group and then groups were compared. The effect of the calculation type for the range of acceleration in the vert, ml.and ap directions and for the RMS in the vert and ml.directions proved to be stastically significant for seniors. In young adults as in the case of seniors, it proved to be a statistically importatnt effect of calculating type for the range of acceleration in the vert, ml, and ap directions, but for RMS only in the ml. direction. The effect of age was statistically significant for RMS ml both for a fixed number of steps and for a fixed window duration. Furthermore, the effect of age was also statitistically important in the variability of range in the ml direction and in the variability of RMS also in the ml direction. Variability in ml direction depends on walking speed, in young adults we assume more frequent need to change the pace of walking.

**Keywords:** inercial sensor, accelerometer, acceleration, linear methods for assesment, variability

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. 4. 2022

---

podpis



### **Poděkování**

Děkuji své vedoucí Mgr. Lucii Bizovské Ph.D. za odborné vedení a cenné rady při tvorbě této diplomové práce.

Diplomová práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA\_FTK\_2020\_003.

# Obsah

1 ÚVOD.....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1 Řízení pohybu.....	10
2.1.1 Spinální úroveň řízení.....	10
2.1.2 Supraspinální úroveň řízení.....	11
2.1.3 Subkortikální úroveň řízení.....	11
2.1.4 Kortikální úroveň řízení.....	12
2.1.5 Změny ve stáří.....	13
2.2 Chůze.....	13
2.2.1 Chůze ve stáří.....	15
2.3 Hodnocení chůze.....	15
2.3.1 Časoprostorové parametry.....	16
2.3.2 Klinické testy.....	17
2.3.3 Náhled na možnosti přístrojového hodnocení chůze.....	18
2.4 Nositelné senzory.....	20
2.4.1 Akcelerometr.....	20
2.4.2 Gyroskop.....	21
2.4.3 Krokoměry.....	21
2.4.4 Senzory tlaku a síly.....	21
2.4.5 Goniometry.....	22
2.4.6 Inerciální měřicí jednotky.....	22
2.5 Inerciální měřicí jednotka (IMU).....	22
2.5.1 Základní typ IMU.....	24
2.5.2 IMU se třemi typy senzorů.....	24
2.5.3 Využití IMU.....	25
2.5.4 Výhody a nevýhody inerciálních senzorů.....	25
2.5.5 Umístění IMU.....	26
2.5.6 Parametry.....	29
2.6 Zpracování dat.....	31
2.7 Výsledky studií.....	33
3 CÍLE A HYPOTÉZY.....	35
3.1 Cíl diplomové práce.....	35

3.1.1 Hlavní cíl práce.....	35
3.1.2 Vedlejší cíle .....	35
3.2 Hypotézy .....	35
4 METODIKA .....	37
4.1 Charakteristika výzkumného souboru.....	37
4.2 Průběh měření .....	37
4.3 Zpracování dat .....	38
4.4 Statistické zpracování .....	38
5 VÝSLEDKY .....	40
5.1 Porovnání dvou typů výpočtů u seniorů .....	40
5.2 Porovnání dvou typů výpočtů u mladých dospělých .....	41
5.3 Efekt věku .....	42
5.4 Vyjádření k hypotézám .....	42
6 DISKUZE .....	44
7 ZÁVĚR .....	48
8 SOUHRN .....	49
9 SUMMARY .....	51
10 REFERENČNÍ SEZNAM .....	53
11 PŘÍLOHY .....	64

## SEZNAM ZKRATEK

ANN	umělá neuronová síť
ap	anteroposteriorní směr
ApEn	přibližná entropie
ARAS	ascendentní retikulární aktivační systém
CNS	centrální nervová soustava
FC	konečná fáze chůzového cyklu
GRF	reakční síla působící od podložky
GUG	Get-up and Go
IC	iniciální fáze chůzového cyklu
IMU	inerciální měřicí jednotky
L3	3. lumbální obratel
L5	5. lumbální obratel
MEMS	mikroelektronický mechanický systém
ml	mediolaterální směr
MSE	multiškálová entropie
RCME	rafinovaná kompozitní multiškálová entropie
RMPE	rafinovaná multiškálová permutační entropie
RMS	root mean square
NWS	nenositelné senzory
S1	1. sakrální obratel
SampEn	Sample entropy
TUG	Time-up and Go
vert	vertikální směr
WS	nositelné senzory

# 1 ÚVOD

Provádění analýzy chůze tradičně vyžadovalo speciální laboratoř s drahým vybavením, které však omezovalo rozsah jeho použití pouze na prostředí laboratoře. Nejnovější pokroky v technologii vedly ke spolehlivým, cenově dostupným a nositelným senzorům pro analýzu chůze, které umožňují analýzu chůze mimo laboratorní prostředí. Při měření v laboratoři je obtížné vytvořit podmínky pro analýzu chůze podobné podmínkám běžného života. Při chůzi v reálných podmínkách se člověk musí vyrovnávat s nečekanými okolnostmi, jako je změna povrchu terénu, zatáčky a překážky, na což musí člověk reagovat a přizpůsobit charakter chůze. Právě nekontrolovatelné reálné prostředí pomáhá odhalit rozdíly mezi skupinami mladých dospělých a seniorů. Analýze chůze je v posledních letech věnována velká pozornost, protože schopnost chůze představuje jednu z nejdůležitějších životních dovedností, která má významný vliv na kvalitu života.

Tato diplomové práce je zaměřena na shrnutí možností a přístupů hodnocení chůze v běžném denním režimu a aplikaci těchto přístupů na data zaznamenané u mladých dospělých a seniorů. Práce porovnává 2 různé typy výpočtů charakteristik chůze a následně srovnává rozdíly skupiny mladých zdravých dospělých a seniorů.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Řízení pohybu

CNS se při řízení pohybu zapojuje jako jeden celek, a nelze zcela dobře rozdělit a přiřadit jednotlivé komponenty pohybu ke konkrétnímu segmentu v CNS. Při vykonávání pohybu se zapojují všechny oddíly CNS, od primitivního spinálního řízení až po složité činnosti ovládané mozkovou kůrou (Kistemaker et al., 2013).

#### 2.1.1 Spinální úroveň řízení

Základem řízení na spinální úrovni jsou propioceptivní reflexy, kterých se účastní svalová vřeténka a šlachová tělíska (Ambler, 2011). Svalová vřeténka jsou drážděna pasivním protažením svalu. Svalová vlákna vřetének se nazývají intrafuzální a paralelně nimi jdou vlákna svalová, tedy extrafuzální (Han et al., 2016). Intrafuzální vlákna jsou inervována pomocí  $\gamma$ -motoneuronů. Svalové vřeténko funguje jako komparátor a srovnává napětí intrafuzálních a extrafuzálních vláken. Svalová kontrakce může být vyvolána přímým rozkazem z  $\alpha$ -motoneuronů nebo reflexně přes informaci z  $\gamma$ -motoneuronů. Tato dvojí regulace je součástí tzv.  $\gamma$ -systému a slouží k optimálnímu nastavení svalového tonu a jeho úpravě za měnících se podmínek. Při řízení svalového tonu a posturálních reflexech se uplatňuje  $\gamma$ -systém, který je pod vlivem retikulární formace (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1991).

Šlachová tělíska jsou drobné receptory, které jsou uloženy v blízkosti přechodu svalu a šlachy. Reagují jak na protažení svalu, tak i na svalovou kontrakci, na kterou je daleko citlivější (Han et al., 2016). Šlachová tělíska chrání sval před přetažením za pomoci interneuronů, díky kterým tlumí aktivitu  $\alpha$ -motoneuronů inervující kosterní svalstvo (Ambler, 2011). Interneurony zprostředkovávají reciproční inervaci, iradiaci, cílenost pohybů a významně se podílí na koordinaci základních spinálních reflexů se zamýšleným pohybem. Golgiho šlachová tělíska jsou odpovědná za obrácené myotatické reflexy, které způsobují svalovou relaxaci poté, co mechanické přepětí dosáhne krizové hodnoty (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1991).

Při řízení na spinální úrovni se uplatňují 4 základní principy: princip reciproční inervace, tzn. že při aktivaci agonistů pohybu nastává dostatečný útlum antagonistů, aby bylo možné vykonat pohyb. Dalším pravidlem je princip záporné zpětné vazby, který zabraňuje nadbytečné aktivaci neuronů. Nad spinálním řízením převažují vyšší oddíly CNS, které odpovídají za přesnější provádění pohybů. Posledním pravidlem je, že všechny informace jdoucí z CNS za účelem vykonání svalové kontrakce jsou

přenášeny společnou dráhou prostřednictvím  $\alpha$ -motoneuronů (Ambler, 2011). Hlavní motorickou dráhou je tractus corticospinalis (pyramidová dráha), začínající v oblasti frontálního laloku v gyrus praecentralis a končí u předních rohů míšních. Část vláken se kříží a tvoří tractus corticospinalis lateralis, zbytek nezkřížených vláken běží jako tractus corticospinalis anterior (Myslivoček, 2009). Z kmenových oblastí pak vystupují dráhy extrapyramidové, do nichž patří tractus vestibulospinalis medialis et lateralis, tractus reticulospinalis, tractus tectospinalis, tractus rubrospinalis, tractus interstitiospinalis a tractus raphespinalis (Čihák, 2016).

### **2.1.2 Supraspinální úroveň řízení**

Supraspinální řízení zajišťuje mozkový kmen, do kterého řadíme prodlouženou míchu, Varolův most a střední mozek (Nevšimalová et al., 2002). Všechny částmi mozkového kmene prochází retikulární formace (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1991). Její funkce je řízení a regulace základních životních funkcí, nepodmíněné reflexy, homeostáza, kontrola pohybu, přenos informací k vyšším oddílům CNS, spoluúčastní se na řízení volní a mimovolní motoriky a reguluje tonus antigravitačních svalů (Myslivoček, 2009). Retikulární formace je fylogeneticky jeden z nejstarších útvarů a je tvořena ze 3 pásů jader (rapheálního, mediálního a laterálního) (Čihák, 2016). Je to tzv. integrační centrum mozkového kmene a podle toku informací rozlišujeme vzestupný a sestupný systém. Ascendentní systém vede informace z periferie do CNS a také zajišťuje bdělost a spánek. Sestupný systém spojuje retikulární formaci s míchou a podílí se na udržování vzpřímené polohy těla. Retikulární formace řídí velké množství somatických a autonomních funkcí a vzájemně je koordinuje (Moruzzi & Magoun, 1995).

### **2.1.3 Subkortikální úroveň řízení**

Do subkortikální úrovně řízení řadíme mozeček, bazální ganglia, mezimozek a limbický systém (Nevšimalová et al., 2002).

Mozeček je integračním a koordinačním centrem pro volní i mimovolní motoriku. I přesto, že nemá přímou kontrolu nad kosterními svaly, významně se podílí na doladování provedení pohybu. Zajišťuje cílené, plynulé a přiměřené pohyby (Dylevský, 2019). Funkčně dělíme mozeček na 3 části a jsou to vestibulární mozeček (archicerebelum), spinální mozeček (paleocerebelum) a cerebelární mozeček (neocerebelum) (Čihák, 2016). Vestibulární mozeček přijímá informace ze statokinetického čidla, proprioceptorů a mozkové kůry a společně s retikulárním

systemem zajišťuje vzpřimovací reflexy, udržuje vzpřímenou polohu těla při stožení a při chůzi a také se podílí na řízení automatických očních pohybů. Spinální mozeček dostává informace především z proprioceptorů. Podílí se na řízení svalového tonu, na úrovni proprioceptivních reflexů řídí rovnováhu mezi jejich podrážděním a útlumem a aktivuje sestupný inhibiční systém retikulární formace (Kittnar, 2011). Cerebelární mozeček dostává informace z motorických oblastí mozkové kůry, tyto informace jsou v mozečku integrovány spolu s informacemi ze statokinetického čidla a proprioceptorů. Informace jsou mezi sebou porovnány a případné diskrepance mozeček upraví, aby bylo provedení pohybu adekvátní. Dále se podílí i na plánování, programování a koordinování volných pohybů a motorickém učení (Ramnani, 2006).

Bazální ganglia modulují signály přicházející z mozkové kůry prostřednictvím mediátorů, potlačují nežádoucí pohybové činnosti a mají tlumivý vliv na motoriku (Hazeltine et al., 1997). S mozečkem a mozkovou kůrou se podílí na plánování a programování cílených úmyslných pohybů. Neurony bazálních ganglií vysílají časoprostorově uspořádané impulzy, které řídí vykonná motorická centra. Impulzy určují parametry pohybu, jako je směr, síla, rychlost a amplituda pohybu (Bostan & Strick, 2019).

Thalamus funguje jako integrační centrum a převádí signály jdoucí z míchy, mozkového kmene, mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry. Propojuje senzorické signály spolu s motorikou (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1991).

Limbický systém je centrem emočních reakcí, zajišťuje jejich vybavování, kontrolu a příslušnou somatomotorickou a visceromotorickou odpověď. Emoční reakce vyvolávají odezvu autonomního nervového systému, tudíž jsou s limbickým systémem spjaty i nadřazené řídicí funkce dýchání, kardiovaskulárního systému, regulace tělesné teploty, funkce trávicího a urogenitálního systému. Přestože limbický systém nemá přímé dráhy ze smyslových orgánů, jsou smyslové vjemy limbickým systémem zpracovávány a vyvolávají emoční odezvu pro motivaci k pohybu, radosti, smíchu, pláči a mnoha dalším reakcím (Morgane et al., 2005).

#### **2.1.4 Kortikální úroveň řízení**

Mozková kůra je nejvyšší řídicí a integrační centrum. Podílí se na volní motorice, ideomotorice a jemné motorice. Ideokinetická motorika je podmíněna neporušením vědomí, a na provedení se podílí psychika, intelekt a osobnost jedince (Nevšimalová et al., 2002). Mozková kůra je základem pro vzájemné dorozumívání, sdělování zkušeností a vykonávání práce. Z hlediska vývoje je dělena na paleocortex, archicortex



a vývojově nejmladší neokortex, který je uspořádán do 6 vrstev. Funkčně rozeznáváme 3 oblasti: premotorickou korovou oblast, primární motorickou oblast a sekundární motorickou oblast (Ambler, 2011). Premotorická korová oblast realizuje plán pohybu a zahajuje iniciální fázi úmyslného pohybu. Primární motorická oblast je klíčová pro řízení jemných pohybů akrálních částí končetin. Sekundární motorická oblast je nezbytná pro vykonávání složitějších pohybů a také se podílí na jejich iniciaci (Matsuzaka & Tanji, 1996).

Před provedením úmyslného pohybu vznikne nejprve emoční prožitek a motivace v limbickém systému. Dále asociační parietální oblast provede senzoryckou analýzu okolí a prefrontální oblast vypracuje pohybový plán a strategii. Sekundární motorická oblast zvolí pohybový program a následuje iniciace a samotná realizace pohybu zajištěná premotorickou a primární motorickou oblastí (Nevšímalová et al., 2002).

### **2.1.5 Změny ve stáří**

Vlivem stárnutí dochází ke strukturálním i funkčním změnám mozku, které následně ovlivňují kvalitu chůze (Holtzer et al., 2014). Porucha chůze a rovnováhy ve stáří je označována jako senilní porucha motoriky (Topinková & Neuwirth, 1995). Vlivem degenerativních změn klesá počet nervových buněk a narůstá množství a rozsah aterosklerotických změn, které vedou k poruchám mozkové cirkulace. Objevují se i změny v množství neurotransmiterů a jejich receptorů. (Grad & Baloh, 1989). Tyto změny probíhají v celé CNS s různou predilekcí v jednotlivých oblastech (Topinková & Neuwirth, 1995). Některé struktury mozku jsou vlivem stárnutí postiženy více než jiné. Velký dopad můžeme vidět například na mozkové kůře, bílé hmotě, mozkovém kmeni a mozečku, u nichž dochází ke snížení objemu v mozku (Walhovd et al., 2005). Někteří autoři jsou ale s tímhle tvrzením v opozici a naopak uvádějí, že vlivem stárnutí nedochází k redukci bílé hmoty (Good et al., 2001). Studie se shodují, že výraznější úbytek prodělává zejména šedá hmota, jejíž redukce začíná už v rané fázi života. Ztráta objemu šedé hmoty je výraznější v mozkové kůře než v subkortikálních strukturách (Jernigan et al., 2001). Naopak stárnutí má minimální dopad na thalamus (Walhovd et al., 2005).

## **2.2 Chůze**

Chůze je jednou ze základních pohybových činností a chůzový vzor je velmi individuální pro každého jedince. Přesné napodobení chůze jedince je téměř nemožné

(Xu et al., 2017). Pro člověka je chůze nejzákladnější způsob lokomoce. Přestože vypadá snadno, je to jeden z nejtěžších manévřů, které tělo provádí. Účelem chůze je bezpečný a efektivní přenos tělesné hmotnosti po jakémkoliv terénu (Bertomeu-Motos, 2016). Pohyb během chůze by měl být koordinovaný, účelný a bez přílišné námahy. Dynamika chůze odráží pohyblivost člověka, která může být ovlivněna fyzickým postižením, věkem nebo změnou zdravotního stavu (Yang et al., 2011). Onemocnění nebo úraz mohou koordinaci, rychlost a další charakteristiky normální chůze narušit (Perry&Burnfield 2010). Variabilita chůze může být znakem adaptability a schopnosti přizpůsobit se na okolní podmínky, což je nutností pro úspěšnou a bezproblémovou lokomoci. Na druhou stranu může být variabilita chůze zapříčiněna horší schopností rovnováhy, čímž naopak vznikají přidružené a nežádoucí pohyby pro udržení balance (Moe-nilssen & Helbostad, 2005)

Během ontogeneze se kvadrupedální forma lokomoce mění na posturálně náročnější bipedální formu. S bipedální lokomocí rostou nároky na koordinaci segmentů, dochází ke snížení rychlosti pohybu a se zvýšením těžiště vzrůstá nestabilita. Na druhou stranu se zlepšuje vizuální orientace v prostoru a horní končetiny se uvolní pro možnou manipulaci s předměty (Kolář, 2012).

Lidská chůze je komplexní aktivita, která zahrnuje interakci mezi člověkem a okolím (Véle, 2006). Při standardní lokomoci dochází k pravidelnému střídání flexe a extenze dolních končetin (Kardos et al., 2017). Na schopnost chůze má vliv nejenom motorika, ale také kognitivní funkce. (Sagnier et al., 2017). Mezi základní podmínky lokomoce patří schopnost udržet vzpřímenou polohu těla, dynamickou stabilitu během pohybu těla vpřed, ovládat trajektorii dolních končetin, měnit rychlost a směr pohybu, adaptovat se na měnící se vnější podmínky a schopnost začít a ukončit pohyb (Bertomeu-Motos, 2016). Pro zajištění bezpečnosti chůze po nerovném terénu je nutná stabilizace těla v klidu i při pohybu (Véle, 2006). Chůze je korigována řízením ze spinální úrovně pod kontrolou vyšších etáží centrálního nervového systému (CNS) a je výrazně ovlivňována též z periferie pomocí proprioceptorů (Riemann & Lephart, 2002). Udržování vzpřímené polohy během stoje i chůze nám zajišťují antigravitační svaly. Rychlá chůze klade větší nároky na kardiovaskulární systém než na stabilizaci napřímeného držení těla, jenž je udržováno v tomto případě převážně setrvačností. Pomalou chůzí nezatížíme tolik kardiovaskulární systém, ale zvýší se nároky na systém posturální a dříve se nám odhalí případné poruchy koordinace pohybu (Véle, 2006).

Změny v chůzi nám mohou poskytovat informace o kvalitě života jedince a pomáhají odhalit vývoj neurologických a systémových onemocnění nebo nemocí způsobené stárnutím. Přesné znalosti charakteristik chůze v daném čase, jejich sledování a vyhodnocování v průběhu života, umožní včasnou diagnostiku nemocí a jejich komplikací a následně pomůže najít nejlepší možnou léčbu. (Muro-de-la-herran et al., 2014).

### **2.2.1 Chůze ve stáří**

Vlivem stárnutí dochází ke zmenšení délky kroku, snížení kadence a zvětšení báze. Rychlost, která je součinem délky kroku a kadence je u seniorů téměř vždy snížena. Dále dochází k prodloužení fáze dvojí opory na úkor snížení jednooporné fáze. Mění se i rozsah pohybu v kloubech, a to především snížením rozsahu flexe a extenze v kyčlích, flexe v kolenech a plantární flexe v kotnících. Pata je během švihové fáze držena blíže k zemi oproti mladým dospělým. Změny však nejsou pouze na dolních končetinách, ale projevují se v celkovém držení těla (Whittle, 2006).

## **2.3 Hodnocení chůze**

K hodnocení lidského pohybu se používá mnoho technik. V klinickém prostředí fyzioterapeuti hodnotí chůzi především na základě aspekce, kdy se zaměřují na odhalení abnormalit časoprostorových parametrů, jako je kadence a délka kroku. Za pomoci nových technologií mohou také zhodnotit délku trvání švihové a oporné fáze chůzového cyklu a podobně. Tato metoda hodnocení chůze je zatížena subjektivním vnímáním a je závislá na zkušenostech fyzioterapeuta (Pennebaker, 2019). V ideálním případě vyšetřujeme pacienta ve spodním prádle a postupně hodnotíme chůzi zepředu, zezadu a z boku. Sledujeme celkovou symetrii postury, dále odval chodidla, případné kompenzační mechanismy jako je například zvětšená anteverze, lordotizace nebo rotace pánve. V ideálním případě by lumbosakrální a thorakolumbální přechod měly být v jedné rovině. Při přirozené chůzi se nemusí všechny odchylky prokázat, a proto používáme vyšetření modifikované chůze. Toto vyšetření zahrnuje chůzi o zúžené bázi, chůzi po měkkém povrchu, chůzi pozpátku, chůzi s elevací horních končetin, chůzi se souběžným kognitivním úkolem, chůzi s různou rychlostí a chůzi s použitím vnější opory (Kolář, 2012).

Klinicky můžeme analyzovat chůzi pomocí časoprostorových parametrů, které zahrnují například délku a šířku kroku, rychlost chůze, kadenci, poměr chůze nebo čas

trvání chůzového cyklu (Gouelle & Mégrot, 2020). Dále je možné hodnotit chůzi pomocí kinematických a kinetických parametrů. Do kinematických parametrů řadíme například úhly kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů při pohybu. Dále kinetické parametry momentu zapojených kloubů, tlak a kontaktní sílu chodidla (Gao et al., 2016). Tyto parametry mohou poskytovat bohaté informace o pohybovém chování pacienta. Nicméně tento druh analýzy klade velké nároky na zkušenost vyšetřujícího a finanční náročnost technického vybavení. (Gouelle & Mégrot, 2020).

Pokrok v nových technologiích dal vzniknout zařízením a technikám, které umožňují objektivní hodnocení různých parametrů chůze, což vede k efektivnějšímu měření a poskytuje specialistům velké množství informací o chůzi pacientů. Tato technologická zařízení jsou založena buď na principu nenositelných senzorů (NWS) nebo naopak nositelných senzorů (WS). Systémy NWS vyžadují použití kontrolovaných výzkumných zařízení, kde jsou umístěny senzory, které zachycují údaje o chůzi, zatímco subjekt kráčí po vyznačeném chodníku. Naproti tomu systémy WS umožňují analyzovat data mimo laboratoř a zachytit informace o lidské chůzi v každodenních podmínkách. Existuje ještě třetí skupina hybridních systémů, které používají kombinaci obou metod (Muro-de-la-herran et al., 2014).

### **2.3.1 Časoprostorové parametry**

Chůzový cyklus je základní jednotkou chůze a rozumíme jím dobu mezi prvotním dotykem končetiny podložky a opětovným dotykem stejné končetiny. Čas potřebný k vykonání dvou kroků tedy jednoho chůzového cyklu je u zdravých dospělých žen ve věku 18–49 let 0,87–1,22 s a 0,89–1,32 s u mužů. S přibývajícím věkem se čas potřebný k vykonání chůzového cyklu zvyšuje (Whittle, 2006). Průměrný čas k vykonání jednoho chůzového cyklu je asi 1,15 s. (Gujarathi & Bhole, 2019). Kadence udává počet kroků za jednu minutu (Kirtley, 2006). Spontánní kadence se obvykle pohybuje mezi 98–138 kroky/min u dospělých žen ve věku 18–49 let a 91–135 kroků/min u mužů ve stejném věku. Ženy kompenzují kratší délku kroku vyšší kadencí. S přibývajícím věkem se kadence spíše snižuje (Whittle, 2006).

Hodnotit můžeme délku kroku, což je vzdálenost paty zadní končetiny až po patu končetiny vpředu (Kirtley, 2006). Průměrná délka kroku je u zdravých dospělých žen ve věku 18–49 let 1,06–1,58 m a 1,25–1,85 m u mužů (Whittle, 2006). Šířka kroku má velkou variabilitu. U zdravých dospělých jedinců se udává norma 8–12 cm. U zdravých dospělých se při rychlejší chůzi šířka kroku zmenšuje. Nedostatečná variabilita šířky kroku je spojena s anamnézou pádů u seniorů. Rozšíření báze je volena u seniorů pro

lepší kontrolu stability a snížení rizika pádů. Na druhou stranu zúžení báze nebo až křížení nohou při chůzi můžeme vidět například při mozečkovém syndromu (Hausdorff, 2005).

Rychlost chůze je definována jako vzdálenost, kterou urazí celé tělo v daném čase a je individuální pro každého jedince (Whittle, 2006). Průběžně se upravuje a přizpůsobuje okolím podmínkám. (Kirtley, 2006). Při normální chůze je rychlost zvolena tak, aby nároky na výdej energie byly minimální (Cavagna&Kaneko,1977). Pro dospělé jedince se udává jako nejekonomičtější rychlost chůze 1,2–1,4 m/s (Reisman et al., 2009). Průměrnou rychlost získáme součinem kadence a délky kroku a vypočítáme počet kroků za minutu (Gujarathi & Bhole, 2019). Pojmem poměr chůze rozumíme poměr mezi délkou kroku a kadencí, kdy délka kroku je počítána v milimetrech a kadence v počtu kroků za minutu. U dospělých se průměrně udává 6,5 mm/(krok/min). Výhodou je, že hodnota není závislá na výšce a pohlaví (Rota et al., 2011). Ke změně délky kroku dochází při změně rychlosti chůze nebo kadence kroků, tudíž je to vhodné kritérium pro hodnocení chůze jak v klinickém tak v běžném prostředí (Sekiya et al., 1997).

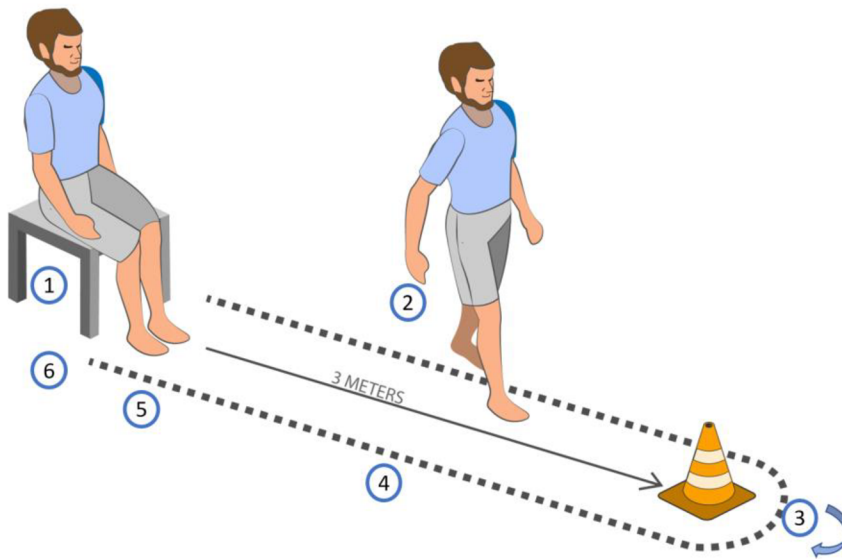
### **2.3.2 Klinické testy**

#### **Time-up and Go test**

Byla vyvinuta řada screeningových testů, kterými je možné u pacientů rozpoznat poruchu chůze a zhodnocení rovnováhy při chůzi. Tyto testy se používají především pro diagnostiku rizika pádu u seniorů. Jedním z těchto testů je Get-up and Go (GUG), kdy úkolem pacienta je vstát ze židle, ujít 3 m, otočit se, vrátit se k židli a posadit se. Výkon je hodnocen na pětibodové stupnici, kdy 1 je normální výkon a 5 je velmi abnormální. Protože je tento test zatížen ve velké míře subjektivním hodnocením, byl postupem času upraven a přidán časový limit pro plnění úkolu a vznikl tedy Time-up and Go test (TUG) (Wall et al., 2000). Modifikaci GUG na TUG zavedl v roce 1991 Podsiadlo spolu s Richardsonem (Bohannon, 2006).

V současnosti je TUG celosvětově nejpoužívanější a používá se k měření dynamické rovnováhy a hodnocení funkční mobility především u starších dospělých a u lidí s neurologickým onemocněním. Kromě měření času potřebného ke zvládnutí testu hodnotíme i celkovou kvalitu provedení pohybu. Sledujeme stoupnutí ze židle, první chůzi, otočení, druhou chůzi, otočku před posazením a samotné posazení, jak je vyobrazeno na obrázku 1 (Ortega-Bastidas et al., 2019). Horní časová hranice pro splnění TUG testu byla stanovena pro seniory 60-69 let 9 s, seniory 70-79 let

10,2 s a seniory 80-99 let 12,7 s. (Bohannon, 2006). Výhodou TUG je především jednoduchost provedení testu a časová nenáročnost. Pro podrobnější analýzu pohybu lze test kombinovat s technologickými nástroji, jako jsou optoelektronické laboratoře nebo bezdrátové snímače pohybu, mezi které patří inerciální měřicí jednotky (Ortega-Bastidas et al., 2019). Tento test je hojně využíván v geriatrické medicíně k vyšetření celkové mobility. Mimo jiné můžeme také posoudit schopnost rovnováhy při chůzi, rychlosti chůze a základních funkčních schopností u seniorů (Beauchet et al., 2011).



Obrázek 1. Provedení TUG. (1 postavení ze židle, 2 první chůze, 3 otočení, 4 druhá chůze, 5 otočka před posazením, 6 posazení) (Ortega-Bastidas et al., 2019).

### **Six-Minute walk test**

Tento test slouží k měření maximální vzdálenosti, kterou je pacient schopný zvládnout za 6 minut. Jedná se o test submaximální aerobní kapacity. Používá se k hodnocení zdatnosti u pacientů s kardiovaskulárním či plicním onemocněním, jako například srdeční selhávání nebo chronická obstrukční plicní nemocí. Dále se používá u geriatrických pacientů jako ukazatel celkové kondice pro vykonávání běžných denních činností (Steffen et al., 2002).

### **2.3.3 Náhled na možnosti přístrojového hodnocení chůze**

V laboratorních podmínkách můžeme chůzi hodnotit pomocí kinetické, kinematické analýzy nebo jejich kombinacemi (Kolář et al., 2009).

Kinematická analýza hodnotí pohyb bez ohledu na příčinu, která jej způsobila. Zaměřuje se na sledování změn polohy segmentů, hodnocení rychlosti a zrychlení (Richards et al., 2003). Kinematické metody hodnocení pohybu jsou ve většině případů

založeny na optických systémech (Hwang et al., 2018). Mezi základní metody kinematické analýzy patří goniometrie, akcelerometrie, stroboskopie, systémy pracující na elektromagnetickém principu, systémy využívající akustické senzory i optoelektrické systémy a kinematografické metody (Janura & Zahálka, 2004). Mezi optické systémy řadíme veškeré přístroje, které využívají nějaký typ světla. Velmi využívanou kinematickou metodou založenou na optických systémech je kinematografická vyšetřovací metoda. Pro zachycení pohybu potřebují optický senzor, zachycující světelný signál, snímače umístěné na těle probanda a zdroj optických vln v určitém rozsahu spektra. Proband je snímán kamerami, které detekují odražené optické vlny, ze snímačů umístěných na těle probanda (Hwang et al., 2018). Tento druh snímačů je nazýván jako pasivní značky. Kromě pasivních značek existují také značky aktivní, které obsahují LED zdroj a vyzářují viditelné světlo (Bizovská et al., 2017). Značky se umisťují co nejbližší k anatomickému středu kloubu, těsně k ose otáčení, ale zároveň tak, aby nedošlo k jejich posunu vinou měkkých tkání. Nejjednodušší kinematickou analýzu chůze lze provést jednou kamerou, ale toto měření je velmi nepřesné (Levine et al., 2012). Pro přesnější analýzu je vhodnější použít kalibrovaný trojrozměrný systém s více než jednou kamerou (Janura et al., 2012). Pro komplexní analýzu chůze je ideální mít minimálně 6 kamer, vhodněji však 10 a více (Bizovská et al., 2017).

Neoptické systémy používají pro zachycení pohybu inerciální senzory, mechanické senzory nebo senzory zachycující magnetické pole. Inerciální senzory generují kinematické informace pomocí inerciálních veličin, jako je zrychlení, úhlová rychlost. Ze získaných parametrů z inerciálních, mechanických a magnetických senzorů dostaneme informaci o poloze segmentu těla nebo úhlu kloubu (Hwang et al., 2018). Více budou nositelné senzory rozebrány v kapitole 1.4.

Kinetické metody využívají pro hodnocení pohybu měření vnější a vnitřní síly. Na rozdíl od metod kinematické analýzy jsou více založeny na neoptických systémech. Pro kvantifikaci chůze se používají silové plošiny, které na základě kontaktu chodidla s povrchem plošiny vyhodnocují reakční sílu působící od podložky (Janura et al., 2012). Často bývají zabudovány do chodících pásů (Kolářová et al., 2014). Pracují na principu piezoelektrických nebo kapacitních senzorů. Jedním z používaných pásů je například chodící pás Zebris, který je schopen snímat rozložení statických a dynamických sil. Je vybaven i závěsným systémem, díky kterému je možno nastavit hodnotu zátěže a videokamerami pro biofeedback pásů (Kolářová et al., 2014). Další metodou hodnocení chůze je dynamická plantografie, která pomocí speciální podložky analyzuje

rozložení tlaků na plosce nohy. Tato metoda se také řadí ke kinetickým metodám (Janura et al., 2012). V laboratorních podmínkách není hodnocení chůze problémem, právě s ohledem na pokročilé technologie. Nicméně jsou tyto metody analýzy chůze nepraktické a není možné je použít v reálných podmínkách (Zijlstra & Hof, 2003).

## **2.4 Nositelné senzory**

### **2.4.1 Akcelerometr**

Akcelerometry jsou zařízení, která umožňují měřit statické nebo dynamické zrychlení. Akcelerometry pracují na principu určení odchylek od konstantní rychlosti, způsobených pohybem daného segmentu (Janura & Zahálka, 2004). Tyto odchylky jsou převáděny na výstupní elektrický signál a následně přepočteny na jednotky zrychlení (Janura et al., 2012). Jeden akcelerometr měří zrychlení v jednom směru, tudíž kombinací 3 akcelerometrů, jejichž osy jsou vůči sobě kolmé, je možno měřit lineární zrychlení lidského těla ve třech základních směrech (anteroposteriorní, mediolaterální a kraniokaudální) (Sprager & Juric, 2015). Akcelerometry lze také použít k hodnocení náklonu (držení těla). Mezi značné výhody akcelerometrů patří zejména jejich malá velikost a schopnost pořizovat záznam nepřetržitě po dobu několika dnů, týdnů nebo dokonce i měsíců (Godfrey et al., 2008). Analýzou signálů z akcelerometrů pomocí filtrování a klasifikačních algoritmů můžeme extrahovat počet kroků provedených v určeném časovém intervalu (Muro-de-la-herran et al., 2014).

Další velkou výhodou je jejich přenositelnost, což poskytuje možnost zaznamenávat pohyb mimo laboratoř v přirozeném prostředí jedince. Pro tyto účely se využívají senzory s interní pamětí, které přechovávají zaznamenaná data (Bizovská et al., 2017).

Akcelerometr je umístován na část těla, kterou chceme zkoumat. Například pokud akcelerometr umístíme na kotník či holeň, budeme zkoumat pohyb nohou během chůze. Pro analýzu pohybu celého těla je výhodné umístit akcelerometr do blízkosti těžiště těla, neboli do oblasti třetího lumbálního obratle (L3), pátého lumbálního obratle (L5) nebo prvního sakrálního obratle (S1) (Godfrey et al., 2008). Naopak mezi nevýhody se řadí fakt, že zrychlení je závislé na umístění akcelerometru na segmentu, což následně ovlivňuje výstupní elektrický signál (Janura et al., 2012).



### **2.4.2 Gyroskop**

Gyroskop je snímač úhlové rychlosti a slouží jako detektor změn směru pohybu (Muro-de-la-herran et al., 2014). Je založen na konceptu měření Coriolisovy síly, což je setrvačná síla, působící na tělesa, která rotují v referenčním rámci. Detekcí lineárního pohybu z Coriolisovy síly a integrací gyroskopického signálu lze získat úhlovou rychlost. Gyroskop je možno použít k měření pohybu a držení segmentu těla při analýze chůze měřením úhlové rychlosti. Připojením gyroskopu k chodidlům nebo nohám lze určit úhlovou rychlost a úhel chodidel nebo nohou v různých fázích chůzového cyklu. Výhodou je, že nejsou ovlivněny tíhovou silou a také jsou méně citlivé na přesnou polohu senzorů (Tong & Granat, 1999). Při analýze chůze je gyroskop obvykle kombinován s akcelerometrem k vytvoření inerciálního senzoru (Tao et al., 2012).

### **2.4.3 Krokoměry**

Použití krokoměru je jednou z nejrozšířenější a nejoblíbenější možností, kterou je možné sledovat pohybovou aktivitu v běžných denních podmínkách (Zhao, 2010). Jsou používány především k měření fyzické aktivity, podpoře pohybové aktivity a zdravého životního stylu. Měření fyzické aktivity pomocí krokoměru je přesným a spolehlivým způsobem, jak je možné charakterizovat vztah mezi fyzickou aktivitou a zdravotními výsledky (Bravata et al., 2007). Krokoměry prošly značným technologickým vývojem a v dnešní době jsou založeny především na inerciálních senzorech s propracovaným softwarem, tudíž je detekce kroků vysoce přesná. Výhodou jsou především nízké pořizovací náklady, malá velikost a nízká spotřeba energie. Krokoměry jsou zabudovávány do elektronických přenosných zařízení, například hudebních přehrávačů a mobilních telefonů (Zhao, 2010).

### **2.4.4 Senzory tlaku a síly**

Kapacitní senzory jsou široce používány v nositelných systémech analýzy chůze. Senzory jsou umístěny přímo do bot (Obrázek 2) nebo do baropodometrických podložek. Jsou založeny na principu změny kapacity kondenzátoru v závislosti na různých parametrech, včetně vzdálenosti mezi oběma elektrodami (Howell et al., 2013).



Obrázek 2. Přístrojová bota: a) inerciální měřicí jednotka, b) flexibilní goniometr, c) tlakové senzory, které jsou umístěny uvnitř stélky (Muro-de-la-herran et al., 2014).

#### 2.4.5 Goniometry

Používané goniometry lze rozdělit na mechanické flexibilní, indukční a goniometry z optických vláken a na tenzometry. Pro analýzu chůze je nejčastěji volen typ goniometru založený na tenzometrech (Tao et al., 2012). Tyto typy goniometrů pracují s odporem, který se mění v závislosti na tom, jak je snímač ohnutý. Při flectování se materiál, který jej tvoří, natáhne, čímž vytvoří delší cestu pro elektrický signál. Odpor snímače se zvyšuje úměrně s úhlem ohybu. Tento typ senzorů se nejčastěji používá ke studiu úhlů v kotnících, kolenech a kyčlích (Muro-de-la-herran et al., 2014).

#### 2.4.6 Inerciální měřicí jednotky

Budou více rozebrány v následující kapitole (viz kapitola 2.5).

### 2.5 Inerciální měřicí jednotka (IMU)

Historie inerciálních senzorů začala ve 30. letech 20. století., kdy byly používány s ohledem na velkou velikost, vysoké náklady a spotřebu energie pouze v letadlových navigacích (Ahmad et al., 2013). S postupným vývojem technologie došlo k úpravám a v dnešní době jsou inerciální senzory malá a lehká přenosná zařízení, která jsou založena na technologii mikroelektrických mechanických systémů (MEMS) a v posledních letech se staly populárními ve výzkumu klinické analýzy chůze (Rodríguez-Martín et al., 2013). Předností oproti jiným přístrojům je především snadnost používání a nízká pořizovací cena (Sprager & Juric, 2015). Díky mnoha pozitivním vlastnostem se tyto typy senzorů staly široce používanými

a nepostradatelnými ve všech činnostech, které přímo nebo nepřímo řeší pohyb. Zvláštní pozornost je věnována právě problému analýzy chůze, protože schopnost chůze představuje jednu z nejdůležitějších životních funkcí, která má významný vliv na kvalitu života (Sprager & Juric, 2015). Senzory jsou schopny včasné a přesně detekovat zahájení a ukončení chůze (Novak et al., 2013). Umožňují objektivní hodnocení chůze, zaznamenávají titubace při chůzi, počet kroků a jejich velkou výhodou je možnost použití mimo výzkumnou laboratoř v nekontrolovatelných podmínkách (Pennebaker, 2019).

K zachycení různých signálů, které charakterizují lidskou chůzi, se používají různé typy senzorů. Převážně se jedná o kombinaci akcelerometru a gyroskopu, které spolu tvoří základ pro inerciální senzor. K tomuto základu je možné přidat i jiné typy senzorů jako magnetometry, silové senzory, extenzometry, goniometry, elektrody a další.

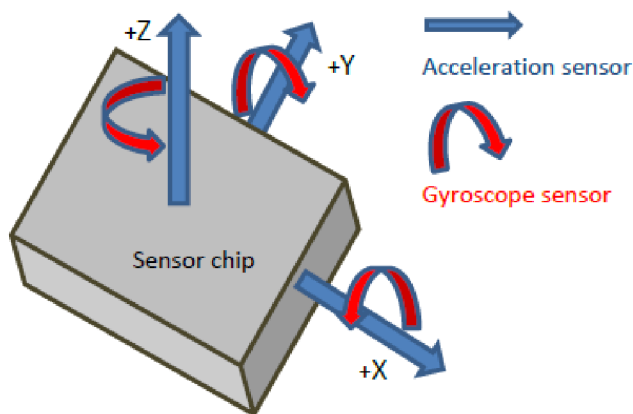
Senzory jsou často spolu s preprocesorem pohybu integrovány do jednoho zařízení, které umožňuje snímání pohybu až ve třech rovinách (Kardos et al., 2017). WS systémy běžně ukládají informace na paměťové karty nebo je přenášejí pomocí Bluetooth (Muro-de-la-herran et al., 2014). Data, získaná inerciálními senzory mohou být zpracována pokročilými přístupy za účelem provedení komplexní analýzy pohybu (Sprager & Juric, 2015). Senzory mohou být buď s interní pamětí, a tudíž nepotřebují být v dosahu stacionární stanice anebo bez interní paměti a měření musí probíhat pouze v blízkosti stacionární stanice (Bizovská et al., 2017). V posledních letech bylo vyvinuto několik patentovaných inerciálních senzorů pro hodnocení chůze, avšak pouze málo z nich je přizpůsobeno potřebám klinického hodnocení (Pennebaker, 2019).

Vzhledem k tomu, že inerciální senzory jsou dnes běžně součástí chytrých zařízení, se stal výzkum chůze za pomoci právě těchto senzorů atraktivní oblastí poskytující mnoho zajímavých objevů. Díky nim lze chůzi interpretovat jako chůzový vzor. Na základě toho mají inerciální senzory velký potenciál hrát významnou roli v oblasti biometrie. (Sprager & Juric, 2015). Mimo jiné bylo prokázáno, že tento typ senzoru je velmi užitečný při vytváření modelů predikce rizika pádu s vysokým stupněm přesnosti (Anna et al., 2013). Nositelné senzory pro sledování pohybu jsou součástí chytrých hodinek Garmin, Galaxy, Fitbit i Apple a jsou schopny monitorovat celkové hrubé informace o pohybu jako je počet kroků, kadence, vzdálenost aj. V současnosti je snaha o zlepšení problémů současných nositelných zařízení, jako je

zvýšení množství informací a kvalita naměřených dat s minimálním zvýšením složitosti systému (Lim et al., 2020).

### 2.5.1 Základní typ IMU

Tento typ IMU se skládá z akcelerometru a gyroskopu (obrázek 3). Typicky má každý senzor 2 až 3 stupně volnosti definované pro osy x, y a z, přičemž kombinace obou senzorů bude snímat celkem 4 až 6 stupňů volnosti. Hodnoty zrychlení získané z akcelerometru a úhlová rychlost z gyroskopů se uchovávají odděleně. Úhly z obou senzorů lze dopočítat, takže obě data lze kalibrovat a získat tak přesnější výstupní data. Výhodou tohoto typu IMU oproti senzorům, které se skládají ze 3 složek, z nichž jedna je magnetometr, je, že nebude rušeno vnějším magnetickým polem kolem snímače, pokud je používán velmi blízko feromagnetického materiálu. (Ahmad et al., 2013).



Obrázek 3. IMU se dvěma typy senzorů (Kardos et al., 2017).

### 2.5.2 IMU se třemi typy senzorů

Nejčastěji se tento typ senzoru skládá z akcelerometru, gyroskopu a magnetometru a nazývá se magneto-inerciální měřicí jednotka (MIMU). Obvykle všechny senzory mají 3 stupně volnosti, což činí celkem 9 stupňů volnosti. Magnetometr se používá k měření magnetické indukce a následně spolu se získanými daty z akcelerometru a gyroskopu lze dopočítat úhel náklonu a poloha senzoru v prostoru. Tento typ senzoru je vhodný pro výpočet dynamické orientace v krátkém i dlouhém období, kdy dochází k menším chybám způsobených driftem. Nevýhoda přítomnosti magnetometru je, že pokud se používá IMU v prostředí, které je obklopeno feromagnetickými materiálem, může být měření ovlivněno narušením magnetického pole (Ahmad et al., 2013). Kombinovat IMU však lze nejenom s magnetometrem, ale s jakýmkoliv jiným typem senzoru. Taktéž lze také přidat 4. senzor k MIMU (Kardos et al., 2017).

### 2.5.3 Využití IMU

Analýzou chůze založenou na inerciálních senzorech lze detekovat abnormality chůze, které mohou naznačovat nástup nepříznivých zdravotních problémů nebo progresi neurodegenerativních onemocnění. Přítomnost abnormalit chůze u starších osob je často významným prediktorem rizika rozvoje demence (Tao et al., 2012). Na základě zhodnocení analýzy chůze je možné predikovat riziko pádu u starších osob. Pády jsou nejčastější typ domácí nehody ohrožující zdraví a nezávislost (Kangas et al., 2009).

Další možností využití analýzy pohybu pomocí nositelných senzorů je sportovní trénink. Chyby v pohybu sportovce lze rozpoznat a mohou být následně dále korigovány, což povede ke zlepšení výkonů sportovce. Mimo jiné korekcí nesprávného držení těla při vykonávaném pohybu dojde k eliminaci zranění (Tao et al., 2012).

Senzory lze využít pro sledování průběhu onemocnění na základě dlouhodobého shromažďování dat. Těmto senzorům se říká offline klasifikátory, protože neposkytují detekci chůze v reálném čase, ale pouze shromažďují data. Na základě těchto dat mohou lékaři získat informace o průběhu nemoci, symptomech anebo pohybovém chování pacientů. Naproti tomu online klasifikátory poskytují relevantní informace v reálném čase. Zatímco offline klasifikátory umožňují sledování nemoci, online klasifikátory otevírají nové možnosti léčby nemocí (Rodríguez-Martín et al., 2013). Ve studii zabývající se pacienty s Parkinsonovou nemocí byl tento typ senzorů úspěšně použit pro překonání tzv. freezingu pomocí zvukových signálů (Jovanov et al., 2009). Online klasifikátory byly také použity v klinické studii ke stanovení motorických projevů u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Tato data byla poté použita ke stanovení množství léčiva, které má být podáno pomocí apomorfínových infuzních pump k zamezení nežádoucích symptomů (Ahlrichs et al., 2013). Podobně lze regulovat inzulin u diabetických pacientů (Lee et al., 2007). Dále jsou využívány u pacientů s parézou n.peroneus, kde pomocí funkční elektrické stimulace korigují přepadávající špičku (Velting et al., 2003).

### 2.5.4 Výhody a nevýhody inerciálních senzorů

Jak již bylo zmíněno, velkou předností inerciálních senzorů je především jejich malá velikost, snadnost používání a nízké pořizovací náklady (Sprager & Juric, 2015). Systémy WS umožňují získat měření různých aspektů lidské chůze v reálném čase. Umístěním zařízení na tělo probanda, lze zajistit vyhodnocení chůze při každodenních aktivitách pacienta mimo laboratoř (Muro-de-la-herran et al., 2014). Hodnocení chůze

v laboratorních podmínkách odrážejí pouze výkonnost v určitém časovém okamžiku, cizí prostředí nebo syndrom bílého pláště může působit stresově, čímž mohou být ovlivněny výsledky měření a nemusí adekvátně ukazovat riziko pádu. Za použití inerciálních senzorů dochází k testování v každodenních podmínkách a při denních rutinách, tudíž je možné lépe posoudit skutečné riziko pádu v situacích, které jsou běžnou součástí života (A. Weiss et al., 2013).

Nevýhodou je nutnost umístit zařízení na tělo probanda, což může být nekomfortní a rušivé (Muro-de-la-herran et al., 2014). Problém, týkající se nepohodlí, by do jisté míry mohly řešit senzory navržené ve formě chytrých hodinek (G. M. Weiss et al., 2019). Komerční nositelná zařízení (např. FitBit, Garmin Vivofit nebo Jawbone) využívají akcelerometry ke kvantifikaci základních parametrů souvisejících s chůzí (např. počet kroků) s tolerovatelnými úrovněmi přesnosti při různých rychlostech na krátké vzdálenosti. Omezení však nastávají, když jsou nositelná zařízení a jejich digitální infrastruktury používány během nepřetržitých a neobvyklých podmínek běžného života. Základním problémem je tedy jejich funkčnost u neznámých algoritmů a s otázkami o validaci a přesnosti počtu kroků a detekci chůze při různých rychlostech chůze během běžného denního života (Wright et al., 2017). Dalším problémem je složitá výpočetní analýza signálů z inerciálních senzorů, tudíž může docházet k výpočetní chybě. V následujících letech by se měl výzkum zaměřit na zlepšení technických záležitostí, jako je právě stabilita signálů senzoru a spolehlivost analytických algoritmů pro kinematiku a kinetiku v analýze chůze (Tao et al., 2012). Jako zdroj energie jsou nejčastěji používány lithiové baterie, pakliže je chůze monitorována po delší dobu, může docházet k problémům s výdrží baterie (Muro-de-la-herran et al., 2014).

### **2.5.5 Umístění IMU**

Umístění inerciálního senzoru na lidském těle ovlivňuje schopnost přesně určit význačné okamžiky chůzového cyklu, čímž jsou myšleny iniciální (IC) a poslední kontakt (FC) chodidla s podložkou chůzového cyklu. Obecně platí, že čím blíže je IMU k podložce, tím je přesnější detekce IC a FC. Nejelegantnějším řešením by bylo umístit IMU na nohu, což ale, pokud se hledá bilaterální IC a FC, by byla potřeba dvě synchronizované IMU. Běžným řešením navrhovaným v literatuře k zachycení minimálních alternací při chůzi jedince je umístění jedné IMU v úrovni pasu pro detekci dopadu obou nohou. Nevýhodou tohoto řešení je nižší přesnost stanovení časoprostorových parametrů chůze (Trojaniello et al., 2014). Nejjednodušším

způsobem, jak studovat lidskou chůzi, je sledovat chování těžiště těla. Další možností je umístění inerciálního senzoru na sacrum (Floor-Westerdijk et al., 2012). Mezi nejčastěji hodnocené parametry chůze v reálných podmínkách jsou charakteristiky pohybu trupu a kolena (Tarniřa, 2016). Inerciální senzory jsou obvykle připevněny přímo na osobu pomocí popruhů nebo lepek, protože současné algoritmy pro zhodnocení chůze a rizika pádů vyžadují pro správnou funkčnost pevné připevnění k tělu (Godfrey, 2017).

Pro měření je možné používat kombinaci několika inerciálních senzorů. Senzor je možné umístit na pánev do oblasti procesus spinosus S2, dále například na laterální část stehna na tractus iliotibialis, asi 5 cm nad česku. Pod kolenním kloubem se senzor umísťuje taktéž z laterální strany na spodní třetinu fibuly 5 cm nad laterálním malleolem. Na oblast chodidla se připevňuje na dorzální část nohy přes 3. a 4. Metatarz (Vargas-Valencia et al., 2016). Tento typ měření je prováděn převážně v laboratořích, protože velké množství senzorů je v běžném životě značně nepraktické (Hwang et al., 2018). Pro snímání chůze v běžných denních podmínkách je možné použít 3 IMU senzory. Jeden senzor se umísťuje na spodní část trupu na L5. Další 2 IMU senzory se připevňují těsně nad kotníky každé končetiny a osy x, y, z směřují dolů, doprava a dozadu. Pro snímání IC a FC nohy se zemí jsou přesnější senzory umístěné nad kotníky z důvodu blízkosti kontaktního bodu nohy a země. Záznamy ze senzoru umístěného na L5 vykazují více chyb, co se týče IC a FC (Storm et al., 2016). Ve studii Renggli et al. (2020) bylo ale použito dokonce 5 senzorů, které probandi nosili nepřetržitě několik dní. Senzory byly připevněny na oba laterální kotníky, zápěstí a hrudník pomocí kineziologické pásky (Renggli et al., 2020). Přesnost odhadu časoprostorových parametrů chůze je u senzorů umístěných na kotník nižší než u senzorů v proximální části dolní končetiny. Na druhou stranu je toto umístění lepší pro použití v reálných podmínkách, protože zajišťuje větší pohodlnost pro nošení a volnost pohybu (Jasiewicz et al., 2006).

Dalším typem senzoru je activPal professional, což je lehký monitor velikosti kreditní karty, který se nosí ve střední čáře na přední straně stehna. Jedná se o jednoosý akcelerometr, který produkuje signál v souvislosti s náklonem stehna. Držení těla je odvozeno z polohy stehna a je klasifikováno jako sezení, ležení, stání nebo chůze pomocí proprietárního softwaru (Grant et al., 2006).

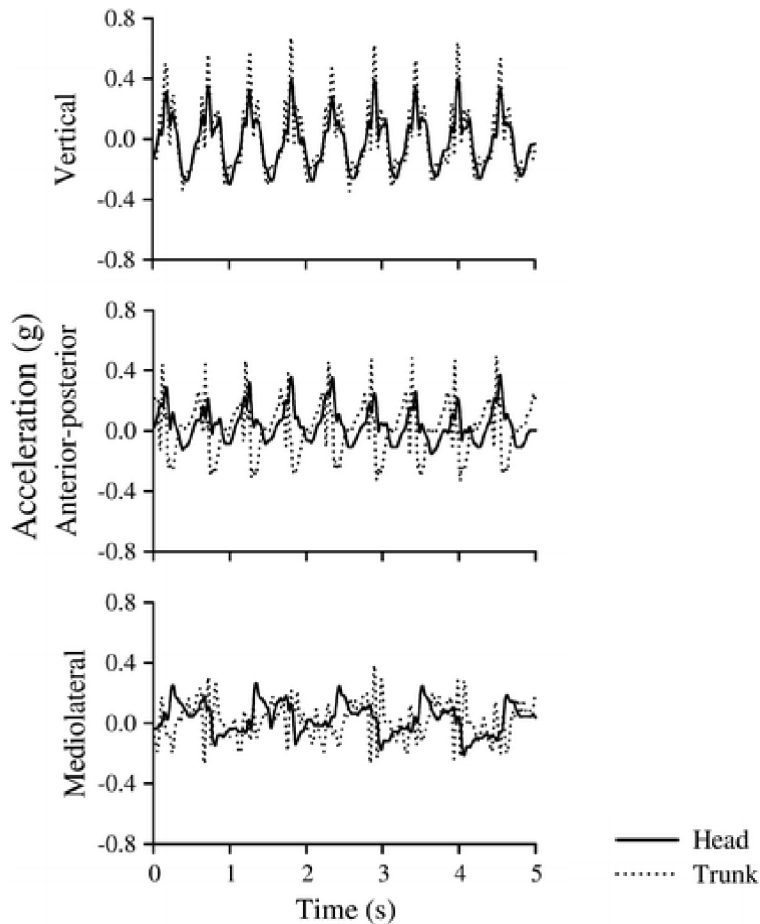
Nedávné studie uvádějí aplikaci technik umělé neuronové sítě (ANN) na data IMU k predikci reakční síly působící od podložky (GRF), které by mohly sloužit jako kvantitativní ukazatele sportovního výkonu nebo rehabilitace. Počet IMU a jejich

umístění se často určují heuristicky a zdůvodnění není diskutováno. Pomocí dynamického vztahu mezi těžištěm těla, GRF a kloubní kinetikou se jeví těžiště těla jako jediné místo měření, pomocí kterého lze předpovídat dynamická data končetin pomocí ANN (Lim et al., 2020). Pomocí jediného IMU umístěného v oblasti křížové kosti vědci předpověděli vertikální GRF nebo 3D GRF a použili další informace ze senzoru k detekci událostí chůze jako je úder paty nebo odraz (Guo et al., 2017).

Výpočet úhlů v kyčelních a kolenních kloubech během chůze je poměrně snadné, jako nejnáročnější se jeví přesné měření pohybu kloubu hlezenního. Kvůli dynamice chování hlezenního kloubu při chůzi je pro systémy IMU složité přesně generovat úhel pohybu (Gao et al., 2016).

V posledních letech je novinkou senzor, který je umístován přímo na hlavu. Hlavový senzor byl vyvinut pro výzkum stability hlavy během chůze (Hwang et al., 2018). Vědci analyzovali zrychlení hlavy, aby posoudili koordinaci s krkem a trupem ve třech rovinách. Zjistili, že zrychlení hlavy má spolehlivě pravidelné vzorce související s chůzí. Reprezentativní 3D data zrychlení jsou uvedena na obrázku 4. Celkově byly frekvenční profily zrychlení hlavy a trupu podobné pro směr vertikální a anteroposteriorní. Naproti tomu frekvenční profily zrychlení pro směr mediolaterální odhalují odlišné charakteristiky na rozdíl od směru vertikálního a anteroposteriorního. Přestože jsou signály ze senzoru hlavy oslabeny kvůli stabilizační funkci krčních a trupových svalů, bylo prokázáno, že se zrychlením chůze dochází i k úměrně většímu pohybu hlavy. V důsledku stabilizační funkce trupových a krčních svalů na hlavu se pohybuje méně než končetiny, což z ní činí zajímavé místo pro umístění senzorů (Kavanagh et al., 2005).





Obrázek 4. Reprezentativní profily zrychlení pro hlavu a trup ve směru vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním (Kavanagh et al., 2005).

### 2.5.6 Parametry

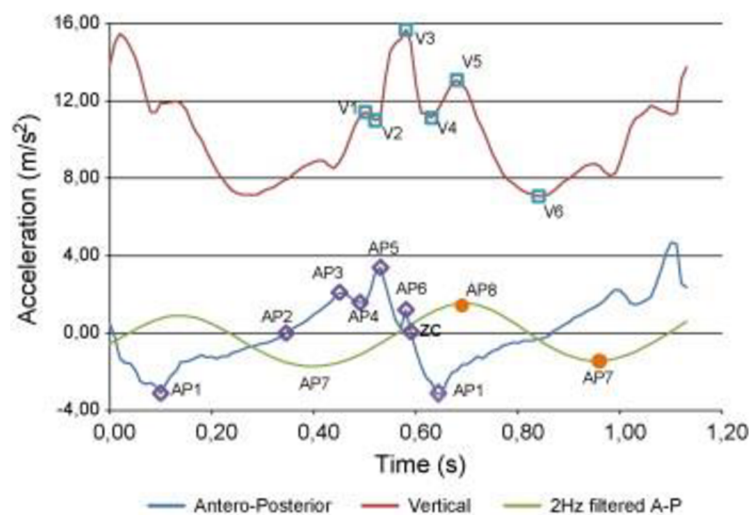
Měření chůze lze široce seskupit do struktury, která zachycuje časoprostorové parametry, které odrážejí typický cyklus chůze, vyjádřený jako průměr z více kroků a dynamické rysy chůze, které představují nekonzistenci časoprostorových parametrů napříč těmito kroky. Tyto dynamické rysy jsou typicky reprezentovány vnitřní směrodatnou odchylkou nebo variačním koeficientem (Galna et Rochester, 2013). Hausdorff (2009) také zavedl širší definici dynamických rysů chůze, která zahrnovala základní strukturu a vzorec fluktuací chůze odvozených z dat shromažďovaných po delší dobu. Tyto dlouhodobé korelace podobné fraktálům se rozpadají s věkem nebo onemocněním a jsou citlivými markery časné dysfunkce (Hausdorff, 2009).

První studie zabývající se získáváním dat pomocí nositelných zařízení pracovaly na bázi akcelerometru a zaměřovaly se na jejich schopnost detekovat chůzi. Studie se typicky skládaly z protokolů zahrnujících řízené sekce a sekce aktivit každodenního života. V řízené sekci probandi střídavě chodili, stáli a seděli a v druhé sekci prováděli

různé činnosti denního života. Kromě nositelných senzorů byl celý test nahráván na digitální kameru a poté byly výsledky ze senzoru porovnávány s kamerovým záznamem pro zjištění validity výsledků (Grant et al., 2006). Mnoho komerčních nositelných akcelerometrů využívá své vlastní algoritmy, přičemž většina z nich vykazuje špatnou schopnost identifikovat a kvantifikovat chůzi v reálných podmínkách (Evenson et al., 2015). Byly vyvinuty speciální nositelné akcelerometry s ohledem na nutnost přístupu k nezpracovaným datům o akceleraci, což je přínosem pro vývoj algoritmů. Využití nových technik algoritmů vede ke zvýšení klinicky užitečnějších výsledků. Konkrétně se jedná o časoprostorové charakteristiky chůze (Trojaniello et al., 2015). Ve studiích zabývajících se změnou chůze v průběhu stárnutí či patologií chůze se ukázaly jako citlivé časoprostorové parametry chůze především délka trvání chůzového cyklu, délka kroku, fluktuace během chůze (Verghese et al., 2007). Ověření algoritmů chůze z reálných podmínek života ale zůstává omezené, vzhledem k nedostatku kontextových informací (Larkin et al., 2016). Některé studie použily jako srovnávací měřítko nositelnou kameru, která byla připevněna na trup probanda, což se zdá být nejvhodnější ověřovací zařízení, které je v současné době k dispozici. Její výhodou je především doplnění informací k získanému signálu ze senzoru, týkající se například typu terénu nebo přesném pohybu, což může zahrnovat chůzi do schodů a ze schodů (Buso et al., 2015).

Bylo zjištěno, že jak iniciální, tak i konečná fáze chůzového cyklu souvisejí se specifickými rysy zrychlení dolního trupu ve směru anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním, zaznamenaných během chůze (Trojaniello et al., 2014). Několik autorů popsalo vzorce zrychlení dolního trupu, včetně identifikace událostí IC a FC. IC je spojena s minimálním předozadním zrychlením bederní oblasti a při FC je naopak zrychlení trupu nejvyšší. AP8 a AP7 (obrázek 5) znázorňuje zrychlení trupu, které následuje IC a FC. Tento úsek je však již upraven pomocí speciálních algoritmů (Mansfield & Lyons, 2003). Zijlstra a Hof(2003) uvádějí obecnou tendenci anteroposteriorního zrychlení, které jde z minimální (AP1 obrázek 5) do maximální hodnoty (AP5 obrázek 5). Poté je zjištěn rychlý pokles zrychlení před návratem na počáteční minimum (AP1 obrázek 5), které je dáno dopadem druhostranné končetiny, tudíž lze říct, že AP1 zachycuje IC. Popsali také přítomnost konkrétního píku (AP3 obrázek 5) a odpovídajícího odsazení (AP4 obrázek 5), které spojují se začátkem a koncem fáze švihu (Zijlstra & Hof, 2003). Během poklesu signálu po IC se vyskytuje vrchol (AP6 obrázek 5), který je spojován se zatížením přední části chodidla, tudíž se

chodidlo nachází ve střední fázi (Menz et al., 2003). Auvinet et al. (2002) popsali vertikální zrychlení v meziobratlovém prostoru L3 – L4. IC koresponduje s V2 (obrázek 5), zatímco FC kontralaterální nohy je spojováno s V4 (obrázek 5) (Auvinet et al., 2002). Snímání pohybu zahrnuje nezpracované vlastnosti pohybu, které jsou získávány snímacími senzory. Ke snímání dochází na základě změny polohy, úhlu a orientace segmentu těla v prostoru v reálném čase. Na základě těchto změn je možné zhodnotit parametry chůze a její odchylky. Data jsou dále zpracována a vyhodnocena za účelem získání dynamiky pohybu (Kardos et al., 2017). Mezi dopočítané parametry patří kadence, rychlost, délka kroku a poměr švihové a stojné fáze (Zhu et al., 2012). K analýze časoprostorových parametrů chůze se používají IC a FC chůzového cyklu (Trojaniello et al., 2014).



Obrázek 5. Zrychlení dolního trupu během chůzového cyklu (González et al., 2010).

## 2.6 Zpracování dat

Inerciální data lze během chůze měřit pomocí inerciálních senzorů ve dvou konfiguracích, a to buď jako samostatné senzory, které se používají pro experimentální účely nebo senzory zabudované v komerčně dostupných zařízeních. Pro získávání dat se obvykle používají dva typy senzorů: akcelerometry a gyroskopy. Většina přístupů se spoléhá na údaje z akcelerometrů, protože dynamika chůze se dobře odráží ve změřených zrychleních (Sprager & Juric, 2015).

Lineární nástroje pro měření variability poskytují informace o množství signálu, ale neříkají nám o časově se vyvíjející povaze signálu (Harbourne & Stergiou, 2009). Lineární zpracování je obvykle nenáročné na výpočet, je ale nutné provést úpravu dat, vzhledem k přítomnosti šumu, který je třeba odstranit. Úpravy probíhají ve formě

filtrace, normalizace a převzorkování dat (Bizovská et al., 2017). Lineární nástroje zahrnují statistiku rozsahu, směrodatné odchylky, variační koeficient. Analýza variability lidského pohybu je omezena z několika důvodů. Jedním z důvodů je, že data z několika průměrovaných pokusů vytvářejí průměrný obraz pohybového chování jednotlivce. Průměr odstraňuje časové variace pohybu a maskuje skutečnou strukturu variability přítomné v pohybovém vzoru. Platné použití lineárních nástrojů ke studiu variability navíc předpokládá, že variace mezi opakováním úkolu jsou náhodné a nezávislé (na minulých a budoucích opakování), což se ukázalo jako nepravdivé. Problémem lineárních nástrojů je právě v jejich hodnocení variability pohybu. Například při hodnocení posturální fluktuace kvantifikují pouze velikost fluktuace, nikoliv však časově se vyvíjející dynamiku posturální kontroly (Harbourne & Stergiou, 2009).

Nelineární nástroje umožňují pochopení složitosti a poskytují další a podrobnější informace o struktuře variability, která popisuje vývoj pohybu v čase. Nelineární nástroje vždy popisují časovou řadu nebo řadu měření prováděných v určitých intervalech během nepřerušovaného času (Raffalt, Denton, & Yentes, 2018). Z tohoto měřeného intervalu můžeme extrahovat informace skryté v časové řadě a vyhodnocovat složitosti. Ze zpracovaných dat lze zkoumat předvídatelnost a pravidelnost průběhu pohybu nebo náhodnost signálu (Harbourne & Stergiou, 2009).

Pro hodnocení chůze v běžných denních podmínkách je signál ve většině případů sbírán několik dní. Analýza dat detekovaná z několikadenního záznamu běžných denních aktivit má 2 fáze. V první fázi je používán filtr k detekci úseků, kdy jsou vybrány pouze segmenty signálu obsahující chůzi. Druhá fáze zahrnuje extrakci a rozporcování signálu obsahující chůzi na maximálně 60 s úseky (A. Weiss et al., 2013). Obvykle je ale signál porcován na značně kratší úseky, než je 60 s. Častěji se můžeme setkat s například 10 s úseky z vybraného signálu (Van Schooten et al., 2016) nebo dokonce ještě kratšími 3,5 s úseky, což podle předpokládané průměrné kadence 105 kroků/min., která se blíží běžné kadenci chůze 75 – 135 kroků/ min. u dospělých jedinců, výběr 3,5 s úseků signálu může zahrnovat přibližně 6 kroků, což by mělo být dostatečné pro autokorelační zpracování. K cyklickému vytváření parametrů chůze se používá technika nepřekrývajícího se posuvného okna v reálném čase z akcelerací ve směru vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním. Délky oken mohou produkovat přesnější parametry cyklu chůze, protože jsou zahrnuta data více kroků (Yang et al., 2011). Kvantitativní měření chůze zahrnuje celkový počet extrahovaných

úseků s chůzí, celkovou dobu chůze a také celkový počet kroků (A. Weiss et al., 2013). Průměr kadence je možné dopočítat pomocí počtu úderů patou vzhledem k délce chůze (Brodie et al., 2017). Kvalitativní hodnocení neboli také hodnocení jednotlivých extrahovaných úseků chůzí zahrnuje průměrnou dobu trvání chůze, průměrný počet kroků, amplitudu dominantní frekvence, šířku dominantní frekvence, sklon dominantní frekvence, průměrnou délku kroku a dobu trvání kroku, pravidelnost kroku, krokovou symetrii, rozsah zrychlení a harmonický poměr (A. Weiss et al., 2013).

## 2.7 Výsledky studií

Bylo prokázáno, že způsob chůze u lidí, kteří zaznamenali pád, se liší od chůze lidí, kteří nepadají. Osoby s pádem mají větší variabilitu chůze v předozadním směru, což vede k více doprovodným pohybům, jako důsledek vyrovnávání odchylek při chůzi s čímž souvisí i horší stabilita při pohybu. Naopak v mediolaterálním směru mají padající osoby menší rozsah pohybu oproti nepadajícím osobám. Horší kontrola rytmičnosti chůze a nižší variabilita v mediolaterálním směru může odrážet sníženou schopnost přizpůsobit se měnícím se podmínkám prostředí (A. Weiss et al., 2013). Ke stejnému závěru došla i studie Moe-Nilssen & Helbostad (2005), která též uvádí, že senioři mají větší fluktuace při chůzi v předozadním směru a naopak jsou redukováni ve směru mediolaterálním (Moe-nilssen & Helbostad, 2005). Bylo zjištěno, že nestabilita chůze se začíná zvyšovat již ve čtvrté a páté dekádě života. Ve studii probíhající na běžeckém pásu došli k závěru, že mediolaterální dynamická stabilita je u starších jedinců snižena, zatímco předozadní a vertikální stabilita chůze se zdá být v průběhu věku podobná (Terrier & Reynard, 2015). Se zvyšujícím se věkem dochází ke zkrácení délky kroku, zpomalení chůze, větší procento chůzového cyklu je vyplněno fází dvojí opory (Verlinden et al., 2013). Dospělý s vysokým rizikem pádu vykazují výrazně pomalejší rychlost chůze (Figueiro et al., 2011).

Padající osoby mají horší a nepravidelnější záznamy, co se týče zrychlení a rychlosti trupu. Mladší dospělý mají lepší posturální reakci při zakopnutí (Ihlen et al., 2016).

Bylo také zjištěno, že osoby s pádem v anamnéze mají zhoršenou zrakovou ostrost, propioceptivní funkci dolních končetin a sníženou svalovou sílu kvadricepsů (Lord et al., 1999). Jedním z významných aspektů stárnutí je ztráta kožní citlivosti, která dle výsledků koreluje se zhoršenou posturální kontrolou. Insuficience posturální kontroly vede ke zvýšenému riziku pádu (Maki et al., 1999).

Výsledky ukazují, že právě nekontrolovatelné reálné prostředí prohloubilo rozdíly mezi skupinami mladých dospělých oproti seniorům. V reálném prostředí dochází k prodloužení času tráveného ve fázi dvojí opory u obou skupin. Významné rozdíly mezi chůzí v laboratorním a reálném prostředí vykazovala především skupina seniorů. Oproti laboratornímu testování došlo v reálném prostředí u starších jedinců ke zpomalení rychlosti chůze, snížení kadence a prodloužení doby chůzového cyklu. Skupina mladých dospělých vykazovala pouze malé rozdíly při porovnání obou prostředí. Mladí dospělí v laboratorním i reálném prostředí dělají delší kroky a mají vyšší rychlost chůze než starší účastníci studie. V reálném světě mladí dospělí potřebují méně kroků k otočení o 180°, chodí s vyšší kadencí a mají delší dobu trvání chůzového cyklu ve srovnání se staršími jedinci. Zbývající parametry nevykazovaly významnější rozdíly mezi skupinami ani v jednom prostředí (Renggli et al., 2020).

V jiné studii zkoumali, zda plnění různých úkolů při chůzi a přítomnost chronického onemocnění u probandů má vliv na schopnost detekce IMU na události chůze IC a FC. Výkon detekce byl hodnocen při chůzi po přímé linii s jedním a dvojitým úkolem, dále jen z chůze po přímé linii, při slalomu a při otáčení. Vzorek zahrnoval seniory, osoby s Parkinsonovou nemocí a osoby po cévní mozkové příhodě. Téměř dokonalá analýza a přesnost detekce IC a FC byla prokázána jak při chůzi s jedním, tak i dvojitým úkolem pro všechny skupiny. Téměř stejně vysoká úspěšnost byla dosažena i při slalomové chůzi také pro všechny skupiny. Detekce událostí chůze IC a FC během otáčení vykazuje nejmenší přesnost (Romijnders et al., 2021).

Při měření v laboratoři je obtížné vytvořit podmínky po zhodnocení reálné chůze. Při chůzi v reálných podmínkách se člověk musí vyrovnávat s nečekanými okolnostmi, jako je změna povrchu chůze, zatáčky a překážky, což nám změní charakter chůze. Dále to může být nutnost nečekaného zastavení, změny směru nebo potřeba se rychle přizpůsobit plnění duálního úkolu, jako je například interakce s druhým člověkem během chůze. Takové změny okolnosti mohou chůzi přidat nečekané fluktuace, které se při chůzi v laboratoři nemusí projevit (Rispen et al., 2015). S věkem dochází ke změnám chůze. Na rozdíl od mladých dospělých senioři vykazují větší fluktuace při chůzi, které se projevují zejména v nekontrolovatelném reálném prostředí (Renggli et al., 2020). Následkem toho je u seniorů zaznamenáno více pádů než u mladých dospělých (Moe-nilssen & Helbostad, 2005).

## **3 CÍLE A HYPOTÉZY**

Diplomová práce je zaměřená na možnosti hodnocení chůze v nekontrolovaných podmínkách u mladých dospělých jedinců a seniorů.

### **3.1 Cíl diplomové práce**

Cílem diplomové práce je shrnutí možností a přístupů hodnocení chůze v běžném denním režimu a aplikace těchto přístupů na data zaznamenané u mladých dospělých a seniorů.

#### **3.1.1 Hlavní cíl práce**

Hlavním cílem diplomové práce je porovnání chůze v běžném denním režimu hodnocené různými způsoby u skupiny seniorů a mladých dospělých

#### **3.1.2 Vedlejší cíle**

- porovnání chůze v běžném denním režimu vyhodnocené na základě dat upravené na okna s konstantním počtem kroků a s konstantním trváním u skupiny mladých zdravých jedinců
- porovnání chůze v běžném denním režimu vyhodnocené na základě dat senzoru upravené na okna s konstantním počtem kroků a s konstantním trváním u skupiny seniorů
- posouzení vlivu věku na data chůze v běžném denním režimu upravené na okna s konstantním počtem kroků
- posouzení vlivu věku na data chůze v běžném denním režimu upravené na okna s konstantním trváním

### **3.2 Hypotézy**

H1: U seniorů se chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním počtem kroků liší od charakteristik získaných ze signálu upraveného na okna s konstantním trváním

H2: U skupiny mladých zdravých jedinců se chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním počtem kroků liší od charakteristik získaných ze signálu upraveného na okna s konstantním trváním

H3: Chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním počtem kroků se u jedinců různého věku liší.

H4: Chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním trváním se u jedinců různého věku liší.



## 4 METODIKA

Tato diplomová práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA\_FTK\_2020\_003. Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1). Všichni probandi byli seznámeni s cílem výzkumu, postupem měření a podepsali informovaný souhlas (Příloha 2) do zařazení o tohoto projektu.

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro výzkum bylo vybráno 10 mladých zdravých dospělých jedinců a 10 seniorů. Každá skupina se skládala z 5 mužů a 5 žen. Pro účast ve studii byli vybráni mladí zdraví dospělí ve věku  $23,6 \pm 1,8$  let, s výškou  $173,6 \pm 7,3$  cm a hmotností  $66,3 \pm 11,9$  kg. Do druhé skupiny byli vybráni senioři ve věku  $71,3 \pm 3,9$  let, výškou  $169,3 \pm 8,5$  cm, hmotností  $73,0 \pm 12,3$  kg. Kritéria pro vyloučení ze souboru byla přítomnost neurologických či muskuloskeletálních onemocnění a úraz nebo operace pohybového systému v posledních 6 měsících. Všichni jedinci museli být schopni běžných denních činností bez dopomoci nebo pomůcek.

### 4.2 Průběh měření

Před zahájením samotného měření byla účastníkům odebrána anamnéza pro zjištění inkluzivních a exkluzivních kritérií pro zahrnutí do výzkumného souboru. Všichni probandi byli předem individuálně instruováni o průběhu měření, aby nijak neměnili svoje pohybové chování a denní návyky po dobu nošení senzorů. Data byla sbírána pomocí inerciálního senzoru Axivity (typ AX3, axivity Ltd, Newcastle upon Tyne, Velká Británie) který byl umístěn na spodní část zad do oblasti L5. Vzorkovací frekvence tohoto typu senzoru je 100 Hz. Senzor do oblasti L5 byl připevněn pomocí náplastí. Začátek testování probíhal v dobře větrané, dostatečně osvětlené a prostorné místnosti, kdy probandi měli za úkol chodit po vyznačené trase. Během chůze plnili postupně plnili 3 úkoly, z nichž každý trval 6 minut a jejich pořadí bylo losováno. Úkoly zahrnovaly obyčejnou 6minutovou chůzi, chůzi s kognitivním úkolem a chůzi s jednoduchým rozhovorem. Dále tento typ měření nebude rozebírán, jelikož není obsahem diplomové práce. Po ukončení testování v laboratoři nosili jedinci senzory po dobu dalších 3 dnů již ve svém domácím prostředí s běžným denním režimem. Do další analýzy byl použit 24hodinový záznam signálu.

### 4.3 Zpracování dat

Zrychlení spodní části trupu v anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním směru bylo přefiltrováno obousměrným Butterworthovým filtrem 4. řádu s hraniční frekvencí 30 Hz a upravené pomocí rotačních matic podle Moe-Nilssen, (1998).

V prvním kroku byly ze signálu identifikované tři kontrolní měření, která se uskutečnila v laboratoři (chůze bez úlohy, chůze s nezávazným hovorem, chůze s kognitivní úlohou).

Analýza signálu z kontrolovaných měření sice není součástí této diplomové práce, z těchto měření byl ale identifikovaný průměrný chůzový vzor, který jsme dále využívali při identifikaci chůzových epizod z 24hodinového záznamu signálu získaného během běžných denních aktivit. V kontrolovaných podmínkách byly pomocí metody navržené autory Zijlstra & Hof, (2003) z anteroposteriorního zrychlení identifikovaná vzorová okna signálu obsahující 14 kroků, která byla dále zprůměrovaná na získání průměrného chůzového vzoru. Tento průměrný signál byl vyhledaný v 24hodinovém záznamu příkazem „findsignal“ s využitím metody Dynamic time warping a normalizace signálu s odčítáním průměrné hodnoty a vydělením směrodatnou odchylkou. Všechny algoritmem identifikované intervaly byly zkontrolované manuálně a intervaly, které obsahovali otočení, případně jiný signál než chůzi, byly vyloučené z další analýzy. S ohledem na různé způsoby výpočtu výsledných charakteristik popsané v literatuře, byly kromě 14krokových oken identifikované totožným způsobem i 5 sekund trvající časové intervaly obsahující chůzi.

Na další analýzu byly použity 20 náhodně vybraných intervalů, které reprezentují různé časové oblasti napříč 24hodinovým záznamem. V každém z intervalů byly spočítané základné charakteristiky zrychlení – rozsah a střední kvadratická chyba (RMS) v každém směru. Pro další analýzu byly využité jednak průměrné hodnoty z 20 intervalů v nekontrolovaných podmínkách, jednak směrodatná odchylka popisující variabilitu identifikovaného signálu pro každého jedince.

Analýza signálu proběhla v prostředí softwaru Matlab (2020a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

### 4.4 Statistické zpracování

Statistické zpracování proběhlo pomocí softwaru Statistica (v. 13, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). S ohledem na nízký počet zahrnutých jedinců byly využité neparametrické metody analýzy. Hladina statistické významnosti byla určena

na  $P = 0,05$ . Na určení efektu typu výpočtu (fixní počet kroků nebo fixní čas trvání chůzového intervalu) byl využitý Wilcoxonový test pro každou skupinu samostatně. Pro zjištění efektu věku byly skupiny porovnávány pomocí Mann-Whitneyho U testu.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Porovnání dvou typů výpočtů u seniorů

Následující tabulka porovnává 2 různé typy výpočtů chůzových charakteristik u seniorů. První polovina sloupců tabulky zobrazuje hodnoty pro fixní počet kroků a druhá polovina sloupců tabulky hodnoty pro fixní čas trvání okna.

Tabulka 1

*Porovnání dvou typů výpočtů chůzových charakteristik u seniorů*

Proměnná	Fixní počet kroků			Fixní čas trvání okna			Hodnota <i>P</i>
	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	
Rozsah vert (g)	1,38	1,28	1,46	1,35	1,25	1,45	0,005
Rozsah ml (g)	1,05	0,91	1,23	0,99	0,88	1,21	0,005
Rozsah ap (g)	0,93	0,70	1,11	0,90	0,68	1,08	0,005
RMS vert (g)	0,29	0,26	0,33	0,29	0,26	0,33	0,016
RMS ml (g)	0,17	0,16	0,17	0,17	0,16	0,18	0,005
RMS ap (g)	0,31	0,20	0,37	0,32	0,20	0,38	0,139
Variabilita rozsahu vert (g)	0,236	0,187	0,291	0,237	0,201	0,290	0,139
Variabilita rozsahu ml (g)	0,207	0,172	0,249	0,212	0,173	0,230	0,959
Variabilita rozsahu ap (g)	0,168	0,101	0,180	0,178	0,094	0,195	0,284
Variabilita RMS vert (g)	0,050	0,042	0,067	0,050	0,045	0,069	0,332
Variabilita RMS ml (g)	0,022	0,020	0,026	0,022	0,019	0,025	0,878
Variabilita RMS ap (g)	0,044	0,023	0,058	0,045	0,023	0,059	0,059

*Vysvětlivky:* vert – vertikální směr, ml – mediolaterální směr, ap – anteroposteriorní směr, RMS – root mean square

Dle výsledků se jako statisticky významný se ukázal efekt typu výpočtu pro rozsah zrychlení ve směru vert, ml a ap. Jako další statisticky významný se ukázal efekt typu výpočtu pro RMS ve směru vert a ml.

## 5.2 Porovnání dvou typů výpočtů u mladých dospělých

Následující tabulka porovnává 2 různé typy výpočtů chůzových charakteristik u mladých dospělých. První polovina sloupců tabulky zobrazuje hodnoty pro fixní počet kroků a druhá polovina sloupců tabulky hodnoty pro fixní čas trvání okna.

Tabulka 2

*Porovnání dvou typů výpočtů chůzových charakteristik u mladých dospělých*

Proměnná	Fixní počet kroků			Fixní čas trvání okna			Hodnota <i>P</i>
	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	
Rozsah vert (g)	1,53	1,32	1,72	1,52	1,29	1,69	0,005
Rozsah ml (g)	1,18	1,02	1,96	1,15	0,99	1,85	0,005
Rozsah ap (g)	1,04	0,74	1,31	1,02	0,72	1,28	0,005
RMS vert (g)	0,32	0,29	0,39	0,32	0,29	0,39	0,332
RMS ml (g)	0,28	0,25	0,36	0,27	0,25	0,36	0,028
RMS ap (g)	0,28	0,21	0,49	0,29	0,21	0,49	0,798
Variabilita rozsahu vert (g)	0,314	0,230	0,324	0,295	0,240	0,330	0,114
Variabilita rozsahu ml (g)	0,333	0,272	0,407	0,322	0,273	0,414	0,878
Variabilita rozsahu ap (g)	0,171	0,084	0,260	0,168	0,089	0,262	0,507
Variabilita RMS vert (g)	0,052	0,033	0,057	0,049	0,033	0,056	0,168
Variabilita RMS ml (g)	0,033	0,028	0,046	0,032	0,028	0,046	0,241
Variabilita RMS ap (g)	0,052	0,030	0,063	0,052	0,030	0,062	0,721

*Vysvětlivky:* viz Tabulka 1

Stejně tak, jako u skupiny seniorů se jako statisticky významný se ukázal efekt typu výpočtu pro rozsah ve směru vert, ml a ap. Na rozdíl od seniorů se ale u mladých dospělých jako statisticky významný se ukázal jen efekt typu výpočtu pro RMS ml.

### 5.3 Efekt věku

V následující tabulce 3 je uvedena hodnota  $P$  pro posouzení efektu věku na charakteristiky dopočítané ze zrychlení zaznamenaného během aktivit v běžném denním režimu pro různé způsoby výpočtu.

Tabulka 3

*Hodnoty statistické významnosti pro efekt věku pro charakteristiky zrychlení chůze v běžném denním režimu*

Proměnná	Fixní počet kroků	Fixní čas trvání okna
Rozsah vert (g)	0,140	0,121
Rozsah ml (g)	0,212	0,212
Rozsah ap (g)	0,307	0,273
RMS vert (g)	0,212	0,241
RMS ml (g)	< 0,001	< 0,001
RMS ap (g)	0,791	0,850
Variabilita rozsahu vert (g)	0,427	0,521
Variabilita rozsahu ml (g)	0,031	0,038
Variabilita rozsahu ap (g)	0,623	0,678
Variabilita RMS vert (g)	0,734	0,623
Variabilita RMS ml (g)	0,021	0,017
Variabilita RMS ap (g)	0,385	0,385

*Vysvětlivky:* viz Tabulka 1.

Výsledky ukázaly, že statisticky významný vliv věku se projevil pro RMS ml jak pro fixní počet kroků, tak i pro fixní čas trvání okna. Dále se také vliv věku statisticky významně ukázal ve variabilitě rozsahu ve směru ml a ve variabilitě RMS také ve směru ml. Obě tyto hodnoty se opět prokázaly jak pro fixní počet kroků, tak pro fixní čas trvání okna.

### 5.4 Vyjádření k hypotézám

Na základě zjištěných výsledků a statistického vyhodnocení lze konstatovat:

H1: U seniorů se chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním počtem kroků liší od charakteristik získaných ze signálu upraveného na okna s konstantním trváním.

Statisticky významný se ukázal efekt typu výpočtu pro rozsah ve směru vert, ml, ap a pro RMS ve směru vert a ml. Hypotézu tedy nelze zamítnout.

H2: U skupiny mladých zdravých jedinců se chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním počtem kroků liší od charakteristik získaných ze signálu upraveného na okna s konstantním trváním.

Statisticky významný se ukázal efekt typu výpočtu pro rozsah ve směru vert, ml, ap a pro RMS ve směru ml. Hypotézu tedy nelze zamítnout.

H3: Chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním počtem kroků se u jedinců různého věku liší.

Efekt věku v chůzových charakteristikách upravených na okna s konstantním počtem kroků dle výsledků lze statisticky významně pozorovat pro RMS ml, variabilitu rozsahu ml a variabilitu RMS ml. Hypotézu tedy nelze zamítnout.

H4: Chůzové charakteristiky získané ze signálu upraveného na okna s konstantním trváním se u jedinců různého věku liší.

Efekt věku v chůzových charakteristikách upravených na okna s konstantním trváním dle výsledků lze statisticky významně pozorovat pro RMS ml, variabilitu rozsahu ml a variabilitu RMS ml. Hypotézu tedy nelze zamítnout.

## 6 DISKUZE

Při měření v laboratoři je obtížné vytvořit podmínky pro zhodnocení chůze, která by byla podobná chůzi v reálných podmínkách. Při chůzi v reálných podmínkách se člověk musí vyrovnávat s nečekanými okolnostmi, jako je změna povrchu chůze, zatačky a překážky, což nám změní charakter chůze. Výsledky ukazují, že právě nekontrolovatelné reálné prostředí prohloubilo rozdíly mezi skupinami mladých dospělých oproti seniorům (Renggli et al., 2020). Cílem diplomové práce bylo shrnutí možností a přístupů hodnocení chůze v běžném denním režimu a aplikace těchto přístupů na data zaznamenané u mladých dospělých a seniorů. Práce porovnává chůzi v běžném denním režimu hodnocenou různými způsoby u mladých dospělých a seniorů. V naší studii jsme použili 24hodinový záznam, ze kterého jsme vybrali chůzové sekvence s konstantním počtem kroků a s konstantním trváním. Pro naši práci byly separovány 14kroková okna a okna s 5sekundovým trváním chůze. Při studiu odborné literatury se můžeme setkat se stejným typem hodnocení chůze, ale různí autoři používají pro svá hodnocení různě dlouhé záznamy sekvencí chůze. Měření chůze v běžném denním režimu může být komplikovanější oproti měření v laboratorním prostředí s ohledem na nedostatek kontextových informací.

Při porovnání 2 typů výpočtů se u seniorů projevil statisticky významný efekt typu výpočtu pro rozsah ve směru vert, ml, ap a RMS ve směru vert a ml. Přestože se prokázal statisticky významný efekt typu výpočtu pro tyto proměnné, klinicky nebyl nalezen významný rozdíl mezi fixním počtem kroků a fixním trváním okna. Medián pro rozsah ve směru vert se lišil o 0,03 g, ml o 0,06 g a ap také o 0,03 g. Medián RMS se nelišil dokonce vůbec. U mladých dospělých se statisticky významný efekt typu výpočtu projevil také pro rozsah ve směru vert, ml i ap, ale RMS jen ve směru ml. Stejně tak nebyl nalezen klinicky významný rozdíl mezi fixním počtem kroků a fixním trváním okna. Medián pro rozsah ve směru vert se lišil o 0,01 g, ml o 0,09 g, u směru ap byl zaznamenán největší rozdíl a to o 0,14 g. Můžeme říct, že za účelem naší studie, lze použít oba typy výpočtu. Ani jeden z typu výpočtu neovlivní interpretaci výsledků ve vztahu k našim proměnným. Významnou roli však typ výpočtu může hrát pro jiné chůzové charakteristiky. Při zpracování signálu zrychlení lineárními nástroji je potřeba jeho rozdělení na jednotlivé kroky nebo chůzové cykly. Základními vyhodnocovacími parametry pro chůzi jsou střední kvadratická chyba (RMS) a směrodatná odchylka zrychlení. Střední kvadratickou chybu je možné vypočítat z celé časové řady nebo



v každém chůzovém cyklu samostatně. Následně probíhá zprůměrování hodnot z celého chůzového cyklu (Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003). Mezi lineární nástroje patří také frekvenční analýza. Charakteristiku chůze, kterou lze odvodit z frekvenční analýzy je například harmonický poměr, který se využívá pro kvantifikaci plynulosti chůze (Riva et al., 2014). K cyklickému vytváření parametrů chůze se používá technika nepřekrývajících se posuvného okna v reálném čase z akcelerací ve směru vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním. Déle trvající okna zahrnují data více kroků. Například výběr 3,5 s úseků signálu může zahrnovat přibližně 6 kroků, což by mělo být dostatečné pro autokorelační zpracování (Yang et al., 2011). Ze signálu upraveného na okna s konstantním trváním můžeme zjistit celkový počet kroků, celkový čas trvání chůze a celkový počet zachycených chůzových sekvencí. Z každé chůzové sekvence pak lze zjistit medián trvání a počtu kroků chůzových sekvencí, amplitudu a šířku dominantní frekvence, průměrný počet kroků a trvání chůzových sekvencí, rozsah zrychlení a symetrii kroků (A. Weiss et al., 2013). Ve studii Rispens et al. (2015) ze signálu upraveného na 10sekundová okna bylo zjišťováno 17 chůzových parametrů, například rychlost chůze, krokovou frekvenci, amplitudu a šířku dominantní frekvence, rozsah zrychlení a další (Rispens et al., 2015).

Počáteční práce kvantifikovaly chůzi v běžném denním režimu v nízkém makro rozlišení 60 s, postupně se dopracovaly k 10 s. Většina chůze je však akumulována v časových úsecích menších než 10 s (Godfrey, 2017). Například ve studii Weiss et al. (2013) pro svůj výzkum extrahovali 60 s dlouhé úseky chůze. Akcelerační signál byl měřen ve všech směrech zrychlení, tzn. vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní. Studie porovnávala 2 skupiny seniorů se zaměřením na predikci pádu. Jednu skupinu tvořily senioři, kteří v minulosti nezaznamenali pád a druhou skupinu tvořili senioři, kteří za poslední rok zaznamenali minimálně 2 pády. Pomocí akcelerometru byly měřeny chůzové parametry po dobu 3 dnů. Studie na základě zrychlení ve směru ap zjistila, že senioři ze skupiny padajících průměrně vykonají menší počet kroků v jedné chůzové epizodě, ale také bylo méně zaznamenaných chůzových epizod oproti nepadajícím seniorům. Ve studii se statisticky významně změnil rozsah zrychlení v ap směru. Ke stejnému závěru jsme došli i v naší studii. Na základě našeho měření jsme zjistili, že rozsah zrychlení v ap směru je u mladých dospělých 1,04 g pro fixní počet kroků a 1,02 g pro fixní trvání okna, na rozdíl od seniorů, kteří měli rozsah zrychlení v ap směru 0,93 g pro fixní počet kroků a 0,90 g pro fixní čas trvání okna. Mimo rozsah

zrychlení v ap směru se ve studii statisticky významně změnil i rozsah zrychlení v ml směru, což opět podporuje i naše výsledky studie (A. Weiss et al., 2013).

Ve studii autorského kolektivu van Shooten et al. (2016) byly jednotlivé chůzové epizody rozčleněny do 10sekundových oken. V naší studii jsme zaznamenané chůzové epizody členily do 5sekundových oken. Předpokládáme, že díky kratšímu časovému úseku jsme schopni zachytit i chůzi v domácím prostředí pro naši následnou analýzu. Z výsledků studie autorského kolektivu van Shooten et al. (2016) vyplývá, že rychlost chůze významně koreluje s RMS ve směru vert. Bylo zjištěno, že lidé s vyšším rizikem pádu chodí pomaleji, méně pravidelně, méně symetricky a méně stabilně. Vykazují více variability a více fluktuací ve směru vert a ap a naopak méně variability a méně fluktuací ve směru ml (van Schooten et al., 2016).

Co se týče vlivu věku na změny při chůzi, byla provedena studie kolektivem autorů Renggli et al. (2020), která porovnávala vzorce chůze u mladých dospělých a seniorů v kontrolovaném prostředí s těmi, které byly provedeny v nekontrolovatelném reálném prostředí. Měření probíhalo 72 hodin. Sběr dat probíhal ze senzoru umístěného na dolní končetině nad kotníkem, což se liší od umístění senzorů v naší studii. Senzor v uvedené studii monitoroval změny úhlové rychlosti dolní končetiny. Bylo zjištěno, že mladí dospělí chodí rychleji a s vyšší kadencí ve srovnání se seniory. V naší studii se statisticky významně projevil efekt věku pro RMS v ml směru, který je závislý právě na rychlosti chůze. Dále bylo ve studii autorů Renggli et al. (2020) zjištěno, že mladí dospělí potřebují méně kroků pro otočení o 180° a také setrvávají kratší dobu ve fázi dvojí opory. Předpokládáme, že mladší dospělí častěji potřebují měnit tempo chůze vlivem vnějších podmínek a chodí více oproti seniorům. V naší studii se statisticky významně prokázal efekt věku pro rozsah ve směru ml a variabilitu RMS ml, jak pro fixní počet kroků, tak i pro fixní trvání okna, čímž můžeme podpořit tvrzení výše (Renggli et al., 2020). Studie Moe-Nilssen & Helbostad (2005) došla k stejnému závěru. Bylo zjištěno, že míra variability trupového zrychlení se výrazně liší mezi skupinou dospělých a seniorů ve všech směrech, což podporuje názor, že variabilita pohybu trupu může hrát významnou roli při kontrole rovnováhy během chůze. Skupina seniorů vykazovala nižší ml variabilitu, ale vyšší trupovou variabilitu ve směru vert a ap oproti skupině dospělých. Mladí dospělí vykazovali nižší trupovou variabilitu zrychlení ve směru vert a ap, ale větší variabilitu ve směru ml, což podporuje i naše výsledky. V naší studii při porovnání skupiny mladých dospělých a seniorů se statisticky významně změnila variabilita rozsahu ve směru ml a variabilitu RMS ml jak

pro hodnocení fixního počtu kroků, tak i pro fixní čas trvání okna. Dále výsledky studie provedené kolektivem autorů Moe-Nilssen & Helbostad (2005) naznačují pozitivní lineární závislost mezi rychlostí chůze a variabilitou zrychlení trupu. Lineární vztah ale neplatí mezi rychlostí chůze a šířkou kroku. U zdravých jedinců by šířka krokové báze neměla být ovlivňována rychlostí chůze (Moe-nilssen & Helbostad, 2005).

Křehcí senioři chodí se zvýšenou variabilitou v rozsahu vertikálním, což souvisí se zvýšeným rizikem výskytu pádů a se špatnou kontrolou nad rytmičností chůze (Moe-nilssen & Helbostad, 2005). Nižší variabilita v mediolaterálním směru může odrážet sníženou schopnost přizpůsobit se měnícím se podmínkám prostředí. Může to také zobrazovat deficit v bilaterální koordinaci chůze (A. Weiss et al., 2013). Toto tvrzení podporují i výsledky jiných studií. Efekt věku se nám statisticky významně ukázal pro RMS ml, variabilitu ml a RMS ml, na jejichž základě můžeme předpokládat u skupiny seniorů sníženou stabilitu při chůzi. Snížená stabilita ve směru vertikálním je často spojována s rizikem pádů (van Schooten et al., 2016). U seniorů se můžeme setkat i se sensorickým deficitem, sníženou propiocepcí z dolních končetin nebo i poruchou řízení chůze z vyšších etáží centrální nervové soustavy (Topinková & Neuwirth, 1995). Tyto hendikepy způsobené věkem nám mohou ovlivňovat stabilitu chůze, chůze se může stát více nejistou, což vede ke zpomalení tempa chůze, snížení krokové kadence nebo k rozšíření krokové báze (Whittle, 2006). Statisticky významný efekt věku variability rozsahu zrychlení ve směru ml i variability RMS ml se projevil v naší studii v obou skupin. Měli bychom se ovšem zamyslet, zda je zvýšená variabilita způsobena vyšší četností chůze u mladých dospělých ve venkovních podmínkách a potřebě přizpůsobovat rychlost chůze, což vede v nutnosti zvýšené variability v ml směru. U seniorů může být naopak zvýšená variabilita v ml směru spojena s nižší stabilitou.

## 7 ZÁVĚR

Na základě našich výsledků lze říct, že přestože jsme zaznamenali statisticky významný efekt typu výpočtu pro některé proměnné, nezaznamenali jsme klinicky významnou změnu ve výchozích hodnotách. Pro námi zkoumané proměnné oba typy výpočtů významně neovlivní interpretaci výsledků. Další studie by mohly být zaměřeny právě na jiné chůzové charakteristiky ve vztahu k typu výpočtu a interpretaci výsledků.

Vliv věku se nám statisticky významně projevil pro RMS ml, variabilitu rozsahu ml a variabilitu RMS ml. U mladých dospělých můžeme tento statisticky významný efekt věku pro RMS ml přisuzovat rychlejší chůzi oproti seniorům. Variabilitu rozsahu ml a variabilitu RMS vysvětlujeme větší potřebě měnit tempo chůze na základě vnějších podmínek. Předpokládáme, že mladší dospělí se pohybují častěji ve venkovních podmínkách, kde musí reagovat na nečekané a nepředvídatelné situace.

Výsledky mohou být přínosem do klinické praxe zejména v tom, že ne vždy je vyšší míra variability při chůzi odrazem počínající patologie. Při analýze chůze v reálných podmínkách je potřeba brát v úvahu nejenom vliv věku, ale také prostředí, ve kterém se člověk pohyboval, jaké jsou jeho denní návyky a pohybové chování. Co se týče efektu typu výpočtu, můžeme říct, že typ výpočtu neovlivní interpretaci výsledků pro právě námi zkoumané chůzové charakteristiky. Budoucí studie mohou zvolit kterýkoliv typ výpočtu pro tyto chůzové charakteristiky.

## 8 SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo shrnutí možností a přístupů hodnocení chůze v běžném denním režimu a aplikace těchto přístupů na data zaznamenaná u mladých dospělých a seniorů. Práce porovnává chůzi v běžném denním režimu hodnocenou různými způsoby u skupiny seniorů a mladých dospělých.

V teoretické části jsou shrnuty poznatky o mechanismech řízení chůze, nastíněny možnosti hodnocení chůze v laboratoři a typy různých nositelných senzorů. Další kapitoly pojednávají o možnostech zpracování parametrů chůze, používaných nástrojích pro hodnocení získaného signálu a dosavadních výsledcích podobných zahraničních studií. V praktické části proběhlo měření chůze v nekontrolovatelných podmínkách běžného denního režimu. Výzkumu se zúčastnily 2 skupiny, z nichž každá byla složena z 10 probandů, 5 žen a 5 mužů. První skupina zahrnovala mladé zdravé dospělé ve věku  $23,6 \pm 1,8$  let a druhá skupina byla složena ze seniorů ve věku  $71,3 \pm 3,9$  let. Před začátkem měření byl každému jedinci umístěn inerciální senzor do oblasti L5 obratle. Nejprve proběhly 3 šestiminutová měření v laboratorním prostředí, ze kterých jsme následně extrahovali chůzový vzor. Poté následovalo 3denní měření v nekontrolovaných běžných denních podmínkách.

Inerciální senzor zaznamenával zrychlení v anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním směru. Při zpracování byl extrahován 24h signál, který byl dále zpracováván. Signál obsahující chůzi byl dále rozčleněn na 14kroková okna a 5sekundová okna. Bylo náhodně vybráno 20 intervalů, u kterých byly spočítané základní charakteristiky zrychlení – rozsah a střední kvadratická chyba (RMS) v každém směru. Byly porovnávány efekty 2 typů výpočtů pro každou skupinu a poté skupiny mezi sebou.

U skupiny seniorů se dle výsledků jako statisticky významný ukázal efekt typu výpočtu pro rozsah zrychlení ve směru vert, ml a ap. Jako další se statisticky významný ukázal efekt typu výpočtu pro RMS ve směru vert a ml. U skupiny mladých dospělých se stejně tak, jako u skupiny seniorů ukázal jako statisticky významný efekt typu výpočtu pro rozsah zrychlení ve směru vert, ml a ap. Na rozdíl od seniorů se ale u mladých dospělých jako statisticky významný ukázal jen efekt typu výpočtu pro RMS ml. Co se týče poslední hypotézy efektu věku tak výsledky ukázaly, že statisticky významný vliv věku se projevil pro RMS ml jak pro fixní počet kroků, tak i pro fixní čas trvání okna. Dále se také vliv věku statisticky významně ukázal ve variabilitě

rozsahu ve směru ml a ve variabilitě RMS také ve směru ml. Obě tyto hodnoty se opět prokázaly jak pro fixní počet kroků, tak pro fixní čas trvání okna.

Běžný denní režim nám oproti laboratornímu prostředí vytváří nečekané situace a podmínky, na které je potřeba reagovat a přizpůsobit jim chůzi. Míra variability zrychlení vždy nemusí poukazovat na problém s rovnováhou při chůzi, ale určitá míra variability je nezbytná s ohledem na schopnost reagovat na vnější podmínky. Při celkovém hodnocení je potřeba brát v úvahu i ostatní chůzové parametry jako rychlost chůze, krokovou kadenci či délku kroku.

## 9 SUMMARY

The main aim of this diploma thesis was to summarize the possibilities and approaches of gait assessment in a normal daily routine and the application of these approaches to data recorded in young adults and seniors. This work compares gait in a normal daily routine evaluated in different ways in groups of seniors and young adults.

The theoretical part summarizes the knowledge about the mechanisms gait control, outlines the possibilities of gait evaluation in the laboratory and the types of various wearable sensors. The next chapters deal with the possibilities of processing walking parameters, the tools used to evaluate the acquired signal and the results of similar foreign studies to date. In the practical part the measurement of walking which took place in uncontrolled conditions of the normal daily routine. The research involved two groups each of which consisted of 10 probands, 5 men and 5 women. The first group included young healthy adults aged  $23,6 \pm 1,8$  years and the second group consisted of seniors aged  $71,3 \pm 3,9$  years. Prior to the start of the measurement, each individual was placed in an inertial sensor in the L5 area of the vertebrae. First, 3 six-minute measurements were performed in a laboratory environment from which we subsequently extracted a gait pattern. This was followed by a 3- day measurement in uncontrolled normal daily conditions.

The inertial sensor recorded acceleration in the anteroposterior, mediolateral and vertical directions. During processing, a 24 h signal was extracted which was further processed. The signal containing gait was further divided in 14step windows and 5second windows. 20 intervals were randomly selected for which the basic acceleration characteristics– range and (RMS) in every direction were calculated. The effects of 2 types of calculations for each group and then the groups were compared. The level of statistical significance was determined to be  $p = 0,05$ .

According to the results, the effect of the type of calculation for the range of acceleration in vert,ml and ap. directions proved to be statistically significant for the group of seniors. Another effect of the calculation type for RMS in the vert and ml directions proved to be statistically significant. In the group of young adults, as well as in the group of seniors, the effect of the calculation type for the range of acceleration in the vert, ml and ap directions proved to be statistically significant. However,in contrast to seniors, only the effect of the calculation type for RMS ml proved to be statistically significant for young adults. Regarding the last age effect hypothesis, the results showed

that a statistically significant effect of age was observed for RMS ml for both a fixed number of steps and a fixed window duration. Furthermore, the effect of age was also statistically significant in the variability of the range in the ml direction and in the variability of the RMS also in the ml direction. Both of these values were again proven for both a fixed number of steps and a fixed window duration. The conditions of a normal daily routine, compared to the laboratory environment, create unexpected situations and conditions to which it is necessary to respond and adapt to their walking. The results show that it is uncontrolled real environment that has exacerbated the difference between the groups of young adults compared to seniors. The level of acceleration of variability may not always indicate a problem with balance when walking but a certain level of variability is needed with respect to the ability to respond to external conditions. Other walking parameters such as walking speed, step cadence or stride length need to be taken into consideration in the overall evaluation.



## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ahlrichs, C., Samà, A., Rovira Simón, J., Herrlich, S., & Rodríguez Molinero, A. (2013). HELP: Optimizing Treatment of Parkinson's Disease Patients. *Ariadna*, 1, 17–24. <https://doi.org/10.6035/ariadna.2013.1.4>
- Ahmad, N., Ariffin, R., Ghazilla, R., & Khairi, N. M. (2013). *Reviews on Various Inertial Measurement Unit ( IMU ) Sensor Applications*. 1(2), 256–262. <https://doi.org/10.12720/ijsp.1.2.256-262>
- Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie*. Praha: Galén
- Anna, A.S., Wickström, N., Eklund, H., Zügner, R., Tranberg, R. (2013). Assessment of Gait Symmetry and Gait Normality Using Inertial Sensors: In-Lab and In-Situ Evaluation. Germany.
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., & Barrey, E. (2002). Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait and Posture*, 16(2), 124–134. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00203-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00203-X)
- Beauchet, O., Fantino, B., Allali, G., Muir, S. W., & Annweiler, C. (2011). Timed Up And Go Test And Risk Of Falls. *BMC Geriatrics*, 15(10), 6–11.
- Bertomeu-Motos, A. (2016). Biomechanics of human walking and stability descriptive parameters. *Revista Doctorado UMH*, 2(1), 4. <https://doi.org/10.21134/doctumh.v1i1.880>
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bohannon, R. (2006). *Reference Values for the Timed Up and Go Test: A descriptive Meta -Analysis*. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 29(9), 64-68.
- Bostan, A. C., & Strick, P. L. (2018). The basal ganglia and the cerebellum: nodes in an integrated network. *Nature reviews. Neuroscience*, 19(6), 338–350. <https://doi.org/10.1038/s41583-018-0002-7>
- Bravata, D. M., Smith-Spangler, C., Sundaram, V., Gienger, A. L., Lin, N., Lewis, R., Stave, C. D., Olkin, I., & Sirard, J. R. (2007). Using pedometers to increase physical activity and improve health: A systematic review. *Journal of the American Medical Association*, 298(19), 2296–2304. <https://doi.org/10.1001/jama.298.19.2296>
- Brodie, M.A., Coppens, M.J., Ejupi, A., Gschwind, Y.J., Annegarn, J., Schoene, D.,

- Wieching, R., Lord, S.R. and Delbaere, K. (2017), Comparison between clinical gait and daily-life gait assessments of fall risk in older people. *Geriatr Gerontol Int*, 17: 2274-2282. <https://doi.org/10.1111/ggi.12979>
- Buso, V., Hopper, L., Benois-Pineau, J., Plans, P. M., & Megret, R. (2015). Recognition of Activities of Daily Living in natural “at home” scenario for assessment of Alzheimer’s disease patients. *2015 IEEE International Conference on Multimedia and Expo Workshops, ICMEW 2015*, 2–7. <https://doi.org/10.1109/ICMEW.2015.7169861>
- Casale, J., Browne, T., Murray, I., Gupta, G. (2020). *Physiology, Vestibular systém*. Treasure Island: StatPearls Publishing. [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532978/#\\_NBK532978\\_pubdet](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532978/#_NBK532978_pubdet)
- Cavagna, G. A., Kaneko, M. (1977). *Mechanical work and efficiency in level walking and running*. *The Journal of Physiology*. 268, 467-481.
- Čada, Z., Černý, R., Čakrt, O. et al. (2017). *Závratě*. Havlíčkův Brod: Tobiáš.
- Čihák R. (2016). *Anatomie 3 Centrální nervový systém*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2019). *Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing
- Evenson, K. R., Goto, M. M., & Furberg, R. D. (2015). Systematic review of the validity and reliability of consumer-wearable activity trackers. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/s12966-015-0314-1>
- Figueiro, M. G., Plitnick, B., Rea, M. S., Gras, L. Z., & Rea, M. S. (2011). Lighting and perceptual cues: Effects on gait measures of older adults at high and low risk for falls. *BMC Geriatrics*, 11. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-11-49>
- Floor-Westerdijk, M. J., Schepers, H. M., Veltink, P. H., Van Asseldonk, E. H. F., & Buurke, J. H. (2012). Use of inertial sensors for ambulatory assessment of center-of-mass displacements during walking. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(7), 2080–2084. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2197211>
- Gao, G., Kyrarini, M., Razavi, M., Wang, X., & Graser, A. (2016). Comparison of Dynamic Vision Sensor-Based and IMU-based systems for ankle joint angle gait analysis. *2016 2nd International Conference on Frontiers of Signal Processing, ICFSP 2016*, 93–98. <https://doi.org/10.1109/ICFSP.2016.7802963>
- Godfrey, A. (2017). Wearables for independent living in older adults: Gait and falls. *Maturitas*, 100, 16–26. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2017.03.317>

- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering and Physics*, *30*(10), 1364–1386. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.09.005>
- González, R. C., López, A. M., Rodríguez-Uría, J., Álvarez, D., & Alvarez, J. C. (2010). Real-time gait event detection for normal subjects from lower trunk accelerations. *Gait and Posture*, *31*(3), 322–325. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.014>
- Good, C. D., Johnsrude, I. S., Ashburner, J., Henson, R. N. A., Friston, K. J., & Frackowiak, R. S. J. (2001). A voxel-based morphometric study of ageing in 465 normal adult human brains. *NeuroImage*, *14*(1 D), 21–36. <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0786>
- Gouelle, A., & Mégrot, F. (2020). Handbook of Human Motion. *Handbook of Human Motion*, 1–20. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1>
- Grad A, Baloh RW. (1989). Vertigo of Vascular Origin: Clinical and Electronystagmographic Features in 84 Cases. *Arch Neurol*.46(3):281–284. doi:10.1001/archneur.1989.00520390047014
- Grant, P. M., Ryan, C. G., Tigbe, W. W., & Granat, M. H. (2006). The validation of a novel activity monitor in the measurement of posture and motion during everyday activities. *British Journal of Sports Medicine*, *40*(12), 992–997. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.030262>
- Gujarathi, T., & Bhole, K. (2019). Gait Analysis Using Imu Sensor. *2019 10th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies, ICCCNT 2019*, 6–10. <https://doi.org/10.1109/ICCCNT45670.2019.8944545>
- Guo, Y., Storm, F., Zhao, Y., Billings, S. A., Pavic, A., Mazzà, C., & Guo, L. Z. (2017). A new proxy measurement algorithm with application to the estimation of vertical ground reaction forces using wearable sensors. *Sensors (Switzerland)*, *17*(10), 1–14. <https://doi.org/10.3390/s17102181>
- Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., & Liu, Y. (2016). Assessing proprioception: A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*, *5*(1), 80–90. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.10.004>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). *Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice*. *89*(3), 267–282.

- Hausdorff, J. M. (2005). *Gait variability : methods , modeling and meaning Example of Increased Stride Time Variability in Elderly Fallers Quantification of Stride-to-Stride Fluctuations*. 9, 1–9. <https://doi.org/10.1186/1743-Received>
- Hausdorff, J. M. (2009). Gait dynamics in Parkinson's disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos*, 19(2), 1–14. <https://doi.org/10.1063/1.3147408>
- Hazeltine, E., Grafton, S. T., & Ivry, R. (1997). Attention and stimulus characteristics determine the locus of motor-sequence encoding. A PET study. *Brain*, 120(1), 123–140. <https://doi.org/10.1093/brain/120.1.123>
- Holtzer, R., Epstein, N., Mahoney, J. R., Izzetoglu, M., & Blumen, H. M. (2014). Neuroimaging of mobility in aging: A targeted review. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 69(11), 1375–1388. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu052>
- Howell, A. M., Ieee, S. M., Kobayashi, T., Hayes, H. A., Foreman, K. B., Bamberg, S. J. M., & Ieee, S. M. (2013). *Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole. c.*
- Hwang, T. H., Reh, J., Effenberg, A. O., & Blume, H. (2018). Real-Time Gait Analysis Using a Single Head-Worn Inertial Measurement Unit. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 64(2), 240–248. <https://doi.org/10.1109/TCE.2018.2843289>
- Ihlen, E. A. F., Weiss, A., Bourke, A., Helbostad, J. L., & Hausdorff, J. M. (2016). The complexity of daily life walking in older adult community-dwelling fallers and non-fallers. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1420–1428. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.055>
- Janura, M., Vařeka I., Lehnert M., Svoboda Z. & kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., Zahálka F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jasiewicz, J. M., Allum, J. H. J., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B., & Li, R. C. T. (2006). Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait and Posture*, 24(4), 502–509. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.017>
- Jernigan, T. L., Archibald, S. L., Fennema-Notestine, C., Gamst, A. C., Stout, J. C., Bonner, J., & Hesselink, J. R. (2001). Effects of age on tissues and regions of the cerebrum and cerebellum. *Neurobiology of Aging*, 22(4), 581–594. [https://doi.org/10.1016/S0197-4580\(01\)00217-2](https://doi.org/10.1016/S0197-4580(01)00217-2)

- Jovanov, E., Wang, E., Verhagen, L., Fredrickson, M., & Fratangelo, R. (2009). deFOG - A real time system for detection and unfreezing of gait of Parkinson's patients. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 5151–5154. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5334257>
- Kangas, M., Vikman, I., Wiklander, J., Lindgren, P., Nyberg, L., & Ja, T. (2009). *Gait & Posture Sensitivity and specificity of fall detection in people aged 40 years and over*. 29, 571–574. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.008>
- Kardos, S., Balog, P., & Slosarcik, S. (2017). Gait dynamics sensing using IMU sensor array system. *Advances in Electrical and Electronic Engineering*, 15(1), 71–76. <https://doi.org/10.15598/aeee.v15i1.2019>
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., & Barrett, R. S. (2005). Coordination of head and trunk accelerations during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 94(4), 468–475. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1328-1>
- KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier Limited.
- Kistemaker, D. A., Knoek van Soest, A. J., Wong, J. D., Kurtzer, I., & Gribble, P. L. (2013). Control of position and movement is simplified by combined muscle spindle and Golgi tendon organ feedback. *Journal of Neurophysiology*, 109(4), 1126–1139. <https://doi.org/10.1152/jn.00751.2012>
- Kittnar O. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi (1)*. Praha: Galén
- Kolářová, B. (2014). *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitační možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Larkin, L., Nordgren, B., Purtill, H., Brand, C., Fraser, A., & Kennedy, N. (2016). Criterion validity of the activPAL activity monitor for sedentary and physical activity patterns in people who have Rheumatoid arthritis. *Physical Therapy*, 96(7), 1093–1101. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150281>
- Lee, S. W., Sweeney, T., Clausen, D., Kolbach, C., Hassen, A., Firek, A., Brinegar, C., & Petrofsky, J. (2007). Combined insulin pump therapy with real-time continuous glucose monitoring significantly improves glycemic control compared to multiple daily injection therapy in pump naïve patients with type 1 diabetes; single center pilot study experience. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 1(3), 400–404. <https://doi.org/10.1177/193229680700100313>

- Lim, H., Kim, B., & Park, S. (2020). Prediction of lower limb kinetics and kinematics during walking by a single IMU on the lower back using machine learning. *Sensors (Switzerland)*, 20(1). <https://doi.org/10.3390/s20010130>
- Lord, S., Galna, B. and Rochester, L. (2013), Moving forward on gait measurement: Toward a more refined approach. *Mov Disord.*, 28: 1534-1543. <https://doi.org/10.1002/mds.25545>
- Lord, S.R., Rogers, M.W., Howland, A. and Fitzpatrick, R. (1999), Lateral Stability, Sensorimotor Function and Falls in Older People. *Journal of the American Geriatrics Society*, 47: 1077-1081. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1999.tb05230.x>
- Maki, B. E., Perry, S. D., Nome, R. G., & Mclroy, W. E. (1999). Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 54(6), 281–287. <https://doi.org/10.1093/gerona/54.6.M281>
- Mansfield, A., & Lyons, G. M. (2003). The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking. *Medical Engineering and Physics*, 25(10), 879–885. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(03\)00116-4](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(03)00116-4)
- Matsuzaka, Y., & Tanji, J. (1996). Changing Directions of Forthcoming Arm Movements : Neuronal. *Journal of Neurophysiology*, 76(4).
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are ... *Gait and Posture*, 18, 35–46.
- Moe-nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2005). *Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults*. 21, 164–170. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.013>
- Morgane, P. J., Galler, J. R., & Mokler, D. J. (2005). A review of systems and networks of the limbic forebrain/limbic midbrain. *Progress in Neurobiology*, 75(2), 143–160. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2005.01.001>
- Moruzzi, G., & Magoun, H. W. (1995). Brain stem reticular formation and activation of the EEG. 1949. *The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences*, 7(2), 251–267. <https://doi.org/10.1176/jnp.7.2.251>
- Muro-de-la-herran, A., Garcia-zapirain, B., & Mendez-zorrilla, A. (2014). *Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications*. 3362–3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>
- Mysliviček, J. (2009). *Základy neurovědy*. Praha: Triton

- Nevšimalová, et al. (2002). *Neurologie*. Praha: Galén
- Ortega-Bastidas, P., Aqueveque, P., Gómez, B., Saavedra, F., & Cano-De-La-Cuerda, R. (2019). Use of a single wireless IMU for the segmentation and automatic analysis of activities performed in the 3-m timed up & go test. *Sensors (Switzerland)*, *19*(7). <https://doi.org/10.3390/s19071647>
- Pennebaker, R. L. B. and J. W. (2019). © 2019. This manuscript version is made available under the Elsevier user license <https://www.elsevier.com/open-access/userlicense/1.0/>. *Researchgate*, *509*, 1–21.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait Analysis normal and Pathological Function*. USA: SLACK Incorporated.
- Raffalt, P. C., Denton, W., & Yentes, J. M. (2018). On the choice of multiscale entropy algorithm for quantification of complexity in gait data. *Computers in biology and medicine*, *103*, 93-100.
- Ramnani, N. (2006). The primate cortico-cerebellar system: Anatomy and function. *Nature Reviews Neuroscience*, *7*(7), 511–522. <https://doi.org/10.1038/nrn1953>
- Reisman, D. S., Rudolph, K. S., & Farquhar, W. B. (2009). Influence of speed on walking economy poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *23*(6), 529–534. <https://doi.org/10.1177/1545968308328732>
- Renggli, D., Graf, C., Tachatos, N., Singh, N., Meboldt, M., Taylor, W. R., Stieglitz, L., & Schmid Daners, M. (2020). Wearable Inertial Measurement Units for Assessing Gait in Real-World Environments. *Frontiers in Physiology*, *11*(February). <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00090>
- Richards, J. D., Pramanik, A., Sykes, L., & Pomeroy, V. M. (2003). A comparison of knee kinematic characteristics of stroke patients and age-matched healthy volunteers. *Clinical Rehabilitation*, *17*(5), 565–571. <https://doi.org/10.1191/0269215503cr651oa>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, *37*(1), 80–84. <https://doi.org/10.1016/j.jconhyd.2010.08.009>
- Rispens, S. M., Van Schooten, K. S., Pijnappels, M., Daffertshofer, A., Beek, P. J., & Van Dieën, J. H. (2015). Identification of fall risk predictors in daily life measurements: Gait characteristics' reliability and association with self-reported fall history. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *29*(1), 54–61. <https://doi.org/10.1177/1545968314532031>

- Riva, F., Bisi, M. C., & Stagni, R. (2014). Gait variability and stability measures: Minimum number of strides and within-session reliability. *Computers in Biology and Medicine*, *50*, 9–13. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2014.04.001>
- Rodríguez-Martín, D., Pérez-López, C., Samà, A., Cabestany, J., & Català, A. (2013). A wearable inertial measurement unit for long-term monitoring in the dependency care area. *Sensors (Switzerland)*, *13*(10), 14079–14104. <https://doi.org/10.3390/s131014079>
- Rota, V., Perucca, L., Simone, A., & Tesio, L. (2011). Walk ratio (step length/cadence) as a summary index of neuromotor control of gait: Application to multiple sclerosis. *International Journal of Rehabilitation Research*, *34*(3), 265–269. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e328347be02>
- Sagnier, S., Renou, P., Olindo, S., Debruxelles, S., Poli, M., Rouanet, F., Munsch, F., Tourdias, T., & Sibon, I. (2017). Gait change is associated with cognitive outcome after an acute ischemic stroke. *Frontiers in Aging Neuroscience*, *9*(MAY), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2017.00153>
- Scheers, T., Philippaerts, R., & Lefevre, J. (2012). Variability in physical activity patterns as measured by the SenseWear Armband: How many days are needed? *European Journal of Applied Physiology*, *112*(5), 1653–1662. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2131-9>
- Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., & Furuna, T. (1997). Optimal Walking in. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, *26*(5), 266–272.
- Sprager, S., & Juric, M. B. (2015). Inertial sensor-based gait recognition: A review. In *Sensors (Switzerland)* (Vol. 15, Issue 9). <https://doi.org/10.3390/s150922089>
- Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). *Berg Balance Scale , Timed Up & Go*. *82*(2), 128–137.
- Storm, F. A., Buckley, C. J., & Mazzà, C. (2016). Gait event detection in laboratory and real life settings: Accuracy of ankle and waist sensor based methods. *Gait and Posture*, *50*, 42–46. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.012>
- Tamburini, P., Storm, F., Buckley, C., Bisi, M. C., Stagni, R., & Mazzà, C. (2018). Moving from laboratory to real life conditions: Influence on the assessment of variability and stability of gait. *Gait and Posture*, *59*(April 2017), 248–252. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.024>
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, *12*(2), 2255–2283. <https://doi.org/10.3390/s120202255>



- Tarniță, D. (2016). Wearable sensors used for human gait analysis. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, 57(2), 373–382.
- Terrier, P., & Reynard, F. (2015). Effect of age on the variability and stability of gait: A cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait and Posture*, 41(1), 170–174. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.024>
- Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics*, 21(2), 87–94. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00030-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00030-2)
- Topinková, E., Neuwirth, J. (1995). *Geriatric pro praktické lékaře*. Praha: Grada Publishing.
- Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1991). *Centrální mechanismy řízení motoriky: teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství.
- Trojaniello, D., Cereatti, A., & Della Croce, U. (2014). Accuracy, sensitivity and robustness of five different methods for the estimation of gait temporal parameters using a single inertial sensor mounted on the lower trunk. *Gait and Posture*, 40(4), 487–492. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.007>
- Trojaniello, D., Ravaschio, A., Hausdorff, J. M., & Cereatti, A. (2015). Comparative assessment of different methods for the estimation of gait temporal parameters using a single inertial sensor: Application to elderly, post-stroke, Parkinson's disease and Huntington's disease subjects. *Gait and Posture*, 42(3), 310–316. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.008>
- Van Schooten, K. S., Pijnappels, M., Rispens, S. M., Elders, P. J. M., Lips, P., Daffertshofer, A., Beek, P. J., & Van Dieën, J. H. (2016). Daily-life gait quality as predictor of falls in older people: A 1-year prospective cohort study. *PLoS ONE*, 11(7), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158623>
- Vargas-Valencia, L. S., Elias, A., Rocon, E., Bastos-Filho, T., & Frizera, A. (2016). An IMU-to-body alignment method applied to human gait analysis. *Sensors (Switzerland)*, 16(12), 1–17. <https://doi.org/10.3390/s16122090>
- Véle, F. (2006). *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Veltink, P.H., Slycke, P., Hemssems, J., Buschman, R., Bultstra, G., Hermens, H. Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-

- channel implantable drop-foot stimulator. *Med. Eng. Phys.* **2003**, 25, 21–28.
- Verghese, J., Wang, C., Lipton, R. B., Holtzer, R., & Xue, X. (2007). Quantitative gait dysfunction and risk of cognitive decline and dementia. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 78(9), 929–935. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2006.106914>
- Verlinden, V. J. A., Van der Geest, J. N., Hoogendam, Y. Y., Hofman, A., Breteler, M. M. B., & Ikram, M. A. (2013). Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. *Gait and Posture*, 37(4), 500–505. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.005>
- Walhovd, K. B., Fjell, A. M., Reinvang, I., Lundervold, A., Dale, A. M., Eilertsen, D. E., Quinn, B. T., Salat, D., Makris, N., & Fischl, B. (2005). Effects of age on volumes of cortex, white matter and subcortical structures. *Neurobiology of Aging*, 26(9), 1261–1270. <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2005.05.020>
- Wall, J. C., Bell, C., Campbell, S., & Davis, J. (2000). The timed get-up-and-go test revisited: Measurement of the component tasks. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(1), 109–114.
- WHITTLE, M. W. (2006). *An Introduction to Gait Analysis*. 4th Edition. Edinburg: Butterworth-Heinemann/Elsevier Limited
- Weiss, A., Brozgol, M., Dorfman, M., Herman, T., Shema, S., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2013). Does the evaluation of gait quality during daily life provide insight into fall risk? A novel approach using 3-Day accelerometer recordings. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(8), 742–752. <https://doi.org/10.1177/1545968313491004>
- Weiss, G. M., Yoneda, K., & Hayajneh, T. (2019). Smartphone and Smartwatch-Based Biometrics Using Activities of Daily Living. *IEEE Access*, 7, 133190–133202. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2940729>
- Wright, S. P., Hall Brown, T. S., Collier, S. R., & Sandberg, K. (2017). How consumer physical activity monitors could transform human physiology research. *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 312(3), R358–R367. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00349.2016>
- Xu, C., Makihara, Y., Ogi, G., Li, X., Yagi, Y., & Lu, J. (2017). The OU-ISIR Gait Database comprising the Large Population Dataset with Age and performance evaluation of age estimation. *IPSN Transactions on Computer Vision and Applications*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s41074-017-0035-2>

- Yang, C. C., Hsu, Y. L., Shih, K. S., & Lu, J. M. (2011). Real-time gait cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system. *Sensors, 11*(8), 7314–7326. <https://doi.org/10.3390/s110807314>
- Zhao N. (2010). Full-Featured Pedometer Desing Realised with 3-Axis Digital Pedometer. *Analogue Dialogue*. 44-06
- Zhu, S., Anderson, H., & Wang, Y. (2012). A real-time on-chip algorithm for IMU-based gait measurement. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 7674 LNCS, 93–104. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-34778-8\\_9](https://doi.org/10.1007/978-3-642-34778-8_9)
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait and Posture, 18*(2), 1–10. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00190-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00190-X)

## **11 PŘÍLOHY**

Příloha 1 – informovaný souhlas

Příloha 2 – vyjádření Etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého

Příloha 3 – potvrzení o překladu diplomové práce

## INFORMOVANÝ SOUHLAS

### Hodnocení chůze u seniorů ve vztahu k riziku pádu

**Jméno a příjmení:** \_\_\_\_\_

**Datum narození:** \_\_\_\_\_

Účastník byl do studie zařazen pod číslem (prosíme nevyplňovat):

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cílech studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mne očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje účast ve studii je dobrovolná a že ze studie mohu kdykoliv a bez udání důvodu odstoupit či účast přerušit.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii.
6. Prohlašuji, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

**Podpis účastníka:**

**Podpis řešitele pověřeného touto studií:**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_



Fakulta  
tělesné kultury

### Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne **19. 12. 2019** byl projekt výzkumné práce

Autor (hlavní řešitel): **Mgr. Denisa Nohelová**

s názvem

**Hodnocení chůze u seniorů ve vztahu k riziku pádu**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **19 / 2020**  
dne: **9. 1. 2020**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

za etickou komisí FTK UP  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.  
člen komise

### Příloha 3 – potvrzení o překladu diplomové práce

#### POTVRZENÍ O PŘEKLADU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Vendula Majíčková

Forma studia: prezenční

Ročník: 2.


Studijní obor: Fyzioterapie

Akademický rok: 2021/2022

Název diplomové práce: Hodnocení chůze v běžném denním režimu u mladých dospělých a seniorů

Jméno a příjmení překladatele: Mgr. Petra Gajdošová

Datum: 22.4.2022

 PINWOOD, spol. s r.o.  
IČ: 149 10 578, tel.: +420 739 372 939  
provoz: Přestupná 137  
686 01 Uherské Hradiště