

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

## VARIABILITA MĚŘENÍ PŘI POUŽITÍ KINEMATICKÉHO SYSTÉMU VICON MX

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Martin Novotný, tělesná výchova a sport

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2015

## Bibliografická identifikace

**Jméno a příjmení autora:** Martin Novotný

**Název diplomové práce:** Variabilita měření při použití kinematického systému Vicon MX

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**Rok obhajoby bakalářské práce:** 2015

**Abstrakt:** Cílem práce bylo určit variabilitu měření kinematického systému Vicon MX. Kromě posouzení variability jsme se zaměřili i na hodnocení přesnosti a opakovatelnosti systému. Přesnost (accuracy) a opakovatelnost (precision) jsme hodnotili pomocí snímání kalibrovaného měřidla, variabilita byla hodnocena prostřednictvím záznamu úhlových parametrů při chůzi. V teoretické části jsme se mimo jiné zaměřili na aktuální poznatky o variabilitě systémů záznamu pohybu, na problematiku záznamu pohybu, umístění značek a na interpretaci dat získaných z měření. Výzkumný soubor pro určení variability měření tvořilo 17 mužů, studentů Fakulty tělesné kultury ( $n = 17$ , věk =  $23,9 \pm 2,6$  let, výška =  $182,5 \pm 6,4$  cm, hmotnost =  $77,6 \pm 10,2$  kg). Dospěli jsme k závěru, že systém pracuje s velmi dobrou přesností a opakovatelností, dále jsme zjistili statisticky významné rozdíly při srovnání variability úhlových parametrů u různých kloubů (segmentů) a v různých rovinách pohybu.

**Klíčová slova:** variabilita měření, kinematika, chůze, přesnost, opakovatelnost, Vicon.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## **Bibliographic identification**

**Autor's first name and surname:** Martin Novotný

**Title of the thesis:** Variability measurements using a kinematic system Vicon MX

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

**Supervisor:** Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

**The year of presentation:** 2015

**Abstract:** The aim of the study was to determine the variability of measurements of the kinematic system Vicon MX. In addition to assessing the variability we also focused on the assessment of the accuracy and precision of the system. Accuracy and precision were evaluated using a calibrated scanning instrument and the variability was assessed through the recording of angle parameters while walking. In the theoretical part among other things we focused on the current knowledge about the variability of motion capture systems, problems of motion capture markers placement and the interpretation of data obtained from measurements. The research group to determine the variability of measurements consisted of 17 men, which were all students of the Faculty of Physical Culture ( $n = 17$ , age =  $23.9 \pm 2.6$  years, height =  $182.5 \pm 6.4$  cm, weight =  $77.6 \pm 10.2$  kg). We concluded that the system works with very good accuracy and precision, as we found statistically significant differences when comparing variability angle parameters at different joints (segments) and in various planes of motion.

**Keywords:** measurment variability, kinematics, gait, accuracy, precision, Vicon.

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D. a uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 4. 2015

.....

Martin Novotný

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc, cenné rady a trpělivost, bez které by zpracování závěrečné písemné práce bylo daleko složitější.

## Obsah

1	Úvod.....	8
2	Syntéza poznatků.....	9
2.1	Biomechanická analýza pohybu .....	9
2.1.1	Kinematické metody .....	10
2.1.2	3D kinematická analýza .....	12
2.2	Záznam pohybu .....	13
2.2.1	Sběr dat.....	14
2.2.2	Umístění kamer.....	14
2.2.3	Systém Vicon MX.....	16
2.3	Poloha bodu v prostoru .....	17
2.3.1	Systémy značek.....	19
2.3.2	Model Plug-in Gait .....	22
2.4	Zpracování a vyhodnocování dat.....	23
2.4.1	Výstupní parametry.....	24
2.5	Přesnost (accuracy) a opakovatelnost (precision) při kinematické analýze .....	25
2.5.1	Zdroje chyb .....	26
2.6	Kinematická analýza chůze.....	27
2.6.1	Variabilita chůze.....	30
3	Cíle .....	32
4	Metodika .....	34
4.1	Posouzení přesnosti a opakovatelnosti měření .....	34

4.1.1 Příprava laboratoře .....	34
4.1.2 Postup testování .....	35
4.2 Posouzení intra a inter-individuální variability měření při chůzi.....	36
4.2.1 Charakteristika výzkumného souboru.....	36
4.2.2 Příprava laboratoře .....	36
4.2.3 Příprava probanda.....	36
4.2.4 Průběh měření .....	38
4.3 Zpracování dat .....	38
4.4 Statistické zpracování .....	41
5 Výsledky .....	42
5.1 Přesnost a opakovatelnost měření při použití kinematického systému Vicon .....	42
5.2 Opakovatelnost měření a intra-individuální variabilita kinematických parametrů při chůzi v rámci jednoho dne .....	43
5.3 Inter-individuální variabilita měření systému Vicon MX .....	49
6 Diskuze .....	51
7 Závěry.....	56
8 Souhrn.....	57
9 Summary .....	58
10 Referenční seznam .....	59

## 1 Úvod

Optoelektronický záznam pohybu se široce používá v medicíně a biomechanice. Šíře využití se pohybuje od analýzy pohybů s velkým rozsahem, jako je například chůze, až po relativně malé pohyby v řádech milimetrů. Systémy 3D záznamu pohybu nacházejí široké uplatnění v medicíně při analýze chůze nebo měření velmi malých změn ve tkáních přes zábavní průmysl až po vojenské využití. Snímání pohybu nebo rozlišování objektů kamerami spadá do této problematiky a můžeme jej v dnešním moderním světě najít všude kolem sebe. Teoretický základ získávání 3D souřadnic reflexních značek z několika 2D kamerových zobrazení položili a poté aplikovali Abdel-Aziz & Karara (1971).

Variabilitou rozumíme podle Vincenta (2005) měření rozpětí nebo rozptylu souboru dat. Jakmile je průměr, medián a modus vypočítán, známe centrální tendence hrubých dat. Data se však mohou být pohybovat okolo centrální míry nebo mohou nabývat extrémních hodnot. Tudiž je důležité znát variabilitu nebo rozptyl skupiny dat stejně jako její centrální tendenci. Pokud známe hodnoty centrální tendence a variability můžeme díky tomu porovnat dva nebo více souborů dat.

Přestože studie týkající se přesnosti, opakovatelnosti měření a variabilitou měření chůze v literatuře existují, mohou být jejich hodnoty ovlivněny podmínkami v dané laboratoři, charakteristikami použitého systému, rozestavením kamer případně osobou examinátora. Záměrem této studie bylo určit tyto ukazatele pro systém používaný v biomechanické laboratoři na FTK UP.



## 2 Syntéza poznatků

### 2.1 Biomechanická analýza pohybu

Výběr metod využívaný v biomechanice při analýze pohybu je široký. Výběr metod souvisí s cílem analýzy, časovým hlediskem, s kvalitou přístrojové techniky, s podmínkami apod. Metody analýzy pohybu dělíme na kvalitativní a kvantitativní. Metody dělíme podle charakteru výstupních veličin a způsobu jejich zpracování. Toto rozdělení považujeme za základní (Janura, 2012).

Při kvalitativní analýze popisujeme a hodnotíme pohyb (např. slovně), ale neměříme konkrétní fyzikální veličiny. V tomto případě tedy záleží zejména na posuzovateli, na jeho zkušenostech a odborných znalostech o sledovaném pohybu. Menší nároky jsou kladeny na technické a přístrojové vybavení. Kvalitativní hodnocení se uskutečňuje zejména vizuálně, příkladem může být posouzení reálného pohybu nebo jeho záznamu. Přestože kvalitativní analýza přináší celou řadu velice důležitých poznatků a její výsledky jsou často jedinou informací o dané činnosti, nedovoluje nám tento postup přesně určit (kvantifikovat) velikost výstupních veličin (Janura & Zahálka, 2004).

Při využití kvalitativní analýzy, popisujeme a hodnotíme pohyb bez měření konkrétních fyzikálních veličin. Tímto postupem můžeme dosáhnout řady důležitých poznatků, neumožňuje však určení velikosti (kvantifikaci) výstupních veličin a jejich rozdílů (Janura et al., 2012).

Využitím kvantitativních metod přinese číselné hodnoty, zpravidla udávající velikost fyzikálních veličin. Hodnoty fyzikálních veličin získáme pomocí technického a přístrojového vybavení, v mnoha případech vytvořené na základě nejnovějších poznatků v oblasti vědy a výzkumu. Přístrojová technika, spolu s těmito metodami, umožňuje získat sofistikované údaje, které umožňují provedení analýzy na vysoké úrovni (Janura et al., 2012).

Výhody kvantitativní analýzy jsou podle Hamilla a Knutzena (2009) nespočetné. Kvantitativní analýza představuje důkladnou, objektivní a přesnou metodu. Například podiatři a fyzioterapeuti mají k dispozici nástroje k analýze pohybu, které jim umožní

kvantifikovat rozsah pohybu nohy, což lze pouhým okem jen stěží. Tyto pohyby jsou důležité pro hodnocení funkce dolní končetiny během lokomoce.

Janura a Zahálka (2004) uvádějí základní rozdělení kvantitativních metod v biomechanice podle charakteru měřené veličiny. Pokud je měřeným parametrem síla, nazýváme tyto metody kinetické (dynamické). V případě, že sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které pohyb způsobují, nacházíme se v oblasti metod kinematických.

### **2.1.1 Kinematické metody**

V kinematice se zabýváme nejen měřením pohybu ale také geometrickým popisem pohybu. Měříme zde veličiny jako je rychlost nebo zrychlení. Kinematické systémy používané pro analýzu chůze zaznamenávají pozici a orientaci tělesných segmentů, úhlů v kloubech a s tím související lineární a úhlové rychlosti a zrychlení (Whittle, 2007).

Janura (2004; 2012) uvádí tyto kinematické metody:

1. Goniometrie (elektrogoniometrie) – používá se k měření relativní rotace v daném kloubu. Goniometr, jehož „ramena“ jsou připojena na sousední segmenty (průsečík ramen je ve středu otáčení daného kloubu), měří velikost úhlových změn kolem jedné, dvou nebo tří os. Touto metodou určíme změnu vzájemné polohy segmentů v rovině nebo v prostoru.
2. Akcelerometrie – měří zrychlení pomocí akcelerometrů, které pracují na principu určení odchylek způsobených pohybem hmotného tělesa (umístěné v akcelerometru) při zrychlení segmentu. Tyto změny jsou následně převáděny a měřeny. Použitím většího počtu akcelerometrů je možné měřit zrychlení v jedné ose, v rovině nebo v prostoru.
3. Stroboskopie – jedná se o záznam pohybové sekvence na jednom filmovém políčku. Pracuje na principu klasické fotografie, kdy po otevření závěrky rotuje před objektivem disk, na kterém jsou štěrby. Tím se střídavě osvětluje políčko s citlivou vrstvou, na které jsou zaznamenávány jednotlivé fáze pohybu. Tato metoda je v dnešní době již málo využívaná.

4. Systémy pracující na elektromagnetickém principu – základem systému je zdroj a senzor. Po umístění senzoru na vybraný bod na lidském těle je zaznamenán pohyb tohoto bodu. Poloha senzoru se určuje pomocí vztahů pro pohyb vodiče v elektromagnetickém poli vzhledem ke zdroji.
5. Systémy využívající akustické senzory – tyto systémy využívají zvukový signál. Ten je vysílán ze zdroje (vysílač připevněný na segment), jehož poloha je kvantifikována pomocí tří mikrofonů, které neleží v přímce. Rychlost zvuku je přesně definována, tudíž lze tuto hodnotu využít k výpočtu polohy daného bodu (zdroje).
6. Chronometrie (chronografie) – podstatou je měření časových intervalů, zpravidla krátkého rozsahu. Chronografická zařízení využívají různé principy – fotobuňky, elektronické stopky a podobné. Tato metoda umožňuje pomocí dotykových koberců nebo stélek do bot se spínači měřit vybrané fáze chůze.
7. Optoelektronické systémy – využívají optické senzory pro určení souřadnic. Na předem zvolená místa na lidském těle jsou připojeny aktivní (emitory světla, LED) nebo pasivní (překrytí retroreflexní páskou) zdroje. Signál emitovaný nebo odrážený těmito zdroji zpracovává přijímač a v souřadném systému je určena poloha sledovaných bodů.

Janura a Zahálka (2004) poukazují na některé výhody využití kvantitativní analýzy videozáznamu při analýze pohybu. Jedná se zejména o tyto výhody:

- možnost uchování záznamu pohybu,
- záznam pohybů prováděných velkou rychlostí nebo ve ztížených prostorových podmínkách,
- opakované vyhodnocení pohybové sekvence,
- porovnání provedení u více jedinců současně.

### 2.1.2 3D kinematická analýza

Podle Janury et al. (2012) se jedná o metodu, při které je podle předem stanovených pravidel vyhodnocen záznam pohybu. Jejím účel spočívá ve vyhodnocení bodů na záznamu pohybové činnosti, čímž se získáme rovinné souřadnice, které pak slouží pro určení základních kinematických veličin (dráha, úhel, rychlost, úhlová rychlost,...). Označení vybraných bodů na těle člověka a určením jejich rovinných souřadnic umožní vypočítat velikosti (délky) segmentů a úhel mezi nimi. Pokud snímaný pohyb probíhá v rovině kolmé na optickou osu kamery, odpovídá vypočítaná hodnota skutečné velikosti. Jestliže dojde k pohybu segmentu mimo tuto rovinu, musíme počítat se zkreslením velikosti.

Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen a Whittlesey (2004) uvádějí, že měření kinematických proměnných s využitím zobrazovacích systémů pouze v jedné rovině 2D, je nedostatečné při popisu některých komplexních pohybů pomocí rovinných 2D souřadnic. Příkladem může být záznam pohybů v kolenním kloubu ve frontální a sagitální rovině. Tyto pohyby je zároveň schopna uspokojivě zaznamenat pouze 3D analýza.

Použitím pouze jednoho záznamového zařízení získáme 2D souřadnice bodu. Pro získání prostorových souřadnic bodu musíme použít nejméně dvě kamery a jejich záznam „složit“ - transformovat. Systémy používané při 3D kinematické analýze využívají pro určení souřadnic bodu v prostoru optické senzory. Na předem definovaná místa na lidském těle jsou připojeny aktivní (emitory světla, LED) nebo pasivní (překrytí retroflexní páskou) zdroje. Signál z těchto zdrojů je zpracován přijímačem a v souřadném systému je určena poloha sledovaných bodů (Janura et. al, 2012).

Jako každá metoda, má i 3D kinematická analýza postup, který je třeba zvládnout. Soumar (2011) uvádí tyto fáze kinematické analýzy:

- kalibrace,
- výpočet polohy a orientace kamer,
- sběr a digitalizace dat,
- výpočet polohy bodů v prostoru,

- identifikace značek,
- tvorba biomechanického modelu a virtuálních značek,
- interpretace dat.

## 2.2 Záznam pohybu

Podle Allarda et al. (1995) mohou být kamery zaznamenávající pohyb statické nebo pohyblivé. Při záznamu chůze se zpravidla užívají statické kamery. Vzdálenosti mezi kamerami se zahrnují do výpočtů. Standardní technika záznamu statickými kamerami se zakládá nejméně na dvou zobrazeních, ale je vhodné zvolit větší počet kamer. Před měřením je nezbytné kamery synchronizovat.

Payton in (Payton & Bartlett, 2008) považuje za důležité vybrat pro pohybovou analýzu vhodné vybavení, klíčové komponenty pohybové analýzy s použitím videa jsou:

- video kamera – záznam snímků pohybu,
- zaznamenávací a úložné zařízení – zaznamenat a uložit snímky z kamery. Může být součástí videokamery samotné (kamkordér) nebo externí jednotka (např. hard disc),
- souřadnicový digitalizátor – k záznamu měření z video snímků,
- software k analýze dat – umožňuje uživateli kvantifikovat vybrané parametry pohybu.

Payton in (Payton & Bartlett, 2008) dále uvádí, že při výběru videokamery s úmyslem provedení biomechanické analýzy pohybové aktivity, musíme zvážit tyto vlastnosti:

- kvalita snímku,
- vzorkovací frekvence (počet snímků za sekundu),
- manuální vysokorychlostní závěrka,
- manuální nastavení clony,
- citlivost na světlo,

- schopnost gen-lock,
- záznamové medium (páska, hard disk).

### **2.2.1 Sběr dat**

Nejčastější způsob sběru kinematických dat využívá záznam pohybu značek připevněných k pohybujícímu se subjektu, následovaný manuálním nebo automatickým získáním souřadnic značek. Tyto souřadnice jsou následně zpracovány k získání kinematických proměnných, které popisují pohyb segmentů. Nepoužívanější zobrazovací systémy používají různé typy kamer. Zaznamenávají pohyb s využitím okolního světla nebo světla odraženého značkami připevněnými na tělo. Další video systémy využívají k určení polohy značek infračervené světlo nebo infračervené kamery. Systém VICON používá odraz infračerveného světla, některé jiné systémy používají diody vyzařující infračervené světlo. Ke studiu rovinného 2D pohybu je dostačující jedna kamera umístěná s optickou osou kolmou k rovině pohybu. Pokud je naším cílem zaznamenat prostorové 3D souřadnice, jsou nezbytné nejméně dvě kamery (Robertson et al., 2004).

Jednou z výhod moderního zobrazovacího zařízení je schopnost automatické digitalizace, která rychle spočítá a zobrazí informace o pozici souřadnic několika značek v celé pohybové sekvenci. Před těmito systémy se k záznamu pohybu používal 16 mm kinofilm. Kinofilm měl oproti videu několik výhod. Měl lepší rozlišení, širší záběr závěrky a vyšší rychlost kamery. Nevýhodou byla velká časová náročnost, která vyžadovala manuální digitalizaci souřadnic, takže digitalizovat několik sekund záběru trvalo řadu hodin. Videozáznam oproti tomu dovoľoval okamžitou zpětnou kontrolu zaznamenaného pohybu (Robertson et al., 2004).

### **2.2.2 Umístění kamer**

Janura, Svoboda a Porada (2009) uvádí, že umístění kamery by mělo být takové, aby optická osa kamery protínala sledovaný úsek co nejbližše jeho středu. Nemělo by dojít k situaci, kdy dojde k posunu kamery k okraji tohoto úseku, což má za následek vznik nepřesností, které jsou způsobeny tím, že sledovaný objekt vidíme pod určitým úhlem. Je také třeba zvolit takovou polohu kamery, aby byla optická osa kolmá k rovině pohybu. Vychýlení kamery od tohoto směru zapříčiní stejné zkreslení jako pohyb segmentu mimo

rovinu pohybu těla. Odchylku můžeme odstranit matematicky při přepočtu souřadnic jednotlivých bodů. Vzhledem ke složitému definování vstupních hodnot (velikost úhlu odchylky) se však snažíme o minimální využití těchto úprav.

Soumar (2011) a Janura et al. (2009) zmiňují základní pravidla pro použití kamer, které je třeba dodržet, aby byl záznam pohybu kvalitně zobrazen:

1. Všechny kamery musí snímat pohyb současně.
2. Kamery musí být stacionární a nesmí dojít k jejich posunutí během záznamu ani mezi kalibrací a záznamem pohybu.
3. Každá značka musí být zřetelně vidět po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer.
4. Musí být přesně definována frekvence snímání kamery.
5. Kamery je třeba synchronizovat.
6. Dostatečná vzdálenost kamery od sledovaného pohybu.
7. Zvážit prostorové možnosti pro záznam pohybu.
8. Najít nejlepší možné světelné podmínky.
9. Zvolit správné pozadí za objektem.

Jak jsme již dříve uvedli, abychom získali prostorové souřadnice bodu, musí být snímán nejméně ze dvou kamer. Základní podmínkou pro záznam pohybu bodu je jeho viditelnost. Je třeba správného rozmístění kamer. Při větším počtu snímaných bodů musíme zvýšit počet kamer použitých pro záznam pohybu, protože většina pohybů je příliš složitá (Anonymous, 2015).

Pokud chceme provést analýzu pohybu s velkým rozsahem, nelze vždy použít statické kamery se stálou polohou v průběhu záznamu celé pohybové činnosti. Tato měření se týkají většinou sportovních aktivit. Kamery svým pohybem „kopírují“ sledovaný objekt. Kamera při pohybu rotuje v rovině horizontální (panning) nebo vertikální (tilting). K rotaci musíme přihlídnout při vlastním definování polohy bodu a kamery v kartézské soustavě souřadnic (Anonymous, 2014).

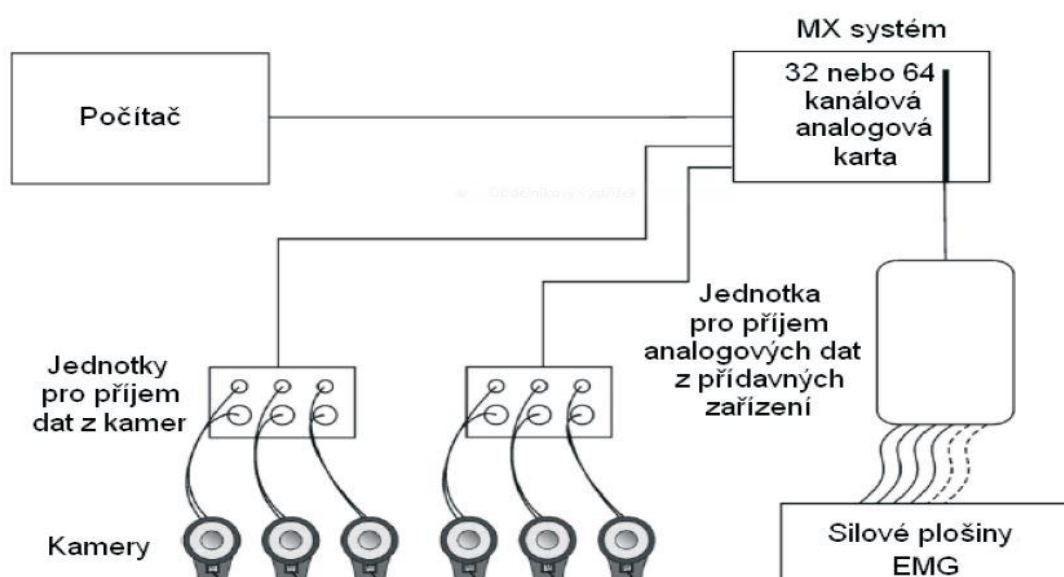
### 2.2.3 Systém Vicon MX

První firmy zabývající se komerční výrobou systémů záznamu pohybu byly založeny na začátku 80. let. Firma Vicon založená roku 1984 v Oxfordu ve Velké Británii je jedním z nejznámějších výrobců systémů pro záznam pohybu. Své výrobky vyváží do více než 70 zemí celého světa (VICON.COM, 2015).

Systém Vicon je zařízení určené pro plnění úkolů spojených s prostorovou (3D) kinematickou analýzou pohybu. Systém používá pasivní značky umístěné na povrchu měřeného objektu, které odrážejí infračervené světlo (Systém Vicon MX Manuál, 2010). Mezi komponenty systému podle „Systém Vicon MX Manuál“ (2010) patří:

- kamery s infračerveným zářením,
- jednotky pro příjem analogových dat z kamer,
- MX systém (sběrnice dat),
- počítač,
- jednotka pro příjem dat ze silových plošin,
- DV/DCAM kamery.

**Obrázek 1.** Schéma zapojení systému Vicon MX (Systém Vicon MX Manuál, 2010)





Data z měření jsou u systému Vicon získávána a vyhodnocována pomocí softwaru Vicon Nexus. Programy Vicon Polygon a BodyBuilder jsou programy umožňující vytvářet, editovat a exportovat výstupy z měření a které umožňují prezentaci výsledků. Firma Vicon doporučuje kalibrovat kamery každý den, kdy se systém používá, ještě než se začne se snímáním dat kvůli neočekávaným změnám v konkrétním nastavení systému, které mohou nastat, když byl systém bez dohledu (např. posunutí kamery). Tím se zabrání negativnímu ovlivnění kvality snímaných dat (Systém Vicon MX Manuál, 2010).

### **2.3 Poloha bodu v prostoru**

Robertson et al. (2004) uvádí, že ke kvantitativnímu popisu pozice bodu nebo těla musíme nejdříve popsat nástroje, které k tomu využíváme. Nezbytné je určení souřadného systému. Jako souřadný systém nejčastěji používáme kartézský systém souřadnic, v jehož rámci určíme jednu nebo více vztažných soustav. Je žádoucí, avšak ne nezbytně nutné definovat globální systém souřadnic (GSS). Tento typ vztažné soustavy se skládá ze stacionárních. Systém souřadnic je určen počátkem a dvěma nebo třemi vzájemně pravouhlými osami procházejícími počátkem. Osu x obvykle definujeme v horizontálním směru pohybu. Osa y směřuje vertikálně vzhůru. Osa z je kolmá na rovinu tvořenou osami x a y v pravém nebo levém směru. Pokud míří osa z vpravo od roviny x-y, jedná se o pravostranný systém souřadnic, když míří vlevo, jedná se o levostranný systém. Počátek je tedy definovaný pro 2D souřadnice (0,0) nebo pro 3D souřadnice (0,0,0) a pro dvě nebo tři vzájemně kolmé osy, kdy každá prochází počátkem.

McCaw (2014) upozorňuje, že v rovinné kinematice určené osami x a y mohou souřadnice nabývat záporných hodnot. Tyto hodnoty nejsou menší než hodnoty kladné, značí však opačný směr pohybu. Pro osu x jsou kladné hodnoty vpravo od počátku, pro osu y jsou kladné hodnoty nad osou x a záporné pod osou x. Abychom se vyhnuli záporným hodnotám, můžeme nastavit souřadný systém tak, že všechny body budou spadat do kvadrantu s kladnými hodnotami.

Podle Janury et al. (2012) je nutné určit dva souřadné systémy. Globální, nebo také laboratorní souřadný systém (GSS) a lokální souřadný systém (LSS). Globální systém určuje podmínky měření a v průběhu měření se nemění. Při jeho určení je vhodné vzít v úvahu

hlavní směr sledovaného pohybu. Za lokální systém můžeme stanovit anatomický souřadný systém, který se mění segment od segmentu. Lokální systém daného segmentu můžeme určit umístěním značek na výrazných anatomických bodech daného segmentu. Nejprve ve statické poloze definujeme polohu značek vzhledem k anatomickému postavení segmentu.

Při analýze pohybu musíme najít vztah mezi globálním souřadným systémem a lokálními souřadnými systémy jednotlivých segmentů, které jsou definovány z vnějších značek umístěných na těle vyšetřované osoby. K nalezení vztahu mezi GSS a LSS slouží proces kalibrace (Janura et al., 2012).

Kalibrace systému záznamu pohybu umožňuje převést obraz souřadnic každé jednotlivé kamery do reálného světa 3D souřadnic každé značky. Pro většinu systémů se jedná o proces se dvěma kroky, kdy prvním krokem je statická kalibrace následovaná dynamickou kalibrací (Payton in Payton & Bartlett, 2008).

Zatsiorsky (1998) uvádí dva odlišné postupy užívané pro popis polohy bodu v prostoru. Při prvním je určen lokální souřadný systém, pevně spojený s tělem a poté se určuje orientace lokálního souřadného systému vzhledem ke globálnímu souřadnému systému. Druhý, nepřímý přístup, se zakládá na výpočtu momentu setrvačnosti.

Podle Robertsona et al. (2004) musí být při použití 3D analýzy definovány dva systémy souřadnic. Jedním z nezbytných systémů souřadnic je globální systém souřadnic (GSS). Můžeme jej nazvat i laboratorní systém souřadnic a je určen prostorem, kde dochází k 3D záznamu. Tento souřadný systém, většinou pravostranný, pravouhlý systém s libovolným počátkem definuje pevný souřadný systém v laboratoři, ze kterého jsou všechny možné pozice nakonec odvozeny.

Lokální souřadný systém (LSS) je referenčním systémem pevně spojeným s tělem nebo tělesným segmentem a pohybuje se s ním. Stejně jako globální souřadný systém je LSS také pravostranný, pravouhlý souřadný systém s počátkem obvykle umístěným v těžišti těla nebo segmentu. Osa x lokálního souřadného systému směřuje mediolaterálně, osa y anteroposterionálně a osa z vertikálně. Orientace lokálního souřadného systému vzhledem k GSS určuje orientaci těla nebo segmentu v prostoru a mění se, při pohybu těla nebo

segmentu v prostoru. To jak je LSS určen záleží na tom, jak jsou značky digitalizovány nebo snímány (Robertson et al., 2004).

Protože je pro 3D kinematickou analýzu potřeba nejméně dvou kamer, uvádí Allard, Stokes a Blanche (1995) jako nezbytnost stanovit další dva souřadné systémy. Prvním je kamerový souřadný systém (KSS). Jedná se o souřadný systém každé z kamer snímajících pohyb. Počátek KSS je umístěn v ohnisku každé kamery. Projekce těchto souřadných systémů na obraz tvoří obrazový souřadný systém (OSS), jehož počátek je hlavním bodem, který je v souladu s ohniskem objektivu. Za předpokladu, že zobrazení je rovinné, odstraníme jednu z os a zbylé dvě osy příslušně označíme, abychom předešli nesouladu mezi kamerovým souřadným systémem a obrazovým souřadným systémem.

Provedení kalibrace při analýze záznamu pohybu umožňuje určit závislost mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými na záznamu. Rozlišujeme kalibraci kamery a kalibraci snímaného prostoru. K převedení rovinných obrazových souřadnic do skutečných prostorových souřadnic bodu slouží proces transformace (Janura & Zahálka, 2004).

Základem kalibrace prostoru je nasnímání kalibračních souboru bodů ze všech kamer. Soubor kalibračních bodů umístíme při provedení 3D analýzy do známé pozice ve snímaném prostoru, zpravidla do počátku globální soustavy souřadnic (Janura & Zahálka, 2004).

Podle Robertsona et al. (2004) je soubor  $n$  kontrolních bodů určen souřadným systémem v laboratoři. U kontrolních bodů známe jejich polohu v reálných hodnotách v 3D prostoru. Kontrolní soubor musí obsahovat nejméně šest bodů neležících v jedné rovině (noncoplanar). Běžně se užívá více bodů, často více než dvacet. Zobrazení těchto kontrolních bodů je poté zaznamenáno všemi kamerami v multikamerovém nastavení a digitalizováno pro vytvoření 2D souřadnic každého bodu v záběru každé kamery. Parametry přímé lineární transformace poukazují na vztah mezi 3D prostorem a 2D kamerovým zobrazením.

### **2.3.1 Systémy značek**

3D kinematická analýza vyžaduje vyhodnocení a zpracování videozáznamu, což se řadí postupy, kdy jsou pro označení bodu použity pasivní nebo aktivní značky. Systém s pasivními

značkami vyše signál ze zdroje v blízkosti kamery. Signál se poté odrazí od značky, je zpracován a vyhodnocen. Přístrojový základ systémů s aktivními značkami můžeme jednoduše rozdělit na zdroj a senzor. Po připevnění zdroje (aktivní značky) na konkrétní bod na lidském těle snímáme senzorem pohyb tohoto bodu (Janura et al., 2012).

Janura a Zahálka (2004) rozdělují značky na dvě skupiny:

- a) Pasivní – skládají se z elementárních prvků různých tvarů, v nejjednodušším případě vytvořených z běžných materiálů. Jejich označení na monitoru počítače probíhá manuálně pomocí kurzoru. Jejich překrytí reflexní páskou zvyšuje kvalitu analýzy. Tento typ značek odráží světlo. Systémy, které je používají, bývají označovány jako systémy “s aktivní kamerou a pasivními značkami”. Pracuje tak, že elektromagnetické vlnění, zpravidla infračervené, dopadá ze zdrojů umístěných v okolí objektivu kamery na značku a odražený signál zpracuje detektor značek (Janura & Zahálka, 2004).
- b) Aktivní - infračervené LED diody (1W), které pracují na frekvenci 1kHz a vyzařují elektromagnetické vlnění s vlnovou délkou kolem 800nm. Můžeme se s nimi setkat u systémů s “pasivní kamerou a aktivními značkami”. Systém porovnává vstupní signál pixel po pixelu s referenčním pozadím a definuje polohu značek. Jakmile překročí signál prahové hodnoty, generátor souřadnic jej vyhodnotí, a pixely příslušných jasů jsou grupovány dohromady (Janura & Zahálka, 2004).

Svoboda (2008) poukazuje na fakt, že pokud chceme získat souřadnice zkoumaných bodů, musíme zjistit jejich pozici na záznamu. Toho můžeme dosáhnout manuálně nebo s pomocí automatického systému. Systémy s aktivními značkami určují pozici na základě signálu vysílaného značkou, u pasivních systémů spočívá podstata určení pozice na kontrastu značky a jejího okolí. Systém definuje polohu značek podle předchozích snímků a stanovuje geometrický střed kontrastní plochy značky. Komplikací může být, když kamera nasnímá i další světelné podněty. Proto je využití v jiných než laboratorních podmínkách problematické.

Podle Janury (2001) můžeme u značek rozlišovat vlastnosti, jako jsou velikost, barva, tvar a v případě automatické digitalizace způsob aktivace značky a kontrastní složka. Tyto parametry se mohou lišit v závislosti na typu měření. Nepoužívanějším tvarem značky je tvar

koule nebo polokoule s doporučenou velikostí mezi 10-20 pixely. U kulovitého tvar se snadněji určuje střed značky při pohledu z různých směrů. Odlišné barvy a tvary značek se užívají pro odlišení také v průběhu jedné analýzy. Nezbytností je použití značek s dobrou rozlišitelností vzhledem k okolí, ke zvýšení rozdílu mezi barvou značky a okolí se užívá kontrastního podkladu pod značku.

Robertson et al. (2004) považuje za důležitý předpoklad pro 3D analýzu fakt, že s lidským tělem a jeho segmenty pracujeme jako s pevným tělesem. Segmenty považujeme za pevné, pokud se délka segmentu nemění. Přestože kosterní systém, se kterým pracujeme, není tvořen pevnými tělesy. Pomocí tohoto předpokladu se vyhneme složitým matematickým situacím, pro které nelze najít jednoduché řešení k definování pevného tělesa ve 3D prostoru. Pokud měříme kinematické veličiny těla nebo segmentu, snažíme se změřit pohyb kosterních struktur. Ačkoli je nutné umístit nejméně tři nekolineární značky na segment, mohou být rozmístěny a orientovány na segmentu v různém rozestavení.

Robertson et al. (2004) rozlišuje čtyři kategorie nastavení značek:

1. Značky umístěné na kuličkách připevněných k segmentu.
2. Značky umístěné na kůži na důležitých anatomických bodech segmentu.
3. Řady značek na pevné podložce připevněné k tělu.
4. Kombinace značek na anatomicky důležitých bodech a připevněných na řadu značek na podložce.

Bauman, Plamondon a Gagnon (1998) uvádí tři soubory značek k posouzení středů kloubů. První soubor se skládá z fluorescenčních elastických pásek, druhý používá dvě sférické značky na obou stranách kloubu a třetí soubor určuje pozici lokálního souřadného systému ze sférických značek umístěných v blízkosti kloubu. Výhodou systému s elastickými páskami je, že se při rotaci segmentu ztrácí méně bodů, protože páska obtáčí celý kloub. Rozdíly mezi těmito třemi soubory se pohybovaly v rozpětí od 8 mm do 31 mm pro jednotlivé klouby a body.

Yeh et al. (2014) použil soubor reflexních značek ve spojení se systémem Vicon a umístil značky z obou stran na acromion, epikondylus lateralis et medialis humeri, processus styloideus ulnae, spina iliaca anterior superior, trochanter major, střední část femuru, epikondylus lateralis et medialis femori, tuberositas tibiae, caput fibulae, malleolus lateralis et medialis, calcaneus, tuberositas ossis naviculare a pět basis ossis metatarsi.

Podle Benoita et al. (2006) má použitá konfigurace značek vliv na přesnost poté rekonstruovaných dat. Nicméně i další faktory mohou hrát významnou roli při určení validity výsledků. Ve své studii uvádí Benoit et al. (2006) významný rozdíl v použití značek umístěných na kůži a značek umístěných na kolíčcích připevněných k segmentu.

### **2.3.2 Model Plug-in Gait**

Plug-in Gait je model vytvořený na bázi konvenčního modelu chůze (Conventional Gait Model – CGM). Tento model se prakticky stal standardem analýzy chůze na počátku 90. let (Systém Vicon MX Manuál, 2010).

Základní principy CGM a tedy i modelu Plug-in Gait podle „Systém Vicon MX Manuál“ (2010) jsou:

- středy kloubů jsou přesně vypočítány ze změřených souřadnic (XYZ) bodů na každém snímku. Délka a orientace segmentů modelu je přímo závislá na orientaci značek. Přesné umístění značek je tedy zásadní,
- model využívá tři nebo více bodů k určení polohy každého segmentu. Pro všechny segmenty distálně od pánve se jeden z použitých bodů využije k definování středu proximálního kloubu. Například jeden ze tří bodů určujících tibií je střed kolenního kloubu,
- k vytvoření modelu je třeba několik měření subjektu: výška, hmotnost, délka nohy, šířka kolene, šířka kotníku. Tyto parametry se používají k výpočtu polohy středu kloubu a musí být změřeny a vloženy do softwaru Nexus před začátkem měření,
- pro model Plug-in Gait je potřeba nejdříve nasnímat statický pokus, který umožňuje Plug-in Gait vypočítat klíčové parametry využitě při dynamickém pokusu.

V základním modelu Plug-in Gait je zahrnuta pánev a dolní končetiny. Značky umísťujeme vždy na levou i pravou končetinu. Pánev definujeme nejméně třemi body. Základní model může být rozšířen na model Plug-in Gait Full Body doplněním značek na trup, hlavu a dolní končetiny (Systém Vicon MX Manuál, 2010).

## **2.4 Zpracování a vyhodnocování dat**

Podle Janury (2001) nelze automaticky mezi různými pracovišti přejímat výsledky, protože se podmínky v jednotlivých laboratořích, i při použití stejného hardware a software, mohou značně lišit. Janura (2001) rozlišuje tři kategorie sloužící k určení základních charakteristik systémů a tedy i dat získaných pomocí těchto systémů:

- přesnost (accuracy),
- opakovatelnost (precision),
- rozlišitelnost (resolution).

Podle Wintera (2009) vzorkovací proces při získávání filmového nebo televizního záznamu souvisí s tím, že lidské oko dokáže udržet sledovaný obraz po dobu 1/15 sekundy. Rychlost promítání filmu je tedy 24 obrazů za sekundu (frekvence 24 Hz), u televize je promítací frekvence 50 nebo 60 Hz.

Převedená data souřadnic z filmového nebo televizního záznamu označujeme jako hrubá data. To znamená, že obsahují přidaný nežádoucí šum z mnoha zdrojů. Zdrojem šumu mohou být optoelektronická zařízení, prostorová přesnost TV, filmový digitalizační systém nebo také člověk digitalizující filmový záznam. Všechny tyto chyby se částečně projeví v převedených datech. Je tedy nezbytné, aby byla hrubá data vyhlazena Winter (2009).

Při studiu pohybu, signál souřadnic anatomických bodů mění svou polohu v čase s určitou frekvencí (Winter, 2009). Pokud bychom porovnávali frekvenci pohybu paty při běhu a chůzi, zvyšovala by se frekvence s rostoucí rychlostí pohybu. U cyklických pohybů budou přítomné frekvence násobky základní frekvence. Jestliže se člověk pohybuje rychlostí 120 kroků za minutu (2 Hz), odpovídá frekvence jeho kroku hodnotě 1 Hz.

Za příklad sběru a zpracování dat v kinematice uvádíme studii Dixon, Böhm a Döderlein (2012), ve které se autoři zabývali pohybem mezi kotníkem a předonožím během chůze. Kinematická data byla zaznamenána osmi kamerami systému Vicon se vzorkovací frekvencí 200 Hz. Značky byly umístěny podle anatomických modelů Oxford Foot Model a Plug-in Gait Model. Poté byla data zkontrolována v programu Vicon Nexus a importována do dalšího programu MatLab pro synchronizaci se silovými plošinami. Synchronizace proběhla s využitím interpolace pomocí splajnů. Poté byla data digitálně filtrována mezní frekvencí 8 Hz.

Winter (2009) uvádí pro popis komponentů konečného signálu termín šum (noise), který není samotným signálem, který chceme analyzovat (v tomto případě chůzí). Přítomnost šumu nabývá značného významu, jestliže se snažíme vypočítat rychlost a zrychlení.

Odstranění šumu můžeme podle Wintera (2009) provést několika způsoby:

1. Úprava křivky (curve-fitting techniques).
2. Digitální filtrace – refiltrace fyzického zpoždění při použití filtru s dolní propustí (digital filtering – refiltering to remove phase lag of low-pass filter).
3. Výběr mezní frekvence – zbytková analýza (choice of cutoff frequency – residual analysis).
4. Technika optimální mezní frekvence (optimal cutoff frequency).

Podle Jamese in (Fuss et al., 2014) bychom ke správné interpretaci dat zpracovaných senzory měli znát limity senzorů a zdroje šumu (noise), abychom data správně vyhodnotili. James také uvádí obecné filtrovací techniky, mezi něž patří filtr s horní propustí používaný k omezení posunu senzoru a filtr s dolní propustí. Pro síťově připojená zařízení nebo pro citlivé senzory se často k oddělení většiny síťového šumu používá filtr s frekvencí 50/60 Hz. Specifická filtrace a interpretace dat se využívá se specifickými senzory.

#### **2.4.1 Výstupní parametry**

Podle Robertsona et al. (2004) se mezi nezbytná data zpracovávaná při kinematické analýze pohybu řadí rychlost, zrychlení, pozice kloubních segmentů a antropometrické



parametry segmentů těla. Kinematografická vyšetřovací metoda se zaměřuje zejména na měření úhlových parametrů segmentů.

Pokud určujeme úhel mezi dvěma segmenty, hovoříme o úhlu v kloubu. Z klinických důvodů převádíme hodnotu vypočítaného úhlu podle pravidel založených na anatomické poloze kloubů (Kirtley, 2006).

Janura et al. (2012) považuje základní hodnoty úhlů v základním anatomickém postoji za nulové. Příkladem může být kolenní kloub, kdy úhel  $180^\circ$  odpovídá plné extenzi ( $0^\circ$  flexe) a úhel  $120^\circ$  vyjadřuje  $60^\circ$  flexi ( $180^\circ - 120^\circ$ ).

Tato data jsou využívána v pohybových rovnicích. Při zpracování dat předpokládáme, že se segmenty těla během pohybu chovají jako tuhá tělesa. Tento předpoklad není platný, jelikož se jedná o živou tkáň. Platí to stejně pro modely některých částí těla, která považujeme za jedno tuhé těleso, i když víme, že se skládají z více segmentů. Jako příklad lze uvést trup těla, který považujeme za jeden segment ale přitom je zřejmé, že se díky vertebrálním obratlům může ohýbat. Tyto předpoklady zjednodušují jinak složitý muskuloskeletální a eliminují nezbytnost kvantifikovat změny způsobené deformací tkání a pohybem tělesných tekutin (Robertson et al., 2004).

## **2.5 Přesnost (accuracy) a opakovatelnost (precision) měření při kinematické analýze**

Windolf, Götzen a Morlock (2008) uvádí, že výkon systémů pro záznam pohybu velmi závisí na jejich nastavení a je velmi citlivé na změny. Největší vliv na výkon mají vlastnosti použitých značek, optická projekce, video-digitální přenos, nastavení kamer, zkreslení objektivu a kalibrační proces. Výrobci vesměs uvádí pouze hrubé odhady přesnosti a opakovatelnosti jejich produktů. Windolf et al. určil přesnost systému Vicon 460 pomocí testovacího robota a měřili přesnost systému při záznamu malých pohybů (v rozmezí  $180 \times 180 \times 150 \text{mm}^3$ ). Analyzovali nastavení kamery, kalibraci, velikost značek a filtry čoček. Systém Vicon 460, vybavený čtyřmi kamerami, poskytl celkovou přesnost  $63 \pm 5 \mu\text{m}$  a celkovou opakovatelnost (stupeň zkreslení)  $15 \mu\text{m}$  pro nejvíce upřednostňované nastavení parametrů. Libovolné změny v uspořádání kamer odhalily rozdíly v průměrné přesnosti mezi  $76$  a  $129 \mu\text{m}$ . Stupeň zkreslení vzhledem k projekční rovině kamer byl při přímém snímání

shledán vysoký ve srovnání s ostatními směry souřadnic. V měření zahrnujícím regiony nedotčené dynamickou kalibrací se projevila výrazně nižší přesnost ( $221 \pm 79 \mu\text{m}$ ). Větší průměry laserových značek vedly k větší přesnosti a opakovatelnosti. Přesnost se značně snižovala při použití optického filtru čočky. Tato studie odhalila značný vliv prostředí na výkon systémů zachycujících pohyb.

Liu, Holt a Evans (2007) se zabývali přesností a opakovatelností systému Qualysis ProReflex-MCU120 při měření malých pohybů. Přesnost a opakovatelnost systému byla hodnocena pomocí klínového srovnávání s rozlišením  $0.25 \mu\text{m}$  využitého k určení měřitelného posunu značky ve třech pravouhlých směrech. Značka byla posouvána v deseti krocích v každém směru pro každý z kroků sedm velikostí ( $0.5, 1, 2, 3, 5, 10$  a  $20 \mu\text{m}$ ), opakováno pětkrát. Byly testovány značky sférického a diamantového tvaru. Přesnost systému v rozsahu  $20\text{--}200 \mu\text{m}$  byla  $71.17 \%$ ,  $71.67 \%$  a  $71.31 \%$  pro diamantovou značku ve směrech x, y a z, zatímco přesnost systému pro sférickou značku byla  $71.81 \%$ ,  $72.37 \%$  a  $71.39 \%$ . Opakovatelnost systému (maximum standardních odchylek v měřitelném rozsahu) byla měřena pětkrát v různé dny, pod různou intenzitou světla a v různé teplotě. Toto přineslo zvýšení a snížení měření pro stejně velké kroky (ve kterých probíhalo původní měření), tedy  $71.7, 72.3$  a  $71.9 \mu\text{m}$  pro diamantovou značku a  $72.6, 73.9,$  a  $71.9 \mu\text{m}$  pro sférickou značku ve směrech x, y a z.

### **2.5.1 Zdroje chyb**

Janura a Zahálka (2004) uvádí, že každé měření je zatíženo určitou chybou a má své limity. Chyby měření můžeme rozlišit podle místa vzniku v měřícím procesu:

- přístrojové,
- metodické,
- teoretické,
- statistické,
- subjektivní.

Pokud jde o měření polohy končetin a úhlů v kloubech, tak je většina komerčních systémů používaných při kinematické analýze dostatečně přesná. Nejvíce se chyba měření zvyšuje při výpočtech lineární a úhlové rychlosti, protože tento proces vyžaduje derivaci dat polohy (Whittle, 1997).

Při klinickém měření není technologie dnešních optických systémů měřících polohu reflexních značek umístěných na kůži významně zatížena chybami. Základní problém se nachází v definování antropometrických charakteristik subjektu a kompenzaci pohybu měkkých tkání (Baker, 2006). V dnešní době technologie optických systémů schopných měřit polohu reflexních značek umístěných na kůži není významným zdrojem chyb při měření chůze. Hlavním problémem je definování antropometrických charakteristik subjektu a kompenzace pohybu měkkých tkání (Svoboda & Janura, 2010).

## **2.6 Kinematická analýza chůze**

Chůze je přirozeným pohybem, při kterém se nejméně jedna noha stále dotýká země. Rozlišujeme fáze chůze, kdy jsou obě nohy současně v kontaktu s podložkou (dvouoporová fáze a kdy je v kontaktu pouze jedna končetina (jednooporová fáze). Při jednooporové fázi je těžiště těla nejvýše, když je končetina propnutá a tělo se přesouvá nad stojnou končetinou. Nejnižší se těžiště nachází, když se obě nohy dotýkají země. Biomechanické modely popisující chůzi jsou komplexní, jelikož je zde mnoho vstupních proměnných (Johnson, 2007).

Takeda et al. (2009) uvádí jako hlavní metodu pro analýzu chůze snímání pohybu objektu kamerovým systémem. Příkladem může být systém Vicon. Tyto systémy mohou poskytovat 3D zobrazení pozic segmentů těla, na jejichž základě lze vizualizovat model (Takeda et al., 2009).

Svoboda a Janura (2010) zmiňují hlavní rysy zdravé chůze, které jsou u patologické chůze nejčastěji postiženy:

- stabilita ve stojné fázi (v důsledku narušení může dojít k pádu),
- dostatečná výška chodidla nad podložkou ve švihové fázi (nedostatečná výška může způsobit zakopnutí a pád),

- vhodné nastavení chodidla ve švihové fázi (končetina by měla být správně připravena na kontakt s podložkou),
- adekvátní délka kroku (dovoluje přiměřenou rychlost chůze),
- uchování energie (při patologické chůzi se spotřeba energie zvyšuje).

Stanovení klíčových bodů jako je kontakt paty s podložkou a odraz palce od podložky je základem pro určení stojné a švihové fáze chůze. Tento fakt umožňuje provádět záznam chůze, který můžeme snadno rozfázovat. Výsledkem je snadné srovnání kloubních sil, úhlů a momentů síly různých chůzových cyklů (Zeni, Richards & Higginson, 2008).

3D kinematické měření chůze se široce využívá v klinickém výzkumu. I přes zvyšující se počet laboratoří chůze, jsou informace týkající se spolehlivosti měření chůze omezené. Klinická analýza chůze se obvykle snaží zjistit rozdíly mezi zdravou a patologickou chůzí a posoudit změny chůze v čase. Opakovaná měření chůze mohou být využita k hodnocení odezvy na invazivní nebo neinvazivní zákroky. Variabilita mezi stavem „před“ a „po“ měření může být daná důsledkem léčby, variabilitou měření nebo kombinací obou. Využití měření s nízkou spolehlivostí v klinickém výzkumu může vést k podcenění nebo neodhalení významného nálezu, kdy příliš velké zkreslení skryje tento nálezu (McGinley, Baker, Wolfe & Morris, 2008).

Chůze představuje složitý pohyb, a proto je třeba rozložit pohyb na jednotlivé pohybové segmenty a ty pak samostatně studovat. Zásadní vliv na pohyb dolní končetiny mají klouby. Při zkoumání pohybu dolních končetin při chůzi se na klouby zaměřujeme nejvíce, protože jsou spojovacími články jednotlivých segmentů dolní končetiny. V kinematické analýze a v následné analýze dat zaměřujeme pozornost hlavně na kyčel, koleno a kotník. Anatomický tvar kloubů podmiňuje jejich pohyb. Jednotlivé pohyby v kloubech se mohou kombinovat. Z tohoto hlediska hovoříme o flexi, extenzi, abdukci, addukci, vnitřní a vnější rotaci (Rychlíková, 1994).

V laboratoři chůze zkoumáme pohyby příslušné jednotlivým kloubům. Rychlíková (1994) uvádí fyziologické rozmezí pohybu v kloubech dolní končetiny pro zdravého dospělého člověka:

- Kyčel

- Pohyby: Flexe, extenze, abdukce, addukce, vnitřní a vnější rotace.
- Kloubní fyziologické rozmezí:
  - Flexe: 0°- 160°
  - Extenze 0°- 25°
  - Abdukce 0°- 60°
  - Addukce 0°- 30°
  - Vnitřní rotace 0°- 35°
  - Vnější rotace 0°- 70°

- Koleno

- Pohyby: Flexe, extenze, vnitřní a vnější rotace.
- Kloubní fyziologické rozmezí:
  - Flexe: 0° – 150°
  - Extenze: 0°- 10°
  - Rotace vnitřní a vnější: 0°- 50°

- Kotník

- Pohyby: Dorzální a plantární flexe, supinace, pronace.
- Kloubní fyziologické rozmezí:
  - Dorzální flexe: 0°- 30°
  - Plantární flexe: 0°- 50°

### 2.6.1 Variabilita chůze

Gorton, Hebert a Gannotti (2009) definují variabilitu jako součet odchylek od každého nezávislého zdroje. Znalost rozptylu je nutná pro stanovení počtu subjektů, úrovně detekovatelných rozdílů a statistické síly ve výzkumných studiích.

Winter (1984) vytvořil pro určení intra-individuální a inter-individuální opakovatelnosti kinematických a kinetických dat variační koeficient. Výsledky intra-individuální opakovatelnosti byly založeny na dvou subjektech, kde jeden subjekt byl hodnocen v různé testové dny a druhý byl hodnocen v jeden den a mezi testy byla deset minut přestávka. Tyto omezené výsledky v sagitální rovině pohybu ukázaly, že intra-individuální opakovatelnost byla lepší, pokud testy proběhnou v jeden den.

Gorton et al. (2008) hodnotili variabilitu měření chůze mezi dvanácti různými laboratořemi. Jeden subjekt byl vyšetřován dvěma odborníky v každé laboratoři. U subjektů bylo zjišťováno devět kinematických parametrů. Byl také vytvořen standardizovaný protokol analýzy chůze. Navíc byla zkoumána systémová přesnost a variabilita subjektů ve dnech kdy probíhalo měření ale i mezi nimi. Tato skutečnost byla zahrnuta mezi faktory, které mohou mít vliv na variabilitu mezi laboratořemi. Největším zdrojem variability bylo umístění značek. Bylo zaznamenáno 20% snížení variability v důsledku zavedení standardizovaného protokolu.

Grabiner, Biswas a Grabiner (2001) zkoumali variabilitu chůze s ohledem na věk. Subjekty byly rozděleny do dvou věkových skupin ( $n = 15$ ,  $72.13 \pm 3.96$  roku;  $n = 18$ ,  $25.06 \pm 4.02$  roku). Zkoumali nezávislé proměnné, jako byla rychlost chůze, délka kroku, šířka kroku, trvání kroku. Došli k závěru, že variabilita šířky kroku u starších dospělých byla významně větší než u mladších dospělých. Zbývající proměnné ukázaly nesystematické rozdíly nebo rozdíly nevztahující se k věku.

Podle Gabinera a Troy (2005) je šířka a délka doby provedení kroku spojena s pády u starších lidí. Délka doby kroku je významně ovlivněna při činnostech vyžadujících pozornost při chůzi. Bylo zjištěno zvýšení variability délky doby kroku u normálně i patologicky stárnoucích lidí. Šířka kroku má vliv na řízení dynamické stability ve frontální rovině. Vliv úkolů vyžadujících pozornost na šířku kroku může poskytnout vhled do dějů, které mohou narušit dynamickou stabilitu během lokomoce a zvýšit riziko pádu. Předběžné poznatky

naznačují, že plnění na pozornost náročného úkolu značně snižuje variabilitu šířky kroku mladých dospělých lidí při chůzi na chodeckém pásu. Výsledkem bylo zmenšení šířky kroku o pět procent při vykonávání úkolu na rozptýlení pozornosti Nero, ale vliv nebyl významný ( $p = 0.10$ ). Významný však byl 16% pokles ve variabilitě šířky kroku ( $p = 0.029$ ).

Shimada et al. (2006) hodnotili opakovatelnost a variabilitu chůze u zdravých subjektů. Měření uskutečnili pomocí systému pro analýzu chůze Anima a dvou silových plošin. Měření chůze každého subjektu proběhlo ve třech různých dnech. Parametry chůze měřené ve třech různých dnech byly významně odlišné, hlavně délka kroku, rychlost segmentů při kontaktu se silovými plošinami a pohyb kyčle. U těchto parametrů byl koeficient vnitrotřídní korelace v rozmezí 0.05 – 0.71. Pokud byly u parametrů kompenzovány změny v rychlosti chůze, byla zjištěna vysoká opakovatelnost. Koeficient vnitrotřídní korelace se pohyboval v rozmezí 0.73 – 0.97.

Kadaba et al. (1989) hodnotil chůzi subjektů pohybujících se přirozenou rychlostí nejprve třikrát každý testový den a poté ve třech různých dnech. Intra-individuální opakovatelnost byla vynikající pro kinematická data v sagitální rovině u měření v jeden den i ve třech dnech. Opakovatelnost pro měření úhlů pohybu v kloubech ve frontální a transverzální rovině byla dobrá u měření v jednom dni, avšak nízká při měření ve třech dnech. Nízká opakovatelnost při měření úhlu pohybu v kloubech u měření ve třech různých dnech byla částečně způsobena variabilitou v umístění značek.

### **3 Cíle**

#### **Hlavní cíl práce**

Cílem práce je zhodnotit variabilitu měření kinematického systému Vicon MX.

#### **Dílčí cíle**

1. Analyzovat přesnost (accuracy) a opakovatelnost (precision) systému Vicon MX u bodů umístěných na pohybuující se kalibrační měřidlo.
2. Určit opakovatelnost měření kinematických parametrů při chůzi v rámci jednoho dne pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC) u skupiny zdravých osob.
3. Určit intra-individuální variabilitu kinematických parametrů při chůzi v rámci jednoho dne.
4. Popsat inter-individuální variabilitu kinematických parametrů při chůzi.

#### **Vědecké otázky:**

V01: Přesnost (accuracy) systému Vicon MX se při různých vzdálenostech kamer od objektu měření liší.

V02: Přesnost (accuracy) systému Vicon MX je větší pokud se značky pohybují kolmo na podélnou osu místnosti (optické osy kamer svírají s osou pohybu značek úhel v rozmezí 45 až 90 stupňů) ve srovnání s pohybem značek rovnoběžně s podélnou osou místnosti (optické osy kamer svírají s osou pohybu značek úhel v rozmezí 0 až 45 stupňů).

V03: Opakovatelnost (precision) měření systému Vicon MX se s rostoucí vzdáleností od snímaného objektu snižuje.



**Hypotézy:**

H1: Intra-individuální variabilita rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech (segmentech) se liší.

Hypotéza bude posuzována pro každou dvojici kloubů (segmentů).

H2: Intra-individuální variabilita rozsahu pohybu se v různých rovinách liší.

Hypotéza bude posuzována pro každou dvojici rovin.

## **4 Metodika**

Pro posouzení variability měření systému Vicon MX bylo provedeno několik experimentů. Měření mělo dvě hlavní části. V první jsme zjišťovali přesnost a opakovatelnost měření pomocí měřidla, ve druhé jsme se posuzovali intra a inter-individuální variabilitu měření systému při chůzi. Měření proběhla odděleně, nejprve jsme získali data pro posouzení intra a inter-individuální variabilitě. Měření probíhalo v laboratorních podmínkách. Testovali jsme kinematický systém Vicon MX (Vicon Motion Systems, Oxford, Velká Británie), v konfiguraci se sedmi kamerami a s frekvencí snímání 200 Hz. Měření pro získání informací o intra a inter-individuální variabilitě měření systému při snímání chůze probíhalo v Laboratoři biomechaniky na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Měření přesnosti a opakovatelnosti pomocí měřidla byla provedena v Laboratoři biomechaniky na Katedře Anatomie a Biomechaniky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze.

### **4.1 Posouzení přesnosti a opakovatelnosti měření**

Přesnost měření při různém postavení kamer byla posouzena pomocí magnetického inkrementálního a potenciometrického čidla. Značky byly ve tvaru koule s průměrem 14 mm. Značky jsme pokryli reflexní a umístili na měřidlo. Měřidlem bylo možné pohybovat konstantní, předem určenou rychlostí. Měřidlo ve tvaru vozíčku s kolečky se pohybovalo v drážkách, pro co nejvyšší přesnost. Na měřidlo bylo umístěno celkem šest značek.

#### **4.1.1 Příprava laboratoře**

Laboratoř byla vybavena 7 infračervenými kamerami, které byly umístěny kolem měřidla ve dvou zkoumaných vzdálenostech. Systém Vicon MX snímá odraz infračerveného záření z kamer od pasivních značek umístěných na měřidle. Systémové příslušenství se skládá z jednotky pro příjem analogových dat z kamer, ze sběrnice dat – MX systému a z osobního počítače. Před zahájením měření bylo nutné provést kalibraci prostoru pomocí kalibrační hůlky (Wand) pro dynamickou kalibraci a kalibračního rámečku (L-Frame), který slouží pro statickou kalibraci. Kalibrační hůlka a rámeček je příslušenství pro určení počátku

laboratorního souřadného systému (LSS). V laboratoři byl zajištěn dostatečný prostor pro pohyb měřidla a co nejlepší světelné podmínky s minimem rušivých faktorů.

#### 4.1.2 Postup testování

Testovány byly dvě vzdálenosti kamer od měřidla:

- Blíž (rozestavení kamer ve vzdálenosti 2 – 4 metry),
- Dál (rozestavení kamer ve vzdálenosti 4 – 6 metrů).

Testovány byly dva směry pohybu značek:

- Podél (směr pohybu značek rovnoběžně s podélnou osou místnosti),
- Kolmo (směr pohybu značek kolmo na podélnou osu místnosti).

Rozsah pohybu značek byl 50 cm.

Pohyb značek byl zaznamenán v programu Vicon Nexus verze 1.8. Souřadnice polohy těchto značek byly exportovány do MS Excel, v kterém byly dopočítány finální parametry.

Parametry pro posouzení přesnosti a opakovatelnosti měření byly odvozeny z metodiky, kterou publikovali Windolf, Götzen a Morlock (2008).

Přesnost byla vypočítána podle následujícího vztahu:

$$a_x = \sqrt{\frac{1}{m-1} \sum_{i=1}^m (x_i - x_i^0)^2},$$

kde  $m$  je počet různých zaznamenaných poloh bodu,  $x_i$  je poloha bodu naměřená systémem Vicon a  $x_i^0$  je poloha bodu naměřená referenční metodou.

Opakovatelnost byla vypočítána podle následujícího vztahu:

$$p_x = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (\bar{x}_i - x_j)^2},$$

kde  $n$  je počet záznamů (snímků),  $\bar{x}_i$  je průměrná poloha bodu naměřená systémem Vicon a  $x_j$  je poloha bodu naměřená pomocí systému Vicon v jednotlivých snímcích.

## **4.2 Posouzení intra a inter-individuální variability měření při chůzi**

### **4.2.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Výzkumný soubor tvořilo 17 studentů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci ve věku od 21 do 26 let. Probandy jsme před zahájením měření zvážili a změřili jejich tělesnou výšku ( $n = 17$ , věk =  $23,9 \pm 2,6$  let, výška =  $182,5 \pm 6,4$  cm, hmotnost =  $77,6 \pm 10,2$  kg). Probandi byli osloveni v rámci výuky předmětu biomechanika a byli seznámeni s účelem a průběhem měření. V průběhu testování byli bez zjevných známek zranění, nemoci nebo bolesti. Testování probandi byli před zahájením měření seznámeni s využitím záznamu pro účely kinematické analýzy.

### **4.2.2 Příprava laboratoře**

Laboratoř byla vybavena 7 infračervenými kamerami, které byly umístěny kolem 8 m dlouhého chodníku. Systém Vicon MX snímal odraz infračerveného záření z kamer od 35 reflexních značek umístěných na těle každého z probandů. Umísťování značek prováděla vždy stejná osoba. Značky byly umísťovány podle modelu Plug-in Gait Full Body. Prostor byl kalibrován kalibrační hůlkou (Wand) a kalibračním rámečkem (L-Frame) pro určení počátku laboratorního souřadného systému (LSS). Tento postup byl opakován před každým měřením.

### **4.2.3 Příprava probanda**

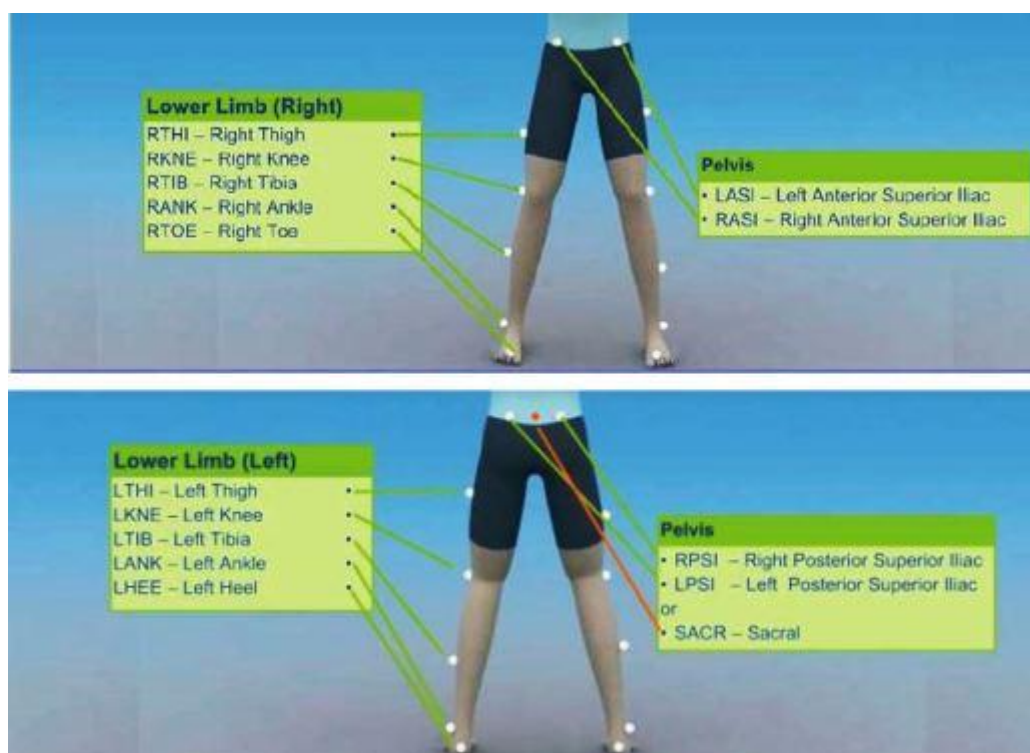
Před zahájením jsme každého probanda zvážili, zjistili jsme tělesnou výšku a funkční délku dolních končetin (vzdálenost mezi spina iliaca anterior superior a malleolus medialis). Změřili jsme také šířku hlezenního a kolenního kloubu na obou dolních končetinách. Zjištěné antropometrické údaje byly použity k dopočítání středů kloubů. Probandi podstoupili měření ve spodním prádle a bez obuvi.

Poté jsme umístili 16 značek na těla probandů podle standardního modelu pro analýzu chůze od firmy Vicon Plug-in Gait model (pánev, dolní končetiny). Značky měly kulovitý tvar s průměrem 14 mm. Byly obaleny reflexní folií, připevněny na plastový podklad a pomocí oboustranné lepicí pásky umístěny na sledované tělesné segmenty. Umísťování značek prováděla vždy stejná osoba.

**Tabulka 1.** Označené segmenty těla podle modelu Plug-in Gait (Systém Vicon MX Manuál, 2010)

Část těla	Bod	Popis
Pánev	LASI, RASI	Spina iliaca anterior superior
	LPSI, RPSI	Spina iliaca posteriori superior
	LTHI, RTHI	Trochanter major femoris
Dolní končetiny	LKNE, RKNE	Epicondylus lateralis femoris
	LTIB, RTIB	Tibie
	LANK, RANK	Malleolus lateralis
	LHEE, RHEE	Calcaneus
	LTOE, RTOE	Caput I. metatarsi

**Obrázek 2.** Umístění značek podle modelu Plug-in Gait (Systém Vicon MX Manuál, 2010)



#### 4.2.4 Průběh měření

Před měřením jsme provedli statickou kalibraci každého probanda, při které je nasnímán v klidném stoji s přiřazením sledovaných bodů. U každého probanda jsme zaznamenali 5 pokusů. Probandi procházeli přes vyznačený chodník snímáný kamerami přirozenou rychlostí chůze.

#### 4.3 Zpracování dat

Kinematická data byla zaznamenána a zpracována pomocí software Vicon Nexus (verze 1.8), který je vhodným prostředkem pro analýzu úhlových parametrů chůze. Program Vicon Polygon (verze 3.5) slouží k exportu dat a ke grafickému zobrazení výsledků. Ke zpracování číselných hodnot jsme využili program Microsoft Office Excel® verze 2007. Pro posouzení intra a inter-individuální variability měření při chůzi byly sledovány následující parametry:

**Tabulka 2.** Sledované kinematické parametry hlezenního kloubu

Oblast	Zkratka	Popis měřeného parametru
Hlezenní kloub	A_PF1	První maximum plantární flexe
	A_DF	Maximum dorzální flexe
	A_PF2	Druhé maximum plantární flexe
	AR	Rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině
	A_T_max	Maximum vnitřní rotace
	A_T_min	Maximum zevní rotace
	AR_T	Rozsah pohybu v hlezenním kloubu v transverzální rovině

**Tabulka 3.** Sledované kinematické parametry kolenního kloubu

<b>Oblast</b>	<b>Zkratka</b>	<b>Popis měřeného parametru</b>
Kolenní kloub	K_max1	První maximum flexe v kolenním kloubu
	K_min1	První minimum flexe v kolenním kloubu
	K_max2	Druhé maximum flexe v kolenním kloubu
	K_min2	Druhé minimum flexe v kolenním kloubu
	KR	Rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině
	K_F_max	Maximum varozity v kolenním kloubu
	K_F_min	Maximum valgozity v kolenním kloubu
	KR_F	Rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině
	K_T_max	Maximum zevní rotace v kolenním kloubu
	K_T_min	Maximum vnitřní rotace v kolenním kloubu
KR_T	Rozsah pohybu v kolenním kloubu v transverzální rovině	

**Tabulka 4.** Sledované kinematické parametry kyčelního kloubu

Oblast	Zkratka	Popis měřeného parametru
Kyčelní kloub	H_F	Maximum flexe v kyčelním kloubu
	H_E	Maximum extenze v kyčelním kloubu
	HR	Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině
	H_F_max	Maximum addukce v kyčelním kloubu
	H_F_min	Minimum abdukce v kyčelním kloubu
	HR_F	Rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině
	H_T_max	Maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu
	H_T_min	Minimum zevní rotace v kyčelním kloubu
HR_T	Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině	

**Tabulka 5.** Sledované kinematické parametry pánve

Oblast	Zkratka	Popis měřeného parametru
Pánev	P_S_max	Maximum antevertze pánve
	P_S_min	Minimum antevertze pánve
	PR_S	Rozsah pohybu pánve v sagitální rovině
	P_F_max	Maximum úklonu pánve nahoru
	P_F_min	Maximum úklonu pánve dolů
	PR_F	Rozsah pohybu pánve ve frontální rovině
	P_T_max	Maximum vnitřní rotace pánve
	P_T_min	Maximum zevní rotace pánve
PR_T	Rozsah pohybu pánve v transverzální rovině	



Variabilita měření úhlových parametrů byla hodnocena pomocí variačního koeficientu:  $CV = \text{směrodatná odchylka} / \text{průměr} * 100 \%$  a směrodatné odchylky:  $SD = \text{druhá odmocnina z rozptylu}$ .

#### **4.4 Statistické zpracování**

Statistické zpracování bylo provedeno v softwaru Statistica (verze 12, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA) a v softwaru Matlab (verze R2013b, MathWorks, Inc., Natick, USA). Vypočítali jsme základní statistické veličiny pro roviny a úhlové parametry pohybu v kloubech (kotník, koleno, kyčel, pánev). Intra-individuální variabilita byla posouzena dvěma typy koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC 1,1; ICC 3,1). Rozdíly v inter-individuální variabilitě mezi různými rovinami a klouby (segmenty) byly posouzeny pomocí neparametrického Wilcoxonova testu pro zjištění rozdílů párových dat. U Wilcoxonova testu byl červeně vyznačen významný rozdíl. Statistická významnost byla určena na 5% hladině ( $p < 0,05$ ).

## 5 Výsledky

### 5.1 Přesnost a opakovatelnost měření při použití kinematického systému Vicon

#### *Výsledky k vědecké otázce V01*

*Přesnost (accuracy) systému Vicon MX se při různých vzdálenostech kamer od objektu měření neliší.*

Přesnost při bližším postavení kamer byla nižší (0,738 mm pro polohu kamer kolmo; 0,672 mm pro polohu kamery rovnoběžně) než při postavení kamer dále od měřeného subjektu (0,302 mm pro polohu kamer kolmo; 4,223 mm pro polohu kamer rovnoběžně). Nejnižší přesnost (4,223 mm) byla zjištěna při postavení kamer dále od pohybujících se značek v případě, kdy pohyb značek byl rovnoběžný s podélnou osou místnosti. Odpověď na vědeckou otázku V01 musíme tedy rozdělit podle toho, v jakém směru pohyb značek probíhal. V případě, že se značky pohybovaly kolmo na podélnou osu místnosti (optické osy kamer svíraly s osou pohybu značek úhel v rozmezí 45 až 90 stupňů), tak byla přesnost podobná bez ohledu na vzdálenost kamer od značek. Při pohybu značek rovnoběžně s podélnou osou místnosti (optické osy kamer svíraly s osou pohybu značek úhel v rozmezí 0 až 45 stupňů) se větší vzdálenost kamer od pohybujících se značek projevila ve snížení přesnosti (Tabulka 6).

**Tabulka 6.** Přesnost a opakovatelnost měření

Vzdálenost	Poloha kamer	Přesnost [mm]	Opakovatelnost [mm]
Blíže	Kolmo	0,738	0,088
	Rovnoběžně	0,672	
Dál	Kolmo	0,302	0,197
	Rovnoběžně	4,223	

#### *Výsledky k vědecké otázce V02*

*Přesnost (accuracy) systému Vicon MX je větší pokud se značky pohybují kolmo na podélnou osu místnosti (optické osy kamer svírají s osou pohybu značek úhel v rozmezí 45 až 90 stupňů) ve srovnání s pohybem značek rovnoběžně s podélnou osou místnosti (optické osy kamer svírají s osou pohybu značek úhel v rozmezí 0 až 45 stupňů).*

Přesnost při postavení kamer kolmo byla nižší, když byly kamery blíže, avšak vyšší pokud byly kamery dál od značek (0,738 mm pro polohu kamer blíž; 0,302 mm pro polohu kamer dál) než při rozmístění kamer rovnoběžně (0,672 mm pro polohu kamer blíž; 4,223 mm pro polohu kamer dál). Nejnižší přesnost (4,223 mm) byla zjištěna při postavení kamer rovnoběžně od pohybujících se značek v případě, kdy pohyb značek byl dál od podélné osy místnosti. Odpověď na vědeckou otázku V02 musíme tedy opět rozdělit podle toho, v jaké vzdálenosti pohyb značek probíhal. V případě, že se značky pohybovaly blíže od kamer (vzdálenost 2 – 4 m), tak byla přesnost podobná bez ohledu na polohu kamer od značek. Při pohybu značek ve větší vzdálenosti od kamer (4 – 6 m) se poloha kamer projevila ve zvýšení přesnosti pro polohu kamer kolmo a ve snížení přesnosti pro polohu kamer rovnoběžně (Tabulka 6).

### ***Výsledky k vědecké otázce V03***

*Opakovatelností (precision ) měření systém Vicon MX se s rostoucí vzdáleností od snímaného objektu snižuje.*

U opakovatelnosti (precision) měření systému Vicon MX ve vzdálenosti Blíže jsme zjistili hodnotu 0,088 mm. Hodnota opakovatelnosti ve vzdálenosti Dál byla 0,197 mm. Z těchto hodnot vyplývá, že se opakovatelnost měření systému Vicon MX snižuje s rostoucí vzdáleností od snímaného objektu (Tabulka 6).

U měření přesnosti se měřidlo pohybovalo, u měření opakovatelnosti stálo. Přesnost i opakovatelnost měření považujeme ve všech případech za dostatečnou. Zvýšenou pozornost je nutné věnovat případům, kdy pohyb sledovaných značek probíhá rovnoběžně s optickou osou kamery.

## **5.2 Opakovatelnost měření a intra-individuální variabilita kinematických parametrů při chůzi v rámci jednoho dne**

### **Opakovatelnost měření chůze při použití systému Vicon MX v rámci jednoho dne**

Opakovatelnost čtyř měření úhlových hodnot v rámci jednoho dne vyčíslené pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC; 1,1) u jednotlivých segmentů se pohybovala v rozmezí 0,525-0,919 kotník, 0,575-0,984 koleno, 0,803-0,967 kyčel a 0,742-0,962 pánev. U

koeficientu ICC 3,1 jsme zjistili rozptyl úhlových hodnot u kotníku 0,513-0,915, u kolena 0,566-0,985, u kyčle 0,798-0,968 a u pánve 0,738-0,960. Hodnoty koeficientu ICC pod 0,70, což je nedostatečná spolehlivost, jsme zjistili u parametru rozsahu pohybu kotníku v transverzální rovině (ICC 1,1 = 0,525; ICC 3,1 = 0,513), dále byla nedostatečná spolehlivost zjištěna u parametru extenze 2 v sagitální rovině v kolenním kloubu (ICC 1,1 = 0,575; ICC 3,1 = 0,566) a rozsahu pohybu kolena v transverzální rovině (ICC 1,1 = 0,635; ICC 3,1 = 0,620) (Tabulka 7).

### **Variabilita měření chůze při použití systému Vicon MX v rámci jednoho dne**

Hodnoty absolutní variability (směrodatná odchylka) se pohybovaly od 0,4° v pánevním segmentu ve frontální rovině v parametru náklon dolů až po 2,7° v kolenním kloubu v sagitální rovině v parametru flexe 1. Variačního koeficient je v rozmezí od 1,8 % u parametru flexe 2 v sagitální rovině při pohybech v kolenním kloubu až po 46,6 % u parametru zevní rotace v transverzální rovině při pohybu v kotníku (Tabulka 8). Hodnoty variačního koeficientu vyšší než 10 % považujeme za parametry se zvýšenou variabilitou. Tyto hodnoty se vyskytují u každého segmentu. Vysokých hodnot nabývají zejména v segmentu kotník a kyčel (Tabulka 8).

**Tabulka 7.** Hodnoty koeficientů vnitrotřídní korelace (ICC 1,1; ICC 3,1) u maximálních a minimálních hodnot úhlových parametrů

Kloub (segment)	Rovina	Parametr	ICC(1,1)	ICC(3,1)
Kotník	Sagitální	Plantární flexe 1	0,791	0,793
		Dorzální flexe	0,876	0,885
		Plantární flexe 2	0,899	0,895
	Transverzální	Rozsah pohybu	0,823	0,816
		Zevní rotace	0,787	0,778
		Vnitřní rotace	0,919	0,915
		Rozsah pohybu	0,525	0,513
Koleno	Sagitální	Flexe 1	0,800	0,830
		Extenze 1	0,858	0,868
		Flexe 2	0,888	0,890
		Extenze 2	0,575	0,566
		Rozsah pohybu	0,733	0,746
	Frontální	Abdukce	0,982	0,981
		Addukce	0,984	0,985
		Rozsah pohybu	0,972	0,971
		Zevní rotace	0,898	0,895
		Vnitřní rotace	0,756	0,745
Rozsah pohybu	0,635	0,620		
Kyčel	Sagitální	Flexe	0,803	0,798
		Extenze	0,942	0,943
		Rozsah pohybu	0,834	0,834
	Frontální	Addukce	0,943	0,943
		Abdukce	0,839	0,843
		Rozsah pohybu	0,869	0,867
	Transverzální	Zavní rotace	0,967	0,968
		Vnitřní rotace	0,933	0,932
Rozsah pohybu	0,945	0,943		
Pánev	Sagitální	Anteverze	0,962	0,960
		Retroverze	0,959	0,957
		Rozsah pohybu	0,745	0,738
	Frontální	Náklon nahoru	0,854	0,850
		Náklon dolů	0,900	0,897
		Rozsah pohybu	0,896	0,893
	Transverzální	Zevní rotace	0,871	0,881
		Vnitřní rotace	0,839	0,832
Rozsah pohybu	0,900	0,899		

**Tabulka 8.** Intra-individuální variabilita u maximálních a minimálních hodnot úhlových parametrů při chůzi

Kloub (segment)	Rovina	Parametr	Směrodatná odchylka [°]			Variační koeficient [%]		
			Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil
Kotník	Sagitální	Plantární flexe 1	1,1	0,6	1,5	13,4	7,3	24,3
		Dorzální flexe	1,0	0,6	1,4	10,9	7,7	18,6
		Plantární flexe 2	1,7	1,2	2,6	9,7	7,4	12,0
	Transverzální	Zevní rotace	2,6	1,6	5,2	46,6	20,5	82,3
		Vnitřní rotace	1,6	0,8	2,8	6,6	3,7	14,5
Koleno	Sagitální	Flexe 1	2,7	2,1	4,0	7,4	4,7	10,0
		Extenze 1	1,3	0,7	2,0	20,2	9,3	51,6
		Flexe 2	1,2	0,6	1,5	1,8	0,9	2,5
		Extenze 2	1,1	0,9	2,4	35,0	16,9	72,3
	Frontální	Abdukce	0,7	0,4	1,2	17,3	6,9	46,3
		Addukce	0,8	0,5	1,0	7,5	3,8	18,0
	Transverzální	Zevní rotace	1,9	0,9	5,2	36,3	16,6	107,5
		Vnitřní rotace	1,4	1,0	3,4	6,9	3,6	13,9
Kyčel	Sagitální	Flexe	1,0	0,7	1,4	3,7	2,3	5,4
		Extenze	0,8	0,4	1,3	5,4	2,9	9,3
	Frontální	Addukce	0,6	0,4	0,8	11,6	6,7	19,1
		Abdukce	0,7	0,5	0,9	10,0	7,3	12,0
	Transverzální	Zevní rotace	0,7	0,5	1,0	8,4	5,6	19,1
		Vnitřní rotace	0,8	0,4	1,3	8,5	4,0	16,3
Pánev	Sagitální	Anteverze	0,6	0,4	0,9	7,8	4,4	12,4
		Retroverze	0,7	0,5	0,9	10,7	6,1	18,9
	Frontální	Náklon nahoru	0,6	0,4	0,7	11,4	8,8	17,0
		Náklon dolů	0,4	0,3	0,6	10,9	6,2	15,9
	Transverzální	Zevní rotace	1,0	0,8	1,4	15,9	11,8	21,5
		Vnitřní rotace	1,1	0,9	1,5	19,3	12,5	33,3

#### Vliv sledovaného kloubu (segmentu) a roviny pohybu na variabilitu rozsahu pohybů

Hodnoty absolutní variability (SD) rozsahů pohybů v sagitální rovině se v jednotlivých kloubech pohybovaly od 0,6°- 1,9°. Ve frontální rovině byl rozptyl absolutní variability nejmenší (0,7°- 1,0°). V transverzální rovině byl rozptyl hodnot absolutní variability největší 0,9°- 2,9° (Tabulka 9).

**Tabulka 9.** Směrodatná odchylka u rozsahu úhlových parametrů při chůzi

SD [°]	Sagitální			Frontální			Transverzální		
	Medián	Q <sub>0,25</sub>	Q <sub>0,75</sub>	Medián	Q <sub>0,25</sub>	Q <sub>0,75</sub>	Medián	Q <sub>0,25</sub>	Q <sub>0,75</sub>
Kotník	1,9	1,3	3,0				2,9	1,8	6,8
Koleno	1,2	1,0	2,3	1,0	0,7	1,6	3,2	1,7	6,3
Kyčel	1,3	0,8	1,6	0,8	0,5	1,2	0,9	0,6	1,6
Pánev	0,6	0,4	0,8	0,7	0,5	0,9	1,4	1,0	1,8

Variační koeficient úhlových hodnot v sagitální rovině se v jednotlivých kloubech pohyboval od 2,0 – 17,3 %. Ve frontální rovině byl rozptyl hodnot CV nejmenší (6,4 – 7,2 %). V transverzální rovině byl rozptyl hodnot CV 5,8 – 13,3 % (Tabulka 10).

**Tabulka 10.** Variační koeficient u rozsahu úhlových parametrů při chůzi

CV [%]	Sagitální			Frontální			Transverzální		
	Medián	Q <sub>0,25</sub>	Q <sub>0,75</sub>	Medián	Q <sub>0,25</sub>	Q <sub>0,75</sub>	Medián	Q <sub>0,25</sub>	Q <sub>0,75</sub>
Kotník	7,7	5,4	9,4				10,1	8,0	21,8
Koleno	2,0	1,6	3,5	6,4	4,7	9,8	13,3	6,0	20,9
Kyčel	3,1	1,9	4,3	6,9	5,3	8,8	5,8	3,7	9,7
Pánev	17,3	10,4	22,3	7,2	5,1	10,8	11,0	8,7	14,1

### **Výsledky k hypotéze H1**

*Intra-individuální variabilita rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech (segmentech) se liší.*

Hypotéza bude posuzována pro každou dvojici kloubů (segmentů).

Abychom mohli potvrdit hypotézu, bylo třeba nalézt statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p < 0,05$  minimálně u jednoho testovaného parametru.

Hypotézu potvrzujeme pro většinu dvojic kloubů (tabulka 11 a 12). Statisticky významné rozdíly u obou sledovaných parametrů (SD i CV) nebyly nalezeny pro dvojice kotník-koleno v transverzální rovině, koleno-kyčel v sagitální rovině (SD i CV) (Tabulka 11,12).

**Tabulka 11.** Hladiny statistické významnosti pro porovnání směrodatných odchylek rozsahu úhlových parametrů mezi klouby (segmenty) v různých rovinách

Kloub (segment)	Rovina		
	Sagitální	Frontální	Transverzální
A x K	0,153		0,417
A x H	0,003		0,000
A x P	0,000		0,000
K x H	0,099	0,046	0,000
K x P	0,000	0,000	0,000
H x P	0,000	0,009	0,139

Legenda: A – hlezenní kloub, K – kolenní kloub, H – kyčelní kloub, P – pánev.

**Tabulka 12.** Hladiny statistické významnosti pro porovnání variačních koeficientů rozsahu úhlových parametrů mezi klouby (segmenty) v různých rovinách

Kloub (segment)	Rovina		
	Sagitální	Frontální	Transverzální
A x K	0,000		0,626
A x H	0,000		0,000
A x P	0,000		0,228
K x H	0,427	0,739	0,000
K x P	0,000	0,817	0,149
H x P	0,000	0,952	0,001

Legenda: A – hlezenní kloub, K – kolenní kloub, H – kyčelní kloub, P – pánev.

### **Výsledky k hypotéze H2**

*H02: Intra-individuální variabilita rozsahu pohybu se v různých rovinách liší.*

Hypotéza bude posuzována pro každou dvojici rovin.

Kritériem pro potvrzení hypotézy, bylo nalezení statisticky významného rozdílu s hladinou významnosti  $p < 0,05$  minimálně u jednoho testovaného parametru (SD, CV).



Hypotézu potvrzujeme pro většinu dvojic rovin (tabulka 13 a 14) s výjimkou frontální a transverzální roviny v kyčelním kloubu (Tabulka 13 a 14).

**Tabulka 13.** Hladiny statistické významnosti pro porovnání směrodatných odchylek rozsahu úhlových parametrů mezi různými rovinami u různých kloubů (segmentů)

Kloub (segment)	Rovina		
	S x F	S x T	F x T
Kotník		0,009	
Koleno	0,021	0,000	0,000
Kyčel	0,005	0,185	0,130
Pánev	0,126	0,000	0,000

Legenda: *S* – sagitální rovina, *F* – frontální rovina, *T* – transverzální rovina.

**Tabulka 14.** Hladiny statistické významnosti pro porovnání variačních koeficientů rozsahu úhlových parametrů mezi různými rovinami u různých kloubů (segmentů)

Kloub (segment)	Rovina		
	S x F	S x T	F x T
Kotník		0,001	
Koleno	0,000	0,000	0,001
Kyčel	0,000	0,000	0,467
Pánev	0,000	0,003	0,000

Legenda: *S* – sagitální rovina, *F* – frontální rovina, *T* – transverzální rovina.

### 5.3 Inter-individuální variabilita měření systému Vicon MX

Základní popisné charakteristiky pro sledované proměnné jsou uvedeny v Tabulce 9. Směrodatná odchylka nabývala hodnot od 0,9 po 10,0. Interkvartilové rozpětí ( $Q_{0,75}-Q_{0,25}$ ) nabývalo hodnot od -1,6 po 13,3 (Tabulka 15).

**Tabulka 15.** Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů měřeného souboru

Kloub (segment)	Rovina	Parametr	Průměr	SD	Medián	Q <sub>0,75</sub> - Q <sub>0,25</sub>
Kotník	Sagitální	Plantární flexe 1	-9,1	4,6	-8,7	6,5
		Dorzální flexe	8,7	2,9	8,0	4,5
		Plantární flexe 2	-19,0	6,2	-19,5	6,7
	Transverzální	Rozsah pohybu	27,9	5,7	28,6	8,5
		Zevní rotace	3,0	9,1	5,1	11,0
		Vnitřní rotace	-23,3	9,7	-21,8	13,3
		Rozsah pohybu	26,3	6,4	25,0	9,4
Koleno	Sagitální	Flexe 1	21,7	4,2	21,5	6,2
		Extenze 1	6,6	5,1	4,8	7,9
		Flexe 2	63,0	5,3	63,1	8,7
		Extenze 2	1,5	7,5	-0,5	10,1
		Rozsah pohybu	62,9	4,0	62,9	4,5
	Frontální	Abdukce	5,1	5,9	4,3	6,6
		Addukce	-11,8	8,7	-10,4	13,0
		Rozsah pohybu	16,9	6,5	15,3	6,6
		Zevní rotace	26,4	9,7	25,2	10,9
		Vnitřní rotace	-3,0	10,0	-4,8	13,0
Rozsah pohybu	29,4	8,4	29,3	10,8		
Kyčel	Sagitální	Flexe	27,3	4,8	26,0	6,2
		Extenze	-14,9	5,5	-15,9	5,1
		Rozsah pohybu	42,2	4,5	42,5	4,6
	Frontální	Addukce	5,2	2,4	4,8	3,8
		Abdukce	-6,6	1,9	-5,9	2,3
		Rozsah pohybu	11,8	2,3	11,8	4,2
	Transverzální	Zevní rotace	8,4	6,0	10,0	7,6
		Vnitřní rotace	-10,4	5,5	-9,7	6,4
Rozsah pohybu	18,9	5,8	19,3	7,1		
Pánev	Sagitální	Anteverze	8,8	5,2	9,8	8,1
		Retroverze	7,7	5,2	9,5	8,5
		Rozsah pohybu	3,3	0,9	3,3	1,6
	Frontální	Náklon nahoru	4,6	1,4	4,8	1,9
		Náklon dolů	-4,6	1,3	-4,4	2,0
		Rozsah pohybu	9,2	2,0	8,9	3,5
	Transverzální	Zevní rotace	6,8	3,3	6,6	3,5
		Vnitřní rotace	-6,1	3,6	-5,9	4,8
		Rozsah pohybu	12,9	4,0	12,9	6,2

## 6 Diskuze

Hlavním cílem naší práce bylo zhodnotit variabilitu měření kinematického systému Vicon MX. Určili jsme hodnotu přesnosti (accuracy) a opakovatelnosti (precision) v milimetrech. Při tom jsme použili kalibrační měřidlo se šesti reflexními značkami. Značky byly k měřidlu pevně přichyceny. Měřidlo mělo tvar vozíku a bylo možno s ním plynule pohybovat. Hodnotili jsme přesnost ve dvou vzdálenostech kamer blíže a dál od měřidla a v postavení směru pohybu měřidla ke kamerám kolmo a rovnoběžně. Při měření vzdálenosti blíže byly kamery od měřidla ve vzdálenosti 2 – 4 metry, u vzdálenosti dál byly kamery od měřidla vzdáleny 4 – 6 metrů. Tyto vzdálenosti považujeme za vhodné z hlediska uplatnění systému zejména v klinické praxi při analýze chůze. Kamery jsme rozmístili tak, aby byly úhly optických os kamer co nejvýhodnější pro snímání značek. Měřidlo bylo tedy ve středu záběrů kamer.

Při analýze přesnosti a opakovatelnosti bylo na měřidlo umístěno celkem šest značek, avšak k analýze byly použitelné pouze 4 značky, protože zbývající dvě značky se ztrácely a jejich pozdější označení a dopočítání jejich souřadnic by bylo příliš časově náročné. Vždy záleželo na orientaci a pohybu měřidla vůči kamerám. Při poloze měřidla kolmo ke kamerám byla přesnost vyšší než při poloze rovnoběžně. Předpokládáme, že zdroj zkreslení spočívá v blízkosti značek na měřidle, nebo v rozmístění kamer, kdy při snímání měřidla pěti kamerami mohly být zmíněné dvě značky v postavení rovnoběžně snímány pouze dvěma nebo třemi kamerami. Roli mohly hrát také nepříznivé úhly, které svíraly optické osy kamer. Zjištění vlivu úhlových hodnot mezi optickými osami kamer, vzdáleností kamer a počtem kamer použitých při analýze přesnosti a opakovatelnosti měření různých 3D systému záznamu pohybu by mělo být dalším předmětem výzkumu využívaných systémů.

Opakovatelnost byla hodnocena pouze ve dvou vzdálenostech blíže a dál protože při hodnocení opakovatelnosti nebylo na rozdíl od měření přesnosti měřidlo v pohybu. Výsledkem byly hodnoty přesnosti u poloh kamer blíže kolmo 0,738 mm; blíže rovnoběžně 0,672 mm; dál kolmo 0,302 mm; dál rovnoběžně 4,223 mm. Tyto výsledky považujeme za uspokojivou přesnost systému Vicon MX protože kromě rozestavení dál rovnoběžně (4,223 mm) jsou všechny výsledky do 1 mm. Výsledek rozestavení kamer dál rovnoběžně byl zřejmě zapříčiněn relativně malým množstvím kamer a ne zcela vhodným postavením kamer s ohledem na směr pohybu. Hodnota opakovatelnosti v rozestavení kamer blíže byla 0,088

mm. Rozestavení kamer dál ukázalo opakovatelnost v hodnotě 0,197 mm. Výsledky opakovatelnosti považujeme za velmi dobré.

Přesnost a opakovatelnost měření systému Vicon 460 se pokusili určit Windolf, Götzen a Morlock (2008). Systém Vicon 460 je technologickým předchůdcem systému Vicon MX. Vicon 460 je založen na analogových kamerách na rozdíl od Vicon MX s digitálními kamerami. Studie Windolfa et al. (2008) odhalila významný dopad některých parametrů na výkon systému Vicon 460. Mezi parametry patřilo nastavení kamer, kalibrace prostoru a velikost značek. Chybu měření systému mohou ovlivnit další vlastnosti systému jako je například kulatost značek, odrazová kapacita, optický kontrast, světelné podmínky, rychlost a trvání kalibrace. Windolfa et al. (2008) použil k analýze a měření robota vyrobeného jen pro účel zjištění přesnosti a opakovatelnosti. Dosáhli přesnosti 0,063 +- 0,005 mm a opakovatelnosti 0,015 mm. Těchto hodnot však bylo dosaženo zřejmě díky kalibrovacímu robotovi, který umožnil libovolnou kombinaci nastavených parametrů. Tudíž byl využit maximální potenciál systému. Ze studie Windolfa et al. (2008) jsme také použili vztahy pro výpočet přesnosti a opakovatelnosti, protože jsme použili podobný postup.

Kromě určení technické přesnosti si naše studie dala za cíl určit opakovatelnost a variabilitu měření v klinických podmínkách. Určili jsme opakovatelnost měření kinematických parametrů při chůzi v rámci jednoho dne pomocí dvou typů koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC 1,1; ICC 3,1) u skupiny 17 zdravých osob. Hodnoty ICC 1,1 byly v rozmezí 0,525-0,984. Rozptyl hodnot koeficientu ICC 3,1 byl 0,513-0,985. U třech hodnot ICC jsme zjistili nedostatečnou opakovatelnost (ICC menší než 0,70). Jednalo se o parametry rozsahu pohybu kotníku v transverzální rovině, parametr extenze 2 v sagitální rovině v kolenu a rozsah pohybu kolena v transverzální rovině. U úhlů v transverzální rovině je důvodem pravděpodobně poměrně malý rozsah pohybu a jsou tedy zatíženy poměrně velkou chybou. Přesnost měření u rotace v kolenním kloubu by mohla být zvýšena umístěním značky na bérce na tyčinku, která by prodloužila vzdálenost značky od osy bérce. Pro posouzení rotace v kotníku by bylo vhodnější použít některý z podrobnějších modelů nohy. Druhá extenze v kolenním kloubu slouží k přípravě končetiny na další stojnou fázi. Spíše než velikost úhlu je pravděpodobně podstatné napětí svalů aktivních v této fázi chůzového cyklu. Delval et. (2008) označil průměrné hodnoty ICC koeficientů pro změny úhlových parametrů dolní končetiny u zdravé

populace za vysoké (kyčelní kloub – 0,98; kolenní kloub – 0,97; hlezenní kloub – 0,91), ale u některých jedinců je možné zjistit i hodnoty nižší než 0,8.

Systém Vicon označuje Dutta (2012) za zlatý standard 3D systémů záznamu pohybu. Výrobce systému Vicon doporučuje deštníkové rozmístění kamer s rovnoměrným rozložením a vertikálním stupňováním kolem centra snímaného prostoru. V praxi se o takové rozmístění snažíme, ale většinou volíme z prostorových důvodů kompromis, protože můžeme snímat pouze omezený prostor. Zkreslení kamer může být zvládnuto v důsledku ostrých úhlů mezi kamerami.

Variabilitu měření chůze mohou ovlivnit parametry, jako jsou věk, zdravotní stav, pohlaví nebo únava. Záměrným výběrem sedmnácti zdravých studentů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci ve věku od 21 do 26 let jsme se pokusili vyloučit některé pro tento výzkum nevhodné probandy. V zájmu dosažení co nejspolehlivějších výsledků jsme se pokusili zajistit maximálně vhodné podmínky měření v laboratoři jak pro probandy, tak pro systém.

Optoelektronické systémy záznamu pohybu nacházejí široké využití v nejen biomechanické praxi. Složí jako prostředky pro zjišťování změn stavu pacientů po léčbě nebo k vyhodnocení úspěšnosti léčby v medicíně. Získání informací o přesnosti měření jednotlivých systémů může pomoci lidem, kteří s těmito systémy denně pracují ke zpřesnění a zrychlení jejich práce. Můžeme dále na základě vyhodnocených dat z dalších studií porovnat optoelektronické systémy mezi sebou, a jednoznačně určit jejich kvalitu, jelikož sami výrobci informace o přesnosti a opakovatelnosti svých systémů poskytují jen zřídka. Je však nutné mít na paměti, že technická přesnost měření je pouze jedním z faktorů, který ovlivňuje spolehlivost měření.

Na určení míry přesnosti 3D systémů záznamu pohybu má velký vliv laboratorní prostředí, pokud bychom opakovali stejné měření v jiné laboratoři. Je pravděpodobné, že bychom došli k odlišným výsledkům v různých laboratořích stejně jako Gorton et al. (2008). Hodnota směrodatné odchylky podle studie Gortona et al. (2008) kolísala od 1,2° do 24,8°. Ve zmíněné studii bylo měření parametrů chůze opakováno po dvou letech ve stejných podmínkách s tím, že se výsledné hodnoty lišily. Při měření opakovaném v šesti dnech ve

stabilních podmínkách nezjistili Gorton et al. (2008) významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními ale byly významné rozdíly u hodnot pěti z osmi sledovaných úhlových parametrů. Schwartz, Trost a Wervey (2003) zjistili významně vyšší variabilitu rozsahu pohybu v transverzální rovině. K podobnému závěru jsme dospěli i v naší studii.

K vyjádření variability jsme použili směrodatnou odchylku (SD), která se často používá k určení stupně zjitelného rozdílu, velikosti vzorku a statistické síly. Variační koeficient (CV), vyjadřující vztah směrodatné odchylky k průměru je vhodný při srovnávání dvou a více souborů dat s různými jednotkami měření, které bychom jinak nebyli schopni porovnat. Jakmile se průměr blíží nule, jak to při měření úhlových parametrů často bývá, variační koeficient rychle roste a stává se bezvýznamným. Z toho důvodu jsme pro vyjádření variability použili jak směrodatnou odchylku, tak variační koeficient.

Přesnost měření může být ovlivněna chybami měření. Janura, Svoboda a Porada (2009) charakterizují přesnost měření jako rozdíl mezi naměřenou a skutečnou hodnotou. Opakovatelnost měření vede k rozdílům mezi zjištěnými hodnotami vlivem malých diferencí v měřicím zařízení, v podmínkách měření nebo v postupu vyhodnocovatele. Janura, Svoboda a Porada (2009) tedy dodávají, že opakovatelnost měření informuje o kvalitě metody, zatímco přesnost se vztahuje ke kvalitě výsledku.

Problémem při analýze úhlových parametrů chůze je podle Janury, Svobody a Porady (2009) určení minimálního počtu analyzovaných pokusů. Jednotlivé studie autorů se liší při doporučení vhodného počtu pokusů pro posouzení variability podle různých kritérií. Owings a Grabiner (2003) poukazují na skutečnost, že nedostatečný počet analyzovaných kroků může vést k statisticky nepodloženým výstupům.

Podle Kadaby et al. (1989) je variabilita úhlových parametrů segmentů dolních končetin opakovaných pokusů chůze v jednom nebo i více dnech nejmenší v sagitální rovině. Ve frontální a transverzální rovině jsou rozdíly ve variabilitě větší.

Variabilita může být ovlivněna skutečností, že vzorec chůze každého subjektu se může mírně lišit, protože je téměř nemožné vykonat čtyři totožné pokusy s ohledem například na rychlost chůze. I když umísťovala značky na subjekty stejná osoba s praxí, různé umístění značek může mít také za následek různé výsledky u různých probandů.

Práce s hardware systémem Vicon byla relativně jednoduchá, avšak doporučujeme dohled zkušeného vědeckého pracovníka při rozmístování kamer a při kalibraci systému. Kontrola záznamu v software vyžaduje zkušenost v přiřazování bodů.

## 7 Závěry

V naší práci jsme se zaměřili na posouzení variability měření při použití kinematického systému Vicon MX, což bylo i hlavním cílem práce. K uskutečnění tohoto záměru jsme si položili tři vědecké otázky. Variabilitu jsme posuzovali pomocí snímání kalibrovaného měřidla pro určení přesnosti (accuracy) a opakovatelnosti (precision). Dále jsme vyhodnotili intra-individuální a inter-individuální variabilitu měření prostřednictvím sledování úhlových hodnot jednotlivých segmentů pánve a dolních končetin při chůzi.

Zjistili jsme, že přesnost systému při bližším postavení kamer byla nižší než při postavení kamer dále od sebe. Dále jsme došli k závěru, že pokud se značky pohybovaly kolmo na podélnou osu místnosti, vzdálenost kamer od značek měla na hodnotu přesnosti jen velmi malý vliv. Snížení přesnosti jsme zaznamenali při pohybu značek rovnoběžně s podélnou osou místnosti ve větší vzdálenosti. Při rostoucí vzdálenosti značek od kamer vzrostl význam postavení měřidla rovnoběžně vzhledem k podélné ose místnosti, kdy hodnota přesnosti klesala. Hodnota opakovatelnosti se s rostoucí vzdáleností měřidla od kamer snižovala, což jsme předpokládali. U tří ze čtyř měření pracoval systém s přesností do 1 mm. Hodnota opakovatelnosti nepřekročila 0,2 mm. Tyto hodnoty považujeme za velmi dobré.

Stanovili jsme dvě hypotézy, ve kterých jsme posuzovali variabilitu měření úhlových hodnot tělesných segmentů pánve a dolních končetin při chůzi v sagitální, frontální a transverzální rovině. Hypotézy byly posuzovány pro každou dvojici rovin a segmentů.

Variabilita měření systému Vicon MX byla nejmenší v kolenním a kyčelním kloubu, větší v hlezenním kloubu a největší v oblasti pánve. Nejnižší je variabilita měření úhlových parametrů u kloubů dolní končetiny v sagitální rovině.

Variabilita měření úhlových parametrů dolní končetiny a pánve při chůzi systémem Vicon MX shledáváme uspokojivou a systém je podle nás vzhledem ke zjištěným hodnotám vhodný k měření statických i pohybujících se objektů s dostatečnou přesností a opakovatelností.



## 8 Souhrn

V diplomové práci jsme se zaměřili na popis variability měření 3D systému záznamu pohybu Vicon MX. K hodnocení jsme využili dva soubory dat ze dvou odlišných měření. Cílem prvního měření bylo určit přesnost a opakovatelnost měření systému Vicon MX prostřednictvím kalibrovaného měřidla se šesti značkami. Ve druhém případě jsme posuzovali variabilitu měření systému při snímání úhlových parametrů chůze. Při shromažďování informací o problematice variability měření jsme se pokusili v teoretické části zaměřit na postupné seznámení čtenáře s aplikovanou metodou.

Vyhodnocením přesnosti, opakovatelnosti a variability systému jsme získali představu o možnostech a limitech využití systému Vicon MX v praxi. V syntéze poznatků jsme zmínili některé studie na podobné téma. Položili jsme si tři vědecké otázky, které se vztahovaly k hodnocení přesnosti a opakovatelnosti. Dále jsme vyslovili dvě hypotézy, jejichž platnost jsme ověřili pomocí statistických metod. Zkoumaný soubor pro hodnocení variability měření úhlových parametrů tvořilo 17 studentů Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci ( $n = 17$ , věk =  $23,9 \pm 2,6$  let, výška =  $182,5 \pm 6,4$  cm, hmotnost =  $77,6 \pm 10,2$  kg).

Vyhodnocením získaných dat jsme dospěli k závěrům, že přesnost a opakovatelnost měření systému je vysoká a variabilitu měření úhlových parametrů při chůzi shledáváme jako dostatečnou pro aplikaci systému Vicon MX v klinické praxi.

## 9 Summary

In this thesis, we focused on describing the variability measurements in 3D motion captured by the Vicon MX system. For the evaluation, we used two sets of data from two different measurements. The aim of the first measurement was to determine the accuracy and precision of the Vicon MX system through the calibrated instrument with six markers. In the second case, we evaluated the variability of the measurement system when scanning angle parameters of a person's walk. When gathering information on the variable issue of measuring we have tried to focus on gradually acquainting the reader with the applied method in the theoretical part of this thesis.

While evaluating the accuracy, precision and variability of the system, we got an idea of the possibilities and limits of the Vicon MX system in practice. In the synthesis of some of the results we have also mentioned some case studies that were done and featured a similar theme. We asked ourselves three research questions related to the assessment of accuracy and precision. Further, we suggested two hypotheses, whose validity we verified using statistical methods. The research sample for evaluation of variability measurement of angle parameters consisted of 17 students from the Faculty of Physical Culture Palacky University in Olomouc ( $n = 17$ , age =  $23.9 \pm 2.6$  years, height =  $182.5 \pm 6.4$  cm, weight =  $77.6 \pm 10.2$  kg).

By evaluating the data obtained, we came to the conclusion that the accuracy and precision of the system is very high, while we concluded that the variability in the measurement of angle parameters while walking is to be defined as sufficient for the application of the Vicon MX system in clinical practice.

## 10 Referenční seznam

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M., (1971). *Direct linear transformation form comparator coordinates into object space coordinates in close-range fotogrammetry*. In *Proceedings of the symposium on Close-range Photogrammetry* (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of photogrammetry.
- Allard, P., Stokes, I. A. F., & Bianchi, J. P. (1995). *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Anonymous (2014). *Metody biomechanického výzkumu*. Retrieved 27. 12. 2014 from the World Wide Web: [http://ftk.upol.cz/fileadmin/user\\_upload/FTK-katedry/biomechanika/BIOM\\_Metody\\_biomechanickeho\\_vyzkumu.pdf](http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/BIOM_Metody_biomechanickeho_vyzkumu.pdf)
- Anonymous (2015). Retrieved 4. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-2/o-metod>
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(4). Retrieved 10. 2. 2015 from the Wordl Wide Web: <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/4>
- Bauman, M. D., Plamondon, A., & Gagnon, D. (1998). Comparative assessment of 3D joint marker sets for the biomechanical analysis of occupational tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 21(6), 475-482.
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., & Renström, P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & Posture*, 24(2), 152-164.
- Delval, A., Salleron, J., Bourriez, J. L., Bleuse, S, Moreau, C., Krystkowiak, P., Defebvre, L., Devos, P., & Duhamel, A. (2008). Kinematic angular parameters in PD: reliability of joint angle curves and comparison with healthy subjects. *Gait & Posture*, 18, 69-77.
- Dixon, P. C., Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Ankle and midfoot kinetics during normal gait: A multi-segment approach. *Journal of Biomechanics*, 45, 1011-1016.

- Dutta, T. (2012). Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied Ergonomics*, 43, 645-649.
- Gorton, G. E., Hebert, D. A., & Gannotti, M. E. (2009). Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait & Posture*, 29, 398-402.
- Grabiner, M. D., & Troy, K. L. (2005). Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(25). Retrieved 8. 2. 2015 from the World Wide Web: <http://www.jneuroengrehab.com/content/2/1/25>
- Grabiner, P. C., Biswas, S. T., & Grabiner, M. D. (2001). Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(1), 31-35.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- James, D. A. (2014). Instrumentation of Athletes. In F. K. Fuss et al. (Eds.), *Routledge handbook of sports technology and engineering* (pp. 82-93). London: Routledge.
- Janura, M. (2001). *Videografická vyšetřovací metoda, její limity a možnosti využití*. Habilitační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Janura, M., & Zahálka F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., Svoboda, Z., & Porada, V. (2009) Možnosti využití analýzy záznamu chůze pro identifikaci osob v kriminalistice podle individuálních trajektorií funkčních a dynamických znaků. *Soudní inženýrství*, 20, 112-123.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., Dvořáková, T., & Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Johnson, A. T. (2007). *Biomechanics and exercise physiology: Quantitative modeling* (2nd ed.). Boca Raton, FL: CRC Press.

- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait [Abstract]. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-60.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Liu, H., Holt, C., & Evans, S. (2007). Accuracy and repeatability of an optical motion analysis system for measuring small deformations of biological tissues. *Journal of Biomechanics*, 40, 210-214.
- McCaw, S. T. (2014). *Biomechanics for dummies*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2008). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29, 360-369.
- Owings, T. M., & Grabiner M. D. (2003). Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: how many steps are enough? *Journal of Biomechanics*, 36(8), 1215-1288.
- Payton, C. J. (2008). Motion Analysis Using Video. In C. J. Payton & R. Bartlett, (Eds.). *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences guidelines* (pp. 8-32). New York, NY: Routledge.
- Robertson, G. E., Caldwell G. E., Hamill J., Kamen G., & Whittlesey S. N. (2004). *Research Methods in Biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Rychlíková, E. (1994). *Poruchy funkce kloubů končetin a jejich terapie*. Praha: Triton.
- Shimada, S., Kobayashi, S., Wada, M., Sasaki, S., Kawahara, H., Uchida, K., Yayama, T., & Baba, H. (2006). Effect of compensation procedures for velocity on repeatability and variability of gait parameters in normal subjects. *Clinical Rehabilitation*, 20, 239-254.
- Schwartz, M. H., Trost, J. P., & Wervey, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait & Posture*, 20, 196-203.

- Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem.
- Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26-31.
- Systém Vicon MX Manuál*. (2010). Olomouc: Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.
- Takeda, R., Tadano, S., Todoh, M., Morikawa, M., Nakayasu, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of Biomechanics*, 42, 223-233.
- VICON.COM. (2015). *Welcome to a World in Motion*. Retrieved 2. 3. 2015 from World Wide Web: <http://www.vicon.com/About>
- Vincent, W. J. (2005). *Statistics in Kinesiology* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Whittle, M. (2007). *Gait analysis: An introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Windolf, M., Götzen, N., & Morlock, M. (2008). Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems - exemplified on the Vicon-460 systém. *Journal of Biomechanics*, 41, 2776-2780.
- Winter, D. A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3, 51-76.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Hoboken, NJ: John Wiley and Sons.

Yeh, H. C., Chen, L. F., Hsu, W. C., Lu, T. W., Hsieh, L. F., & Chen, H. L. (2014). Immediate efficacy of laterally wedged insoles with arch support on walking in persons with bilateral medial knee osteoarthritis. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 95*(12), 2420-2427.

Zatsiorsky, V. M. (1998). *Kinematics of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Zeni, J. A., Richards, J. G., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture, 27*, 710-714.