



České vysoké učení technické
v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství



Úloha KA03/č. 2/1:

Měření pohybu pomocí kamery (část 1)

Ing. Patrik Kutílek, Ph.D., Ing. Adam Žižka
(kutilek@fbmi.cvut.cz, zizka@fbmi.cvut.cz)

Poděkování:

Tato experimentální úloha vznikla za podpory Evropského sociálního fondu v rámci realizace projektu „Modernizace výukových postupů a zvýšení praktických dovedností a návyků studentů oboru Biomedicínský technik“, CZ.1.07/2.2.00/15.0415.

Období realizace projektu 11. 10. 2010 – 28. 2. 2013.



INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

2. Měření pohybu pomocí kamery

Úkol měření a výpočtu

- Určete translační rychlosti a zrychlení vybraného segmentu těla, a těla jako celku, systémem.
- Určete úhlové rychlosti a zrychlení vybraného segmentu těla, a těla jako celku.
- Určete vzájemnou maximální flexi/extenzi segmentů horní či dolní končetiny
- Identifikujte varozitu nebo valgozitu nohou.

Teoretický základ řešených úloh

Sledovací zařízení bývá stacionární a jeho části jsou instalovány ve známých pozicích scény. Sledovacích systémů, které nám poskytují informaci o poloze sledovaného objektu v oboru biomechaniky, je celá řada, asi nejčastěji jsou používány kamerové systémy, elektromagnetické systémy či ultrazvukové systémy. Systémy se tedy liší podle technologie snímání a záznamu dat. Pro snímání pohybujících se objektů je možné použít nejjednodušších kamer, jako jsou např. webkamery, či dražší Motion Capture (MoCap) systémy, které nám přímo vyhodnotí pohyb v 3D prostoru pomocí více než jen jednoho sledovacího senzoru. Sledovací systémy rozdělujeme na „pasivní“ a „aktivní“ podle způsobu detekce markerů (také tzv. značek) umístěných na požadovaných anatomických bodech těla. Markery se musí umísťovat v souladu s metodikou doporučenou výrobcem systému nebo zavedenými standardy, z důvodu přesné detekce vzájemného pohybu segmentů těla, a následné možnosti srovnání výsledků mezi různými pracovišti. Zavedené standardy popisují rozmístění markerů, tzv. sety markerů, kterým jsou přiřazeny příslušné 3D modely svalově-kosterních systémů těla. Příkladem moderního aktivního sledovacího kamerového systému je systém rakouské společnosti Lukotronic AS200, jehož základem je kamerová souprava, kterou tvoří infračervené kamery zabudované v kovovém rámu, který lze připevnit na stativ. Pomocí stativu je možné nastavovat výšku kamerové soupravy, tj. infračervených kamer, podle toho, která část těla má být studována. Kamerový systém může být tvořen několika kamerovými soupravami pro studium rozsáhlejších pohybů segmentů těla nebo těla jako celku. Kamery snímají pohyb pomocí aktivních markerů. Markery jsou očíslovány pro lepší orientaci a očíslování markerů odpovídá jejich označení v ovládacím software systému. Hlavní částí každého markeru je IR LED dioda, která je napájena z dobíjecího akumulátoru. Z důvodu zachycení markeru systémem, musí být marker natočen během pohybu přímo proti kamerám a zachycen minimálně dvěma kamerami kamerové soupravy. Dosah zařízení je dán nastavitelnou vzorkovací frekvencí. Čím je vzorkovací frekvence vyšší, tím je dosah nižší a naopak. Znázornění výše uvedené pokrývá jednou kamerovou soupravou názorně ukazuje obr.3.

Z důvodu použití aktivních markerů a přesného vzájemného ustavení kamer kamerové soupravy v kovovém rámu není nutné systém kalibrovat, pokud chceme pohyb studovat v systémovém souřadném systému, ani brát ohled na aktuální světelné podmínky. Systém je také přenosný, což umožňuje flexibilitu použití. Kalibrace je nutná pouze v případě definování a použití jiného než systémového souřadného systému, či v případě použití více kamerových souprav pro souběžné snímání pohybu.

Všechny výše uvedené MoCap systémy nám vždy, s větší či menší přesností, poskytují informaci o poloze vybraných objektů či bodů v prostoru vzhledem k poloze k systému nebo soustavě systémů. Jako příklad uvažujme sledování pohybu částí těla, s kterým se setkáme nejen v kinematografii, ale také v rehabilitaci či sportovní biomechanice.

Jak je z obr.4 vidět, ze záznamu sledovacího systému získáme polohu jednotlivých markerů těla v určitých okamžicích, přičemž množství záznamů během definovaného časového úseku je dáno nastavením frekvence a dobou sledování těla systémem. Úloha měření a analýzy pohybu markerů resp. segmentů těla se řeší buď jako rovinná nebo jako třírozměrná. U úlohy dvourozměrné je možné manuálně odečítání souřadnic markerů na záznamu. V případě 3D úlohy je použito stereo záznamu dvou či více senzorů (typicky kamer) od sebe vzdálených, které předávají naměřená data do počítače, proto je nutné pro vyhodnocení záznamu polohy, tj. souřadnic markerů (značek) na těle, použít

vyhodnocovací software. Předpokládejme, že systém v konkrétním okamžiku zaznamená souřadnice bodu na objektu v kartézské souřadné soustavě, pro 2D úlohu je pak poloha dána hodnotami x_i, y_i . Již samotné zjištění polohy těla jako celku či jednotlivých bodů na segmentech těla se využívá například v rehabilitaci. Většinou se však, například ve sportovní biomechanice, zabýváme komplexnějším studiem kinematiky a dynamiky pohybu (rychlosti a zrychlení běžců, atd.). Naměřená data se často normalizují na konkrétní pohybovou aktivitu (např. na 100% jednoho cyklu chůze) nebo charakteristiku subjektu (např. 1kg hmotnosti pacienta) atp., z důvodu možnosti objektivnějšího a snazšího srovnání a hodnocení výsledků měření.

Měření rychlosti a zrychlení v prostoru

Pokud předpokládáme pohyb tělesa přímočarý, tzn. trajektorií pohybu je přímka, pak tento pohyb můžeme rozdělit na rovnoměrný přímočarý a nerovnoměrný přímočarý pohyb. Rovnoměrný přímočarý pohyb je pohyb po přímce se stálou rychlostí. Pokud přímočarý pohyb není rovnoměrný, označuje se jako nerovnoměrný přímočarý pohyb, což je pohyb s proměnnou rychlostí. Dráha rovnoměrného přímočarého pohybu je určena vztahem

$$s = v \cdot t + s_0, \quad (1)$$

kde v je rychlost, t je čas, s_0 je počáteční dráha (dráha v čase $t = 0$), je-li $s_0 = 0$, pak

$$s = v \cdot t \quad (2)$$

Pro rychlost rovnoměrného přímočarého pohybu ($v = \text{konst.}$) píšeme

$$v = \frac{s - s_0}{t}, \quad (3)$$

zrychlení rovnoměrného přímočarého pohybu je $a = 0$. Podle Newtonova zákona víme, že na těleso, které se pohybuje rovnoměrně přímočaře, nepůsobí žádná síla.

Nyní předpokládejme pohyb tělesa rovnoměrně zrychleným přímočarým pohybem, u kterého směr i velikost zrychlení zůstává konstantní, trajektorií je přímka nebo část přímky a velikost rychlosti se mění přímo úměrně s časem. Směr rychlosti se nemění. Jestliže je zrychlení kladné, pak se rychlost zvyšuje a jedná se o zrychlený pohyb, jestliže je zrychlení záporné, pak se rychlost snižuje a jedná se o pohyb zpomalený.

Pro rovnoměrně zrychlený pohyb, kdy rychlost roste lineárně, určíme průměrnou rychlost

$$v_p = \frac{v_0 + v}{2} = \frac{v_0 + (v_0 + a \cdot t)}{2} = v_0 + \frac{a \cdot t}{2}, \quad (4)$$

která je aritmetickým průměrem okamžitých rychlostí na začátku a na konci uvažované dráhy. Překonaná dráha je tedy určena vztahem

$$s = s_0 + v_p \cdot t = s_0 + v_0 \cdot t + \frac{1}{2} \cdot a \cdot t^2, \quad (5)$$

kde a je zrychlení, v_0 je počáteční rychlost (rychlost v čase $t = 0$), s_0 je počáteční dráha (dráha v čase $t = 0$), t je čas.

Předpokládejme, že frekvence snímání polohy bodu v prostoru daným sledovacím systémem nám definuje časový krok Δt . Real-time výpočet rychlosti a zrychlení ze znalosti překonané dráhy, která je dána rozdílem souřadnic polohy v konkrétním směru ve dvou různých časových okamžicích záznamu, je prováděn například jednoduše metodou zpětné numerické derivace

$$v_x = \frac{x_i - x_{i-1}}{t_i - t_{i-1}} = \frac{\Delta x}{\Delta t}, \quad (6)$$

$$a_x = \frac{v_{x,i} - v_{x,i-1}}{t_i - t_{i-1}} = \frac{\Delta v_x}{\Delta t}, \quad (7)$$

kde a je okamžité zrychlení, v je rychlost, t je čas, i značí aktuální hodnotu, $i-1$ je předchozí zaznamenaná hodnota. V případě, že jsou časové body ekvidistantní, pak lze například tři body proložit parabolou a odvodit aproximaci derivace pro offline analýzu záznamu:

$$v_x = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2 \cdot \Delta t}, \quad (8)$$

pro stejné tři body lze také odvodit vzorec pro odhad druhé derivace

$$a_x = \frac{x_{i+1} - 2 \cdot x_i + x_{i-1}}{\Delta t^2}. \quad (9)$$

Identickým způsobem by se určovala rychlost a zrychlení pro zbývající směr y , a pro 3D úlohu i směr z .

Měření náklonu segmentů v prostoru

Zatím jsme se zabývali analýzou polohy a pohybu jednoho bodu identifikovaného na sledovaném objektu. Pokud však sledujeme více bodů, můžeme vytvořit drátový model a sledovat vzájemnou polohu jednotlivých bodů vůči sobě v kartézské souřadné soustavě. Tohoto můžeme využít například při sledování polohy objektu definovaného dvěma body. Může se jednat například o segmenty dolní končetiny při studiu chůze. Značky se pak často umísťují na začátek a konec segmentu těla v místech kloubního spojení. Poloha značek definuje úhel natočení segmentu v souřadném systému. Z dvou identifikovaných bodů můžeme definovat vektor, tj. stačí znát souřadnice dvou markerů v prostoru. Například pro 2D úlohu vypočítáme složky vektoru v příslušných osách pomocí rozdílu souřadnic obou bodů v dané ose:

$$u_x = x_1 - x_2, \quad (10)$$

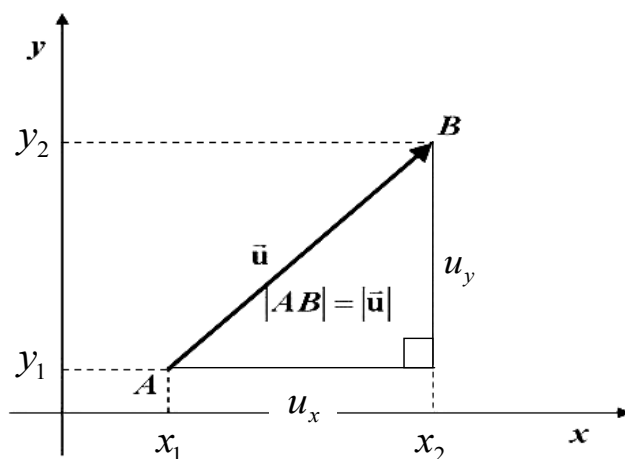
$$u_y = y_1 - y_2. \quad (11)$$

Výsledný vektor je pak

$$\vec{u} = (u_x, u_y). \quad (12)$$

Pokud nás zajímá poloha segmentu ve zvolené kartézské souřadné soustavě (absolutním souřadným systémem), pak necht' vektor vztažené horizontály je $\vec{v} = (v_x, v_y) = (1, 0)$ a odtud úhel natočení segmentu vůči horizontálnímu směru okolního prostoru:

$$\alpha = \arccos\left(\frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}| \cdot |\vec{v}|}\right) = \arccos\left(\frac{u_x \cdot v_x + u_y \cdot v_y}{\sqrt{u_x^2 + u_y^2} \cdot \sqrt{v_x^2 + v_y^2}}\right). \quad (13)$$

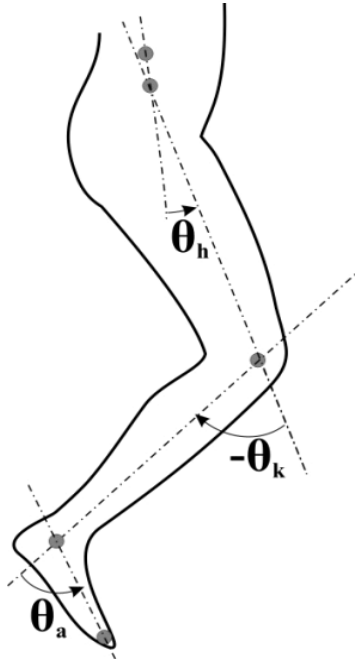


Obr.5: Určení vektoru z dvou bodů.

Pokud by nás zajímalo vzájemné natočení dvou segmentů, přičemž by každý byl definován vlastním vektorem, pak je výpočet identický. Identicky by se také řešila 3D úloha s rozšířením o z souřadnici:

$$\theta = \arccos\left(\frac{\vec{u}_1 \cdot \vec{u}_2}{|\vec{u}_1| \cdot |\vec{u}_2|}\right) = \arccos\left(\frac{u_{x1} \cdot u_{x2} + u_{y1} \cdot u_{y2} + u_{z1} \cdot u_{z2}}{\sqrt{u_{x1}^2 + u_{y1}^2 + u_{z1}^2} \cdot \sqrt{u_{x2}^2 + u_{y2}^2 + u_{z2}^2}}\right), \quad (14)$$

kde \vec{u}_1 a \vec{u}_2 jsou vektory definující polohu dvou libovolných segmentů a θ je úhel mezi nimi.



Obr.6: Ilustrace úhlů mezi segmenty dolní končetiny.

Pokud vyhodnotíme velikosti změn natočení segmentů v určitém časovém intervalu, můžeme určit další charakteristiky rotačního pohybu, např. pomocí numerické derivace, jako je úhlová rychlost (ω) a úhlové zrychlení (ε), ve 2D platí (a analogicky bude odpovídat i pro 3D):

$$\omega = \frac{\alpha_i - \alpha_{i-1}}{t_i - t_{i-1}} = \frac{\Delta\alpha}{\Delta t}, \quad (15)$$

$$\varepsilon = \frac{\omega_i - \omega_{i-1}}{t_i - t_{i-1}} = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}. \quad (16)$$

Tyto veličiny také můžeme určit přímo z již vypočtených veličin pro translační pohyb při znalosti vzdálenosti značek, tj. délky segmentu, např.

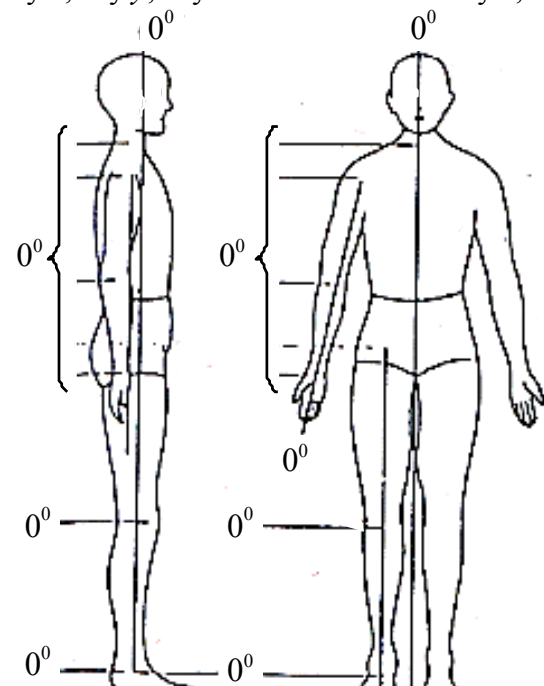
$$\varepsilon = \frac{a_{y,i} - a_{y,i-1}}{|\vec{u}| \cdot \cos \alpha_i} - \frac{a_{x,i} - a_{x,i-1}}{|\vec{u}| \cdot \sin \alpha_i}. \quad (17)$$

Pokud známe úhlové rychlosti a zrychlení jednotlivých segmentů v souřadném systému, z rozdílů hodnot těchto veličin různých segmentů můžeme určit vzájemné úhlové rychlosti či zrychlení pohybujících se segmentů vůči sobě, např. holenní a stehenní části v kolenním kloubu.

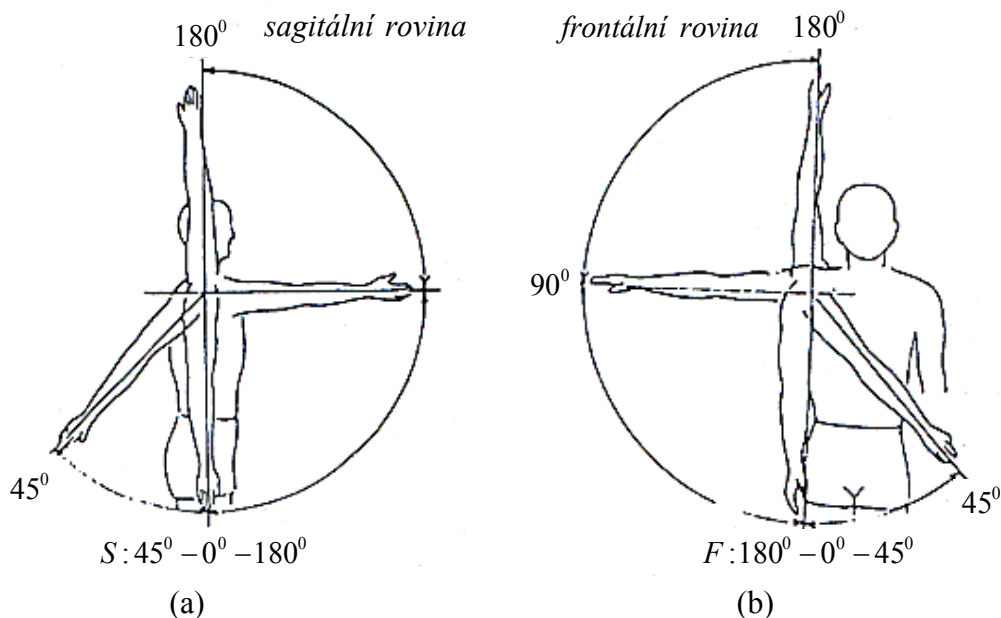
Hodnocení pohyblivosti segmentů těla

Pohyblivost soustavy segmentů a rozsah pohyblivosti je dán vzájemnými vazbami segmentů, tj. kinematickými dvojicemi a jejich vzájemnou pohyblivostí, a dále konfigurací celé soustavy, tj. kinematickým řetězcem. Pohyblivost vyjadřuje stupeň volnosti, který je dán počtem nezávislých proměnných ve vztažném systému, které potřebujeme k jednoznačnému určení polohy bodu v tomto

vztažném systému. V mechanice se za stupně volnosti označují základní osy posunu a osy otáčení, podél kterých se segment může pohybovat a otáčet. Rozsah pohyblivosti dílčích stupňů volnosti je vymezen intraartikulárními a extraartikulárními komponentami. V ploše má těleso tři stupně volnosti (posun podél osy x , osy y a otočení v rovině xy , tj. kolem osy z). V prostoru má těleso šest stupňů volnosti (posun podél osy x , osy y , osy z a otočení kolem osy x , osy y , osy z).



Obr.7: Základní nulové postavení pacienta, [23].



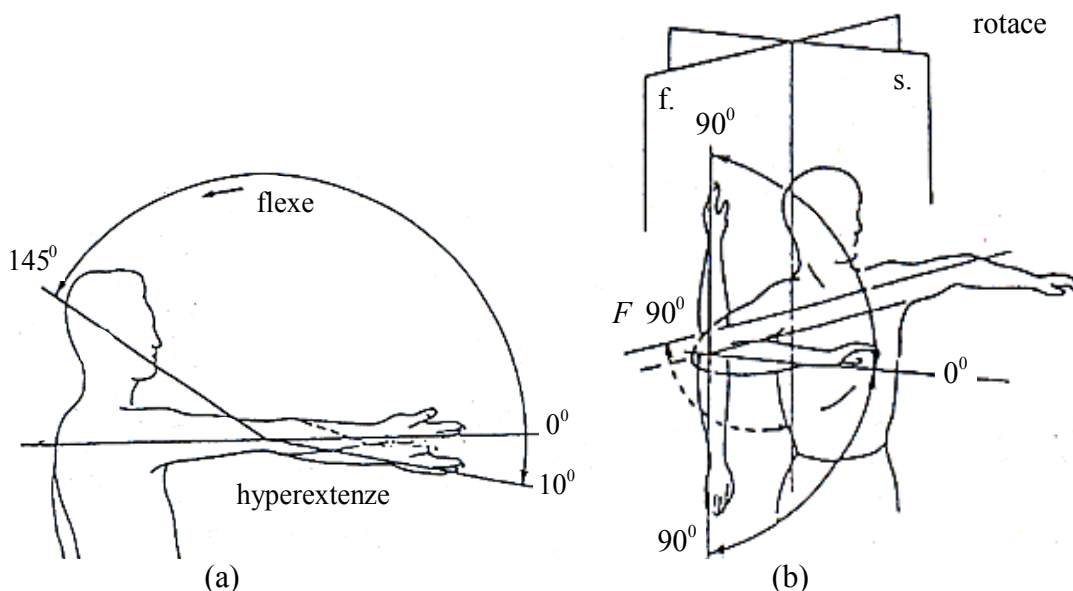
Obr.8: Zobrazení rotace ramene v sagitální (a) a ve frontální rovině (b), [23].

Nyní si ukážeme příklad využití sledovacích, popř. inerciálních, systémů k vyšetření hybného systému, tj. hybnosti kloubů horní končetiny. K měření se často používá metoda SFTR (S – sagitální rovina, F – frontální rovina, T – transverzální rovina, R – rotace). Metoda SFTR zahrnuje měření a zaznamenávání pohybu v kloubu. Tato metoda se stala základem ortopedického měření kloubní pohyblivosti. Představuje standardní metodu pro měření pohybů v jednotlivých kloubech. V praxi metoda SFTR využívá pro měření např. speciálního úhloměru, přičemž měření úhlů probíhá v každé

rovině jednotlivě. Výsledek měření je vždy ovlivňován držením těla měřené osoby, proto se výsledky u stejné osoby mohou nepatrně lišit.

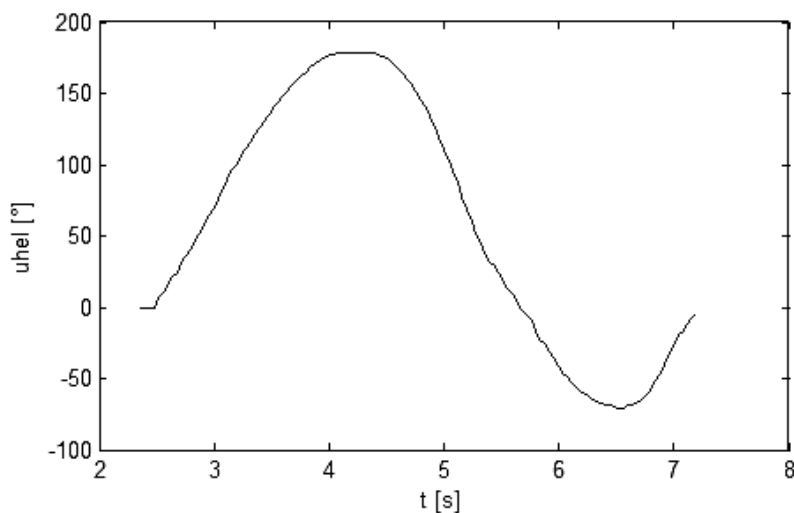
Kompletnějším testem lze získat nejen hodnoty úhlů pohyblivosti kloubů končetiny, ale i informace o délce končetin, velikosti obvodu končetin atp. Goniometrický záznam metodou SFTR tedy zahrnuje analýzu vykonaného komplexního pohybu. Na začátku měření je nutné dodržet základní postavení těla tzv. nulové postavení, obr.7. Nulové postavení je vzpřímený stoj zdravého člověka, kde hlava je držena tak, aby pohled očí byl vodorovný, směřující k protější straně místnosti. Hrudník je ve středním postavení mezi vdechem a výdechem. Břišní svaly jsou napjaté. Horní končetiny jsou volně připaženy k tělu s dlaněmi natočenými směrem dopředu. Kolena jsou natažená a chodidla jsou vedle sebe, kde se dotýkají patami a palci.

Z uvedeného vzpřímeného stoje vychází pohyby mimo jiné pro měření horní končetiny. Měření se obvykle provádí pro ramenní a loketní kloub v rovině sagitální a frontální. Pohyb ruky nemusí být měřen v transversální rovině, neboť pro daná měření jsou dostačující informace z roviny sagitální a frontální. Rozsahy pohybů pro rotaci v rameni jsou uvedeny na obr.8 (a, b). Rozsahy pohybů v loktech jsou uvedeny na obr.9 (a, b). Rozsahy pohybů uvedených na obr.8 a obr.9 slouží k zhodnocení výsledků měření, které jsou zjištěny sledovacími či inerciálními systémy. Sledujeme zejména změny úhlů při pohybu a plynulost pohybu.



Obr.9: Zobrazení pohybu lokte v sagitální (a) a ve frontální rovině (b), [23].

Způsob měření ukažme na příkladu měření rotace ramene a pohybu lokte ve frontální a sagitální rovině: Jsou sledovány koncové úhly pohybu svírané paží od výchozího nulového postavení. Měření se zapisuje dle ortopedických standardů, ve kterých se nejprve uvádí první koncový úhel získaný pohybem paže či ruky od nulového postavení (extenze, abdukce,...) – nulové postavení (0°) – druhý koncový úhel získaný také pohybem paže či ruky od nulového postavení (flexe, addukce,...). Následně jsou posuzovány maximální hodnoty úhlů, kterých kloub v daném směru může dosáhnout. Další informací z měření je celkový úhel, který vznikl sečtením koncových úhlů. Celkový úhel určí, zda odchylka naměřených a referenčních hodnot je způsobena špatným vyjádřením nulového postavení nebo zda změřená odchylka byla způsobena pohybovým systémem měřené osoby. Celkový součet úhlů se uvádí v závorce za zápisem hodnot. Příklad měření rotace ramene MoCap systémem v sagitální rovině je uveden v Grafu 1.



Graf 1: Příklad grafu závislosti úhlu rotace ramene na čase v sagitální rovině.

Pohyb: Extenze – 0 – Flexe

Referenční hodnoty: $180^\circ - 0^\circ - 45^\circ$ (225°)

Naměřené hodnoty: $178^\circ - 0^\circ - 71^\circ$ (249°)

Porovnáním referenčních a naměřených hodnot úhlů ze vzorového měření rotace ramene v sagitální rovině je zřejmé, že naměřená hodnota flexe přesahuje hodnotu 45° . Součet naměřených úhlů v závorce naznačuje, že došlo k zvětšení celkového úhlu. Obdobně bychom měřili rotaci ramene ve frontální rovině, tj. pohyb: Abdukce – 0 – Addukce; pohyb lokte v sagitální rovině, tj. pohyb: Hyperextenze (není pravidlem) – 0 – Flexe; pohyb lokte ve frontální rovině, tj. pohyb: Zevní rotace – 0 – Vnitřní rotace při abdukovaném rameni (loket v 90° flexi), atp.