

UNIVERZITA J. E. PURKYNĚ V ÚSTÍ NAD LABEM

Ústav zdravotnických studií

KINEMATICKÁ ANALÝZA

Libor Soumar



UNIVERZITA J. E. PURKYNĚ V ÚSTÍ NAD LABEM

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

Kinematická analýza

Libor Soumar



*Tento projekt je součástí
IPRM Ústí n. L. – Centrum.*

Tato publikace vznikla v rámci projektu Posilování kompetencí vysokoškolských pracovníků pro rozvoj konkurenceschopnosti vysokého školství v Ústeckém kraji, registrační číslo CZ.1.07/2.2.00/07.0117, realizovaného v rámci OP Vzdělávání pro konkurenceschopnost.



<http://pokrok.ujep.cz>

Obsah

1. ÚVOD	5
2. VYUŽITÍ KINEMATICKÉ ANALÝZY	7
2.1.1 Zlepšení výkonu	7
2.1.2 Prevence zranění a rehabilitace	7
3. PŘÍSTROJE PRO MĚŘENÍ KINEMATICKÝCH VELIČIN POHYBŮ LIDSKÉHO TĚLA	9
3.1. GONIOMETRY	9
3.2. AKCELEROMETRY	10
3.3. ELEKTROMAGNETICKÉ A AKUSTICKÉ SENZORY	10
3.4. ZAŘÍZENÍ PRO UCHOVÁVÁNÍ OBRAZU	11
4. KINEMATICKÁ ANALÝZA.....	11
4.1. FOTOGRAMMETRICKÁ REKONSTRUKCE	11
4.2. ZÁKLADY KINEMATICKÉ ANALÝZY POHYBŮ LIDSKÉHO TĚLA	12
4.3. PŘESNOST MĚŘENÍ KINEMATICKÉHO ANALYZÁTORU	15
4.3.1 Kinematický analyzátor Qualisys	19
4.3.2 Frekvence kamer, velikost markeru a 3D reziduál	21
4.3.3 Počet kamer, velikost markeru a 3D reziduál	22
4.3.4 Vzdálenost dvou bodů v prostoru a frekvence kamer	24
4.3.5 Úhel v prostoru a frekvence kamer	24
4.3.6 Shrnutí k přesnosti kinematického analyzátoru	24
5. TVORBA BIOMECHANICKÉHO MODELU	24
5.1. UMÍSTĚNÍ MARKERŮ	24
5.2. DEFINICE MODELU SEGMENTU	25
5.3. NÁVOD PRO UMÍSTŮVÁNÍ MARKERŮ	29
5.3.1 Segment pánve	30
5.3.2 Segment stehna	33
5.3.3 Segment bérce	37
5.3.4 Segment nohy	41
5.3.5 Segment trupu	43
5.3.6 Segmenty nadloktí a předloktí	46
5.3.7 Segment hlavy	48
6. LITERATURA	49
6.1. DOPORUČENÁ LITERATURA	49
6.2. POUŽITÁ LITERATURA	49

1. Úvod

Kinematická analýza popisuje pohyb tak, jak jej vidíme. Například při chůzi do schodů pozorujeme opakované flexe a extenze kyčlí, kolen a kotníků. Různé osoby tento pohyb vykonávají rozdílným způsobem. U pacienta s onemocněním dolních končetin můžeme pozorovat jiné hodnoty úhlů než u zdravého jedince.

Studium pohybu lidského těla je analýzou sil, kterými tělo interaguje s okolím, a následků těchto sil. Pro popis pohybů lidského těla se nejlépe hodí mechanika tuhých těles. Mechanika tuhých těles se dělí na *statiku* (studující tělesa v klidu nebo pohybující se konstantní rychlostí) a *dynamiku* (studující pohyb těles při zrychleném pohybu). Dynamiku lze dále dělit na *kinematiku* a *kinetiku*, přičemž kinematika se zabývá popisem pohybu, zatímco kinetika se zajímá o síly, které jsou příčinou tohoto pohybu. Cílem těchto skript je stručný vhled do problematiky kinematické analýzy, a proto se nadále budeme zabývat pouze kinematikou.

Z mnoha důvodů není žádný člověk schopen provádět pohyb zcela identicky. Analogicky i mezi jednotlivci vždy existují rozdíly v realizaci pohybového úkonu. Variabilita pohybu člověka je předmětem studia mnoha vědních disciplín. Teoretické vysvětlení a původ intraindividuální variability nabízí např. Newell a kol. (1993, 1998), který tvrdí, že variabilita je součástí všech úrovní organizace pohybu jak mezi jednotlivci, tak i u jedné osoby. Variabilita existuje díky velkému počtu komplexních systémů a limitujících faktorů, které při provedení pohybu interagují, a je výsledkem velkého počtu stupňů volnosti popsaného již Bernsteinem (1967). Odchytky ve struktuře nebo funkci biologických systémů se střetávají s limitujícími faktory plnění pohybového úkolu, prostředím a aktuálním psychologickým stavem jedince.

Jeden z pohledů na variabilitu je, že variabilita je důsledkem chyb v plánování, provedení a výsledku pohybu. Variabilita vychází ze dvou principiálních zdrojů:

- 1) stochastické (náhodné) fluktuace,
- 2) deterministické chaotické fluktuace (matematicky predikovatelné, jsou-li známy výchozí podmínky).

Stergiou (2004) vidí zdroje variability:

- v chybách ve výběru správného pohybového programu k danému pohybovému úkolu (chyby v centrálním řízení),
- v chybách odhadu při nastavení parametrů nutných pro provedení pohybového programu,
- v náhodném šumu v systému v průběhu realizace pohybového programu (chyby v perifériích).

Variabilita pohybu je zpravidla vnímána jako negativní. Někdy ovšem může být variabilita i přínosná. Tento názor vychází ze studia chování chaotických nelineárních dynamických systémů aplikovaných na lidský pohyb. Z tohoto pohledu je variabilita pokládána za nutnou součást sebeorganizujícího se chování nelineárních dynamických vlastností neuromotorického systému (Turvey, 1990).

Z pohledu dynamických systémů lze rozlišit nejméně čtyři přínosy variability:

- 1) Variabilita určuje stabilitu provedení pohybu. Vysoká míra variability naznačuje nestabilní pohybový projev.
- 2) Variabilita umožňuje učit se prostřednictvím flexibility neuromotorického systému novým pohybům a volit optimální parametry provedení pohybu.

- 3) Variabilita umožňuje dříve naučený pohyb aplikovat na změněné podmínky pohybové úlohy.
- 4) Variabilita zajišťuje stochastické variace provedení pohybu tak, aby mohl být vybrán ten nejvhodnější. (Newell a Corcos, 1993).

Pohyby lidského těla lze rozdělit podle několika kritérií na:

- *Pohyby cyklické a acyklické*
 - s přesně definovaným začátkem a koncem (např. přemístění předmětu z místa A do místa B),
 - bez přesně definovaného začátku a konce (např. upažování, otvírání úst, chůze, běh),
- *Pohyby různé složitosti*
 - jednoduché – v jednom kloubu (jednoosé klouby, víceosé klouby),
 - složité – komplexní pohyby se zapojením více kloubů (segmentů),
- *Pohyby různého rozsahu*
 - v malém rozsahu – jemná koordinace (např. pohyb ruky při psaní),
 - ve velkém rozsahu (např. vzpažování a připažování),
- *Pohyby různou rychlostí*
 - pomalé,
 - rychlé,
- *Pohyby rozdílné na základě lateralizace*
 - dominantní končetinou,
 - submisivní končetinou.

Cyklicky se opakující operace a úkony malé složitosti jsou považovány za monotónní činnosti, (za nejvyšší stupeň monotonie se považuje opakování cyklů v intervalech kratších než 0,5 minuty) a psychický stav organismu navozený těmito podmínkami, kdy nedostatek podnětů má za následek vznik útlumu CNS, ztrátu pozornosti a bdělosti, což může mimo jiné být i příčinou větší incidence úrazovosti. Monotónní podmínky mohou být pro některé osoby typem stresoru, kdy snížená aktivace psychofyziologických funkcí není v souladu s potřebou vykonávat činnost, v níž se více uplatní jejich schopnosti a dovednosti. Rozhodující je přitom „individuální tolerance“ k monotónní práci. Z toho vyplývá, že různí jedinci mohou rozdílně reagovat na jednotvárnou a opakující se činnost. Mohou reagovat negativně, neutrálně až pozitivně, tzn. že monotónní práce jim vyhovuje. Tolerance je do jisté míry závislá na typu osobnosti. Např. introverti jsou méně závislí na dění v práci a okolí, vyrovnávají se snadněji s monotónními úkoly než extroverti. Pokud jde o inteligenční úroveň, často se tvrdí, že osoby s vysokou inteligencí hůře snášejí monotonii, avšak nepodařilo se nám najít publikace, které by toto tvrzení potvrzovaly. Spíše se dá předpokládat, že rezistence proti monotonii je závislá na celkovém životním stylu, na motivaci a na aspirační úrovni. Jsou-li dlouhodobě prováděné úkony spojeny s fyzickým zatížením, může dojít k únavě. Únavou rozumíme snížení schopnosti vykonávat činnost, které vyplývá z předchozího úsilí. Fyziologicky je únava založena na hromadění metabolitů v krvi či ve svalch. Psychologicky je provázána subjektivně pociťovanými projevy zhoršeného vnímání, snížené pozornosti, zpomalené výbavnosti aj.

2. Využití kinematické analýzy

Využití kinematické analýzy je velmi široké. Kinematická analýza pohybu se široce používá v různých oblastech – ve zdravotnictví (ortotika a protetika, fyzioterapie apod.), ve sportu (technika sportovního výkonu), v průmyslu (bezpečnost v automobilech, řízení pohybu strojů, design přístrojů, řízení robotů), v zábavě (filmový průmysl) i jinde.

Pomineme-li průmyslové a zábavní aplikace a zaměříme se pouze na zdravotně-sportovní použití při studiu lidské pohybu, můžeme přínos kinematické analýzy najít v několika oblastech.

2.1.1 Zlepšení výkonu

Jedním z cílů využití kinematické analýzy je zlepšení pohybového (sportovního) výkonu. Ke zlepšení výkonu může dojít prostřednictvím zlepšení *techniky pohybu*, kdy se snažíme zlepšit pohybové dovednosti určitého pohybu tak, aby odpovídaly optimálnímu provedení z hlediska mechaniky. Případně lze s využitím kinematické analýzy objevit novou účinnější techniku pohybu.

Pohybový úkon je ovlivňován také oblečením, obuví a používanými nástroji. Kinematická analýza může přispět k *vývoji nového či vylepšeného náčiní a náradí*. V řadě sportovních odvětví je zlepšování maximálního výkonu značně závislé na vývoji nových materiálů a zlepšení designu stávajícího načiní.

Lepší porozumění širších souvislostí určitého pohybu může podpořit *vývoj nových tréninkových metod a metod nácviku*. Porovnáním provedení pohybu různých osob lze usuzovat na úroveň pohybových schopností a dovedností jednotlivce a následně navrhnout metody jejich zlepšení.

2.1.2 Prevence zranění a rehabilitace

Studium kinematických veličin (dráha, rychlost, zrychlení), zejména společně s kinetickými (síly, momenty sil) může odhalit *příčiny přetěžování pohybového aparátu*. Častou příčinou zranění pohybového aparátu jsou vysoké hodnoty síly (např. při dopadech a nárazech). Porozumění příčin může vést ke změnám v technice pohybu či úpravám nástrojů a pomůcek a *změnou jejich designu lze omezit výskyt zranění pohybového aparátu*.

Častým předmětem studií v lékařství (psychologii, psychiatrii, neurologii a řadě dalších oborů) jsou pohyby ruky na cíl („reach-to-grasp“). Již roku 1956 Napier popsal dva typy pohybů ruky na cíl:

- 1) Uchopení na přesnost, kde se jedná o delikátní uchopení zpravidla dvěma prsty (prstový úchop palcem a ukazovákem) a jemnou manipulaci s předmětem bez potřeby produkovat velkou sílu.
- 2) Sílové uchopení, kde se jedná o uchopení více prsty a dlaní (dlaňový úchop) a přesnost manipulačního pohybu je nižší na úkor produkované síly.

Churchland a kol. (2006) předpokládá, že principiální limity opakovaných pohybů se nacházejí v neuromuskulárním šumu. Alternativní možností je, že variabilita pohybu vzniká již ve fázi přípravy. Churchland a kol. měřil přípravnou fázi jednoho kortexového neuronu při velmi dobře nacvičeném pohybovém úkonu ruky. Malá variabilita neurální aktivity odpovídala malé variabilitě při pohybu ruky, přičemž minimálně polovina pozorované

variability měla příčinu v přípravě pohybu, takže i u dobře naučených pohybů je schopnost provádět opakovaný pohyb identicky značně omezená.

Velmi často se v literatuře vyskytují výzkumy sledující vliv vizuální kontroly na přesnost pohybu. Dobbeltstein a kol. (2001) sledoval, jak ztráta vizuální kontroly ovlivní přesnost pohybu ruky v prostoru. Testované osoby sledovaly pouze virtuální reprezentaci skutečného předmětu, který držely v ruce. Z analýzy vztahu počáteční a konečné pozice vyplývá, že hlavním zdrojem variability je odhad polohy konečného bodu pohybu spíše než směr pohybu. Obdobně Doeringer a Hogan (1998) testovali rozdíly v pohybu ruky s vizuální zpětnou vazbou a bez ní při eliptických pohybech ruky. Zjistili, že vyloučení vizuální kontroly významně změnilo plynulost pohybu a subjekty nebyly schopny realizovat pohyb konstantní rychlostí. Navíc se plynulost pohybu ruky snižovala se snižující se rychlostí pohybu. Jejich výsledky naznačují, že kolísání rychlosti pohybu může být nedílnou součástí lidského pohybu.

Heath a kol. (2008) manipuloval s vizuální kontrolou pohybu ruky ovlivňováním monokulárního vidění, binokulárního vidění a ztráty vizuální kontroly s cílem zjistit, zda monokulární, binokulární či žádné vidění ovlivní variabilitu pohybu ruky. Výsledky ukazují, že manipulace s vizuálním podnětem ve fázi přípravy pohybu neovlivní dobu plánování ani kinematiku pohybu. Ovšem pro vlastní pohyb vykazuje binokulární vidění nejmenší variabilitu dohledání koncového bodu pohybu. K obdobným závěrům došel Heath už dříve (2005), když prováděl pohyby ruky směrem k trvale viditelnému cíli, který zmizel v okamžiku zahájení pohybu a k cíli, který zmizel určitý čas před zahájením pohybu. Při měření rozdílu v případě, kdy je ruka pod vizuální kontrolou nebo když je skrytá, zjistil, že skrytá ruka dohledávala cíl s větší chybou ve všech třech případech. V případech, kdy existovala vizuální kontrola polohy ruky, bylo naměřeno více korekcí pohybu, než při pohybech bez vizuální podpory.

Rash a kol. (1999) sledoval validitu 3D analýzy při flexi a extenzi prstů ruky. K tomuto účelu na klouby prstů umístil markery a opakovaně prováděl flexi a extenzi. Jelikož kinematické křivky nelze jednoduchou statistikou porovnávat použil měření známé jako koeficient násobné determinance (R_a^2). Koeficient $R_a^2 = 1$ znamená, že křivky jsou identické, $R_a^2 = 0$ znamená úplnou rozdílnost křivek. Výsledky 3D kinematické analýzy byly porovnávány s 2D fluoroskopií. Koeficient R_a^2 se pohyboval v průměru od 0,942 do 0,981, což dokládá, že přesnost 3D analýzy je srovnatelná s 2D fluoroskopií.

Z biologického pohledu je při plánování pohybu důležité pohyb naplánovat tak, aby se minimalizovaly energetické nároky daného pohybu. Tanai a Nishii (2006) měřili variabilitu konečné polohy pohybu ruky v souvislosti s energetickým výdejem. Jejich výsledky ukazují, že je-li trajektorie pohybu naplánována s cílem minimalizovat energetické nároky, zvyšuje se variabilita pohybu. Pokud variabilita pohybu příliš roste, aktivují se korekční mechanismy, které za cenu zvýšení energetického výdeje variabilitu pohybu snižují. Výsledky naznačují, že pohyby ruky jsou optimalizovány z pohledu výdeje energie (za cenu zvýšení variability pohybu) a tento fakt doporučují brát při analýze pohybů ruky v úvahu.

Variabilita pohybů je zkoumána i z dalších hledisek. Častou oblastí bádání je vliv věku. Sosnoff a Newell (2006) zkoumali rozdíly v intraindividuální variabilitě pohybu u mladých osob a u osob vyššího věku. Testované osoby absolvovaly čtyři pohybové úlohy vyžadující udržení setrvalého stavu (tremor prstů ruky a izometrickou sílu na třech úrovních). Starší jedinci vykazovali větší variabilitu v silových testech. Hodnoty tremoru se nezměnily.

Yan, Thomas, Stelmach (1998) sledovali přesnost pohybu při pohybech na cíl u osob různého věku a měřili rychlost reakce, variabilitu rychlosti reakce, čas potřebný pro provedení pohybu, variabilitu času a doby mezi dvěma fázemi pohybu (tam a zpět). Starší osoby zahájily

pohyb později a s větší variabilitou reakční doby. Pohyb prováděly pomaleji a méně plynule, čas mezi fázemi pohybu byl celkově delší. Kvalita kontroly rychlých pohybů na přesnost ukazuje zhoršení u starších osob. Autoři předpokládají, že příčinou je nedostatečný čas na plánování pohybu a ve zvýšené míře používání vizuální zpětné vazby při realizaci pohybu.

Vliv věku se při studiu variability pohybů často kombinuje s vlivem alkoholu. Jones a Neri (1994) testovali čtyři skupiny mužů různého věku, kteří vypili 0,68 g etanolu na 1 kg tělesné hmotnosti po ránu po předchozím desetihodinovém hladovění. Přitom měřili koncentraci alkoholu v krvi, sledovali udržování rovnováhy ve stoji (s otevřenýma a zavřenýma očima), třes rukou a pohyby očí. Rovnovážné schopnosti a třes rukou se zhoršily s věkem (před podáním alkoholu). Po podání alkoholu se rovnováha a třes rukou zhoršily u všech věkových skupin, přičemž míra zhoršení korelovala s koncentrací alkoholu v krvi. Pohyby očí se zvětšily zejména během akutní fáze intoxikace. Autoři uzavírají, že akutní efekt střední dávky etanolu na senzorické a motorické funkce se ve věku 20–59 let příliš neliší.

Rohrbaugh a kol. (1988) sledoval vliv alkoholu na motorické funkce u příležitostných pijanů při čtyřech dávkách alkoholu od 0 (placebo) do 1,05 g/kg aktivní tělesné hmoty. Sledoval pohyb paže a ruky k předem určenému cíli a naměřil pouze velmi malý efekt etanolu na rychlost a přesnost pohybu. Současně měřil mozkové potenciály mozku a zjistil klesající zapojení předních a zadních částí mozku, což by mohlo naznačovat vliv alkoholu na poruchy v plánování a řízení pohybů při zachování reakční rychlosti.

Variabilita pohybu se studuje i při různých onemocněních. Například Thies a kol. (2009) na základě měření variability pohybu ruky u pacientů s mozkovou cévní příhodou konstatuje, že u těchto pacientů došlo ke změně v časování pohybů. Contreras-Vidal a Buch (2003) měřili pohyby ruky při pohybech na cíl u osob s Parkinsonovou chorobou a zjistili zvýšení variability pohybu.

3. Přístroje pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla

Existuje celá řada přístrojů, s jejichž pomocí lze studovat pohyb těla a jeho částí. Mezi nejrozšířenější patří:

- goniometry,
- akcelerometry,
- elektromagnetické senzory,
- akustické senzory a
- zařízení pro uchovávání obrazu (kinematické analyzátoři).

3.1. Goniometry

Goniometr je zařízení, které měří relativní rotaci dvou tělních segmentů daného kloubu. Nejjednodušší goniometry měří úhlové charakteristiky v jedné rovině. Kromě základní verze mohou být i elektronické goniometry, které umožňují na základě změny potenciálu měřit i úhlové charakteristiky v čase. Pohyb v lidském kloubu je však složitý a prakticky žádný kloub se neohýbá pouze v jedné rovině. V poslední době se objevují důmyslnější typy goniometrů, které umožňují provádět měření s více než jedním stupněm volnosti, dokonce i takové, které zřetězením jednoduchých goniometrů mohou měřit úhlové charakteristiky se šesti stupni volnosti.

Ovšem i když existují studie popisující malé chyby měření při použití goniometrického systému (méně než 1 mm v pohybu a méně než 1 stupeň v rotaci (Lewis a kol., 1988, Suintay a kol., 1983), existují praktická omezení rozšíření podobných systémů.

- Relativní rotace kloubů měřené goniometry neumožňují použít měření v silových rovinách, takže je nutná doplňující informace o zatížení kloubů.
- Pevné připojení goniometru ke kloubu představuje mechanickou překážku omezující pohyb měkkých tkání, a tak může ovlivnit pohyb kloubu.
- Jakékoliv neinvazivní připevnění goniometru ke kloubu nemůže zabezpečit stabilní polohu vůči kostem.
- Připevňování goniometru ke kloubu je obtížné zejména vzhledem k různým velikostem a typům kloubů.
- Je obtížné sledovat pohyb kloubu, který je zakryt silnou vrstvou měkkých tkání, zejména u kloubů s malým rozsahem pohybu nebo malou upevňovací plochou.

Z tohoto důvodu se goniometry využívají na odhad rotací v kloubech v jednoduchých laboratorních podmínkách. Pro přímé měření bez omezujícího goniometru připevněného k tělním segmentům se používají zařízení na bázi elektromagnetické a akustické transdukce nebo optoelektronické systémy.

3.2. Akcelerometry

Akcelerometry jsou malá zařízení, která měří zrychlení. Princip akcelerometru je jednoduchý. Malé těleso je umístěno na konec konzolového nosníku, který je následně připevněn k pohybujícímu se objektu. Se zrychlením pohybu objektu dochází k ohybu nosníku v závislosti na velikosti zrychlení. Sada tenzometrů připevněná k nosníku převádí velikost ohybu na elektrický signál. Tento akcelerometr je možné správnout s dalšími tak, aby společně měřily zrychlení ve třech osách. Hlavní výhodou akcelerometrů je vysoká frekvence snímání. Jejich nevýhody jsou:

- nelze oddělit kinematické zrychlení od gravitačního,
- nelze určit výchozí polohu segmentu,
- efekt gravitačního zrychlení,
- nutnost identifikace rotačního stupně volnosti.

Jinou kategorií akcelerometrů jsou piezoelektrická zařízení obsahující piezoelektrické krystaly, které jsou necitlivé vůči konstantnímu zrychlení, a tak lze vyloučit vliv gravitace, což na druhou stranu ovšem znamená, že nejsou schopny zaznamenat pomalé pohybové děje. Pokud mají být akcelerometry využity pro určení rychlosti a polohy, je nutné nějakým způsobem definovat počáteční stav (výchozí polohu).

3.3. Elektromagnetické a akustické senzory

Biomechanické využití elektromagnetismu bylo poprvé popsáno v roce 1988 (An, Jacobsen, Chao). Zařízení se skládalo ze dvou částí, jedna sloužila jako zdroj elektromagnetického pole a druhá jako čidlo. Systém se ukázal jako účinný pro sledování pohybu jednoho segmentu kolem jednoho kloubu, avšak pro komplexnější analýzu pohybu se z řady důvodů zdál být nevhodný. Hlavní problémy elektromagnetických zařízení spočívají v:

- elektromagnetické interferenci s kovovými objekty;
- relativně nízké vzorkovací frekvenci;
- rozsahu úhlových charakteristik, který je omezen na 180°.

Podobný systém je založen na akustických senzorech, které jsou umístěny na těle a společně s ním se pohybují mezi nekolineárně umístěnými směrovými mikrofony. Vzhledem k faktu, že rychlost pohybu zvuku ve vzduchu je známa, je možné vypočítat relativní pozici akustického senzoru vůči mikrofonům. V dobře kontrolovaném experimentu je možné touto metodou dosáhnout přesnosti s chybou menší než 0,5 mm v pohybu a 0,5° v rotaci (Quinn a Mote, 1990). Avšak z praktických důvodů je velice obtížné tento systém používat v praxi (relativní velikost a orientace zdroje signálu vzhledem ke sledovanému objektu, akustické echo, vzájemné interference, apod.).

V současnosti jsou nejrozšířenější optoelektronické systémy uchovávající obraz založené na bázi videokamer nebo infračervených kamer.

3.4. Zařízení pro uchovávání obrazu

Zařízením pro uchování obrazu může být fotoaparát, filmová kamera, videokamera, optoelektronická infračervená kamera nebo radiografický systém. K tomu, aby bylo možné využít fotogrammetrické rekonstrukce, musí být pohyb zaznamenán současně z minimálně dvou směrů (kamer).

Díky pokroku v technologiích umožňují systémy založené na bázi fotogrammetrické rekonstrukce zrychlit a zejména zpřesnit zpracování dat. Zrychlení je možné jednak díky vysokému výkonu používaného hardware, ale také díky vyšší automatizaci digitalizačního procesu. Tím se jednak šetří čas potřebný na zpracování dat, ale zvyšuje se i přesnost jejich zpracování, protože se eliminuje chyba způsobená lidským faktorem. Přesnost dat je z velké míry dána frekvencí záznamu. Výkonné systémy umožňují zvýšit tuto frekvenci z běžných 25 obrázků za sekundu na 50–10 000 obrázků za sekundu (Hz), a to jak v laboratorních podmínkách, tak v terénu i pod vodou.

Nejnovější systémy v automatizaci digitalizačního procesu a prostorové transformace dospěly tak daleko, že mohou získávat a vyhodnocovat třídimenzionální data bezprostředně po provedení pohybu nebo i v reálném čase.

4. Kinematická analýza

4.1. Fotogrammetrická rekonstrukce

Matematický aparát používaný při kinematické analýze vychází z fotogrammetrie. Fotogrammetrii definoval v roce 1983 Wolf jako „umění, vědu a technologii získávání spolehlivé informace o fyzických objektech a okolním prostředí prostřednictvím procesů zaznamenání, změření a interpretování fotografických zobrazení zářivě elektromagnetické energie nebo jiného fenoménu“.

Reprodukováný obrázek vytvořený kamerou představuje dvourozměrnou projekci třídimenzionálního objektu. Historicky byl výzvou, jak s pomocí kamer z těchto dvojdimenzionálních dat znovu vytvořit (zrekonstruovat) třídimenzionální objekt. Tento proces se nazývá fotogrammetrická rekonstrukce a je považován za základní prostředek pro vyšetřování pohybu z pohledu kinematické geometrie a kinematiky. S využitím inverzní dynamiky lze kinematické veličiny použít i pro výpočet kinetických dějů. Umožňuje pracovat s pojmy prostor a čas a s dalšími pojmy z nich odvozených jako dráha, rychlost, zrychlení, úhel, úhlová rychlost, apod. V praxi se fotogrammetrická rekonstrukce často kombinuje s dynamometrií studující velikost a směr působících sil, ale také s dalšími metodami jako například elektromyografií sledující mechanickou aktivitu svalů.

Fotogrammetrie je metoda bezkontaktního určování objektových souřadnic. Z pohledu systematického začlenění lze fotogrammetrii dělit (Pavelka, 2004):

- Dle polohy stanoviška na:
 - o pozemní,
 - o leteckou,
 - o družicovou,
- Dle počtu snímků na:
 - o jednosnímkovou a
 - o vícesnímkovou, přičemž vícesnímková fotogrammetrie může být
 - stereoskopická či
 - průseková.

Standardní fotogrammetrická technika je založená na přesném určení všech vnitřních a vnějších parametrů kamer. Vnějšími parametry rozumíme informace o poloze a orientaci kamery v prostoru a vnitřními parametry se rozumí charakteristika optických částí kamery, typ kamery, apod. Chyba v jediném z těchto parametrů vede k chybám v určení souřadnic kamery a následně k chybám ve vlastní rekonstrukci. Pokud se používá metrických kamer vytvořených pro stereofotogrammetrii, jsou výsledky velmi přesné. Je-li využito komerčně běžně dostupných kamer, nejsou všechny potřebné parametry dostatečně známy a to může zvýšit celkovou chybu analýzy (Allard a kol., 1995). Pro kvalitní hodnocení kinematických dat je tedy nutno znát a obnovit vnitřní parametry kamery (konstantu f , polohu hlavního bodu H a eventuálně znát průběh radiální distorze). Dále je nutné znát vnější parametry, které jsou dány polohou středu vstupní pupily vůči globálnímu souřadnému systému a dále orientací kamery v prostoru.

Zjišťování těchto parametrů nazývané procesem kalibrace kamer. V minulosti se jednalo o velmi zdoluhavý a časově náročný postup, který byl v posledních letech nahrazen automatickými postupy umožňujícími značně zkrátit čas potřebný k určení souřadnic sledovaných objektů. Nejmodernější systémy pracují již prakticky v reálním čase, kdy se zpoždění (čas potřebný na výpočty nutné pro rekonstrukci objektu) pohybuje v řádu milisekund.

V praxi se pojem fotogrammetrické rekonstrukce často nahrazuje pojmem kinematická analýza. Používá se dvou forem kinematické analýzy:

- rovinná (dvojdímenzionální, 2D) analýza, která studuje pohyb těla a jednotlivých tělních segmentů pouze v jedné rovině;
- prostorová (třídímenzionální, 3D) analýza, která popisuje pohyb v prostoru.

4.2. Základy kinematické analýzy pohybů lidského těla

Kinematická analýza obsahovala tyto fáze:

- kalibrace,
- výpočet polohy a orientace kamer,
- sběr a digitalizace dat,
- výpočet polohy bodů v prostoru,
- identifikace markerů,
- tvorba biomechanického modelu a virtuálních markerů,
- interpretace dat.

Existuje několik základních pravidel, které je nutné dodržet:

1. Všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně.
2. Kamery musí být důsledně stacionární a za žádných okolností nesmí dojít k jejich posunutí během záznamu ani mezi kalibrací a záznamem pohybu.
3. Pohybující se objekt (marker na objektu) musí být zřetelně viditelný po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer.
4. Musí být přesně známa frekvence snímání kamery.
5. Kamery musí být synchronizovány.

Sběr dat, digitalizace a základní výpočty jsou v dnešní době již do značné míry automatizovány a vyžadují minimální zásah uživatele. Automatizace procesu vyžaduje buď určování polohy bodů v prostoru na základě odlišné barvy a kontrastu sledovaného objektu vzhledem k okolí nebo připevnění kontrastních značek (markerů) na pohybuující se objekt. Tyto značky lze rozdělit do dvou skupin:

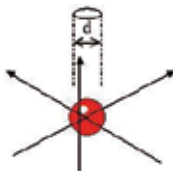
- aktivní (světlo vyzařující),
- pasivní (světlo odrážející).

Výhodou aktivních markerů je zajištění vyššího kontrastu vůči pozadí, možnost měřit v terénu na přímém slunečním světle (mimo laboratoř) či měřit na větší vzdálenosti, ale nevýhodou je složitá instalace a potřeba zajistit přívod energie, zpravidla pomocí kabeláže a baterií, které se připevňují na tělo a do jisté míry omezují volnost pohybu při měření.

Dříve bylo nutné identifikaci pohybu objektu provádět manuálně. Bartlett a kol. (2007) srovnával míru variability při běhu na běhátku při použití markerů (automatické identifikaci) a bez markerů (ruční identifikaci). Zjistil, že použití markerů umožňovalo spolehlivě měřit celkovou variabilitu úhlových parametrů kolene a kyčle ($\omega^2 = 97\%$ a 93%), zatímco při ruční digitalizaci byla přesnost mnohem nižší ($\omega^2 = 72\%$ a 48%).

Poté, co jsou markery digitalizovány a identifikovány, je možné vypočítat jejich třídimenzionální souřadnice. Nejčastěji používanou a nejvíce rozšířenou technikou byla donedávna přímá lineární transformace (anglicky direct linear transformation, DLT, Abdel-Aziz a Karara, 1971). V poslední době již bývá nahrazena novější metodou nazývanou Bunde adjustment (Triggs a kol., 1999), která provádí současně jak globální nelineární optimalizaci pro zjištění externích parametrů kamer, tak i výpočet 3D souřadnic. Zjednodušeně řečeno pracuje na principu, kdy se sestrojí obrovská matice nelineárních rovnic a úkolem je ji vyřešit. Při vlastním měření se využívá vnějších a vnitřních parametrů kamer pro vytvoření paprsků směřujících od kamery k markeru. V místě, kde se protnou, se spočítají prostorové souřadnice markeru.

Pochopitelně, že paprsky všech kamer se nikdy neprotnou v jednom bodě v prostoru. Jedná se vlastně o mimoběžky a při výpočtu prostorových souřadnic je úkolem najít takové řešení, aby byla vzdálenost mimoběžek co nejmenší. Velikost tohoto prostoru je označována jako reziduální nezjistitelná chyba (tzv. 3D reziduál) (Qualisys, AB, 2009), který vyjadřuje vzdálenost od konečné vypočtené polohy bodu v prostoru, v níž se kříží (ne zcela protínají) přímky všech kamer (viz obrázek 1, hodnota d). Jedná se vlastně o průměr koule, v níž se nacházejí všechny paprsky kamer.



Obrázek 1 – Grafické znázornění 3D reziduálu (Qualisys, AB, 2009)

Jedním z hlavních principů kinematické analýzy je dodržení podmínky kolinearity, tzn. že spojnice sledovaného bodu na objektu a jeho zobrazení v kameře tvoří přímku, která prochází ohniskem kamery. Je-li dodržena tato podmínka, může být využito geometrických a trigonometrických vztahů pro určení prostorových souřadnic sledovaných bodů.

Jak již bylo řečeno výše, bylo publikováno několik metod 3D transformace, z nichž byla v minulosti nejrozšířenější a nejčastěji diskutovanou přímá lineární transformace (DLT), kterou poprvé popsali v roce 1971 Abdel-Aziz a Karara. Jedná se o proces, při němž jsou známé lokální souřadnice bodu spolu se souřadnicemi kalibračních bodů použity pro vyřešení sad lineárních rovnic. Tato sada rovnic je řešena s použitím metody nejmenších čtverců, která poskytne prostorové souřadnice každého bodu. Kolineární fotogrammetrický vztah zajistí mapování prostorových souřadnic na lokální souřadnice. Toto mapování je funkcí 16 fyzických parametrů popisujících centrální projekční model kamery. Obvykle není těchto 16 parametrů známo, takže musí být určeny pomocí kalibrační procedury. DLT lze získat z kolineárních vztahů. Podmínka kolinearity může být upravena do formy vyžadující 11 koeficientů a těchto 11 koeficientů je funkcí 16 fyzických parametrů. Výhodou DLT proti starším metodám je, že není nutné znát polohu a orientaci kamery, vzdálenost kamery od objektu ani žádné vnitřní parametry kamery. Minimální počet kalibračních bodů pro tuto techniku je 6. Větší počet bodů zvýší přesnost rekonstrukce. DLT ovšem nemusí nutně vytvořit koeficienty, které by odpovídaly ortogonálnímu uspořádání. Hatze v roce 1988 vytvořil modifikaci DLT nazývanou modifikovaná DLT (anglicky: modified DLT, MDLT), která tento problém řeší.

Modifikací DLT transformace, která tuto podmínku také zajišťuje, je PPT (anglicky: physical parameter transformation). Stejně jako DLT i tato technika je založena na kolineárních fotogrammetrických vztazích. V tomto případě rotační orientační matrice kamery s ohledem na prostorový souřadný systém zajistí 9 z 16 fyzických parametrů. Pokud je rotační orientační matrice kamery vyjádřena jako funkce tří odpovídajících úhlů, počet fyzických parametrů se sníží na 10. Minimalizace chyby mapování s ohledem na těchto 10 fyzických parametrů automaticky zajistí ortogonalitu výsledné orientační matrice. PPT metoda může být použita i pro panorámující kamery, pokud je známa změna orientace kamery.

Stivers a kol. (1993), který tuto metodu publikoval, sledoval rozdíl v přesnosti při použití DLT a PPT s panoramováním při filmování dvou kontrolních objektů, z nich každý byl složen z 15 symetricky rozmístěných bodů. Každý z objektů měl objem 1 m^3 . Souřadnice každého bodu byly změřeny s přesností 3 mm. Tyto dva objekty byly od sebe horizontálně vzdáleny 3 metry. Kalibrace prostoru a orientace os souřadného systému byly provedeny pomocí pravého z obou objektů. Byly použity tři kamery. Boční panorámující kamera spolu s čelní stacionární kamerou byly použity pro PPT. Třetí kamera byla boční stacionární a její data byla společně s čelní stacionární kamerou použita pro DLT. Přesnost byla zjištěna pomocí spočítání střední kvadratické hodnoty pro rekonstruované objekty. Chyba rekonstrukce pro nekalibrační objekt (levý) byla 29,8 mm pro DLT a 5 mm pro PPT.

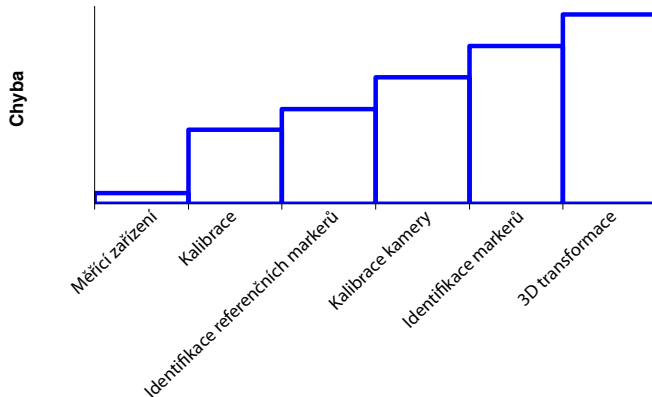
Rekonstrukční chyba pro pravý objekt byla 5,34 mm, pro DLT a 4,6 mm pro PPT. Jelikož PPT metoda vykazala přibližně šestinou chybu při rekonstrukci nekalibračního objektu, Stivers usuzuje, že PPT metoda má lepší extrapolační charakteristiky než DLT, a vysvětluje to faktem, že použití PPT techniky zajišťuje ortogonalitu souřadného systému, což není možné u metody DLT.

V posledních letech DLT transformace ustupuje do pozadí a pro výpočet polohy kamer se využívá metoda zvaná Bunde adjustment (Triggs a kol., 1999) založená na kalibraci pomocí pohybu dvou markerů umístěných na tyči s přesně definovanou vzdáleností a pravouhlého rámu.

4.3. Přesnost měření kinematického analyzátoru

Variabilita pohybu člověka se může vyznačovat velmi malými rozdíly v jednotlivých opakováních. Proto bude klíčovou roli hrát přesnost naměřených kinematických dat. Jejich přesnost ovlivňují následující okolnosti (Allard a kol., 1995):

- Měřicí zařízení – rozlišení kamer vs. velikost markeru, optické zkreslení;
- Kalibrační objekt – jeho velikost vs. vzdálenost kamer;
- Identifikace referenčních markerů – velikost a viditelnost markerů;
- Kalibrace kamery – počet kalibračních markerů, počet naměřených vzorků;
- Identifikace markerů – velikost markerů, pozice markeru na okrajích kalibrovaného prostoru, manuální vs. automatická identifikace;
- 3D transformace – algoritmus výpočtu prostorových souřadnic markeru v prostoru.



Obrázek 2 – Okolnosti ovlivňující chybu rekonstrukce bodu v prostoru (Allard a kol., 1995)

Přesnost určení souřadnic je do velké míry dána kvalitou měřičského objektivu (Pavelka, 2004). Neexistuje objektiv, který by nevykazoval optické vady. Optické vady lze rozdělit na:

- jednobarevné,
- barevné.

A dále na:

- Vady vznikající při zobrazování bodu:
 - o sférická vada,
 - o astigmatismus,
 - o koma.
- Vady vznikající při zobrazování předmětu:
 - o zklenutí pole.
 - o zkreslení pole,

Přičemž sférická vada, koma, barevná vada čoček a astigmatismus mají vliv na kvalitu zobrazení, ale jen druhotně ovlivňují přesnost měření (Pavelka 2004). Distorze objektivu (radiální a tangenciální) ovlivňuje geometrii zobrazení a tudíž mají vliv na přesnost měření. K distorzi objektivu dochází nepřesnostmi při jejich výrobě, kdy jednotlivé prvky objektivu nemají ideální tvar a nejsou srovnány přesně do optické osy.

Poliner, Kluta, Micocci (1993) zjišťovali, jak ovlivňuje optické zkreslení objektivu chybu kinematické analýzy v případě použití DLT transformace bez znalosti vnitřních parametrů kamery. Při experimentu bylo použito 2D analýzy s pouze čtyřmi kalibračními body. Chyby byly vyjádřeny jako rozdíl vzdáleností mezi skutečnými (naměřenými) hodnotami a hodnotami získanými po rekonstrukci. Ukázalo se, že při použití širokoúhlého objektivu byla chyba způsobená zkreslením obrazu až 10 %. Dokonce i při použití standardních objektivů byla zjištěna určitá chyba. Velikost dosažené chyby také ovlivní umístění kalibračních bodů. Poliner, Kluta, Micocci dále zjistili, že:

- Chyby ve středu obrazu byly relativně malé. Dále od středu obrazu se chyby zvětšují, aby se následně zmenšily kolem kontrolních bodů a pak opět zvětšily na okrajích obrazu.
- Chyby na okrajích obrazu se zmenšovaly, pokud byly kontrolní body umístěny blíže k okrajům.
- Poloha a velikost prvního maxima chyby se zvyšuje v závislosti na vzdálenosti kontrolních bodů od středu obrazu.

V případě, že kontrolní body byly umístěny v 80 % vzdálenosti od středu obrazu nahoru a dolů a zároveň 57 % vzdálenosti k pravému a levému okraji, byly maximální naměřené chyby 0,5 % pro standardní objektiv a 1,5 % pro širokoúhlý objektiv.

Z uvedeného vyplývá, že pro minimalizování chyb je nutné umístit kameru tak, aby se sledovaný pohyb odehrával v plném rozsahu obrazu záznamu, čímž se zajistí maximální možné rozlišení a zároveň zvolit kalibrační body tak, aby rovnoměrně pokrývaly celou tuto oblast.

Existuje celá řada zdrojů chyb kinematické analýzy, ale nejvýznamnější a nejčastěji zanedbávaný zdroj největších chyb je přičítán kalibračnímu objektu. Kalibrace využívaná při DLT používá kalibračních kontrolních bodů, které jsou rozmístěny v prostoru (zpravidla na pevném rámu) a jejichž souřadnice v globálním souřadnicovém systému jsou předem známy. Tento rám se umísťuje do prostoru, v němž se bude odehrávat sledovaný pohybový děj a s jeho pomocí se následně počítají vnější a vnitřní parametry kamer. Nověji se kalibrace provádí pohybem tyče se dvěma značkami na koncích v prostoru budoucího pohybu sledovaného objektu. Cerveti, Borghese a Pedotti (1998) porovnávali tyto dvě kalibrační metody (tedy metodu Bunde adjustment s „klasickou“ s použitím pevných kontrolních bodů s definovanými souřadnicemi na bázi DLT) a došli k závěru, že obě metody kalibrace poskytují srovnatelné výsledky.

Jelikož není možné kalibrovat zařízení na vyšší přesnost, než je přesnost standardu, vůči kterému jej porovnáváme, doporučuje se, aby kalibrační standard byl desetkrát přesnější než požadovaná přesnost analýzy (Doeblin, 1975). Minimální počet referenčních bodů pro zjištění neznámých parametrů je různý pro různé rekonstrukční techniky. Leroux, Allard a Murphy (1990) měřili pozici značek s přesností $\pm 0,02$ mm na kalibračním rámu o objemu $0,027$ m³ (o hraně $0,3$ m), při vzdálenosti kamery od objektu $0,6$ m. Pro 8 kalibračních bodů činila velikost absolutní chyby $0,41$ mm, pro 21 bodů byla absolutní chyba 34 mm.

Rozmístění referenčních značek je také velmi důležité. Leroux, Allard a Murphy (1990) porovnávali chyby po kalibraci s dodatečnými značkami vysunutými dopředu, dozadu nebo doprava vůči referenční krychli. Za začátek umístili 8 referenčních bodů na rohy krychle. Poté bylo přidáno dalších sedm markerů. Výsledky ukazují, že posunutí referenčních bodů přibližně zdvojnásobilo velikost chyby, a to zejména v rovině kolmé na rovinu záznamu. Aby byly omezeny chyby způsobené extrapolací, měly by se všechny sledované body pohybovat uvnitř kalibrovaného prostoru. U bodů, které se nacházely vně kalibrovaného prostoru, byly chyby přibližně dvojnásobné nebo i větší. K podobným zjištěním došli i Wood a Marshall (1986), kteří zjistili, že extrapolací chyby byly o 50–100 % větší než chyby intrapolační.

Přesnost měření může být posuzována ze dvou hledisek (Allard a kol., 1995):

- 1) Opakovatelnost měření od jednoho snímku k druhému – *preciznost*. Preciznost může být vyjádřena jako standardní odchylka chyb děleno rozsahem pohybu, jenž je definován jako diagonála prostoru, v němž se pohyb odehrává (za předpokladu, že se jedná o kvádr). Může být měřena s použitím statických značek a měří pouze chyby („šumy“) systému. Pomocí preciznosti ale nelze definovat měřicí systém, protože závisí na základním rozlišení snímacího senzoru a zároveň na pozici markerů použitých v testu. Proto je nutné použít lépe hodnotící kritéria.
- 2) Sledování chyb vypočtených jako rozdíl mezi naměřenými hodnotami a skutečností – *přesnost*. Přesnost měření poskytuje více konzistentní informace odrážející chyby, s nimiž se setkáváme při 3D analýze. Pro měření přesnosti porovnáváme souřadnice získané rekonstrukcí bodů se skutečnými souřadnicemi. Nejpreciznější moderní systémy jsou schopny měřit odchylky menší než $0,5$ mm v krychli o straně $1,5$ m, což do značné míry představuje současný technologický limit (Ferigno, 1990).

Alternativou je použití statistického přístupu. K tomu lze například použít tyče s přesně určenou délkou se dvěma markery na koncích, která se pohybuje v definovaném prostoru. Lze měřit odchylky naměřené délky od skutečné (Borghese a Ferigno, 1990). Tento typ testu poskytuje informace o zachování délky, ale dále i o přesnosti měření v osách souřadného systému. K tomu je zapotřebí zjistit odchylky v absolutní vzdálenosti značek na koncích tyče a dále analyzovat chyby značek v osách souřadného systému. Chyba ve vzdálenosti v jednotlivých osách je převedena na vektory a tyto jsou následně promítnuty na osy souřadného systému, čímž lze získat složky chyb v ose Z, Y, a X. Borghese a Ferigno (1990) dále zjistili, že standardní odchylky chyb každého markeru byly $1/\sqrt{2}$ krát větší než standardní odchylka vzdálenosti. Dále zjistili, že přesnost v osách závisí na postavení kamery. Prokázali, že nejvyšší přesnosti se dosahuje při úhlu kamery blížícímu se 90° . V tomto případě jsou chyby rozmístěny v poměru $1:1$ ve vertikále a $\sqrt{2}:1$ v horizontále a v hloubce.

Yuan a Ryd (2000) analyzovali chyby při rentgenové stereometrické analýze. Zjistili, že chyby v ose Z (kolmé na pohled obou kamer) byly v porovnání s osou X a Y přibližně 2,7 krát větší. Dále sledovali vliv počtu kalibračních bodů na velikost chyb při rekonstrukci a

zjistili, že pokud se počet kalibračních bodů zvýšil ze 7 na 21, přesnost se zvýšila o 11 %, ale při dalším zvyšování počtu kontrolních bodů se přesnost zvyšovala jen málo. Zvýšení počtu kalibračních bodů může zlepšit orientaci kamery v prostoru, ale nezmění rozmístění chyb, takže největší chyby budou vždy na okrajích analyzovaného prostoru a čím dále se pohyby odehrávají od kalibrovaného prostoru.

Dalším klíčovým okamžikem ovlivňujícím přesnost 3D rekonstrukce je synchronizace kamer. Jelikož kamery s fázovou synchronizací jsou velmi drahé, používají se různé techniky, jak dosáhnout této synchronizace jinak a tím ušetřit nemalé finanční prostředky. Pourcelot a kol. (2000) navrhuje několik způsobů, jak tuto synchronizaci zabezpečit. Mezi nejjednodušší patří detekce určitého klíčového okamžiku v průběhu pohybu zaznamenaného současně všemi kamerami. Další možností je použití světlo emitujících diod či použití fotoblesku či zažínání žárovek. Tyto synchronizační techniky však neberou v úvahu časový posun mezi kamerami, který může vést ke značným nepřesnostem v analýze. Tento nedostatek lze odstranit využitím genlokovatelných videokamer nebo využitím numerických metod synchronizace. Matematické synchronizace hledají takový rozdíl ve fázování vedoucí k nejmenším chybám v DLT pohybujícího se objektu. Pourcelot a kol. (2000) zjistil, že matematická synchronizace může spolehlivě nahradit hardwarovou. K podobným závěrům došli i Yeadon a King (1999), kteří také prováděli synchronizaci dat získaných ze standardních videokamer pomocí dodatečných výpočtů při DLT. Zjistili, že chyba naměřených dat vyjádřená jako střední kvadratická hodnota byla okolo 0,010–0,011 m pro různé kamery, počet kalibračních bodů, vzdálenost kamery od pohybujícího se objektu apod.

Pro vyjádření těchto chyb měřicího přístroje se používají různé hodnoty, např. rozptyl, směrodatná odchylka, rozptyl aritmetických průměrů, směrodatná odchylka aritmetických průměrů, střední kvadratická hodnota apod.

Střední kvadratická hodnota (anglicky: root mean squared, rms) je odmocnina z průměru čtverců a používá se pro zjišťování efektivních hodnot funkcí oscilujících kolem nuly a u kterých nezáleží na znaménku. Používá se tedy místo klasického průměru, protože u funkcí tohoto typu je vlastně roven nule. U funkcí, které nepřekračují osu x , je rms rovno absolutní hodnotě průměru, v našem případě (viz testy v kapitole 2.8.6) tedy přímo rovno průměru.

$$rms = \sqrt{\frac{\sum x_i^2}{n}} \quad (5)$$

Rozptyl (výběrový) (anglicky variance, var):

$$s^2 = \frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1} \quad (6)$$

Směrodatná odchylka je odmocnina z rozptylu (anglicky: standard deviation nebo root mean square error) a používá se pro odhad chyby měření při jeho jedné realizaci.

$$s = \sqrt{s^2} \quad (7)$$

Rozptyl aritmetických průměrů:

$$\bar{\sigma}^2 = \frac{s^2}{n} \quad (8)$$

Směrodatná odchylka aritmetických průměrů se používá pro odhad chyby měření při n realizacích stejného měření.

$$\bar{\sigma} = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (9)$$

Rozptyl aritmetických průměrů a směrodatná odchylka aritmetických průměrů se používají pro stanovení chyby měření při více opakování téhož měření (čím vícekrát se měření zopakuje, tím menší je pravděpodobnost chyby).

Při stanovení chyby přístroje zjišťujeme směrodatnou odchylku jako takovou. Při vlastním měření se pak výsledek uvádí jako:

$$X = x \pm s \quad (10)$$

Při opakovaných měřeních se výsledek uvádí jako:

$$X = \bar{x} \pm \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (11)$$

Allard a kol. (1995) doporučuje používat střední kvadratickou hodnotu, která mnohem spolehlivěji ukazuje na odhad přesnosti použitých metod a vyjadřuje ji takto:

$$E_{RMS} = \frac{\sqrt{\sum (x_R - x_i)^2}}{n} \quad (12)$$

kde n odpovídá počtu pozorování, x_r je referenční hodnota a x_i je chybová (naměřená) hodnota.

4.3.1 Kinematický analyzátor Qualisys

Mezi nejrozšířenější kinematické analyzátory patří optoelektronická zařízení využívající buď pasivní nebo aktivní značky (markery) umístěvané na tělo. Předním výrobcem takového zařízení je švédská firma Qualisys. Jejich systém používá pro sledování pohybu měřeného objektu vysokofrekvenční kamery s využitím pasivních či aktivních markerů. Jedná se o technologii, která může poskytovat prostorové souřadnice téměř v reálném čase (zpoždění 7 ms). Softwarové nástroje, které jsou součástí systému, umožňují jak snadné výpočty základních kinematických veličin, tak i náročné komplexní kalkulace (modely tělních segmentů, Eulerovy úhly apod.).

Systém využívá široce rozšířený princip odrazu infračerveného světla od reflexního materiálu naneseného na povrch značky, která se připevňuje na pohybující se objekt. Vnitřními algoritmy a infračerveným filtrem umístěným před objektiv kamery lze docílit toho, že systém registruje pouze odrazy od reflexního materiálu na povrchu značek a tudíž je relativně snadné odečíst polohu středu markeru na záznamovém médiu. Systém Qualisys využívá pro záznam obrazu optické senzory s vysokým rozlišením (v našem případě CMOS s rozlišením 1,3 Mpx), které umožňují v plném rozlišení snímat pohyb s frekvencí až 500 Hz. Počet kamer je v podstatě neomezený a pro počet současně sledovaných markerů je limitující hodnotou 400 markerů. Podrobnosti k technickým parametrům kamer jsou v tabulce 1.

	3-SERIE
Velikost CMOS senzoru (pixelů)	1280×1024
Maximální frekvence v plném rozlišení	500 f/s
Maximální frekvence s redukovaným polem zobrazení	10000 f/s
Maximální počet markerů při maximální frekvenci	400
Maximální frekvence videozáznamu v plném rozlišení	500 f/s

Tabulka 1 – Parametry použitých infračervených kamer Oqus 300

Systém využívá různé typy kalibrace. Nejčastěji se využívá kalibrace pomocí hůlky, na jejíchž koncích jsou umístěny reflexní značky (markery), jejichž vzdálenost je přesně změřená, a rámu ve tvaru L. (tzv. wand calibration). Touto hůlkou se pohybuje v prostoru, kde se bude realizovat vlastní měření. Tím vznikne řada 2D snímků, ale 3D souřadnice nejsou známy. Pro spočítání externích parametrů a 3D souřadnic markerů na hůlce se využívá proces nazývaný Bundle adjustment (Triggs a kol, 1999).

Interní parametry pro použitý standardní objektiv Cosina 24 mm jsou následující: (v subpixelech, kde pro kameru Oqus-3 je na CMOS 81 920 subpixelů v horizontálním směru, což při fyzické velikosti čipu 17,9 mm představuje 0,000218505 mm (17,9 mm / 81 920 subpixelů)).

Fokální vzdálenost:	13498.17968750000 113521.71875000000
Střed:	42015.636718750000 32412.833984375000
Radiální distorze:	-0.10826636105775833 +0.095059312880039215
Tangenciální distorze:	-0.00019168834842275828 +0.00080710696056485176
Šikmost:	0.0000000000000000

Rozdíly mezi jednotlivými kamerami se projeví na třetím řádu (s výjimkou tangenciální distorze, kde jsou rozdíly značné).

Určení polohy markeru v prostoru se děje za použití triangulace. Aby se minimalizoval počet falešných markerů, sleduje se pohyb markeru v prostoru (tzv. tracking) s cílem vytvořit trajektorii markeru v prostoru. Podaří-li se vysledovat pohyb markeru pro několik snímků, je možné predikovat polohu markeru v následujícím snímku a společně s průsečíkem paprsků minimalizovat vznik falešných trajektorií vznikajících díky náhodnému křížení paprsků.

Provedli jsme několik testů, abychom zjistili, jak přesně dokáže kinematický analyzátor Qualisys identifikovat stacionární i pohybující se bod v prostoru.

Pro posouzení jsme použili následující testy:

- Statické testy
 - o Frekvence kamer, velikost markeru a 3D reziduál;
 - o Počet kamer, velikost markeru a 3D reziduál;

- Dynamické testy
 - o Vzdálenost dvou bodů v prostoru;
 - o Úhel v prostoru.

Při testování bylo postaveno deset kamer Oqus-3 okolo místa měření ve vzdálenosti cca 2 m. Poloha kamer vzhledem k počátku globálního souřadného systému byla následující:

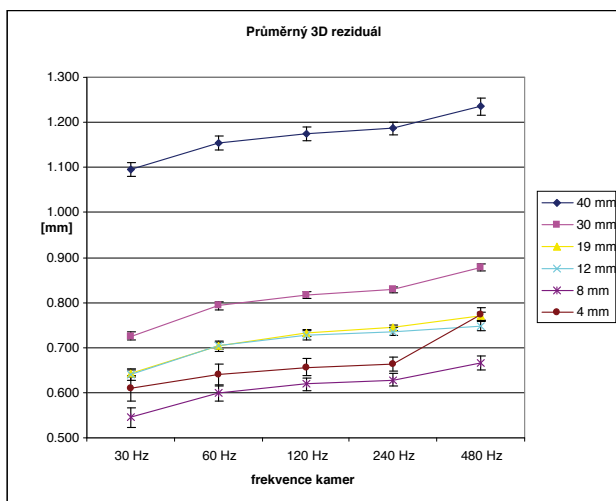
Kamera č.	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	Průměrný reziduál při kalibraci [mm]
01	633.48	1585.41	1780.71	0.56953
02	1668.34	-1127.44	1760.76	0.63138
03	-365.37	1741.45	1792.51	0.62359
04	-372.26	-1379.45	1804.76	0.71480
05	157.34	-1695.13	1795.26	0.55139
06	-1078.40	254.37	1731.01	0.51106
07	-1099.00	1122.07	1766.86	0.75749
08	1632.21	999.49	1799.83	0.71635
09	-1067.46	-385.69	1717.34	0.57381
10	1886.94	-174.11	1764.75	0.62808

Tabulka 2 – Poloha kamer vzhledem k počátku globálního souřadného systému

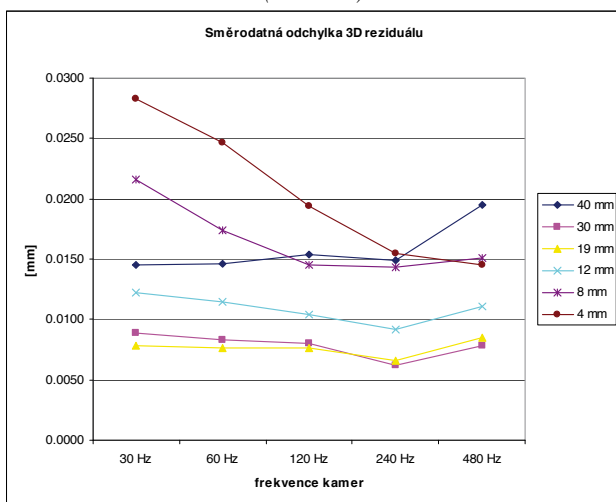
Pro statické testy jsme na rovnou desku umístěnou ve výši 0,75 m nad zemí položili šest markerů velikosti 4, 8, 12, 19, 30 a 40 mm a zaznamenali jejich polohu s různou záznamovou frekvencí (30, 60, 120, 240 a 480 Hz). Následně jsme vyhodnotili velikost 3D reziduálu a směrodatné odchylky 3D reziduálu pro různou frekvenci kamer, počet kamer a velikost markeru. Pro dynamické testy byla použita tyč s markery na koncích, u níž byla od výrobce stanovena jejich vzdálenost, a rám ve tvaru L, na němž byly umístěny tři markery (dva na koncích a jede na vrcholu). Tyto tři markery byly následně použity pro výpočet tříbodového úhlu. Tyčí a rámem jsme volně pohybovali v kalibrovaném prostoru po dobu 5 s a pohyb jsme snímali s různou záznamovou frekvencí.

4.3.2 Frekvence kamer, velikost markeru a 3D reziduál

Obrázek 3 a 4 ukazuje, že s rostoucí frekvencí významně roste velikost 3D reziduálu a současně se hodnota 3D reziduálu významně zvyšuje s velikostí markeru, zatímco směrodatná odchylka s rostoucí frekvencí mírně klesá.



Obrázek 3 – Průměrná velikost 3D reziduálu pro různou frekvenci kamery a velikost markeru (10 kamer)

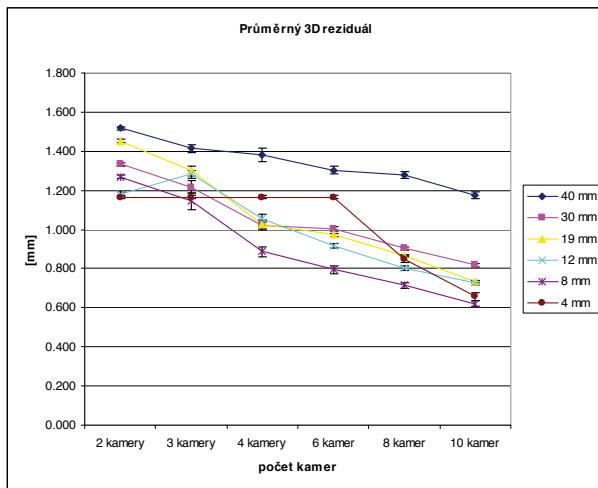


Obrázek 4 – Směrodatná odchylka průměrného 3D reziduálu pro různou frekvenci kamery a velikost markeru

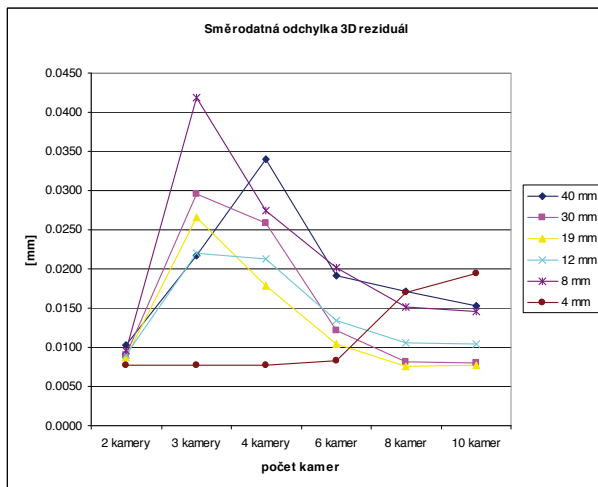
4.3.3 Počet kamer, velikost markeru a 3D reziduál

Obrázek 5 a 6 ukazuje, že průměrný 3D reziduál klesá s rostoucím počtem kamer, které v daném okamžiku sledují marker, a klesá také se zmenšující se velikostí markeru. Směrodatná odchylka byla velmi nízká při dvou kamerách, pro tři kamery výrazně roste a pak

s rostoucím počtem kamer klesá. Za povšimnutí stojí fakt, že u markeru velikosti 4 mm byl 3D reziduál poměrně velký i s rostoucím počtem kamer a přitom byla jeho SD velmi nízká. Domníváme se, že velikost markeru se již pohybovala na hranici rozlišení kamer resp. pod ní, takže poloha markeru byla ve skutečnosti spočítána z méně kamer.



Obrázek 5 – Průměrná velikost 3D reziduálu pro různý počet kamer a velikost markeru (120 Hz)



Obrázek 6 – Směrodatná odchylka průměrného 3D reziduálu pro různý počet kamer a velikost markeru (120 Hz)

4.3.4 Vzdálenost dvou bodů v prostoru a frekvence kamer

Referenční hodnota daná výrobcem byla 750,4 mm. Naměřené hodnoty ukazuje tabulka 3.

Frekvence [Hz]	30	60	120	240	480
Průměr [mm]	750.55	750.53	750.73	750.57	750.64
Sm.odch. [mm]	0.434	0.457	0.425	0.756	0.660

Tabulka 3 – Naměřená vzdálenost při různé snímací frekvenci (pro deset kamer)

4.3.5 Úhel v prostoru a frekvence kamer

Obdobně jsme postupovali při hodnocení přesnosti výpočtu tříbodového úhlu. Referenční hodnota byla 90°. Naměřené hodnoty jsou v tabulce 4.

Frekvence [Hz]	30	60	120	240	480
Průměr [°]	90.23	90.33	90.34	90.33	90.34
Sm.odch. [°]	0.0914	0.1040	0.0688	0.0686	0.0807

Tabulka 4 – Naměřený úhel při různé snímací frekvenci (pro deset kamer)

4.3.6 Shrnutí k přesnosti kinematického analyzátoru

3D reziduál stacionárního markeru velikosti 12 mm pro 4 kamery snímající frekvencí 120 Hz byl 1,056 mm ($s = 0,0214$), ale i v případě, že je poloha markerů v daný okamžik počítána pouze ze dvou kamer, hodnota 3D reziduálu byla 1,181 mm ($s = 0,009$). 3D reziduál stacionárního markeru vykazuje minimální detekovatelné rozdíly. U pohybujících markerů jsou hodnoty vyšší. Při rekonstrukci bodů pohybujících se v prostoru systém pracoval s chybou okolo 0,5 mm, respektive 0,1°.

5. Tvorba biomechanického modelu

5.1. Umístění markerů

Principiálně se při kinematické analýze používají tři typy markerů:

1. Fyzické markery umístěné na anatomických částech těla
2. Fyzické markery umístěné v poli na tuhé desce, připevněné k tělnímu segmentu
3. Virtuální markery, jejichž souřadnice jsou odvozeny z fyzických markerů

Při připevňování fyzickým markerů je nutné se vyvarovat pohybových artefaktů, kdy se marker na kůži pohybuje jinak než pod ním ležící kost, způsobených hmotností markerů a způsobem připevnění na tělo. (Karlsson and Tranberg, 1999). V zásadě existují čtyři možnosti konfigurace markerů:

- Markery na čepu připevněném do kosti
- Marker připevněný na kůži v určitém anatomicky definovaném místě
- Pole markerů připevněných na tuhé desce
- Kombinace markerů v anatomických místech s polem markerů

Pole tří nekolineárních markerů na čepu, který je pevně spojen s kostí, je často považován za „zlatý standard“, ke kterému se porovnávají jiné metody umístění markerů. Je zřejmé, že přímé spojení markerů s kostí dává nejpřesnější možnost měřit pohyb kosti (Fuller et al., 1997; Reinschmidt et al., 1997).

Nejméně přesnou metodou umístění markerů jsou tři individuální nekolineární markery umístěné přímo na kůži (Fuller et al., 1997; Reinschmidt et al., 1997; Karlsson and Tranberg, 1999). Jelikož takovéto tři markery se budou pohybovat nezávisle na sobě, budou zdrojem velké chyby při následných kalkulacích. Fuller et al. (1997) ukázal pohyb individuálních markerů vzhledem ke kosti až 20 mm, avšak jiné studie zjistili pohyby až 40 mm (Reinschmidt et al., 1997). Reinschmidt et al., (1997) zjistil dobrou shodu mezi markery na kůži a na kosti v případě flexe/extenze v koleni (21 %), ale velké rozdíly v případě abdukce/addukce (63%) a rotace (70%). Důležité je také upozornit, že pohyb markerů na kůži závisí na typu prováděného pohybu. U pohybů s velkým zrychlením se rozdíly zvyšují.

Často se markery umísťují na nekolineární pevnou desku, která je následně připevněna k tělnímu segmentu (McClay and Manal, 1999; Manal et al., 2000). Jelikož jsou markery pevně spojeny s deskou, je vyloučen jejich vzájemný pohyb a nejsou tedy nezávislé. Angeloni et al. (1993) ukázal významné zmenšení chyby při umístění markerů na desku ve srovnání s volným přilepením na kůži. Výhoda tohoto řešení je nejen ve vyšší přesnosti, ale také z praktického hlediska je jednodušší na tělní segment připevnit desku než tři individuální markery.

Manal et al. (2000) vyhodnocoval několik konfigurací destiček s markery (clustery) připevněných na bérec a došel k závěru, že optimální je cluster se čtyřmi markery. Navrhl, aby byl cluster umístěn více distálně, aby se minimalizoval vliv měkkých tkání. Přesto naměřil rozdíly v rotaci až 2 stupně okolo mediolaterální osy a předozadní osy a 4 stupně okolo axiální osy dokonce při optimálním rozložení markerů.

V některých případech se triáda markerů skládá ze dvou připevněných anatomických míst na kůži a jednoho na krátké tyčce směřující laterálně od segmentu. Marker na tyčce slouží ke zpřesnění výpočtu rotací okolo axiální osy. Karlsson and Tranberg (1999) tvrdí, že hybnost markeru na tyčce by mohla při rychlých pohybech převážít pohyby kůže.

Proto je nutné si při rozhodování o konfiguraci markerů uvědomit omezení vyplývající z 3D měření souřadnic. V ideálním případě by měly markery být umístěny na čepu pevně spojeném s kostí. To pochopitelně zpravidla není proveditelné, a proto se výzkumník musí rozhodnout, které rozložení externích markerů bude optimální vzhledem k zamýšlenému experimentu. Dále přesnost měření se liší segment od segmentu i v osách souřadného systému. Je zřejmé, že relativně spolehlivá data lze získat u všech segmentů při flexi a extenzi. Bohužel rotace kolem druhé osy jsou již méně spolehlivé, zejména jedná-li se o rotace kolem axiální osy segmentu.

5.2. Definice modelu segmentu

Lidský pohybový aparát se skládá z jednotlivých částí těla (tělních segmentů), které je možné za cenu určitého zjednodušení považovat za tuhá tělesa. Tuhé těleso nemění při pohybu účinkem působících sil svůj tvar ani objem. Ovšem ve skutečnosti se při pohybu lidského těla s dokonale tuhým tělesem nesetkáváme, protože působící síly vždy deformují tvar jednotlivých tělních segmentů a mění se i poloha jednotlivých segmentů vůči sobě.

Pro sestrojení modelu segmentu je nutné na něj umístiti tři markery (fyzické či virtuální), které definují proximální a distální konec segmentu a frontální rovinu lokálního souřadného systému segmentu.

Minimálně tři nekolineární markery (nesmí být umístěny na přímce) jsou nezbytné pro sledování pohybu segmentu v prostoru se šesti stupni volnosti.

- Segment je tuhé těleso definované lokálním souřadným systémem a délkou
- Segment je specifikován proximálním a distálním koncem a orientací
- Počátek lokálního souřadného systému se zpravidla umísťuje do těžiště segmentu, ale může být umístěn i jinde (např. na proximálním konci).

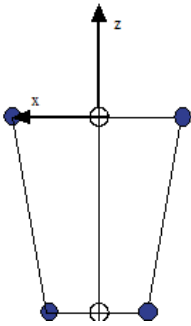
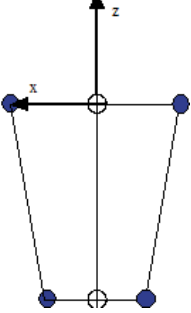
Orientace souřadného systému segmentu zpravidla vychází z anatomických os, ale není to pravidlo. Kinematický analyzátor měří umístění a orientaci markerů. Z ní je následně spočítána poloha (umístění a orientace) segmentu. Tělní segment, který neobsahuje žádné markery nelze zrekonstruovat a sledovat jeho pohyb.

Výsledkem tvorby biomechanického modelu těla je sada tuhých těles reprezentujících tělní segmenty (zpravidla větší skupiny kostí) a převedení polohy jednotlivých markerů do polohy segmentů. Je nutné rozlišit fyzické tělní segmenty od modelu segmentů.

Varianta 1 – definice segmentu čtyřmi markery

V případě, že je segment definován čtyřmi body (markery), je jimi vytvořena rovina (zpravidla frontální) procházející těmito body. Pochopitelně, že body nikdy neleží přesně v jedné rovině, v tom případě je metodou nejmenších čtverců nalezena poloha nejbližší rovině.

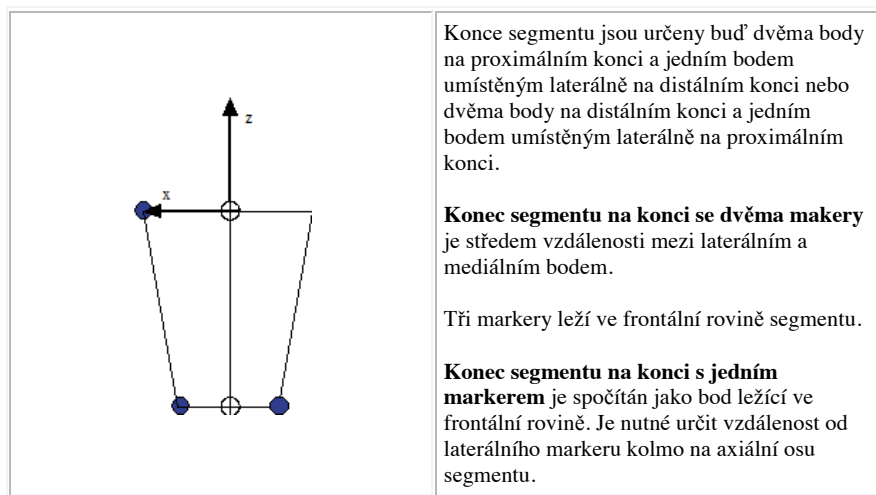
Je nutné definovat dvě polohy na každém konci segmentu. Axiální osa prochází proximálním a distálním koncem segmentu.

	Proximální konec je určen mediální a laterální polohou bodů. Konec segmentu je středem vzdálenosti mezi laterálním a mediálním bodem. Distální konec je určen mediální a laterální polohou bodů. Konec segmentu je středem vzdálenosti mezi laterálním a mediálním bodem.
	Proximální konec je určen kloubem a buď mediálním nebo laterálním bodem. Konec segmentu je kloub. Proximální radius je vzdálenost bodu od kloubu. Distální konec je určen kloubem a buď mediálním nebo laterálním bodem. Konec segmentu je kloub. Distální radius je vzdálenost bodu od kloubu.

Obrázek 7 – Definice segmentu čtyřmi markery

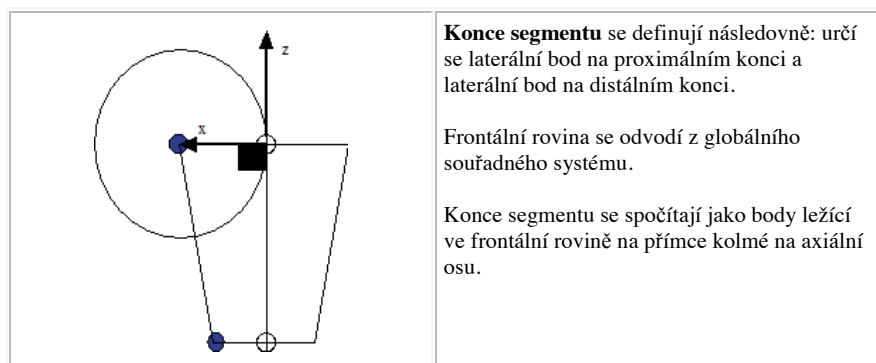
Varianta 2 – definice segmentu třemi body

Vytvoření modelu segmentu ze třech bodů je flexibilnější a umožňuje vyšší kontrolu nad výsledným souřadným systémem segmentu. Na druhou stranu vyžaduje doplňkovou informaci pro vytvoření geometrie segmentu.



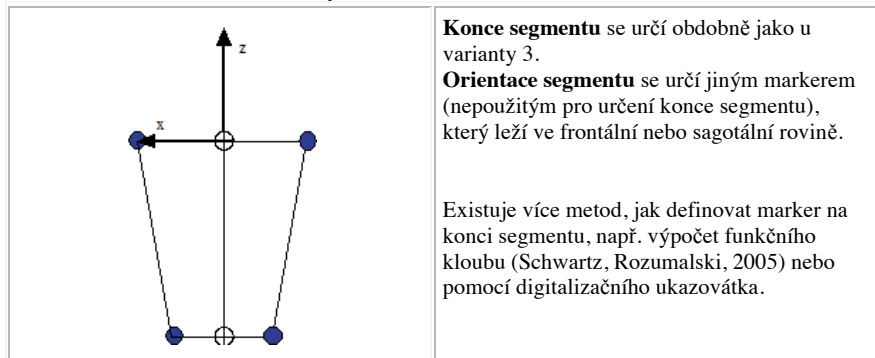
Obrázek 8 – Definice segmentu třemi markery

Varianta 3 – definice segmentu dvěma body



Obrázek 9 – Definice segmentu dvěma markery a rovinou

Varianta 4 – Modifikace varianty 3

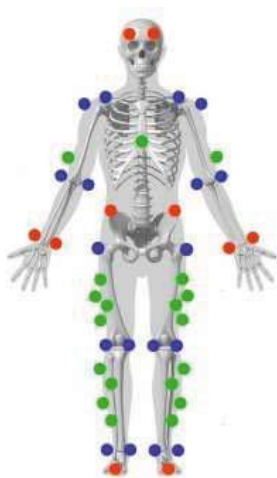


Obrázek 10 – Modifikace varianty 3

5.3. Návod pro umíst'ování markerů

Tento návod vychází z manuálu k biomechanickému programu Visual3D.

Následující obrázek ukazuje příklad umístění markerů, ale existuje řada možností, jak toto umístění modifikovat. V této kapitole si ukážeme některé možnosti. V případech, kdy se používá více variant definice segmentu, si jich ukážeme více.



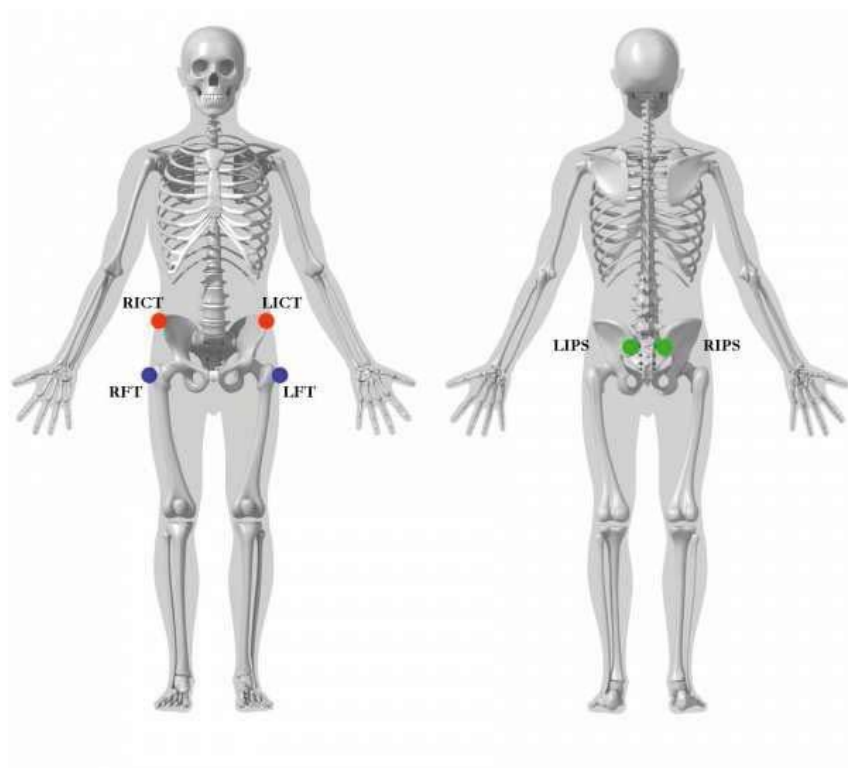
Názvy makrerů jsou odvozeny od: Serge van Sint Jan, Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions: Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations. Churchill Livingstone. 2007 a byly ponechány v angličtině.

Barevné označení markerů slouží k určení rozdílné role:

- **Červené markery** slouží jak k definici segmentu, tak i pro trasování.
- **Zelené markery** se používají pouze pro trasování.
- **Modré markery** slouží pouze pro definici segmentu (a mohou být po kalibraci odstraněny).
- **Černé markery** jsou virtuální používané pro definici segmentu, tak i pro trasování.

5.3.1 Segment pánve

Visual3D Pelvis

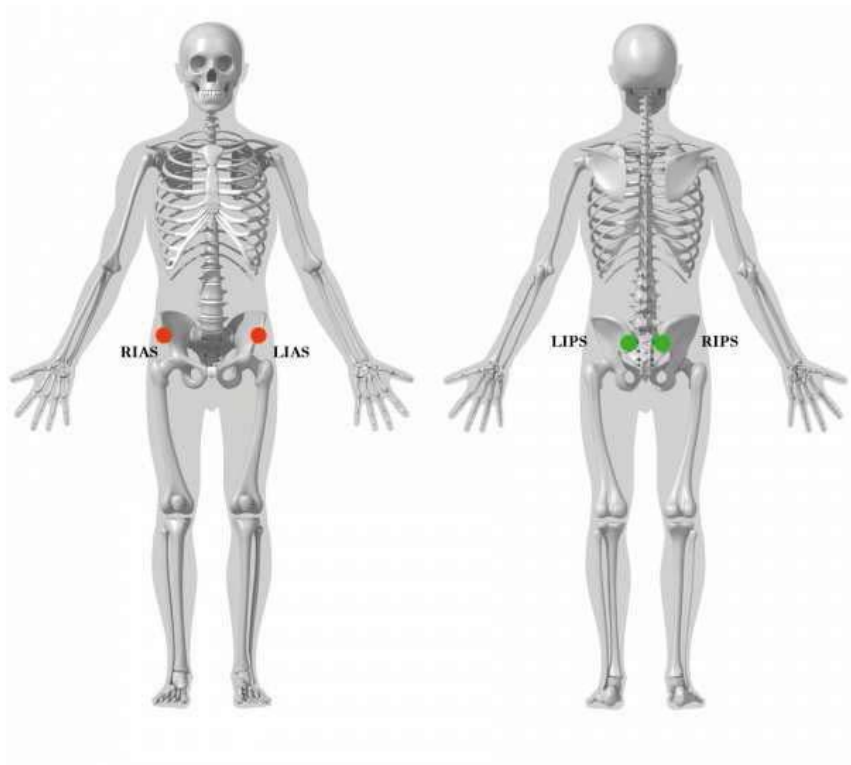


RFT , LFT= Femur greater Trochanter

RICT, LICT= Ilium Crest Tubercle (Iliac Crest)

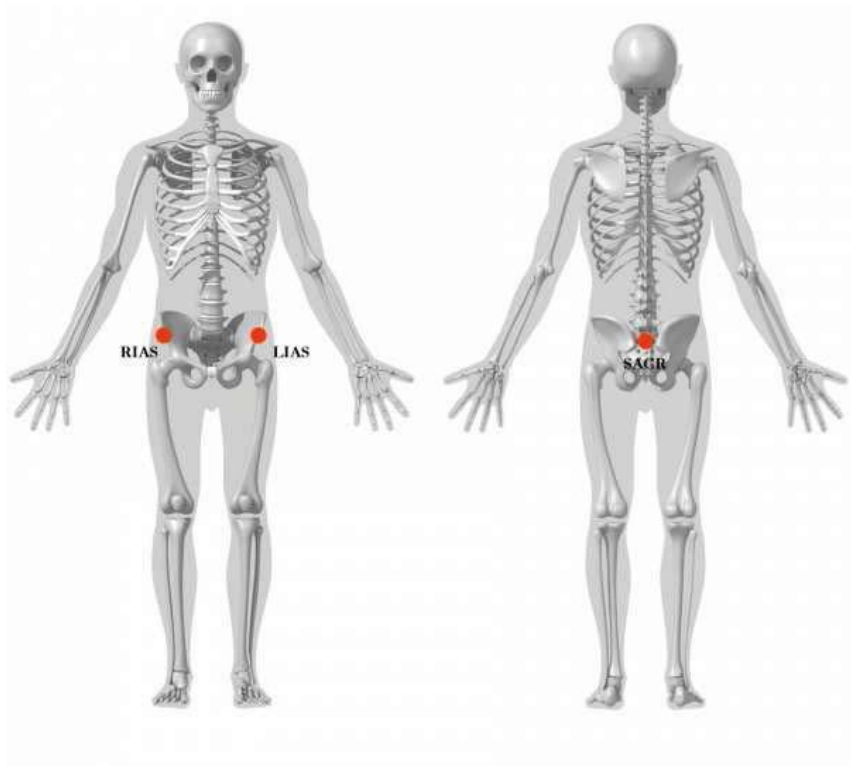
RIPS , LIPS= Ilium Posterior Superior (Posterior Superior Iliac Spine)

Coda Pelvis



RIAS , LIAS= Ilium Anterior Superior (Anterior Superior Iliac Spine)
RIPS , LIPS= Ilium Posterior Superior (Posterior Superior Iliac Spine)

Helen Hayes Pelvis

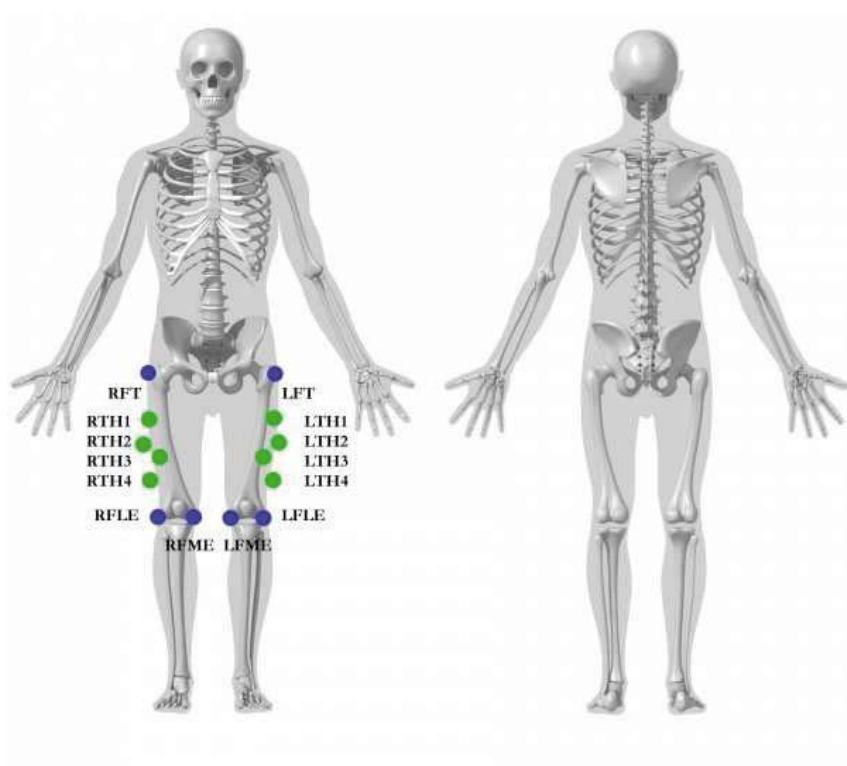


RIAS , LIAS= Ilium Anterior Superior (Anterior Superior Iliac Spine)
SAGR = Sacrum (Mid-point between RIPS and LIPS)

5.3.2 Segment stehna

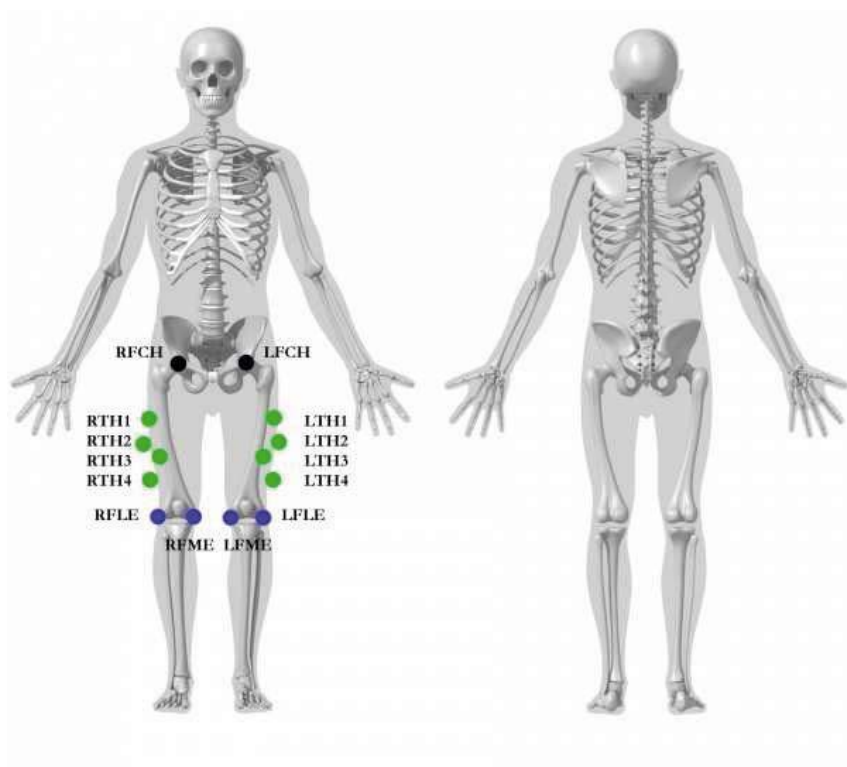
Proximální radius stehna je možné měřit kaliperem nebo jej lze odhadnout jako jednu čtvrtinu vzdálenosti mezi velkými trochantery.

Stehno - model 1



RFT , LFT= Femur greater Trochanter
RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle

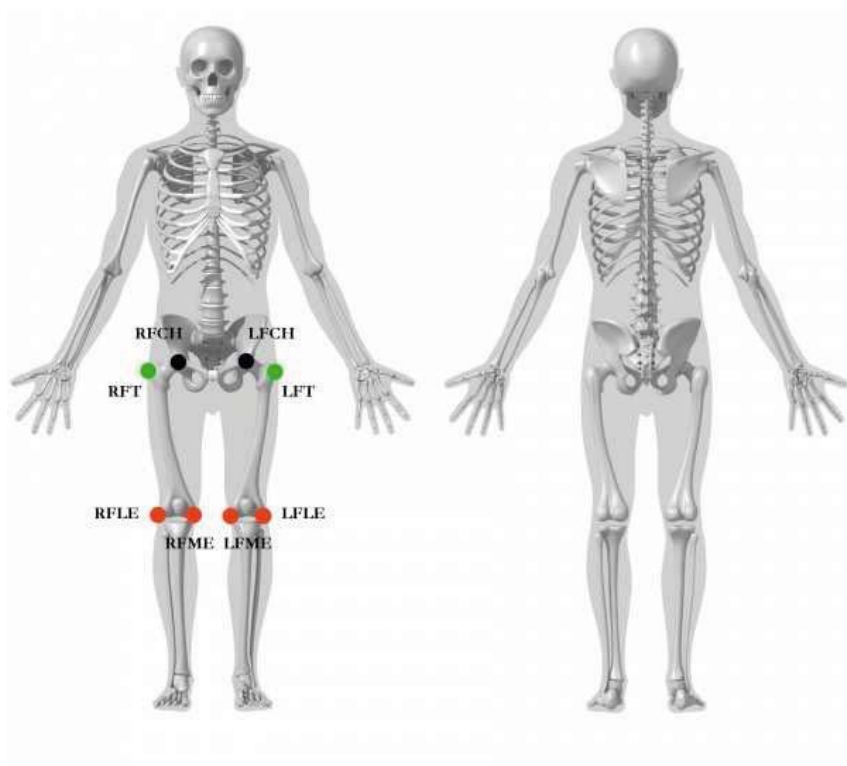
Stehno - model 2



RFCH, LFCH=Femur Center of Head
RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle

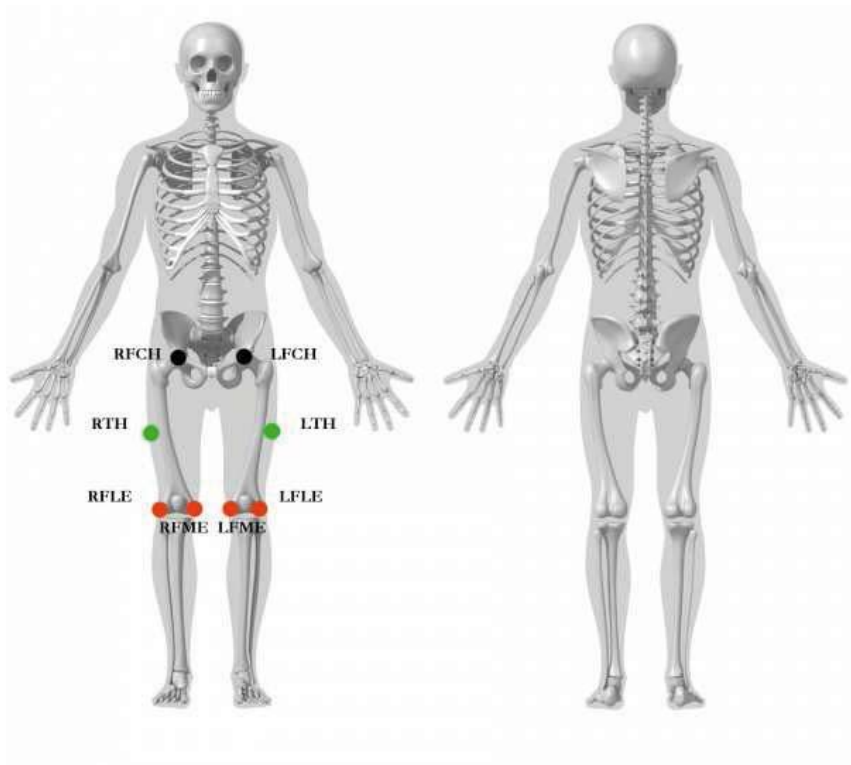
Stehno - model 3

Typicky se používá při analýze chůze.



RFT , LFT= Femur greater Trochanter
RFCH, LFCH=Femur Center of Head
RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle

Stehno - model 4

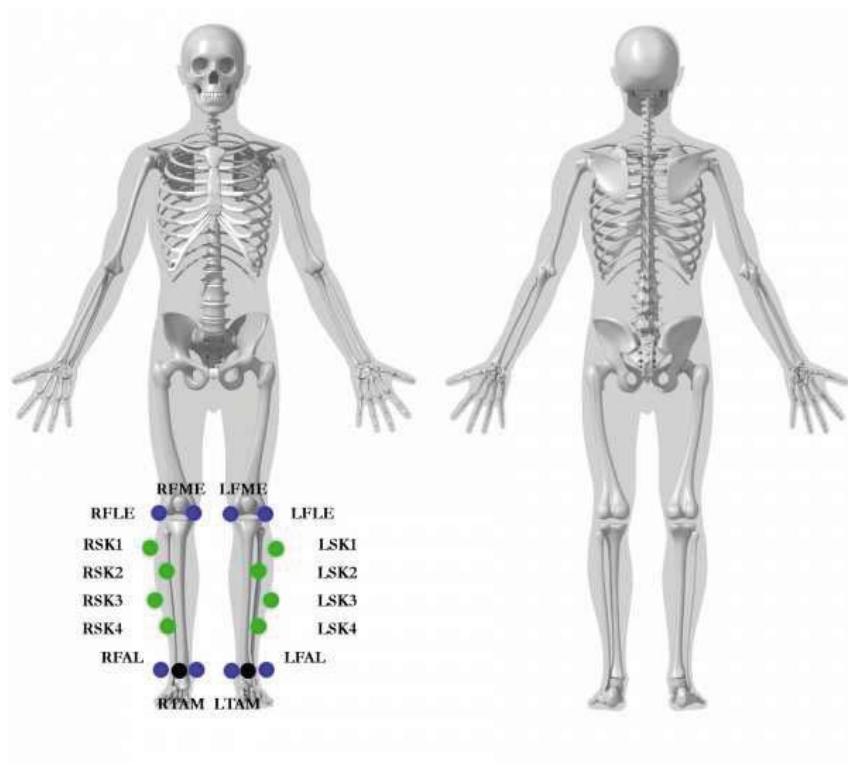


RFCH, LFCH=Femur Center of Head
RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle

5.3.3 Segment bérce

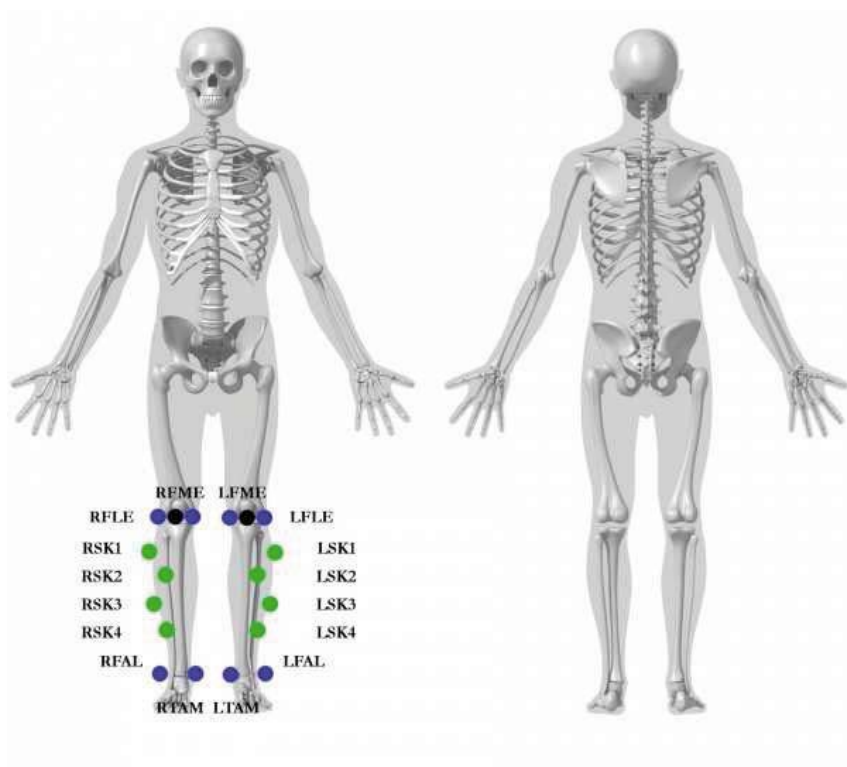
Doporučuje se nepoužívat laterální marker kolene pro trasování, nepoužije-li se zároveň pro trasování současně mediální marker kolene.

Bérec - model 1



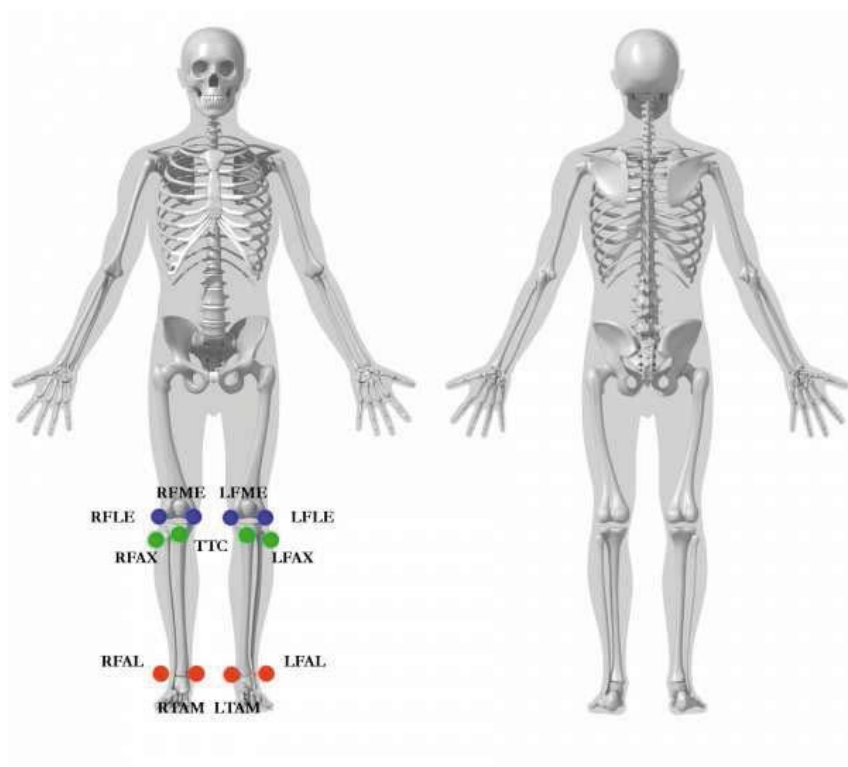
RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle
RFAL, LFAL=Fibula Apex of Lateral Malleolus
RTAM, LTAM= Tibia Apex of Medial Malleolus

Bérec - model 2



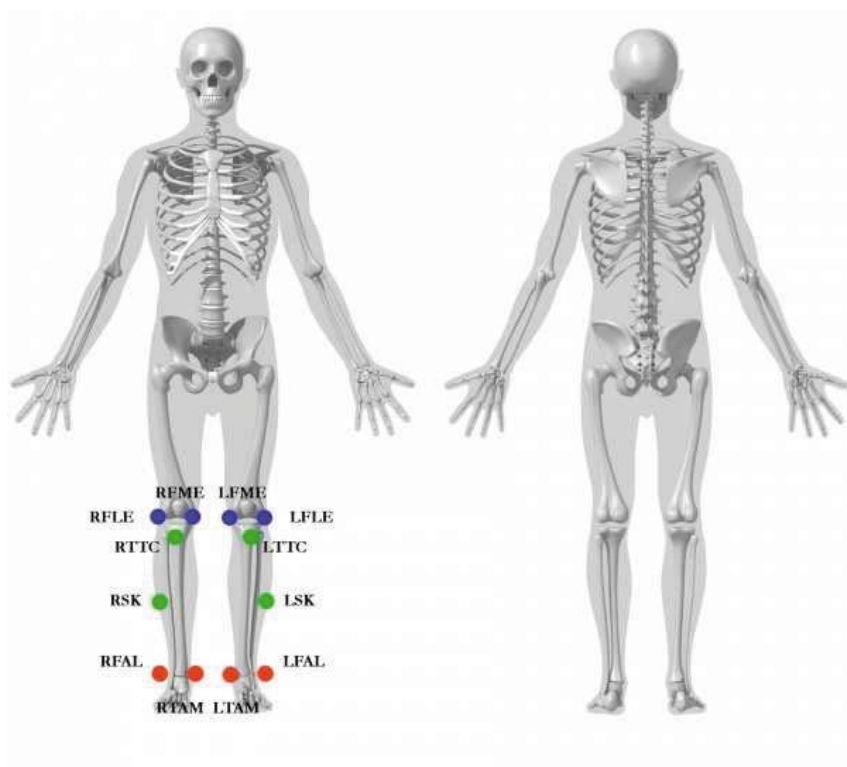
RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle
RFAL, LFAL=Fibula Apex of Lateral Malleolus
RTAM, LTAM= Tibia Apex of Medial Malleolus

Bérec - model 3



RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle
RFAL, LFAL=Fibula Apex of Lateral Malleolus
RTAM, LTAM= Tibia Apex of Medial Malleolus
RFAX, LFAX= Apex of the Styloid Process, head of Tibia
TTC= Right and Left Tibial Tuberosity

Bérec - model 4



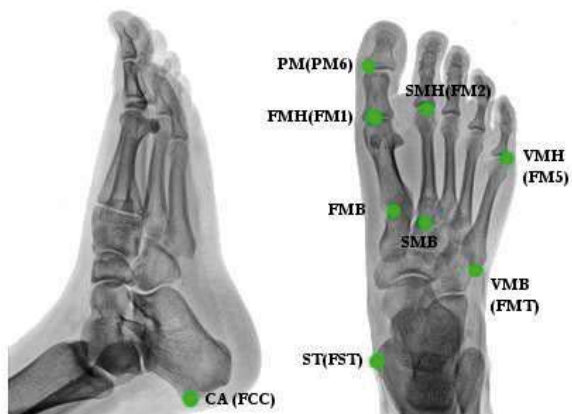
RFLE, LFLE=Femur Lateral Epicondyle
RFME, LFME=Femur Medial Epicondyle
RFAL, LFAL=Fibula Apex of Lateral Malleolus
RTAM, LTAM= Tibia Apex of Medial Malleolus
RTTC,LTTC= Tibial Tuberosity

5.3.4 Segment nohy

Noha tvořená jedním segmentem



Noha tvořená více segmenty
(Leardini, 2007)

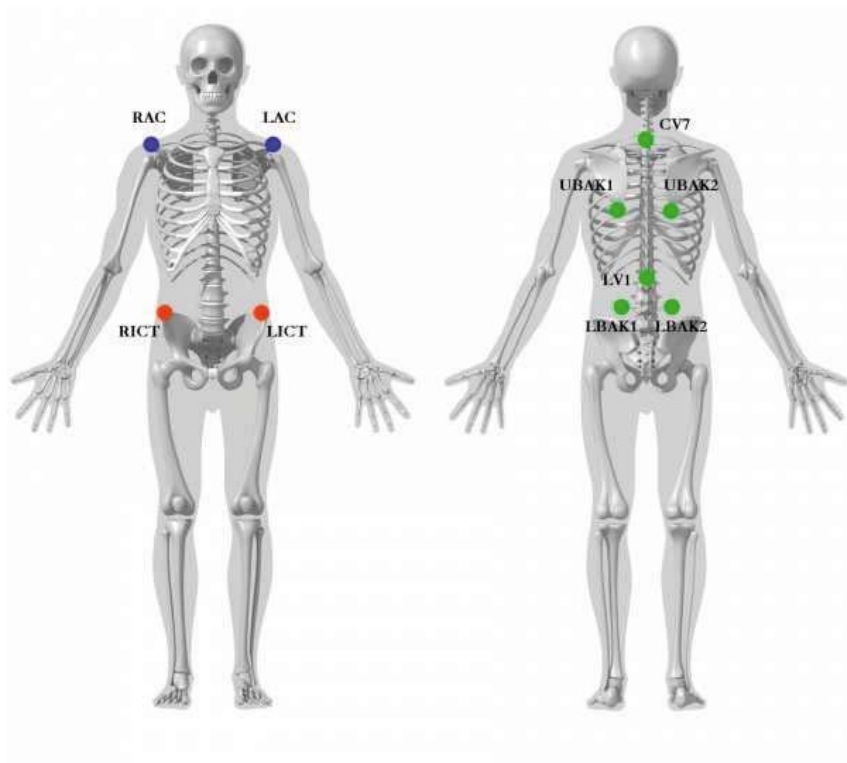


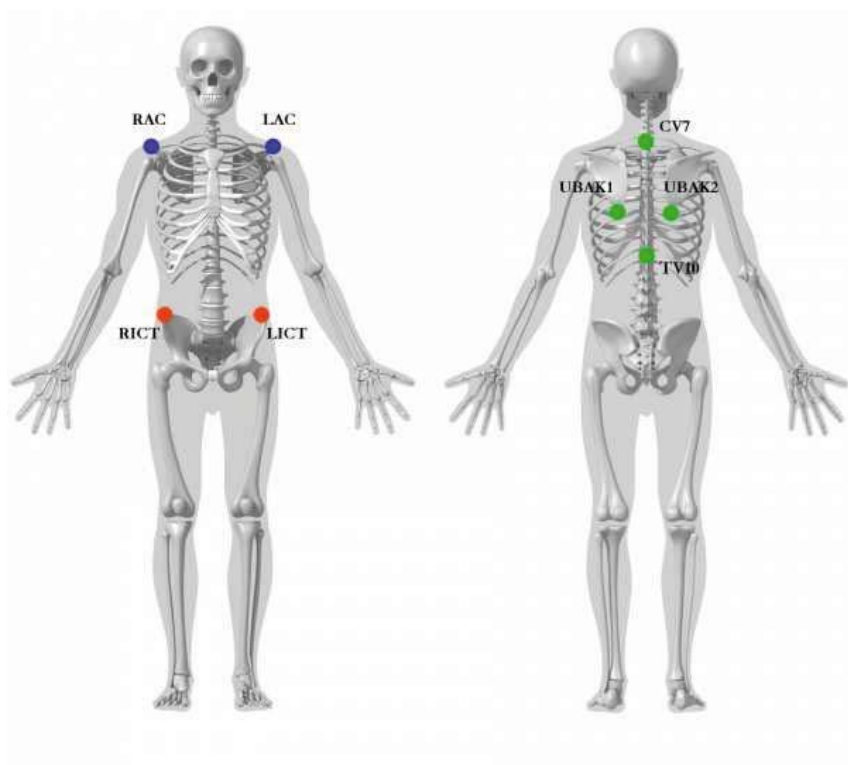


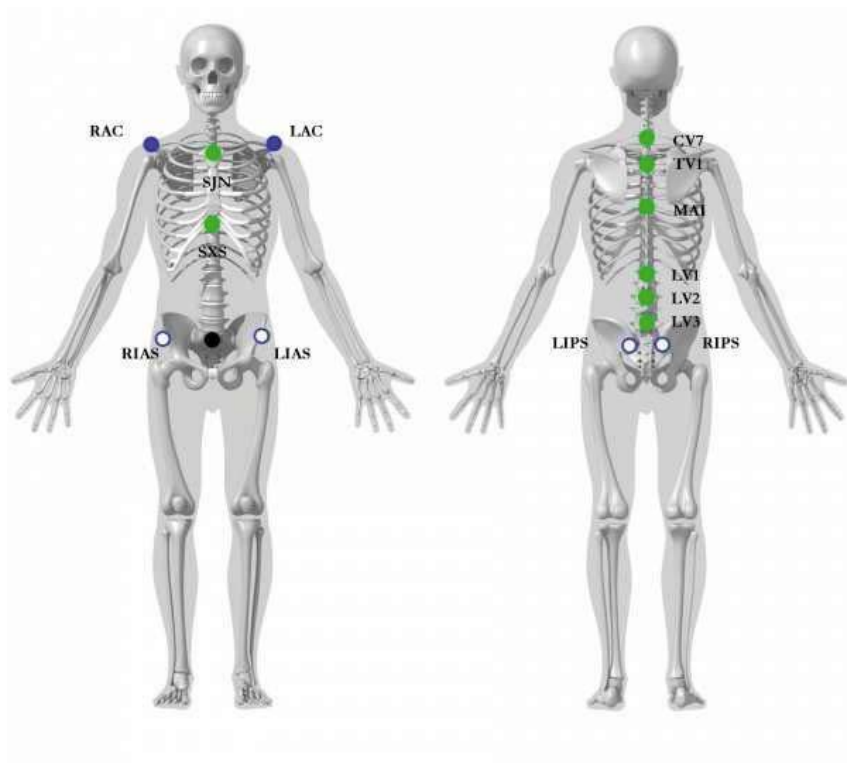
CA (FCC) = Posterior Surface of Calcaneus
 ST (FST) = Sustentaculum Tali of Calcaneus
 SMH (FM2) = Head of 2nd Metatarsus
 VMH (FM5) = Head of 5th Metatarsus
 VMB (FMT) = Tuberosity of 5th Metatarsal
 PM(PM6) = Proximal Medial Phalanx
 FMB = Base of First Metatarsal
 SMB = Base of Second Metatarsal

5.3.5 Segment trupu

Toto rozmístění markerů lze použít pro model trupu tvořený jedním segmentem (hřeben kosti kyčelní po akromion) i dvěma segmenty (bederní segment od hřebene kosti kyčelní po T10 nebo T12; hrudní segment od T10 po akromion).







MAI= Midpoint Between the Inferior Angles of Most Caudal Points of the Two Scapula

SJN= Sternum Jugular Notch

SXS= Sternum Xiphisternal Joint

RAC, LAC= Acromion

RICT, LICT= Iliac Crest Tubercle

CV7= Cervical Vertebrae 7

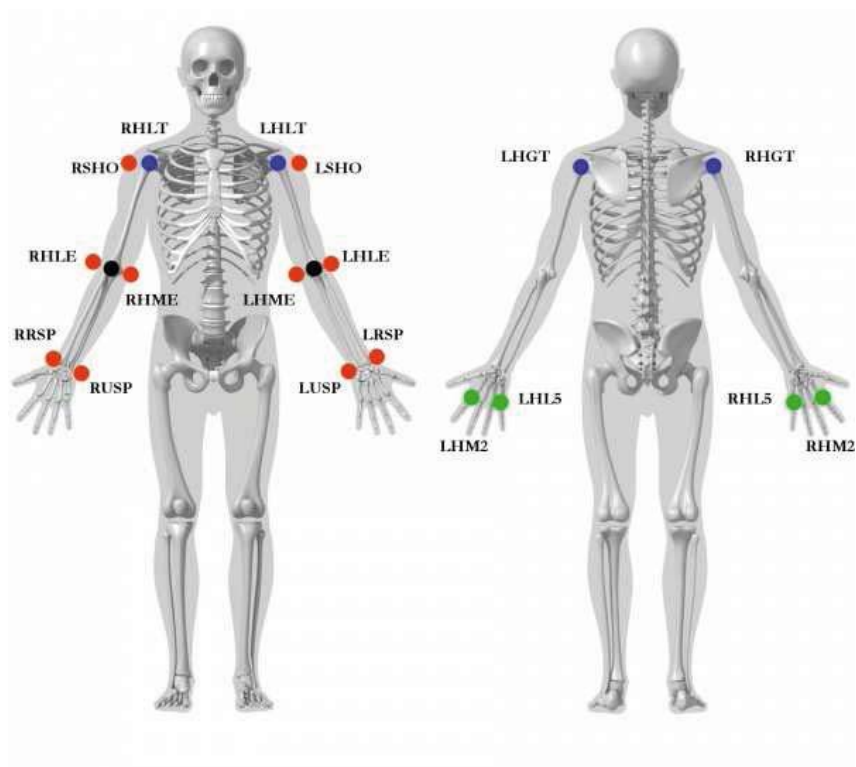
LV1= Lumbar Level Vertebrae 1

5.3.6 Segmenty nadloktí a předloktí

Nadloktí je definováno od hlavice pažní kosti po loket. Orientace je dána umístěním laterálního a mediálního markeru na lokti.

Předloktí je definováno od lokte (distálního konce nadloktí) a laterálním a mediálním markerem zápěstí. Jsou-li tyto markery připevněny na zadní stranu zápěstí, je vhodné z nich odvodit virtuální markery (např. použitím digitalizačního ukazovátko). Markery na lokti by neměly být používány pro trasování segmentu předloktí.

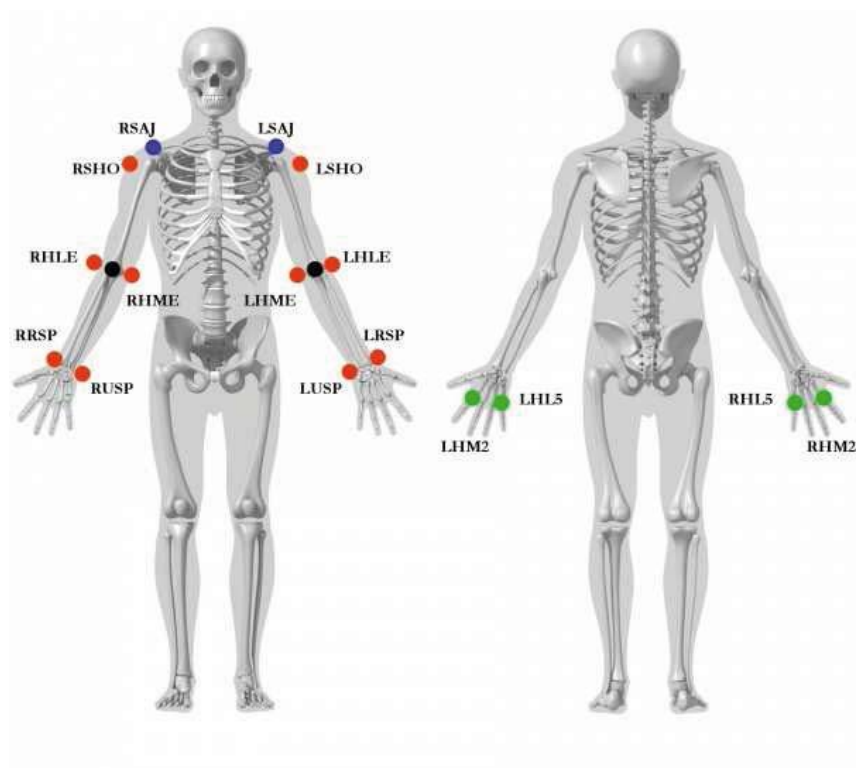
Model 1



V tomto modelu jsou poblíž hlavice humeru tři markery. Počátek segmentu nadloktí je projekcí laterálního markeru ramene (RSHO, LSHO) na osu procházející předním (RHLT) a zadním (RHGT) markerem ramene.

RHLT, LHLT= Humerus Lesser Tubercle
 RHGT, LHGT= Humerus Greater Tubercle
 RSHO, LSHO= Shoulders
 RHLE, LHLE= Lateral Epicondyle of Humerus
 RHME, LHME= Medial Epicondyle of Humerus
 RHNT, LHNT= Navicular Tubercle
 RRSP, LRSP=Radius-Styloid Process
 RUSP, LUSP=Ulna-Styloid Process
 RHL, LHL, RHM, LHM= Lateral and Medial Head of Metacarpal

Model 2



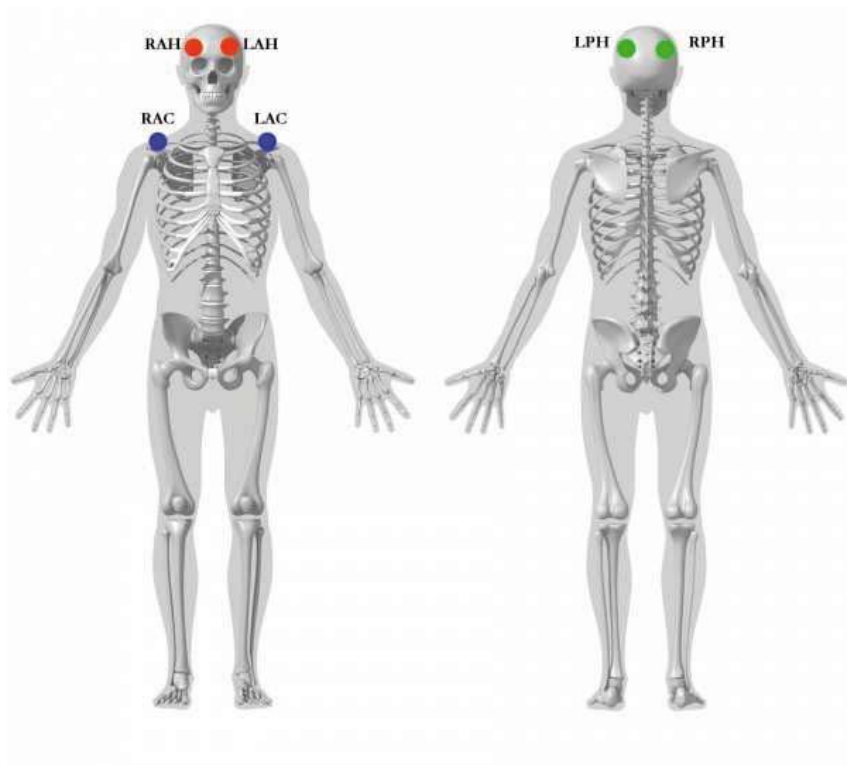
V tomto modelu je počátek segmentu nadloktí definován posunutím souřadnic akromionu.

RSHO, LSHO= Shoulders
 RHLE, LHLE= Lateral Epicondyle of Humerus
 RHME, LHME= Medial Epicondyle of Humerus
 RHNT, LHNT= Navicular Tubercle

RRSP, LRSP=Radius-Styloid Process
RUSP, LUSP=Ulna-Styloid Process
RHL, LHL, RHM, LHM= Lateral and Medial Head of Metacarpal
RSAJ, LSAJ=Scapula- Acromioclavicular Joint

5.3.7 Segment hlavy

Následující definice je snadno použitelná v případě, že je segment hlavy použit pouze pro kinematiku. Proximálním koncem segmentu je akromium a distální konec se nachází vertikálně nad akromiem ve výši uší.



6. Literatura

6.1. Doporučená literatura

1. Kirtley, C. *Clinical gait analysis. Theory and practice*. Churchill Livingstone. 2006, ISBN 0-4431-0009-8.
2. McGinnis, P. M. *Biomechanics of sport and exercise*. Human Kinetics. Champaign. 2005, ISBN 0-7360-5101-5.
3. Richards, J. *Biomechanics in clinic and research*. Churchill Livingstone. 2008, ISBN 978-0-443-10170-0.
4. Robertson, D. G. E. a kol. *Research methods in biomechanics*. Human Kinetics. Champaign. 2004, ISBN 0-7360-3966-X.

6.2. Použitá literatura

1. Abdel-Aziz, Y. I., Karara, H. M. Direct linear transformation form comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the symposium on Close-range Photogrammetry, American Society of photogrammetry. 1971.
2. Allard, P., Stokes, I. A. F., Bianchi, J. P. *Three dimensional analysis of human motion*. Human Kinetics. Champaign, 1995, ISBN 0-87322-323-2.
3. Angeloni, C., Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A. (1993). Quantification of relative displacement of skin- and plate-mounted markers with respect to bones. *Journal of Biomechanics* 26:864.
4. Bernstein, N. A. *The coordination and regulation of movement*. Pergamon Press, Oxford, 1967.
5. Borghese, N. A., Ferigno, G. An algorithm for 3D automatic movement detection by means of standard TV cameras. *IEEE transaction on Biomedical Engineering BME*, 37, 1990, s. 1221-1225.
6. Brown, D. C. Close-Range Camera Calibration. *Photogrammetric Engineering*, Vol. 37, No. 8, 1971, s. 855-866.
7. Cantin, V., Bloumin, J., Simoneau, M., Teasdale, N. Driving in a simulator and lower limb movement variability in elderly persons: can we infer something about pedal errors. *Advances in Transportation Studies*, 2004, Special Issue.
8. Cappozzo A., Cappello A., Della Croce U, Pensalfini P (1997) Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44 (12), p 1165-1174.
9. Cerveti, P., Borghese, N.A., Pedotti, A. Complete calibration of stereo photogrammetric system through control points of unknown coordinates. *Journal of Biomechanics*, 31, 1998, s. 935-940.
10. Contreras-Vidal, J. L., Buch, E. R. Effects of Parkinson's disease on visuomotor adaptation. *Experimental Brain Research*. Volume 150, Number 1. 2003, s. 25-32.
11. Dobbsteien J. J., Brenner E., Smeets J. Endpoints of arm movements to visual targets. *Exp Brain Res*. 138, 2001, s.279–287.
12. Doebelin, E. O. *Measurement systems: Application and design*. McGraw-Hill. 1975.
13. Doeringer J. A., Hogan N. Intermittency in Preplanned Elbow Movements Persists in the Absence of Visual Feedback. *Journal of Neurophysiology* Vol. 80 No. 4. 1998, s. 1787-1799.
14. Ferigno, G. Elite system. The state of the art. In U. Boenick, *Gait analysis*, Mecke Druck und Verlag. 1990.
15. Fuller, J., Lui, L. -J., Murphy, M. C., Mann, R. W. (1997). A comparison of lower- extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin mounted markers. *Human Movement Science* 16:219-242.
16. Hatze, H. High-precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach. *J. Biomechanics*, 21, 1988, s. 533-538.
17. Heath M., Neely K., Krigolson O. Response modes influence the accuracy of monocular and binocular reaching movements. *Motor Control*. 12(3), 2008, s. 252-66.
18. Heath M. Role of limb and target vision in the online control of memory-guided reaches. *Motor Control*. 9(3), 2005, s. 281-311.
19. Churchland, M. M., Afshar, A., Shenoy, K. V. A central source of movement variability. *J Biomech*. 39(16) 2006, s. 3076-9.
20. Jones, A. W., Neri, A. Age-related differences in the effects of ethanol on performance and behaviour in healthy men. *Alcohol Alcohol*. 29(2), 1994, s. 171-9.
21. Karlsson, D., Tranberg, R. (1999). On skin movement artifact-resonant frequencies of skin markers attached to the leg. *Human Movement Science* 18:627-635.
22. Leardini, A., M. G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Nativio, and S. Giannini. Rear-foot, Mid-foot and Fore-foot Motion during the Stance Phase of Gait. *Gait & Posture* 25 (2007): 453-55
23. Lewis, J. L., Lew, W. D., Schmidt, J. Description and error evaluation of an in vitro knee joint testing system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 110, 1988, s. 238-248.

24. Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., Galinat, B. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait and Posture* 11:38-45.
25. McClay, I., Manal, K. (1999). Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31:1629-1637.
26. Milton, G. V., Randall, P. K., Erickson, C. K. Low-dose effect of ethanol on locomotor activity induced by activation of the mesolimbic system. *Alcohol Clin Exp Res.* 19(3), 1995, s. 768-76.
27. Newell, K. M., Cordos, D. M. Issues in variability and motor control. IN K. M. Newell, D. M. Cordos (eds.), *Variability and Motor Control* (s. 1-12), Champaign, IL: Human Kinetics, 1993.
28. Newell, K. M., Slifkin, A. B. The nature of movement variability. In J. P. Piek (ed.) *Motor Behavior and Human Skills*. (s. 143-160). Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.
29. Pavelka, K. *Fotogrammetrie 10*, ČVUT, 2004.
30. Pavelka, K. *Fotogrammetrie 20*, ČVUT, 2006.
31. Piek, J. P. *Motor behaviour and human skills*. Human Kinetics, Champaign, 1998.
32. Poliner, J., Wilmington, R. P., Klute, G. K., Micocci, A. *Evaluation Of Lens Distortion Errors In Video Based Motion Analysis*. NASA Technical Paper 3266. 1993.
33. Pourcelot, P., Audigie, F., Degueurce, C., Geiger, D., Denoix, J. M. A method to synchronise cameras using the direct linear transformation technique. *Journal of Biomechanics*, 33, 2000, s. 1751-1754.
34. Qualisys AB. *Qualisys Track Manager Manual, version 2.1*. www.qualisys.se. 2009
35. Quinn, T. P., Mote, C. D. A six degree of freedom acoustic transducer for rotation and translation measurements across the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 112, 1990, s. 371-378.
36. Reinschmidt, C., van Den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics* 30(7):729-732.
37. Rohrbaugh, J. W., Stapleton, J. M., Frowein, H. W., Adinoff, B., Varner, J. L., Lane, E. A., Eckardt, M. J., Linnoila, M. Acute effects of ethanol on motor performance and movement-related brain potentials. *Adv Alcohol Subst Abuse*. 7(3-4), 1988, s. 53-7.
38. Rohrbaugh, J. W., Stapleton, J. M., Parasuraman, R., Frowein, H. W., Adinoff, B., Varner, J. L., Zubovic, E. A., Lane, E. A., Eckardt, M. J., Linnoila, M. Alcohol intoxication reduces visual sustained attention. *Psychophysiology*, 96, 1988, s. 442-446.
39. Sosnoff, J. J., Newell, K. M. The Generalization of Perceptual-Motor Intra-Individual Variability in Young and Old Adults. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 61, 2006, s. P304-P310.
40. Serge, S. J. *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions: Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations*. 2007, Churchill Livingstone.
41. Stergiou, N. *Innovative analyses of human movement*. Human Kinetics, Champaign. 2004.
42. Stivers, K. A., Ariel, G. B., Vorobiev, A., Penny, M. A., Gouskov, A., Yakunin, N. Photogrammetric Transformation With Panning., In *Sborník XIVth International Society of Biomechanics Congress*, Paris, France, 1993.
43. Suntay, W. J., Grood, E. S. Error analysis of a system for measurement three-dimensional joint motion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 1983, s. 127-135.
44. Schwartz, M. H., Rozumalski, A. A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*. 2005, 38, 107-116
45. Taniai Y., Nishii J. Optimality of the minimum endpoint variance model based on energy consumption. *International Congress Series*, Volume 1291, 2006, s. 101-104.
46. Thies, S. B., Tresadern, P. A., Kenney, L. P., Smith, J., Howard, D., Goulermas, J. Y., Smith, C., Rigby, J. Movement variability in stroke patients and controls performing two upper limb functional tasks: a new assessment methodology. *J Neuroeng Rehabil.*; 6, 2009, s. 2.
47. Triggs, B., McLauchlan, P., Hartley, R., Fitzgibbon, A. Bundle Adjustment - A Modern Synthesis, In *Sborník: Proceedings of the International Workshop on Vision Algorithms: Theory and Practice*, 1999, <http://citeseer.ist.psu.edu/correct/337207>.
48. Turvet, M. T. Coordination. *American psychologist*, 1990, s. 938-953.
49. Visual3D manuál. http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Main_Page
50. Wood, G. A. Marshall, R. N. The accuracy of the DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. *Journal of Biomechanics*, 19, 1986, s. 781-785.
51. Yan, J. H., Thomas, J. R., Stelmach, G. E. Aging and rapid aiming arm movement control. *Experimental aging research*, vol. 24, no2, 1998, s. 155-168, ISSN 0361-073X.
52. Yeadon, M. R., King, M. A. A method for synchronizing digitized video data. *Journal of Biomechanics*, 32, 1999, s. 983-986.

53. Yuan, X., Ryd, L. Accuracy analysis for RSA: a computer simulation study on 3D markers reconstruction. *Journal of Biomechanics*, 33, 2000, s. 493-498.
54. Zhang, L., Baldwin, K., Munoz, B., Munro, C., Turano, K., Hassan, S., Lyketsos, K., Bandeen-Roche, K., West, S. K. Visual and Cognitive Predictors of Performance on Brake Reaction Test: Salisbury Eye Evaluation Driving Study. *Ophthalmic Epidemiol.* 14(4), 2007, s. 216–222.

Název	Kinematická analýza
Autor	Libor Soumar
Nakladatel	Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem
Edice	Studijní opory projektu Posilování kompetencí vysokoškolských pracovníků pro rozvoj konkurenceschopnosti vysokého školství v Ústeckém kraji, registrační číslo CZ.1.07/2.2.00/07.0117
Náklad	50 ks
Počet stran	52 stran
Tisk a vazba	PrintActive s.r.o., www.dum-tisku.cz

