

**Univerzita Karlova Praha
1. lékařská fakulta**



Bakalářská práce

Aplikace 3D měření v klinické praxi

Autor: *Michal Nosek*

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Guřan

Praha 2007

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně a že jsem použil jen uvedených pramenů a literatury, které uvádím v příloženém seznamu. Souhlasím s případným zapůjčením této práce pro studijní účely.

V Praze dne 14. 6. 2007

Podpis.....

Poděkování:

Za všestrannou pomoc, užitečné připomínky a za čas, který mi věnoval, děkuji svému vedoucímu bakalářské práce Mgr. Z. Guřanovi.

Abstrakt

Vyšetřování pomocí 3D vizuálního zpracování patří mezi jednu z nejčastějších používaných biomechanických metod při analýze pohybu člověka. Pohybu člověka, jeho různým modifikacím a variantám, věnují pozornost představitelé různých vědních oborů již stovky let. Velký rozmach výpočetní techniky v posledních desetiletích umožnil také v této oblasti obrovský posun, který se vyznačuje neustálou akcelerací. Změny, které dříve probíhaly v časovém intervalu minimálně několika let, jsou v současné době realizovány v průběhu měsíců. Tento trend je způsoben nejen rozvojem znalostí a techniky, ale také nárůstem počtu pracovišť, která se studii a analýzou pohybu zabývají.

Důkazem tohoto vývoje je i tento relativně nový přístroj, u kterého jsme zkoumali jeho použití v klinické praxi, při sledování pohybu horních končetin. Patří mezi optoelektronické systémy analyzující kinematiku pohybu, využívající optické senzory, nebo-li markery pro určení souřadnic. Pomocí těchto souřadnic lze pohyb zobrazovat a hodnotit na obrazovce v 3D prostoru. Zabývali jsme se nalezením optimálního rozmístění markerů a následnou tvorbou protokolů tak, aby byly pomocí tohoto přístroje získány požadované výsledky.

Abstract

Investigation by the help of 3D visual processing belongs to one of the most frequent biomechanical methods in analysing human movements. Many representatives of different branches of science have paid their attention to movement of person and its different modification and variants. Big expansion of computer technology in previous decades has facilitated fantastical shift which is characterised by continuous acceleration. Changes which had been previously proceeding several years at least are now realized within months.

This trend is caused not only by development of knowledge and technique but by increasing number of workplaces which are engaged in studying and analysing of movements as well.

However confirmation of this development is this relatively new device that we have researched. We have focused on utilization in clinical practise in monitoring of movements of upper extremities. The device belongs to optoelectrical systems analyzing kinematics of movement which use optical senzores or markers for determination of coordinates.

With help of these coordinates it is possible to reflect and appraise movement on the 3D screen.

We have dealed with optimal dislocation of markers and following forming records to gain required results.

Obsah

1. Úvod.....	7
2. Teoretická část.....	8
2.1. Kinematická analýza pohybu v biomechanice.....	8
2.2. Kvantitativní metody pro snímání pohybu	8
2.3. Popis optoelektronického systému.....	11
2.3.1. Rozdělení značek pro optoelektronické snímání.....	11
2.3.2. Umístění značek.....	12
2.3.3. Popis videografie.....	13
2.4. Popis přístroje Lukotronic Motion Analyzis AS200.....	15
2.4.1. Části měřicího systém.....	15
2.4.2. Jak systém pracuje.....	16
2.4.3. Technická data přístroje.....	16
2.5. Kineziologie ramenního kloub.....	18
2.5.1. Pojmenování pohybů v ramenním kloubu.....	19
2.5.2. Základní pohyby v ramenním kloubu a zapojení svalů při těchto pohybech.....	20
2.6. Kineziologie loketního kloubu.....	21
2.6.1. Pohyby v lokti a zapojení svalů při těchto pohybech.....	21
2.6.2. Rozsah základních pohybů v lokti.....	22
2.7. Kineziologie ruky.....	22
2.8. Horní končetina jako celek a její komunikační význam.....	23
3. Praktická část.....	24
3.1. Nastavení systému.....	24
3.1.1. Vytvoření nové konfigurace.....	24
3.1.2. Definice markerů.....	25
3.1.3. Nastavení vzorkovací frekvence a baterií.....	25
3.1.4. Videosnímání.....	27
3.1.5. Definování souřadnic systému.....	28
3.1.6. Nadefinování 3D animace	29
3.2. Nastavení snímání kinematických parametrů.....	30

3.3. Konečné nastavení systému před měřením.....	33
3.4. Zobrazení snímání a postup při definování kinematických parametrů.....	34
3.4.1. Zobrazení snímání a postup při definování úhlů.....	34
3.4.2. Zobrazení snímání a postup při měření dalších kinematických parametrů.....	38
4. Diskuse.....	41
5. Závěr.....	44
6. Použitá literatura.....	45

1. Úvod

S využitím 3D snímání pohybu se můžeme setkat v lékařství, ergonomii, rehabilitaci, fyzioterapii, ve vrcholovém sportu a v dalších oblastech, ve kterých je středem zkoumání pohybová činnost člověka, jednotlivých segmentů lidského těla nebo samostatných komponent pohybového systému.

Cílem této práce je stanovení optimálního rozmístění optických senzorů, nebo-li markerů pro snímání pohybu horní končetiny a následné sestavení protokolů pro požadovaná měření pomocí LUKOtronic Motion Analysis System AS 200.

Teoretická část obsahuje základní technické údaje přístroje. Popis principů a požadavků pro optoelektronické měření, kam patří tato metoda a přehled dalších metod používaných ke zkoumání pohybu. Dále obsahuje fyziologickou část, jenž nabídne stručný popis pohybů jednotlivých částí horní končetiny a komponent, které se na jejím pohybu podílejí.

V praktické části je popsána tvorba a aplikace protokolů pro vybranou oblast horní končetiny. Provedení zkušebních měření dle stanoveného protokolu a následné zjištění vhodnosti umístění markerů. Jde o základní nastavení systému tak, aby bylo možné získat požadované a správné údaje při následných měřeních pohybů horní končetiny. Přičemž největší pozornost byla věnována měření úhlů při pohybu v ramenním kloubu.

Po vytvoření finální verze protokolů by byl systém připraven k aplikaci do klinické praxe a dle pokynů a protokolů by mohli terapeuti či lékaři získávat základní data u pacientů (například rozsahy pohybu v ramenním kloubu do abdukce, flexe a tím přesnější funkční hodnocení horní končetiny). Tyto získané hodnoty by měly sloužit ke stanovení tíže poruchy hybnosti a k objektivnímu posouzení výsledků následné terapie, u které mohou eventuálně pomoci při její cílení.

2. Teoretická část

2.1. Kinematická analýza pohybu v biomechanice

Analýzu pohybové činnosti můžeme provádět na několika úrovních. V závislosti na cílech analýzy a na technických podmínkách pracoviště. Při kvalitativní analýze popisujeme a hodnotíme pohyb (např. slovně) bez měření konkrétních fyzikálních veličin. V tomto případě tedy záleží zejména na odborné úrovni posuzovatele, na jeho zkušenostech a znalostech sledovaném pohybu. Menší nároky jsou kladeny na technické a přístrojové zabezpečení. Typickým příkladem tohoto způsobu hodnocení je vizuální posouzení reálného pohybu, nebo jeho záznamu. Přestože kvalitativní analýza přináší také celou řadu důležitých poznatků, neumožňuje přesně určit (kvantifikovat) velikost výstupních veličin.

V tomto případě je nutné použít pro analýzu pohybu kvantitativní metody, jejichž výstupem jsou číselné hodnoty (ty nám zpravidla udávají velikost fyzikálních veličin). K jejich získání je nezbytné odpovídající materiální vybavení, které umožní vlastní měření s co nejmenší chybou. Základní rozdělení kvantitativních metod v biomechanice vychází z charakteru měřené veličiny. Jestliže je měřeným parametrem síla, nazýváme tyto metody dynamické. V případě, že sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují, pohybujeme se v oblasti metod kinematických. Základními kinematickými parametry jsou úhel, čas, dráha, lineární rychlost a lineární zrychlení (Janura, Zahálka, 2004).

2.2. Kvantitativní metody pro snímání pohybu

Díky mnohaletému vývoji se vyvinulo více systémů sloužících k měření pohybu. Zde je nabídnut krátký přehled:

- **Stroboskopie**

Vytváří pohybovou sekvenci na jednom filmovém políčku. Princip je podobný jako v případě klasické fotografie. Po otevření závěrky rotuje před objektivem disk, na kterém jsou štěrby. Tím dochází ke střídavému osvětlení políčka s citlivou vrstvou, na které jsou zaznamenávány jednotlivé fáze pohybu (Cappozzo, Leo&Macellari, 1983.)

- **Mechanické snímání - Goniometrie**

Mechanické snímání pomocí goniometrů slouží k měření relativní rotace v daném kloubu. Při této metodě se využívají pevné nebo rigidní goniometry, které má sledovaný připevněny na sobě. Pomocí goniometru, jehož „ramena“ jsou připojena na sousední segmenty (průsečík ramen je ve středu otáčení daného kloubu), lze měřit velikost úhlových změn kolem jedné, dvou nebo tří os. Tímto postupem je tedy určována změna vzájemné polohy segmentů v rovině nebo v prostoru. Tyto kloubní měřicí zařízení poskytují kloubní úhlové data ke kinematickým algoritmům, které jsou následně použity k určení pozice těla. Díky různým variantám antropometrického měření, musí být systém vždy recalibrován pro každého uživatele (Janura, Zahálka 2004).

- **Magnetické snímání**

Magnetické snímací systémy pohybu využívají senzory umístěné na těle, pomocí kterých měří nízkofrekvenční magnetická pole, generované zdrojem vysílače. Zdroj vysílače je zkonstruován z tří kolmých cívek, které emitují po dodání proudu magnetické pole. Cívky jsou zásobovány proudem v sekvencích, které vytvoří tři vzájemně kolmé pole během každého měřicího cyklu. 3D senzory měří sílu z těchto polí, která je úměrná vzdálenosti od zdroje. Senzory a zdroj jsou připojeny k procesoru, který vypočítává pozici a orientaci každého senzoru. Lidské tělo je transparentní pro magnetického pole: (<http://www.xsens.motiontechnologies.com/>). Nedostatky snímání pomocí magnetického pole jsou přímo spjaté s fyzikálními charakteristikami magnetického pole. Velikost magnetického pole klesá rapidně se vzrůstající vzdáleností od zdroje magnetického pole, a tak může být snímání rušeno (fero)magnetickými materiály nacházející se v blízkosti místa měření. Navíc magnetické senzory jsou často spojené s počítačem pomocí kabelů, což omezuje rozsah pohybu (Richardson, 1998).

- **Akustické systémy**

Akustické signály využívají zvukový signál a pracují na obdobném principu jako předcházející přístroje. Zvukový signál je emitován ze zdroje (vysílač připevněný na segment), jehož poloha je kvantifikována pomocí tří mikrofonů, které neleží v přímce. Protože rychlost zvuku je přesně definována, lze tuto hodnotu využít k výpočtu polohy daného bodu (zdroje). Fyzikální vlastnosti zvuku však mohou limitovat přesnost této metody.

Snímání může být například rušeno různými odrazy zvuku (Cappozzo, Catani & Leardini, 1993).

- **Inerciální systém**

Inerciální neboli setrvačné senzory používají vlastnosti lidského těla a využívá stejné principy jako vestibulární systém. Vestibulární systém, lokalizovaný ve vnitřním uchu, je biologický 3D inerciální (setrvačný) senzor. Může vnímat otáčivý pohyb stejně jako přímočaré zrychlení hlavy. (<http://www.motionanalysis.com/>). Praktické snímání je možné pomocí miniaturní technologie, při které se používají mikrosenzory. Používány jsou hlavně křemíkové akcelerometry a senzory měřící rychlost. Přepočítací gyroskop měří úhlovou rychlost. Jestliže se integruje získaná úhlová rychlost v čase a je-li znám počáteční úhel, může se také vypočítat změna v úhlu. Akcelerometr měří zrychlení, včetně gravitačního zrychlení g. Jestliže je známý úhel mezi senzorem a vertikální rovinou, gravitační složka může být odstraněna a pomocí numerické integrace, může být určena rychlost a pozice. Při tomto snímání jsou tedy inerciální (setrvačné) senzory umístěné na každé části těla, které má být snímáno (<http://www.xsens.motiontechnologies.com/>).

- **Akcelerometrie**

Akcelerometrické měření pohybu umožňuje měření zrychlení pomocí akcelerometrů. Ty pracují na principu určení odchylek způsobených pohybem hmotného tělesa (umístěné v akcelerometru) při zrychlení segmentu. Tyto změny jsou převáděny a měřeny (např. piezoelektricky) pomocí elektrického výstupního signálu. Podle počtu akcelerometrů je možné měřit zrychlení v jedné ose, v rovině, nebo v prostoru. Třídídimenzionální zrychlení lze určit pomocí tří akcelerometrů umístěných tak, že jejich osy jsou na sebe kolmé (Janura, 2004).

- **Optoelektrické systémy**

Mezi optoelektrické systémy patří i náš přístroj. Využívají optické senzory pro určení souřadnic, pomocí kterých lze pohyb zobrazovat na obrazovce v 3D prostoru. Na důležitá místa na lidském těle jsou připojeny aktivní (emitory světla, LED), nebo pasivní (překrytí retroreflexní páskou) zdroje záření, nebo-li markery. Signál vysílaný, nebo odražený těmito zdroji je zpracován přijímačem a v souřadném systému je určena poloha sledovaných bodů, které jsou digitalizovány a zobrazeny na obrazovce (Janura 2004).

2.3. Popis optoelektronického systému

Tento systém se poprvé použil jako metoda k analýze pohybu v biomechanickém výzkumu v roce 1970 a 1980 (<http://www.xsens.motiontechnologies.com/>). V krátké době došlo v této oblasti k rozšíření ve zdravotnictví, sportu a také do oblasti počítačové animace a videoher. Markery, které nosí proband na sobě, jsou rozmístěny tak, aby pomocí nich bylo možné pozorovat velikosti úhlů jednotlivých segmentů, pozice, vzdálenosti a poté z naměřených hodnot vypočítávat velikost zrychlení a rychlosti, jenž určí kinematiku daného pohybu. Výchozími hodnotami, které slouží při určení kinematických veličin, jsou souřadnice jednotlivých bodů. Z těchto údajů lze v podstatě odvodit zbývající parametry. Přesnost určení souřadnic bodů je tedy rozhodujícím faktorem pro přesnost odvozených veličin (Janura, 2001).

Kromě naší metody se používá v optoelektronickém snímání také metoda zvaná videografie, jenž je pouze s menšími odchylkami (např. rozdílné rozmístění snímacích kamer), založená na stejném principu.

2.3.1. Rozdělení značek používaných pro optoelektronické snímání

- **Pasivní**

Pasivní markery se skládají ze základních elementů, které jsou překryty reflexní páskou. Tyto značky odrážejí světlo a jsou používány u systémů, které bývají označovány jako tzv. systémy s aktivní kamerou a pasivními značkami. V praxi probíhá vyhodnocení tak, že světlo (nejčastěji v oblasti infračerveného spektra) dopadá ze zdrojů umístěných v okolí objektivu kamery na značku a odražený paprsek je zpracován v detektoru značek.

Výhody: Mohou být použity při pohybech velkého rozsahu, nebo pohybech prováděných velkou rychlostí. Neovlivňují subjekt prostřednictvím spojovacího materiálu.

Nevýhody: Vyžadují speciální software a hardware pro určení souřadnic. Maximální vzorkovací frekvence signálu je limitována. Starší softwary vyžadují manuální upřesnění.

(Janura 2001)

- **Aktivní**

Aktivní markery jsou většinou infračervené LED (1W). Pracují na frekvenci 1kHz a emitují světlo s vlnovou délkou okolo 800nm. Jsou využívány v systémech s tzv. „pasivní kamerou a aktivními značkami“. Při určení polohy značek je vstupní signál porovnáván pixel po pixelu s referenčním pozadím. Při překročení prahové hodnoty je signál zpracováván v generátoru souřadnic a pixely příslušných jasů jsou grupovány dohromady.

Výhody: Umožňují okamžitou identifikaci značek, vysoký vzorkovací kmitočet při použití menšího množství značek.

Nevýhody: Vyžadují vlastní zdroj energie, pro jejíž přenos jsou nezbytné spojovací elementy, které mohou ovlivňovat pohyb člověka z hlediska jeho rozsahu a způsobu přirozeného provedení. Mají omezený úhel, ve kterém dochází k emitaci světla.

(Janura, 2001)

2.3.2. Umístění značek

Při analýze pohybu živých organismů se vyskytují typické problémy, které souvisí s vlastním umístěním značek na vybraný segment. Na rozdíl od tuhých těles, kdy lze tuto činnost realizovat bez vážnějších omezení, vstupuje do procesu značení významných bodů na lidském těle několik faktorů, jejichž působení se však vyznačuje nahodilými změnami.

Základní rozpor spočívá v tom, že jednotlivé segmenty jsou definovány pomocí vybraných anatomických bodů. Při analýze však nepracujeme s těmito body, ale s jejich projekcí na kůži.

V první fázi je nezbytné provést vypalování odpovídajícího anatomického bodu a tento bod reprodukovat na povrch těla. Tento proces je ovlivněn zejména zkušeností osoby, která tuto činnost provádí. I když při realizaci této činnosti se mohou vyskytnout problémy, související např. s množstvím podkožního tuku, který brání palpaci daného bodu, lze při dodržení správného postupu provést kvalitní označení probandu (přípevnění značek) před vlastním snímáním pohybu. Při následné pohybové činnosti dochází k pohybu značek, způsobenému posunem tkání (Janura, 2001). Tento jev lze obtížně kvantifikovat a odstranění chyb, které vznikají při pohybu kůže vzhledem k ostatní tkáním, je komplikované. (Cappozzo, Catani & Leardini, 1993) uvádí, že velikost chyb způsobených pohybem kůže je v rozmezí 10 mm až 20 mm.

- **Rozdělení chyb způsobených posunem značek**

Chyby vzniklé posunem značek můžeme rozdělit na (Cappozzo, Catani & Leardini, 1993): relativní - pohyb dvou značek vzhledem k sobě.

absolutní - pohyb značky vzhledem k odpovídajícímu anatomickému bodu (pohyb kůže vzhledem ke kosti).

2.3.3. Popis videografie

Videografie využívá ke snímání pohybu videokamery, které jsou rozmístěny kolem probanda. Používají se jak aktivní, tak pasivní markery a při označení bodů na lidském těle jsou nejčastěji používány značky ve tvaru koule nebo polokoule (Janura, 2001).

V následující části jsou popsány stěžejní body při použití videografie k analýze pohybu.

- **Umístění kamer při 3D analýze**

Rozhodnutí o umístění kamer v případě prostorové analýzy se řídí typem řešené úlohy a možnostmi pracoviště v počtu použitých přístrojů. Přestože neexistují jednoznačně stanovená pravidla (vliv některých dalších faktorů na kvalitu výstupních dat je větší), musí být splněny některé základní požadavky. Protože nutnou podmínkou 3D analýzy je viditelnost každého vyhodnocovaného bodu na záznamech minimálně ze dvou kamer, je toto kritérium rozhodující pro umístění kamer. Je-li možnost dodržet uvedené pravidlo i při různé poloze kamer, volí se takové rozmístění, aby se úhel mezi optickými osami jednotlivých přístrojů blíží 90°.

- **Synchronizace kamer (nasnímaných záznamů)**

Pro získání prostorových souřadnic bodu je nutné znát minimálně dvě dvojice rovinných souřadnic bodu v daném okamžiku. Každá dvojice rovinných souřadnic je získána vyhodnocením polohy bodu na záznamech z různých kamer. Všechny záznamy (snímky, nebo půlsnímky) musí odpovídat poloze bodu, kterou tento bod zaujímal ve stejném okamžiku. Proto je nutné provést „sladění“ – synchronizaci.

- **Vymezení měřicího prostoru**

Při hodnocení pohybu pomocí videografické metody se musí použitím značek také vymežit prostor, ve kterém bude pohyb probíhat. Tyto značky jsou jiné než ty, které slouží pro označení bodů na lidském těle. Musí být dobře viditelné i z větší vzdálenosti a zároveň

nesmí působit rušivě na sledovaný subjekt a na okolní prostředí. Pro tento účel jsou nejvhodnější dnes už klasické terčíky (nejčastější rozměr strany v rozmezí od 20 cm do 40 cm), které jsou rozděleny na černobílá pole tak, že společný bod těchto polí je středem terčíku.

- **Kalibrace**

Provedení kalibrace při analýze záznamu pohybu je jedním ze základních kroků, který slouží k určení závislostí mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými na záznamu. Podstatu procesu kalibrace tedy můžeme určit jako:

a) určení souřadnic známých bodů v prostoru (body, jejichž vzdálenost je přesně definována), které jsou nezbytné pro stanovení měřítka mezi reálnou a obrazovou soustavou souřadnic – kalibrace prostoru;

b) nalezení odchylek souřadnic vyhodnocených bodů od jejich reálných souřadnic, které nám určí vliv použitých přístrojů na kvalitu vyhodnocených dat – kalibrace kamery.

- **Typy kalibračních zařízení**

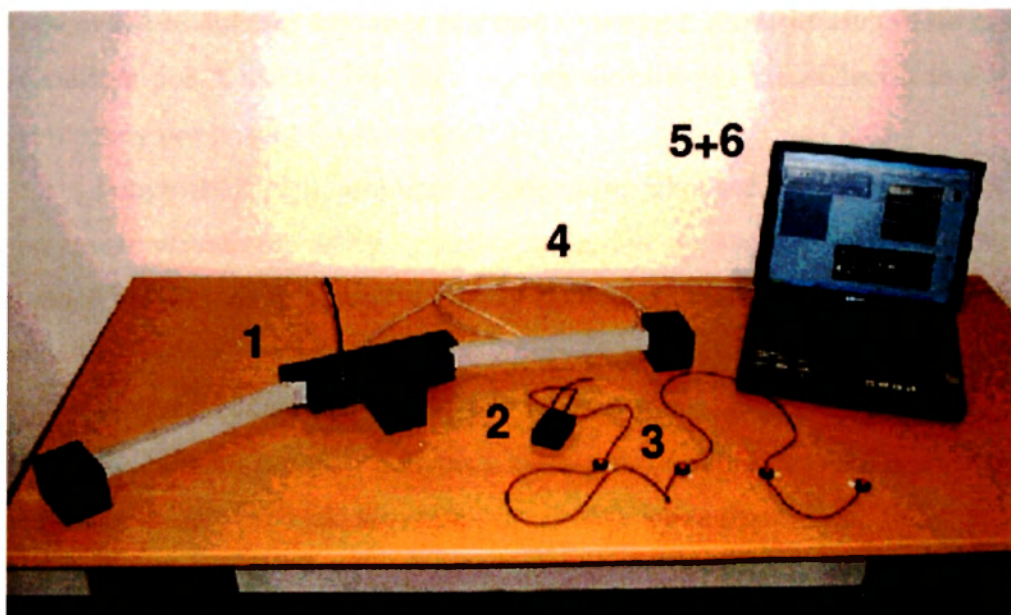
Pro možnost kalibrace jsou využívána různá zařízení, která se odlišují zejména ve svých rozměrech, v počtu a tvaru bodů určených pro kalibraci a v jejich umístění. Při kalibraci v procesu 2D analýzy je nejčastěji používáno zařízení, na kterém lze určit známou vzdálenost bodů (terčíků) v horizontálním a vertikálním směru. Zařízení je nasnímáno v poloze na začátku, ve středu a na konci sledovaného úseku. Pro 3D kalibraci, musí být známy prostorové souřadnice určitého počtu bodů (jejich minimální množství je dáno matematickými podmínkami řešení soustavy rovnic). (Janura, 2001).

2.4. Popis přístroje Lukotronic Motion Analysis AS200

V této kapitole jsem čerpal z manuálu k přístroji LUKOtronic Motion Analysis System AS 200 – Systém description a <http://www.lukotronic.com>.

LUKOtronic Motion Analysis System AS 200 je relativně nový přístroj používaný v optoelektronickém snímání pohybu, určený pro přímé zobrazování měření (real-time) a monitoraci 3D pohybu. Je to lehce transportabilní systém, který nemusí být permanentně používán v jedné místnosti. Umožňuje pohyb kvatifikovat, analyzovat, monitorovat a ukládat pro pozdější analýzu. Po počátečním spuštění se sám nakalibruje.

2.4.1 Části měřicího systému



Obr. č.1. Části měřicího systému.

1. Měřicí pult se třemi infračervenými kamerami.
2. Kontrolní box s bezdrátovým rozhraním. Ovládá aktivní infračervené markery a zásobuje je energií. Je radiově řízen z měřicího pultu a při měření je upevněn na tělo.
3. Aktivní infračervené markery spojeny jedním kabelem.
4. USB interface kabel mezi systémem a PC, s odpovídajícím ovládacím softwarem.
5. PC nebo notebook pro kontrolu systému a analyzování dat. Pro měření je potřeba počítač s minimálním výkonem 500Mhz..
6. Základní software pro získávání a vizualizaci dat. Tento analytický software zpracovává informace s naměřených dat a prezentuje je ve formě figur, tabulek, grafů nebo animací.

Dále:

- Softwarové vybavení pro programování uživatelských real-time opakujících se analýz
- Speciální nabíjecí jednotka obsahující nabíjecí adaptér pro kontrolní box
- Set s adhesivními součástkami pro připevnění markerů na tělo, používají se standardní kroužky, používané pro EKG elektrody.

2.4.2 Jak systém pracuje

Během měření LEDs emitují světelné pulsy v infračerveném spektru. Přitom je v daný okamžik aktivní pouze jedna dioda, což zajišťuje jedinečnost každého markeru, dokonce i když je LED částečně skrytá a nelze ji změřit. Markery jsou ovládány radiovým spojením mezi měřicím pultem a kontrolním boxem. Infrakamery měří pozici markerů. Z těchto naměřených dat počítač vypočítá určité 3D prostorové souřadnice, které budou použity pro analýzu pohybu. Zpracovává se dočasná sekvence markerů v prostoru. Z trajektorie pozice markerů v prostoru se vypočítává pohyb osoby. Tyto data jsou zpracována pro vizualizaci a analýzu pohybu a mohou být uloženy pro pozdější zpracování.

Pohyb může být zobrazen na monitoru jako počítačová animace v reálném čase. Pro obrazovou vizualizaci měření pohybu může být do systému přidána obrazová dokumentace pomocí videokamery. Markerové body mohou být zobrazeny na videonahrávce, což pohyb udělá více patrný.

Pro zpracování dat může být naprogramována vlastní uživatelská konfigurace, pro specifické snímání určitého pohybu a zaintegrována do nahrávacího softwaru. To znamená, že nemusíme systém před každým měřením systém znovu nastavovat.

2.4.4. Technická data přístroje

- Maximální vzorkovací frekvence: 1200Hz
- Maximální počet markerů: 48
- Maximální měřitelná vzdálenost: 7 metrů
- Rozlišení: 0,1mm (ve vzdálenosti 1,5m)
- Úhel otevření: 20°
- Přenos dat: USB 1.1
- Radio frekvence: 433 Mhz
- Minimální výkon PC nebo notebooku: 500Mhz
- Operační systém: Windows 98, 2000, ME , XP v budoucnu i Linux

Během používání systému nesmí být s měřícím pultem manipulováno, neboť mohou být naměřena nekvalitní data. Pokud zařízení upadne na zem, musí být znovu nakalibrováno.

K systému mohou být připojeny další hardwarové komponenty, kterými mohou být nahrána souběžně s pohybovými daty, další užitečná data.

- Digitální video kamera
- Akcelerometr pro doplnění pohybových dat, přes DAQ kartu
- EKG elektrody pro měření srdeční aktivity, přes DAQ kartu
- EEG elektrody pro měření mozkové aktivity, přes DAQ kartu
- Tlakové senzory
- Přídavné měřicí pulty pro zvýšení měřené prostorové kapacity

2.5. Kineziologie ramenního kloubu

Ramenním kloubem se v praxi myslí složitý komplex skládající se z kulového kloubu glenoidálního a z kloubu akromioklavikulárního, sternoklavikulárního a skapulothorakálního, který umožňuje pohyb lopatky po hrudníku. Všechny klouby tvoří tzv. pletenec ramenní.

Uspadňuje pohyb a zaujetí ruky v prostoru. To je umožněno vzájemně se doplňujícími pohyby v lopatky po hrudníku a pohyby v glenohumerálním kloubu. Tento komplementární pohyb se nazývá humeroskapulární rytmus, který lze zjednodušeně definovat jako termín, který v širším slova smyslu popisuje integrovaný pohyb všech součástí pletence ramenního, nezbytný k dosažení plné elevace paže (flexe nebo abdukce), protože všechny čtyři klouby musí při tomto pohybu pracovat současně (Velé, 2006). V glenohumerálním kloubu se odehrává asi 120° z celkové elevace a zbývajících 60° elevace zajišťuje rotace lopatky. Pohyb v kloubu glenohumerálním je umožněn a doprovázen pohybem v kloubu thorakoskapulárním. Na začátku glenohumerálního pohybu je pohyb lopatky téměř nulový, ale zhruba od 30° do 170° se objeví konstantní poměr vzájemného pohybu humeru a lopatky, většinou se udává, že na každých 15° pohybu připadá 10° v glenohumerálním kloubu a 5° rotace lopatky. Dalším důležitým pohybem je elevace klíčku, která se odehrává v sternoklavikulárním kloubu během prvních 90° abdukce paže. Při pokračování elevace paže nad 90°, musí dojít na akromiálním klíčku k jeho rotačnímu pohybu dozadu o 45-50°, aby bylo dosaženo plné rotace lopatky a plné elevace paže. Tímto způsobem se při elevaci zapojuje do celého komplexního pohybu sternoklavikulární i akromioklavikulární kloub a potvrzuje funkční integritu všech kloubů ramenního pletence (Velé, 2006) , (Kapandji, 1993).

- Horní končetinu připojuje k osově kostře malý kloub sternoklavikulární. Kloub umožňuje pouze omezený pohyb, ale musí odolávat významnému zatížení, protože přes klíček se přenáší značné síly z horní končetiny. Degenerativní změny tohoto kloubu proto nejsou ojedinělým nálezem. Často jsou doprovázeny zduřením okolních měkkých tkání a tvorbou osteofytů.
- Stejně jako sternoklavikulární je i akromioklavikulární kloub malým synoviálním kloubem s omezeným rozsahem pohybu a poměrně častým výskytem osteoproduktivních změn. Jeho dysfunkce má ovšem daleko větší dopad na funkci a integritu celého pletence ramenního než v případě kloubu sternoklavikulárního.

- Thorakoskopulární kloub je nesynoviálním skloubením. Je tvořen širokou a trojúhelníkovou lopatkou ležící na plocho na hrudním koši, která je od něj oddělena velkou burzou. Stabilita tohoto funkčního kloubu je zajištěna úpony měkkých tkání lopatky k hrudníku. Vzhledem k 30 sklonu lopatky slouží thorakoskopulární kloub jako doplněk pravého ramenního kloubu
- Glenohumerální kloub nebo-li vlastní kloub ramenní, je kloub kulovitý, a proto dovoluje velkou volnost pohybu.. Za tuto volnost ovšem „platí“ určitou kloubní nestabilitou. Kloubní jamka je velmi mělká a kloubní hlavice odpovídá pouze jedné až dvěma třetinám kulové plochy jamky a je asi třikrát větší než jamka. Jestliže hlavice není chráněna, může sklouznout směrem dolů a způsobit luxaci ramenního kloubu. Za normálních okolností brání této situaci měkké tkáně. Kloubní pouzdro je s výjimkou dolního obvodu zesíleno úponovými šlachami okolních svalů. V předu je to šlacha m. subscapularis a nahoře šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii a m. supraspinatus. Vzadu potom šlachy m. infraspinatus a m. teres minor. Šlachy obklopující hlavici kosti pažní vytváří „manžetu“ a příslušné svaly provádí rotace této hlavice, a proto jsou nazývány „rotátorová manžeta“. Rotátorová manžeta zároveň zajišťuje fixaci polohy hlavice humeru v glenoideální jamce. Vtlačuje aktivně hlavici do jamky, ale nezabraňuje oddálení hlavice od jamky (Velé, 2006), (Janura, Zahálka, 2004).

2.5.1. Pojmenování pohybů v ramenním kloubu

Pohyby v ramenním kloubu mají mnoho názvů a vztahují se k výchozí poloze ve stoje, nebo v sedě s připažením. Pohyb paže směrem nahoru je elevací, směrem dolů depresí. Elevace paže dopředu se označuje anatomicky jako flexe, pohyb zpět jako extenze. Dorzální elevace – pokračování extenze se nazývá hyperextenzí. Dorsální deprese se zvláště neoznačuje a je to flexní pohyb. Elevace v rovinně frontální (upažení) se označuje jako abdukce a deprese v rovině frontální (připažení) jako addukce. Terminální abdukce pokračující až do vzpažení je možná jenom s přispěním funkce svalstva ramenního pletence a svalstva trupu. Pohyb abdukované paže (do 90) v horizontální rovině se označuje různě. Směrem dopředu se mluví o horizontální flexi, nebo horizontální addukci, směrem dozadu o horizontální extenzi, nebo horizontální abdukci. Rotaci rozeznáváme podle směru buď vnitřní, nebo vnější. Při vnitřní rotaci se pohybuje flektované předloktí proti směru hodinových ručiček a při zevní ve směru ručiček. Běžně však probíhá pohyb v ramenním kloubu vždy v několika rovinách současně (Karas, Otáhal, 1991).

Dříve byly pohyby v ramenním kloubu důsledně rozdělovány a uváděla se pohyblivost v jednotlivých skloubeních. Toto umělé dělení ovšem neodpovídá skutečné funkci ramenního pletence, protože za normálních okolností je pohyb všech kloubů synchronizovaný, nikoliv izolovaný. Patologie jednoho kloubu ovlivňuje funkci kloubů ostatních. Důsledkem bývá omezení pohyblivosti v určité oblasti a kompenzační přetěžování dalších struktur. Poruchy v ramenním kloubu je proto nutné vyšetřovat i léčit komplexně. Kromě ovlivnění funkce všech kloubů pletence ramenního dochází rovněž k řetězení poruch a dysfunkci celé horní končetiny (Velé, 2006).

2.5.2. Základní pohyby v ramenním kloubu a zapojení svalů při těchto pohybech

- **Abdukce paže**

Abdukce paže probíhá ve čtyřech fázích ($0^\circ - 45^\circ - 90^\circ - 150^\circ - 180^\circ$) V první fázi do 45° (upažení poníž) se spíše uplatňuje při abdukci m.supraspinatus než m. deltoideus a později si úlohu vymění. Individuálně se toto pořadí může lišit. Ve druhé fázi od 45° do 90° (upažení) převládá již činnost m. deltoideus. Ve třetí fázi $90^\circ - 150^\circ$ (upažení povýš) se účastní ramenní pletenec, především m.trapezius a m.serratus anterior. Ve čtvrté fázi do 180° (vzpažení) se připojují trupové svaly se svými dlouhými smyčkami, což vede ke zvýšení bederní lordózy a k úklonu.

- **Flexe paže**

Flexe paže probíhá rovněž podobnými fázemi ($0^\circ, 60^\circ, 90^\circ, 120^\circ, 180^\circ$). V první fázi do 60° (předpažení poníž) pracuje přední část deltoidea, m.coracobrachialis a klavikulární část m. pectoralis major. Činnost brzdí m.teres minor a m. infraspinatus.

Druhá fáze je $60^\circ - 90^\circ$ (předpažení) tvoří přechod do třetí fáze ($90^\circ - 120^\circ$) (předpažení povýš), kde se mění funkce svalů tak, že se přidávají m. trapezius a m. serratus anterior. Brzdí m. latissimus dorsi a kostosternální část m. pectoralis major. Ve čtvrté fázi $120^\circ - 180^\circ$ (vzpažení) spolupracují trupové svaly a dochází ke zvětšení lordózy a k úklonu.

- **Rotace paže**

Mediální (vnitřní) rotaci působí m. latissimus dorsi, m. teres major, m.suprascapularis a m. pectoralis major. Laterální (vnější) rotaci působí m.supraspinatus, m.infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor. Při rotačních pohybech se pohybuje i

lopatka a při mediální rotaci se aktivují m. serratus anterior a m. pectoralis major ; při laterální rotaci mm. rhomboideí a m. trapezius. Rozsah rotace je asi 40° - 45°. Při poruchách v ramenním kloubu je nejprve omezena zevní (laterální) rotace (zkrácením vnitřních rotátorů), (Kapanji, 1993), (Velé, 2006).

2.6. Kineziologie loketního kloubu

Loketní kloub je stabilnější než kloub ramenní a umožňuje flexní i rotační pohyby předloktí. Primárním úkolem lokte je přiblížení ruky k ostatním částem trupu a k hlavě. Umožňuje přiblížit ruku k ústům, což je jeden ze základních pohybů horní končetiny. Je to složitý kloub, který kromě flexe a extenze umožňuje rotaci ruky kolem osy předloktí, tj. pronaci a supinaci- pohyby důležité pro manipulaci (Velé, 2006).

2.6.1. Pohyby v lokti a zapojení svalů při těchto pohybech

- **Flexe**

Při flexi v lokti závisí účinnost svalů na výchozí poloze lokte. Při maximální extenzi je účinnost flexorů malá. Při semiflexi se výrazně zvyšuje a nejvyšší je při flexi kolem 90°. Účinnost pohybu není u m. brachioradialis a m. biceps brachii stejná v různých polohách. Maximální je pro m. biceps brachii mezi 80-90° a pro m. brachioradialis mezi 100-110°. Rozdílný poměr aktivace skupiny flexorů je závislý jednak na vzdálenosti úponu svalu od kloubu, kolem kterého se pohyb provádí, a jednak na úhlové rychlosti pohybu. Při pomalém flexním pohybu se zátěží nebo i bez ní jsou aktivní m. biceps brachii a m. brachialis , zatímco při rychlém pohybu se aktivuje více m. brachioradialis.

- **Extenze**

Při extenzi je účinnost loketního extenzoru (triceps brachii) závislá na postavení v loketním kloubu. Při extenčním postavení v lokti je účinnost malá. Zvětšuje se s přibývajícím flexí v lokti. Maxima dosahuje asi kolem 20-30° semiflexe a potom opět klesá až do maximální flexe, kde je účinnost opět menší.

- **Supinace a pronace**

Pronace je výrazně slabší než supinace. Pronace a supinace jsou důležité jak při sebeobsluze, tak i při práci. Tyto pohyby jsou pod větším centrálním vlivem než flexe a extenze. Z tohoto důvodu lze pozorovat zvýšení elementárních posturálních reflexů dříve pronaci – supinaci než ve flexi – extenzi. Při vyšetřování této funkce jsou důležitými palpačními body epicondylu humeru (Velé, 2006) , (Janura, 2003).

2.6.2. Rozsah základních pohybů v lokti

Rozsah základních pohybů v loketním kloubu ve smyslu flexe - extenze je cca 150° a ve smyslu pronace – supinace cca 180°. Pronace ze střední polohy při flexi v lokti s pozicí ruky palcem nahoru dosahuje 85° a supinace 90° . Hyperextenze v lokti je možná cca 10° (Kapanji, 1993). Větší rozsah tohoto pohybu svědčí již pro hypermobilitu. Supinační a pronační pohyb je možné též označit jako zevní, nebo vnitřní rotaci, podobně jako v rameni, kdy orientací je pohyb palce rotujícího předloktí směrem dovnitř a definuje vnitřní rotaci, tj. pohyb do pronace. Obrácený pohyb palcem ven definuje supinaci. Jestliže se spojí rozsah zevní a vnitřní rotace v ramenním a loketním kloubu, může celkový rozsah pohybu dosáhnout až 270° (Velé, 2006).

2.7. Kineziologie ruky

Ruku dělíme na dvě hlavní části: zápěstí a prsty. Kostra ruky se skládá z kostí karpálních (zápěstních), metakarpálních (záprstních) a článků prstů. Kostí tvořící kostru ruky jsou spojeny četnými klouby a spojení s předloktím zajišťuje kloubní komplex nazývaný zápěstí (Karas, Otáhal, 1991). Je velmi obtížné jednoduše a výstižně popsat složitou funkci ruky, kterou zatím nenahradil žádný nástroj nebo přístroj. Obrovský význam této funkce dokazuje tzv. motorický homonculus, který znázorňuje zastoupení jednotlivých částí těla, kdy největší plochu zaujímají kromě neuronů řídicích svalstvo jazyka a hrtanu, právě neurony řídicí svalstvo ruky. Velká kortikální reprezentace pro ruku zdůrazňuje význam ruky jako pracovního nástroje a vystihuje komplexnost jejího pohybu. Na ruce hraje větší roli pohybová koordinace než svalová síla, přestože síla stisku ruky může být značná. Proto k vyšetření funkce ruky nepostačuje svalový test, ale je nutno posoudit i schopnost provést přesně cílený pohybový manévr (Velé, 2006).

2.8. Horní končetina jako celek a její komunikační význam

Ruka je nástroj flexibilní a verzatilní – schopný mnoha pohybových kombinací. Její funkce závisí nejen na složitosti anatomické struktury, ale především na její schopnosti vnímání prostoru (stereogenezi) tj. poznávání předmětů hmatem při úchopu i bez kontroly zrakově. Informace získané rukou se získávají aferencí jednak z kožních a jednak z proprioreceptivních receptorů. Významnou úlohu zde má nervus medianus, hlavní zdroj sensorických informací ruky. Při jeho poruše je sice motorická funkce ruky relativně málo omezená, ale ruka je pro zhoršenou prostorovou orientaci i citlivost málo použitelná, jak si na to stěžují nemocní postižení syndromem karpálního tunelu, při kterém je výrazně omezena pohybová koordinace ruky a tím i její potřebná funkce, a proto ji postižení málo používají (Karas, Otáhal, 1991).

Komplexní obratnou funkci ruky je možno procvičovat pouze pohyby spojenými s řešením specifických pohybových úkolů, které je nutno volit individuálně podle předchozích schopností a potřeb postiženého. Proto je nejlepší metodikou pro obnovení složitých funkcí ruky léčba vhodnou činností, zaměřenou na řešení pohybových úkolů, spojených s obvyklou pracovní činností postiženého. Rehabilitačního úspěchu lze dosáhnout neprogramováním motorické funkce ruky ve změněných podmínkách organické poruchy. Nejde pouze o speciální posilování jednotlivých svalů, ale spíše o zlepšování řídicích mechanismů v CNS. Dosahuje se toho nejlépe individuálně zaměřenou ergoterapií, která nutí postiženého nacházet vhodná pohybová řešení pro daný problém podle typu postižení a předchozí pracovní činnosti. V ergoterapii nejde jenom o posilování poškozených funkcí, ale i o vytvoření nového motorického programu, kterým by bylo možno ztracené funkce restituovat, nebo alespoň substituovat zásahem do činnosti CNS a rozšířením její kapacity (Velé, 2006).

Ruka je komunikačním nástrojem, který dodává slovní informaci potřebný emoční důraz, aby efektivně působila. U hluchoněmých tvoří ruka společně s obličejem hlavní nástroje komunikace tj. znakovou řeč. Kontaktem ruky se přenášejí neverbální informace, které mohou mít pro terapeutický úspěch větší význam než informace verbální. Z kontaktu při podání ruky můžeme usuzovat i na osobnost, se kterou se setkáváme a dokonce i na to, jaké vztahy se z tohoto kontaktu mohou vyvinout. V moderní době počítačů se stává ruka čím dále tím častěji hlavním komunikačním nástrojem při obsluze klávesnice počítače a přenosných telefonních přístrojů při odesílání stručných zpráv. Dokonce se mluví o palcové generaci, která komunikuje pouze palcem při odesílání textových zpráv SMS. Přestože zůstává při komunikaci ruka pouze nástrojem, i když velmi dokonalým, odehrává se vlastní komunikace v CNS (Velé, 2006)

3. Praktická část

V praktické části nejdříve popíšeme postup pro nastavení systému před měřením a poté postup při hledání optimálního rozmístění markerů pro získání požadovaných kinematických parametrů pohybu.

3.1. Nastavení systému

3.1.1. Vytvoření nové konfigurace

Aby terapeut nemusel při každém snímání nastavovat novou konfiguraci, v tomto kroku se definuje nová konfigurace a uloží pro opětovné použití. Nová konfigurace může být sestavena z individuálního nastavení, nebo složena z jednotlivých částí, modulů nastavení jiných, již vytvořených konfigurací. Ovšem ne všechny kombinace modulů mohou být použity pro sestavení smysluplné konfigurace. Jestliže nově vytvořená konfigurace bude často používána, je vhodné přiřadit ji do tzv. „Default“ (standardního) souboru. Jestliže se vytváří nová konfigurace právě pro jeden individuální případ, musí se vybrat subjekt a označit příslušným jménem pacienta. Vytváření nové konfigurace se vytváří v administrátorském módu, do kterého se přepne pomocí klávesové zkratky CTRL + F1. Vyšetřující má k dispozici pouze pole - „Select configuration“ a „Recordings“.

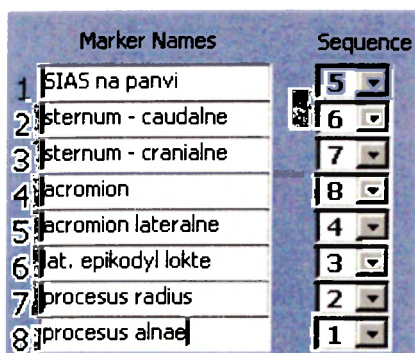
Nové konfiguraci se přiřadí smysluplný název, protože všechny pozdější operace a nastavení se budou ukládat pod tento název. Konfigurace má čtyři hlavní části a to moduly „System“, „Software“, „Run“ a „Report“. Každému modulu je nutno přiřadit název a je výhodné jej pojmenovat stejně jako celou konfiguraci.

- V „System“ modulu je uloženo kolik bylo použito markerů, jak rychle se budou data nahrávat atd.
- V „Software“ modulu jsou uloženy všechny softwarové parametry jako např., co se má vypočítávat online, nastavení 3D animace atd.
- V „Run“ modulu se sleduje pohyb v 3D okně a zobrazení pohybu pomocí křivky v grafech.
- V „Report“ modulu se provádí souhrnná analýza naměřených dat.

3.1.2. Definice markerů

Definice markerů je základním aspektem konfigurace. Všechny následující definice v konfiguraci čerpají z tohoto nastavení. Počet použitých markerů je důležitá věc a proto nejdříve je třeba se rozhodnout, který pohyb chci měřit a poté podle toho zvolím potřebný počet markerů. Počet volím pomocí posuvného jezdce nebo přímo vepsáním. V této části se také volí pořadí v jakém budou markery považovány a snímány. Markerům je nejvýhodnější přiřadit jméno, které popisuje místo na těle, na němž jsou připevněny. Potíže při umísťování markerů jsou popsány v teoretické části v kapitole 2.3.2. Dále je potřeba přiřadit markerům ID číslo, tj. číslo, pod kterým bude daný marker uložen.

Při zkušebních měřeních jsme zjistili, že pro změření všech důležitých kinematických parametrů nám vystačí osm markerů. Zvolená pozice a pořadí při našem snímání je na obr. č.2.



Marker Names	Sequence
1 SIAS na panvi	5
2 sternum - caudalne	6
3 sternum - cranialne	7
4 acromion	8
5 acromion lateralne	4
6 lat. epikodyl lokte	3
7 procesus radius	2
8 procesus alnae	1

Obr č.2. Na obrázku je orientační popis umístění markerů a jejich pořadí při snímání (sequence).

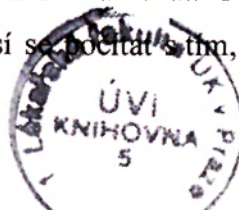
3.1.3. Nastavení vzorkovací frekvence a baterií

Jestliže počet markerů, jejich jména a pozice jsou definovány, dalším bodem je definování rychlosti snímání. To znamená, jak často bude snímána pozice jednotlivých markerů v prostoru za 1 sekundu. Pro srovnání standardní PAL video kamera nahrává 25 plných obrazů za sekundu = 25Hz. Nastavení rychlosti snímání je možné pomocí posuvného jezdce, nebo vložením číselné hodnoty do určeného pole. Software vypočítává maximální možnost rychlosti snímání podle počtu markerů.

Pro nastavení snímání platí 2 pravidla:

1. Čím větší je vzorkovací frekvence, tím více se produkuje dat za jednotku času.
2. Čím větší je vzorkovací frekvence, tím menší je měřitelný prostor systému.

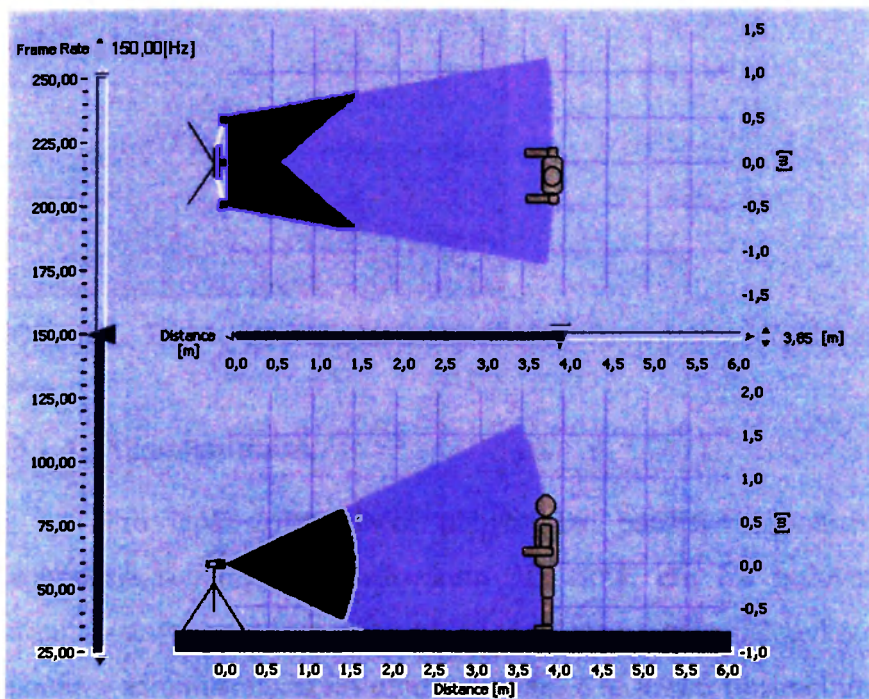
Čím déle je marker aktivní, tím lépe ho lze systémem zaznamenat. To znamená, že jestliže se nastaví vzorkovací frekvence zbytečně vysoká, musí se počítat s tím, že ty markery



kteře jsou ve větší vzdálenosti od kamery nemusí být registrovány a dochází tak k redukci měřitelné oblasti.

Čím více markerů je použito, tím je maximum menší. Vychází se ze vzorečku, kdy se 1200 vydělí počtem markerů a výsledek je možné nastavení maxima.

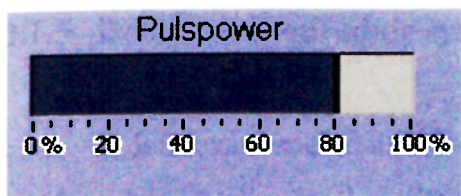
Naše nastavení vzorkovací frekvence a zobrazení maximální možné měřitelné vzdálenosti je na obrázku č.3.



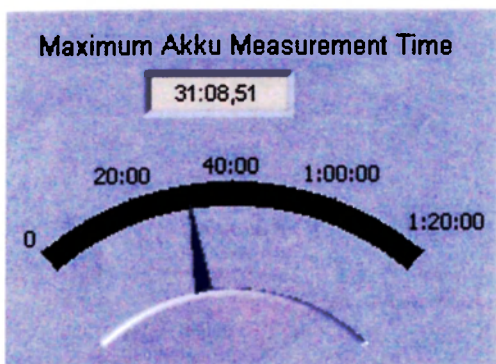
Obr. č.3. Na obrázku lze vidět zvolenou vzorkovací frekvenci a možnou maximální měřitelnou oblast v metrech.

- Markery jsou zásobovány energií pomocí baterií. Výdrž baterie je při největší vzorkovací frekvenci téměř 12 minut. Nami zvolená pulsní síla markerů je na obr. č.4. a možný maximální měřicí čas na obr. č.5

Měřitelný čas a síla pulsů markerů (Pulse Power) nelze změnit vepsáním hodnoty, ale tato změna se automaticky provede při změně vzdálenosti (Distance na obr. č.3). Je nutno také dodat, že aktuální síla pulsu vyslaného markerem není redukována, nýbrž je redukováno aktivní záření markerů.



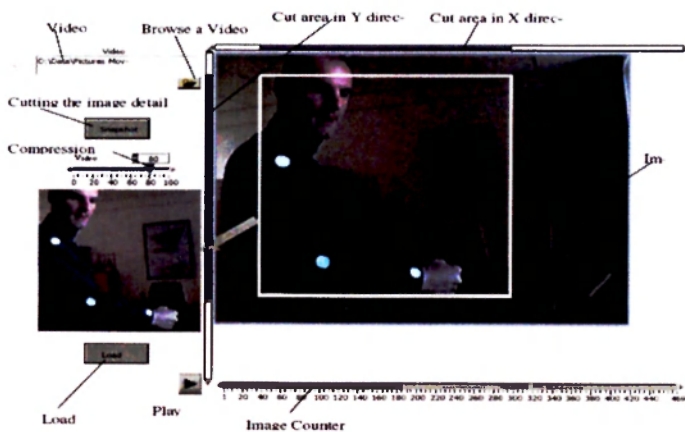
Obr. č.4. Zobrazení pulsní síly markerů.



Obr. č.5. Displej zobrazující maximální možnou dobu měření v závislosti na plně nabité baterii.

3.1.4. Videosnímání

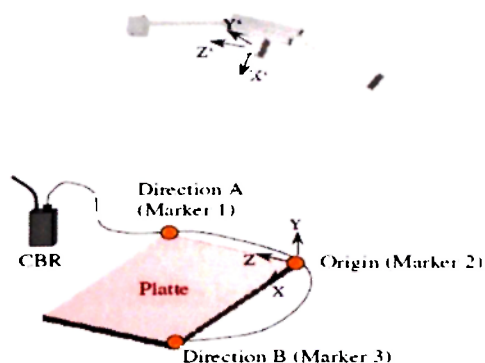
Pro lepší zpřehlednění pohybu lze použít videokameru. Videonahrávka může být zobrazena souběžně se sledováním 3D okna, tím lze porovnat reálný pohyb a srovnat ho s animovaným pohybem markerů. Vložení okna s videonahrávkou lze provést v „Run“ modulu a pouze v administrátorském módu. Na obr. č.6. je pro ilustraci znázorněno, jakým způsobem je videonahrávka zobrazena.



Obr. č.6. Zobrazení okna s videonahrávkou.

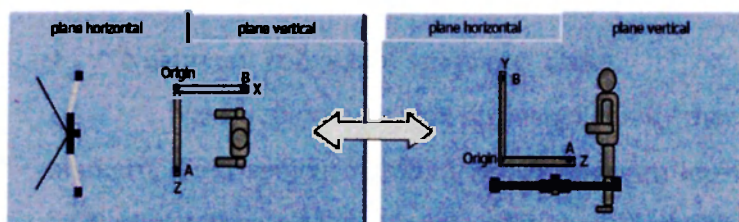
3.1.5. Definování souřadnic systému

K definování souřadnicového systému jsme použili automatickou definici koordinačního systému, kdy se připevní 3 markery v pravém úhlu a v největší možné vzdálenosti mezi sebou, na referenční objekt. Pozice kamery není důležitá, je pouze nutné aby snímala všechny tři markery.



Obr. č.7. Schéma rozmístění markerů a kamery při postupu definování souřadnic. Marker 1 je použit na prvním ramenu pro definici Směru A. Marker 2 je použit pro definici počátečního bodu a marker 3 je použit na druhém ramenu, kde definuje směr B.

Jakmile je pomocí těchto 3 markerů nadefinována rovina, je potřeba upřesnit, zda je tato rovina rovnoběžná horizontálně (se zemí), nebo vertikálně (např. se zdí). To se zvolí pomocí prepínacího panelu, jak lze vidět na obrázku č.8.



Obr. č.8. Zvolení vertikální nebo horizontální roviny.

Nyní je vše připraveno pro dokončení automatické definice koordinačního systému v prostoru. Stisknutím tlačítka „Define system coordinates“ začne získávání dat pozice markerů v prostoru. Nakonec je nutno nastavení souřadnicového systému uložit tlačítkem „Save coordinates Trafo“.

3.1.6. Nadefinování 3D animace

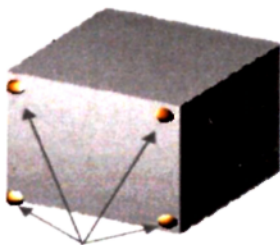
- **Nastavení osvětlení objektů**

Vybírat lze z 8 druhů intenzity světla a z velmi široké palety barev. Po zvolení určité intenzity a barvy, je dalším krokem zvolení směrování vybraného světla na objekt. To lze provést posuvnými jezdci. S jejich pomocí lze posouvat dopad světla v osách x, y a z na objekt.

- **Zobrazení markerů**

Klíčovým bodem v 3D animaci je zobrazení markerů, které jsou zobrazeny v reálném čase. Opět lze marker vyobrazit barvou z široké palety. Po zvolení barvy lze markerům přiřadit také názvy pro lepší orientaci terapeuta.

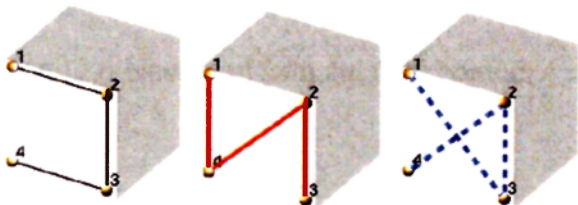
Nutné je také zvolit velikost virtuálního zobrazení markeru a to tak, aby byly dobře viditelné, to znamená, že nesmí být příliš velké a zároveň nesmí být zbytečně malých rozměrů, aby jejich pozici viděl terapeut přehledně. Nastavovat jejich velikost lze opět pomocí posuvného jezdce a vizualizováně lze sledovat změnu velikosti na referenční krychli.



Obr. č.9. Možné zobrazení markerů na referenční krychli.

- **Nastavení zobrazení spojovací linky**

Nastavení vizualizace spojovací křivky mezi markery je další bod v 3D vizualizaci markerů. Toto spojení markerů slouží opět pro lepší prostorovou identifikaci a zároveň pro lepší představivost při pozorování úhlů mezi jednotlivými segmenty během pohybu. Opět je možno vybrat různé barvy pro vybarvení spojovací linie a její různé nastavení velikosti. Lze kombinovat různé spojení markerů pomocí linií.



Obr. č.10. Možnosti zobrazení spojovacích linií.

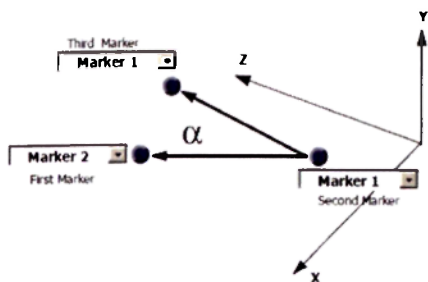
3.2. Nastavení snímání kinematických parametrů

- **Nastavení měření úhlů**

Nastavení pro snímání úhlů je stěžejním bodem v této části. Zjišťovali jsme nejvhodnější rozmístění markerů tak, aby byly co nejlépe zobrazeny požadované úhly u příslušných pohybů. Po zvolení optimálního rozmístění je výhodné toto nastavení markerů, z hlediska pozdější analýzy, uložit pod smysluplným názvem.

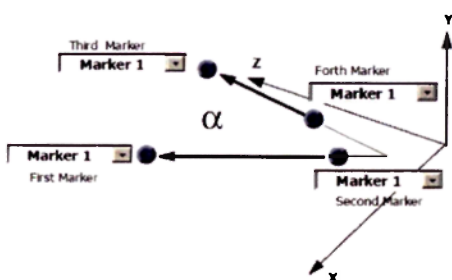
Pro definování úhlů může být použito rozdílné naaranžování markerů:

- Nejjednodušší a nejpoužívanější je úhel reprezentovaný třemi markery:



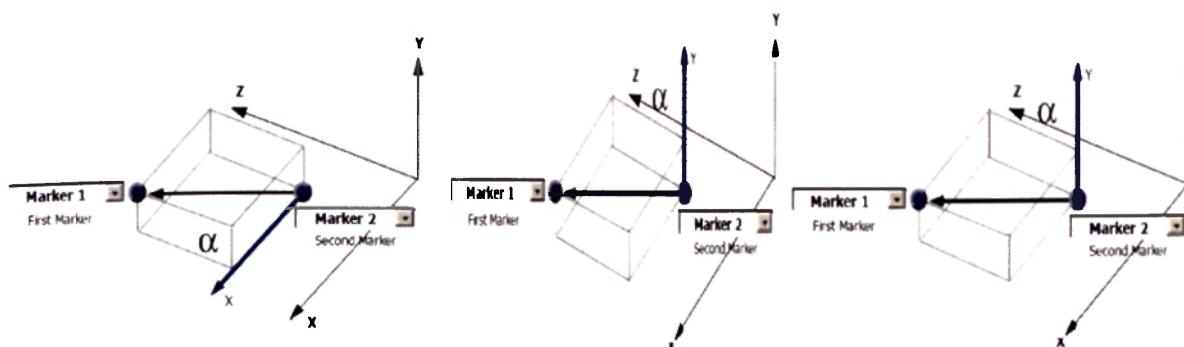
Obr. č.11. Nastavení snímání úhlů pomocí 3 markerů.

- Jestliže centrum není marker je možno použít 4 markery k sestavení úhlu:



Obr. č.12. Nastavení snímání úhlů pomocí 4 markerů.

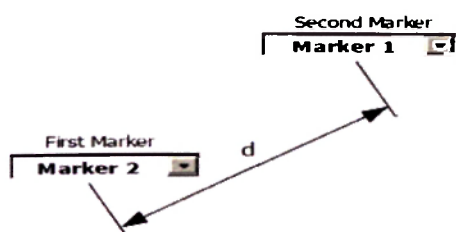
- Úhel může být sestaven ze 2 markerů, jestliže bude vyšetřovatel chtít vztáhnout pohyb horizontálně či vertikálně vzhledem k souřadnicové ose.



Obr. č.13. Nastavení snímání úhlů pomocí 2 markerů.

- **Nastavení měření vzdálenosti mezi markery**

Opět je důležité zvolit smysluplný název pro pojmenování vzdálenosti mezi 2 markery. Jejich efektivní vzdálenost software vypočítává v milimetrech. Vzdálenost může být měřena mezi jakýmkoliv 2 markery.



Obr. č.14. Volení markerů pro vypočítání vzdálenosti mezi nimi.

- **Nastavení formulí**

V této část se definují pomocí vzorců výstupní hodnoty, jenž budou číselně zobrazeny v „Run“ modulu vedle výstupních grafů zobrazeny.

Oblast pro výpočet lze vybrat na křivce až po naměření dat. Vymezuje se pomocí dvou kursorů a hodnota je zobrazena vpravo vedle grafu. U všech vzorců platí, že tato část je standardní a neměnná: $O = ;$

Pro analýzu naměřených dat jsme nadefinovali tyto vzorce pro výpočty:

- Hodnoty rozdílu mezi maximální a minimální amplitudou naměřených dat pohybu.

$$O = a2-a1;$$

Kursorem se označí nejmenší a druhým největší amplituda na křivce a aplikuje se vzorec. Příklad použití je na obr. č.15.

- Hodnoty průměrné rychlosti mezi dvěma kursory

$$O = t_2 - t_1 ;$$

Je sice možné rychlost po patřičném nastavení zobrazit pomocí křivky přímo na grafu, ale formulí lze získat velikost rychlosti i u grafu zobrazujících úhly, vzdálenosti a pozici.

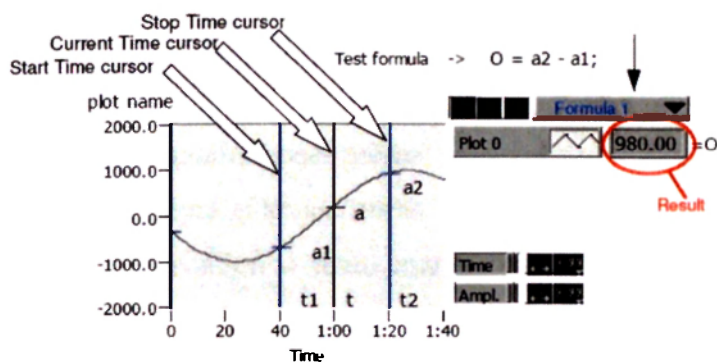
- Hodnoty času mezi dvěma kursory

$$O = (a_2 - a_1) / (t_2 - t_1) ;$$

- Hodnoty zrychlení

$$O = (a_2 - a_1) / (t_2 - t_1) / (t_2 - t_1) ;$$

Výhoda použití je stejná jako v případě zobrazení velikosti zrychlení.



Obr. č.15. Zobrazení výsledku (Result) a kursorů při použití formule pro výpočet amplitudy.

3.3. Konečné nastavení systému před měřením

- Proband byl snímán v pozici vsedě, na židli bez opěradel, aby nebyl pohyb probanda jakkoliv omezen. Zachycení pohybu infrakamerou probíhá při pozici čelem ke kameře, která je ve vzdálenosti 3.5 metru od probanda a ve vertikální pozici. Pokud nebylo možné snímat požadované parametry v pozici čelem ke kameře, jako tomu bylo u zobrazení maximální možné flexe v ramenním kloubu a flexe a extenze lokte, snímali jsme probanda při natočení bokem ke kameře.
- Markery se připevní na tělo a připojí do kontrolního boxu. Box se automaticky po připojení zapne a markery se stávají aktivní nebo vypne po odpojení a markery se automaticky inaktivují. Na požadované místo se postaví stativ s kamerami. Technické součástky potřebné pro měření se vyjmou ze speciálního kufru a zapojí na příslušná místa. Anténka, která komunikuje s napájecím boxem se připevní na stojan s kamerami. Stativ s IR kamerami se propojí pomocí USB kabelu. Windows rozpozná a spustí systém podobně jako např. při zapojení tiskárny. Systém se po spuštění automaticky nakalibruje.
- Zvolené umístění markerů:
 - SIAS na pánvi
 - caudální konec sterny
 - craniální konec sterny
 - acromion – tento marker byl jako jediný přilepen na speciálním nástavci, který je součástí vybavení
 - laterální strana acromionu
 - laterální epikondyl humeru
 - processus styloideus radii
 - processus styloideus ulnae
- Vzorkovací frekvence při snímání markerů má hodnotu 150HZ. U markerů je nastavena pulsní síla na 80 %, čili maximální doba měření je 31 min 37 sekund.
- Nadefinované vzorce ve formulích: $O = a_2 - a_1$;
 $O = t_2 - t_1$;
 $O = (a_2 - a_1) / (t_2 - t_1)$;
 $O = (a_2 - a_1) / (t_2 - t_1) / (t_2 - t_1)$;
- Zvolení animace je individuální, proto tuto část nastavení nebudeme popisovat.

3.4. Zobrazení snímání a postup při definování kinematických parametrů

3.4.1. Zobrazení snímání a postup při definování úhlů

Pro zachycení všech důležitých fyziologických úhlů při pohybu horní končetiny lze použít 8 markerů. Postup a zvolený počet markerů volených z těchto 8 markerů pro určení příslušných úhlů, je pro lepší přehlednost popsán pro jednotlivé úhly zvlášť.

U příslušných úhlů je v grafech názorně zobrazeno v jakých stupňových hodnotách bude daný úhel sledován. V grafech je zachycen náhodný pohyb horní končetiny, snímáný v nezávislých časových sekvencích. Na Y souřadnici je velikost úhlů a na X souřadnicích je doba měření.

Úhel abdukce v ramenním kloubu

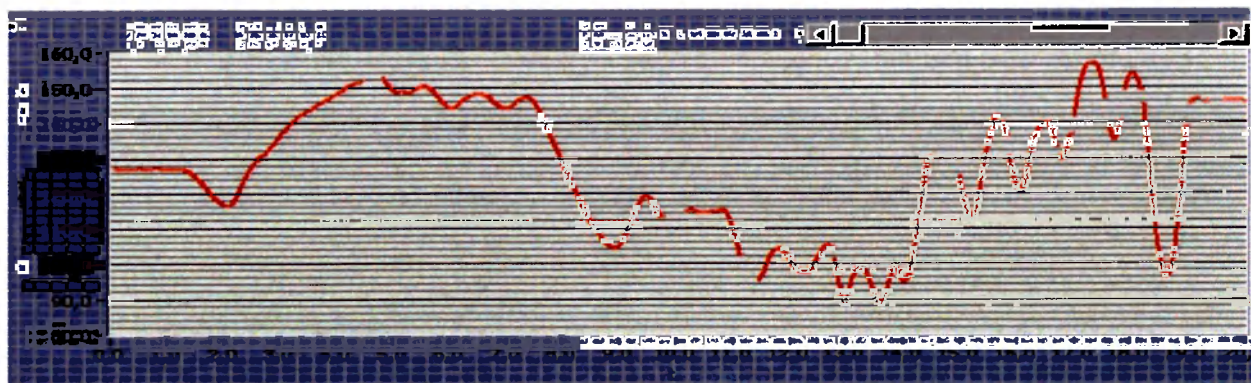
Protože jsme nemohli získat rozsah plné abdukce pomocí jednoho nastavení, bylo snímání tohoto úhlu rozděleno do dvou postupů. Na postup pro určení velikosti úhlu do upažení povýš a do vzpažení.

- **Úhel abdukce v ramenním kloubu (do upažení povýš)**

Úhel snímán v natočení probanda čelem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 4

Postup pro určení úhlu: Jako vztažnou osu jsme zvolili vertikálu, tvořenou dvěma markery, umístěnými na caudálním konci sternu a na craniálním konci sternu. Další dva markery jsme přilepili na laterální epikondyl humeru a acromion.



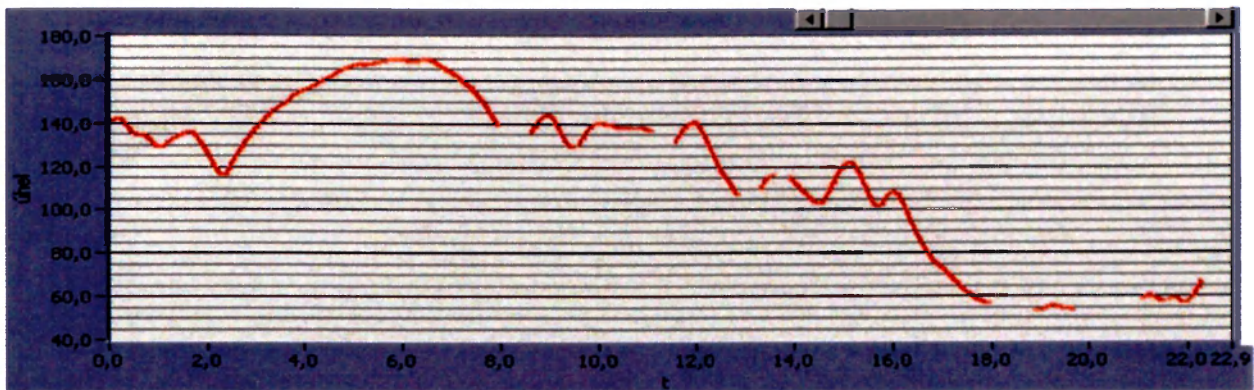
Graf č.1. Zobrazení velikosti abdukce během pohybu horní končetiny (do upažení povýš). Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách.

- **Úhel abdukce v ramenním kloubu (až do vzpažení)**

Úhel snímán v natočení probanda čelem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 4

Postup pro určení úhlu: Vztažnou osu jsme zvolili stejnou jako v předchozím případě a další dva markery jsme přilepili na acromion a na procesus styloideus radii.



Graf č.2. Zobrazení velikosti abdukce během pohybu horní končetiny (do vzpažení). Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách.

Úhel flexe v ramenním kloubu

Úhel flexe, stejně jako v případě abdukce, jsme nemohli získat v jednom nastavení, proto byl také tento úhel snímán pomocí dvou postupů.

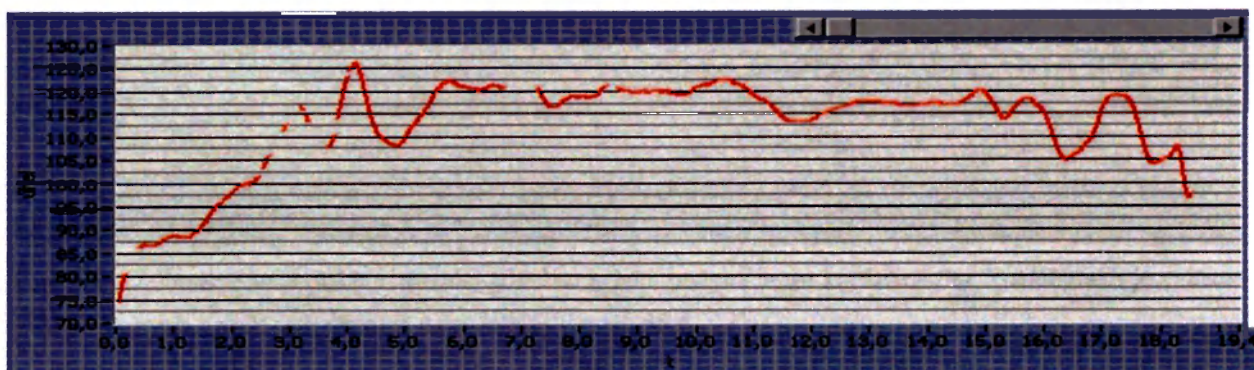
- **Úhel flexe v ramenním kloubu (s omezeným rozsahem)**

Úhel snímán v natočení probanda čelem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 4

Postup pro určení úhlu: Zde jsme také použili stejnou vztažnou osu tvořenou markery na caudálním a craniálním sternu jako při zobrazení abdukce a addukce.

A použili jsme stejné dva markery - laterální epikondyl humeru a acromion,.



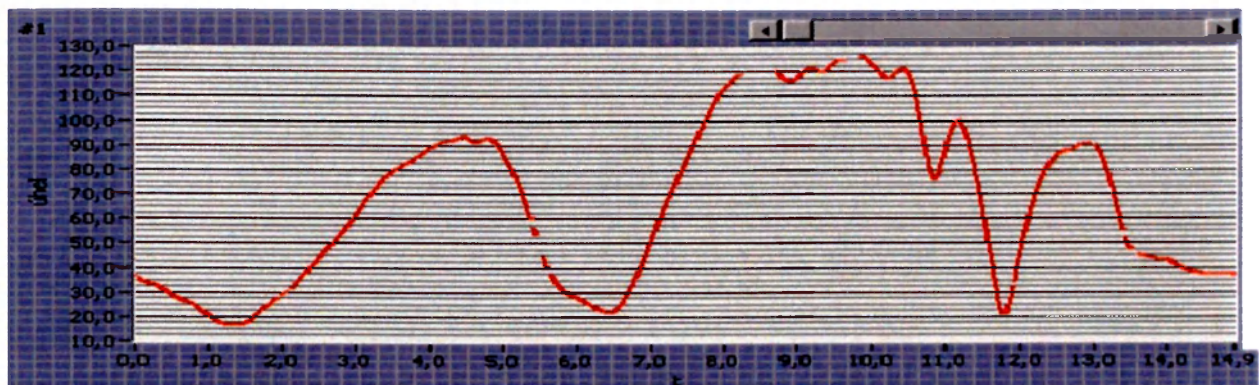
Graf č.3. Zobrazení velikosti flexe v ramenním kloubu během pohybu horní končetiny (zepředu). Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách.

- **Úhel maximální možné flexe v ramenním kloubu**

Úhel snímán v natočení probanda bokem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 3

Postup pro určení úhlu: Naměření maximální flexe nebylo možné v pozici probanda čelem ke kameře, proto jsme museli probanda natočit ke kameře bokem. Markery jsou umístěny na laterální straně acromionu, na laterálním epikondylu lokte a na SIAS



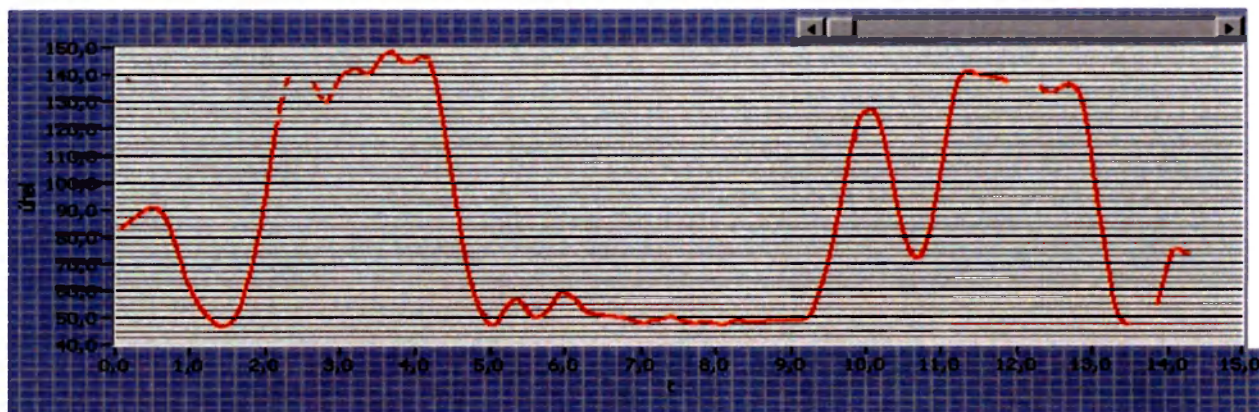
Graf č.4. Zobrazení velikosti flexe maximální možné flexe v ramenním kloubu během pohybu horní končetiny (zboku). Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách.

Úhel horizontální addukce v ramenním kloubu

Úhel snímán v natočení probanda čelem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 3

Postup pro určení úhlu: Zvolené umístění markerů je na acromionu, laterálním epikondylu lokte a craniálním sternu.



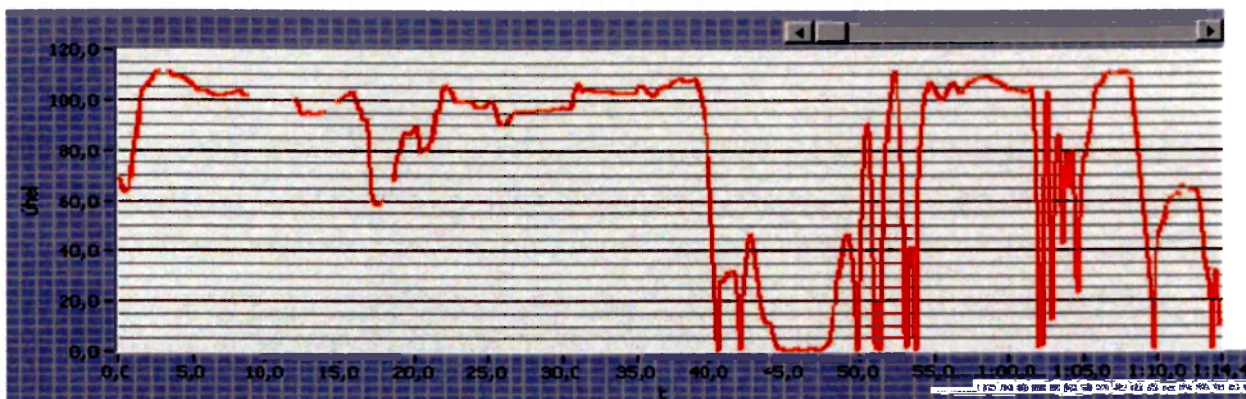
Graf č.5. Zobrazení velikosti horizontální addukce během pohybu horní končetiny. Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách

Úhel rotace v ramenním kloubu

Úhel snímán v pozici probanda čelem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 2

Postup pro určení úhlu: Pro zobrazení tohoto úhlu jsme zvolili rozmístění markerů na procesus styloideus ulnae a laterálním epikondylu humeru. A zobrazení velikosti úhlů je pozorováno v YZ souřadnicích.



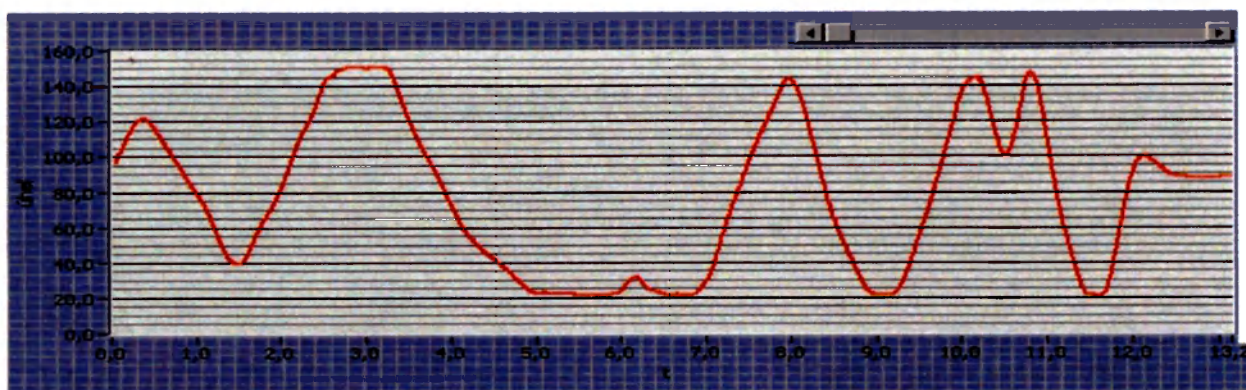
Graf č.6. Zobrazení velikosti úhlu rotace v ramenním kloubu během pohybu horní končetiny. Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách.

Úhel flexe a extenze lokte

Úhel snímán v pozici probanda bokem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 3

Postup pro určení úhlu: Zvolené umístění markerů je na laterální straně acromionu, laterálním epikondylu lokte a na procesus styloideus radii



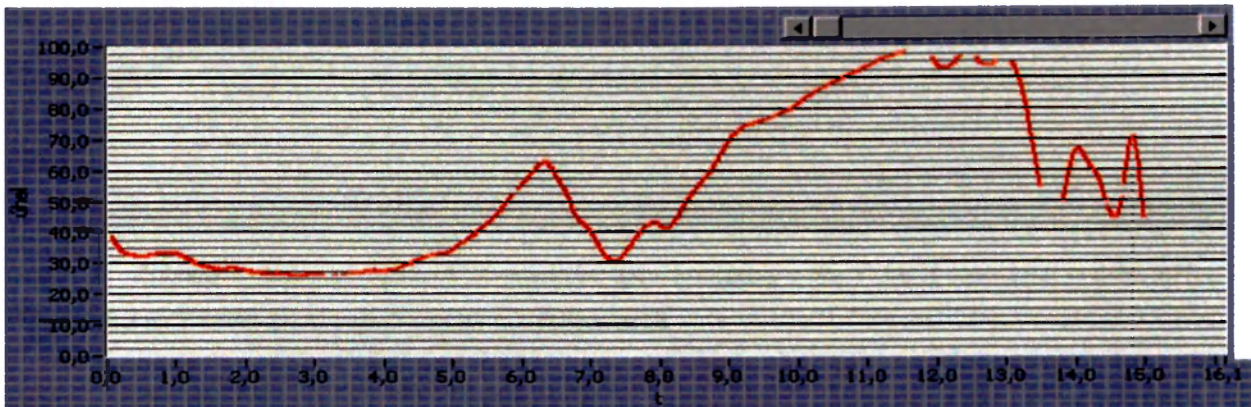
Graf č.7. Zobrazení velikosti úhlu extenze a flexe lokte během pohybu horní končetiny. Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách.

Úhel pronace a supinace lokte

Úhel sníman v pozici probanda čelem ke kameře.

Zvolený počet markerů: 2

Postup pro určení úhlu: Pro zobrazení tohoto úhlu jsme zvolili rozmístění markerů na procesus styloideus ulnae a laterálním epikondyly humeru. A zobrazení velikosti úhlů je pozorováno v YZ souřadnicích.

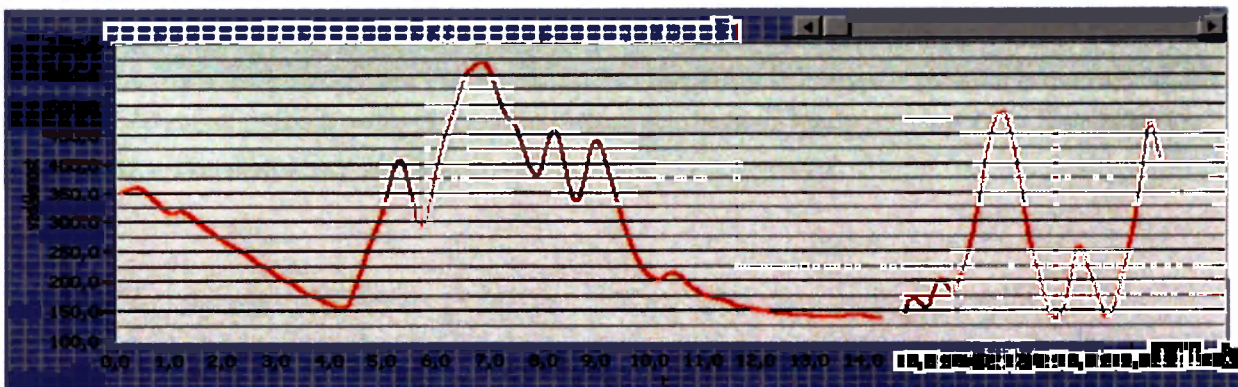


Graf č.8. Zobrazení velikosti úhlu pronace a supinace lokte během pohybu horní končetiny. Na Y souřadnici je velikost úhlu ve stupních a na X souřadnici je doba měření v sekundách.

3.4.2. Zobrazení snímání a postup při měření dalších kinematických parametrů

Zobrazení snímání vzdálenosti mezi markery

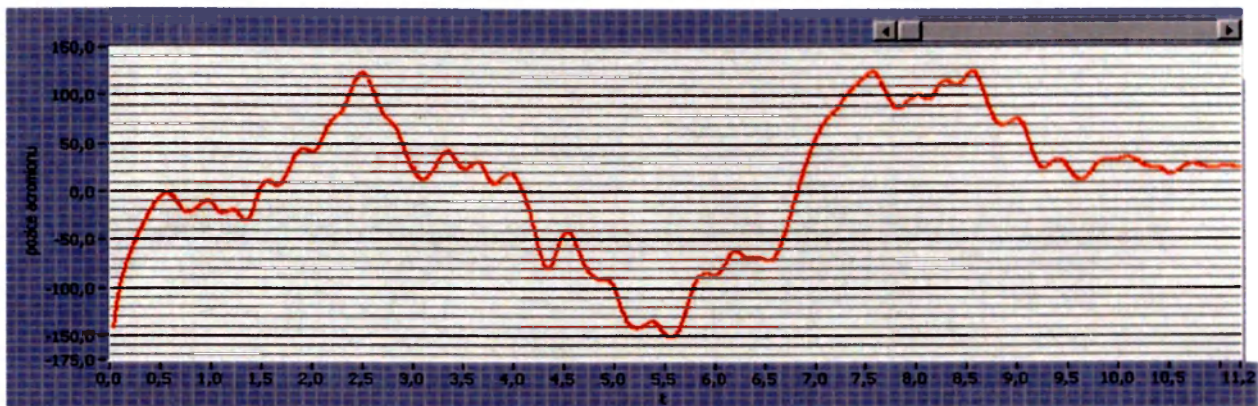
Lze měřit vzdálenost mezi jakýmkoliv dvěma markery. Jako příklad je zobrazena vzdálenost během pohybu horní končetiny mezi markerem na acromionu a markeru na procesus radii.



Graf č.9 Zobrazení velikosti vzdálenosti mezi acromionem a procesusem radii během pohybu horní končetiny. Na X souřadnici je doba měření v sekundách a na Y sořadnici vzdálenost mezi markery v milimetrech

Zobrazení pozice markeru během pohybu

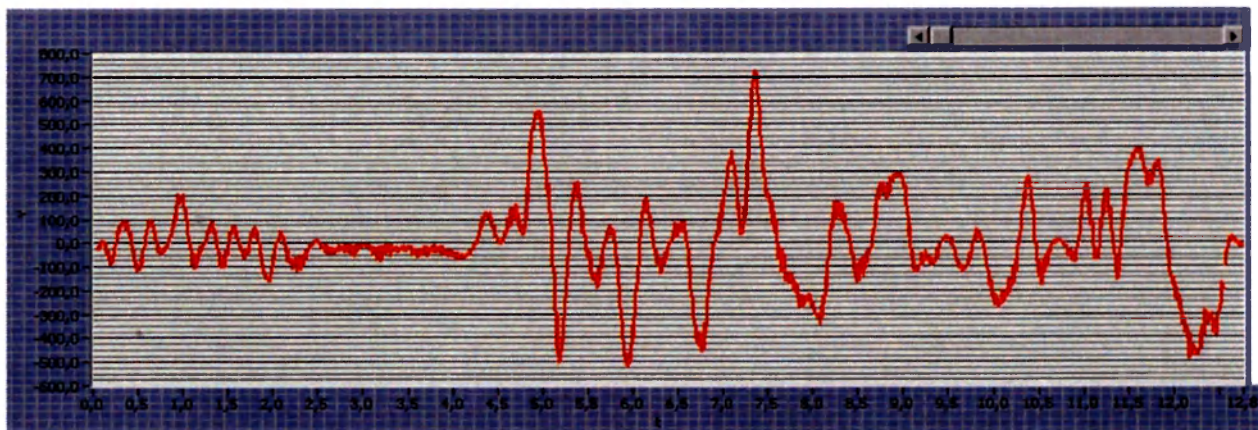
Lze měřit pozici jakéhokoliv markeru během pohybu v ose X, Y nebo Z . Jako příklad je zvoleno zobrazení pozice markeru na acromionu při pohybu v Y souřadnici.



Graf č.10. Zobrazení pozice acromionu během pohybu horní končetiny v ose Y. Na X souřadnici je doba měření v sekundách a na Y souřadnici pozice acromionu v milimetrech.

Zobrazení velikosti rychlosti během pohybu

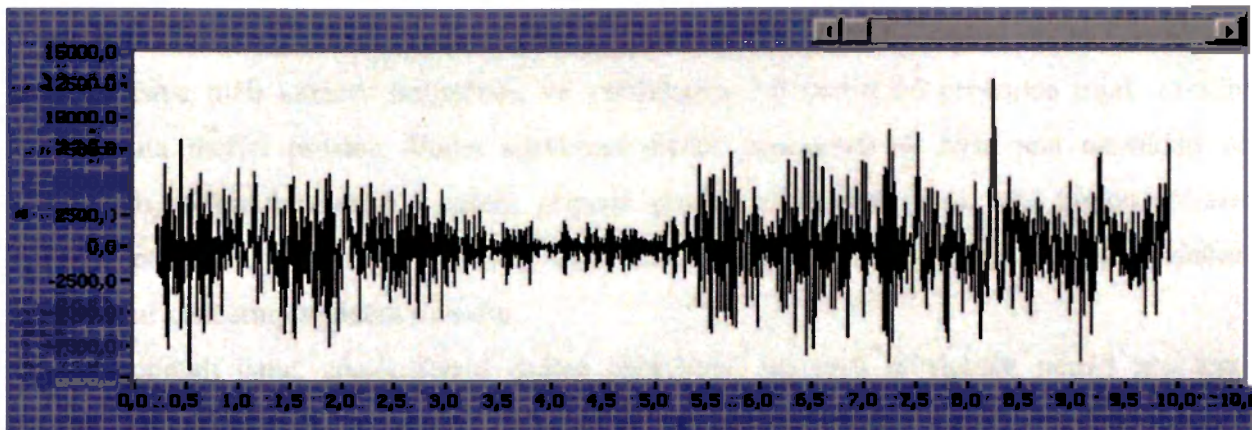
Lze měřit rychlost jakéhokoliv markeru během pohybu v ose X, Y nebo Z. Jako příklad jsme použili graf s hodnotami měření okamžité rychlosti při pohybu acromionu v ose Y.



Graf č.11. Zobrazení velikosti rychlosti acromionu během pohybu horní končetiny v ose Y. Na X souřadnici je doba měření v sekundách a na Y jsou řadnici rychlost v m/s.

Zobrazení zrychlení během pohybu

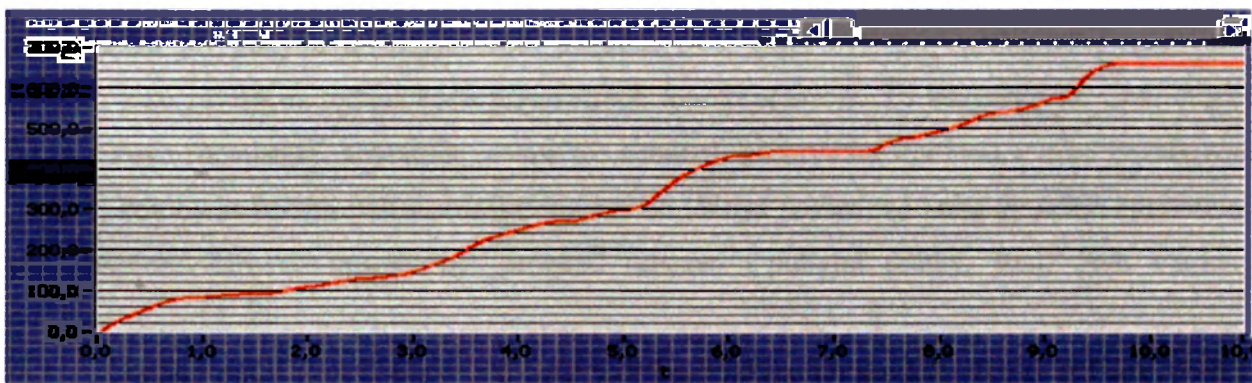
Lze měřit zrychlení jakéhokoliv markeru během pohybu v ose X, Y nebo Z. Jako příklad jsme zvolili graf s hodnotami měření okamžitého zrychlení při pohybu acromionu v ose Y



Graf č.12. Zobrazení rychlosti acromionu během pohybu horní končetiny v ose Y. Na X souřadnici je doba měření v sekundách a na Y souřadnici zrychlení v m/s^2 .

Zobrazení dráhy markeru během pohybu

Lze měřit dráhu pohybu jakéhokoliv markeru během pohybu v ose X, Y nebo Z. Jako příklad jsme použili graf pro měření dráhy acromionu při pohybu v ose Y.



Graf č.13. Zobrazení dráhy pohybu acromionu během pohybu horní končetiny v ose Y. Na X souřadnici je doba měření v sekundách a na Y dráha v metrech.

5. Diskuse

Vzorkovací frekvenci, s kterou budou markery snímány jsme nastavili na hodnotu 150 Hz a pulsní sílu baterií na 100%, protože jsme vyzorovali, že tato pulsní síla baterií a největší možná hodnota vzorkovací frekvence, která je při zvolení 8 markerů možná, nám vzhledem k tomu, že jsme měli kameru umístěnou ve vzdálenosti 3.5 metru od probanda nijak zásadně neomezovala měřící prostor. Volba nastavení těchto parametrů by byla jiná například při sportovních měřeních, ovšem v našem případě použití v klinické praxi, kdy budou snímání převážně pacienti s omezenou hybností, bylo nastavení vyhovující. Mohli jsme tedy snímat pohyb horní končetiny v plném rozsahu.

Zkoumali jsme, zda-li dosud známé rozmístění markerů je vhodné použít pro tento přístroj, aby se nám podařilo zobrazit požadované výsledky. Při úvaze o zvolení polohy markerů jsme částečně vycházeli z již známého rozmístění používaného při snímání pomocí videografické metody.

Po zkušebních měřeních jsme zjistili, že pro naměření všech požadovaných hodnot potřebujeme 8 markerů. Tento počet a rozmístění jsme zvolili po zkušebních měřeních, kdy jsme museli brát ohled na to, aby tyto markery svým umístěním měly odpovídající vztah ke zkoumaným segmentům jednotlivých částí horní končetiny, které se na sledovaných pohybech podílí. Museli jsme vybrat takové pozice markerů, aby byly jednoduše vycpovány a nedocházelo při pohybu k nežádoucímu posunu. Dále jsme byli při optimalizaci rozmístění markerů také závislí na technických parametrech tohoto přístroje. To znamená, že jsme museli zvolit takové rozmístění, abychom co nejvíce zamezili překrývání markerů a také zredukovali případy, kdy by se během pohybu dostal marker do takové pozice, ve které by nebyl snímatelný infrakamerou. Zároveň nesměl být proband omezen v pohybu drátky, jimiž jsou markery spojeny.

Zvolený postup při určení úhlů jsme vybírali podle toho kolik markerů, na jaké pozici a v jakém vzájemném vztahu je nutno použít, aby byl úhel, co možná nejlépe a neoptimálněji určen.

Při postupu určování úhlů jsme museli volit takové markery, aby byly na anatomických místech, které se svou polohou vztahují ke zkoumanému segmentu, podílejícího se na příslušném pohybu. Při sledování pohybu v ramenním kloubu jsme byli také limitováni možnými místy pro přilepení markerů tím, že se do tohoto pohybu zapojuje i lopatka. Také je důležité, aby pozice markerů pro určení jednotlivých úhlů, byla během měření relativně dobře snímatelná. To

znamená, že jsme museli zvolit takové umístění markerů pro zobrazení jednotlivých úhlů, aby nedocházelo během pohybu k zakrývání těchto markerů, pomocí kterých je úhel určen. A zároveň nedocházelo během snímání k tomu, aby se tyto markery, dostávaly do pozice, kdy by nebyly zachyceny kamerou, což je nevýhoda použitých aktivních markerů, na kterou jsme také museli brát při určování úhlů ohled.

Menší nevýhodu jsme shledali při zobrazení úhlu rotace v ramenním kloubu a supinace a pronace lokte pomocí dvou markerů v našem případě, v YZ souřadnicích. Přístroj je v tomto případě naprogramován tak, že jestliže chceme rozpoznat zda-li se přímka, tvořena dvěma markery dostala pod nebo nad příslušnou osu, je nutné zároveň sledovat zobrazení pohybu markerů v 3D okně. To je důležité proto, aby terapeut věděl jakým směrem se horní končetina pohybuje a jak má tedy příslušný úhel odečítat. V grafu není totiž možno zobrazit minusové hodnoty stupňů, a tak křivka nacházející se pod osou, má stejný tvar jako přímka nad osou.

V publikacích jsou uváděny jako standardní úhly ty, které byly naměřeny pomocí ručních goniometrů. Změny úhlů při pohybech v ramenním kloubu jsou vztaheny vůči virtuální vertikální ose, která má střed v ramenním kloubu. Výsledné úhly, které jsme naměřili pomocí tohoto přístroje a které budou sloužit při posuzování patologie pohybu, se od těchto standardních úhlů liší. Je to způsobeno tím, že nebylo možné pomocí markerů určit vertikální osu, která se u goniometrického měření používá. Příčinou bylo to, že při pohybech horní končetiny docházelo i k pohybu segmentů, na něž byly umístěny markery, jenž měly tvořit onu vertikální vztahnou osu. Docházelo k jejich posunu, to mělo za následek pohyb celé osy a tedy zkreslení velikostí naměřených úhlů. Proto jsme museli zvolit jiný postup při určování velikosti úhlů při jednotlivých pohybech. Při této metodě se bude vycházet z jiných hodnot, než je tomu v publikacích. Výsledky naměřených úhlů, znázorněných v grafech, jsou tedy odlišné od standardních a jejich interpretace je tedy možná jen při porovnání výsledků naměřených tímto přístrojem. Proto terapeuti, kteří budou pracovat s tímto přístrojem budou odečítat výsledky snímání pomocí odlišných velikostí úhlů, jenž jsou charakteristické u tohoto přístroje. Ovšem na výsledky a následnou analýzu pohybu, získané pomocí tohoto přístroje, to nemá z terapeutického hlediska žádný vliv. To znamená, že naměřené hodnoty pomocí tohoto přístroje jsou použitelné pro zkoumání pohybu z kinematického hlediska a slouží terapeutům ke stanovení tíže poruchy hybnosti a eventuálně pomohou při následné cílené terapii.

Na grafech je názorně ukázáno jaké kinematické veličiny a v jaké podobě. Lze pomocí tohoto přístroje získat. Během sledování velikosti hodnot těchto veličin však občas docházelo k přerušení této křivky, což je způsobeno:

- použitými aktivními markery, u kterých místy docházelo k tomu, že v okamžiku kdy marker překročil úhel, ve kterém dochází ještě k emitaci světla, nebyl zaregistrován kamerou.
- tím, že během pohybu docházelo k občasnému překrývání markerů.
- při větším rozsahu pohybu se místy stávalo, že markery se dostaly mimo měřící oblast infrakamery.

V některých případech bylo tedy nutné pro zobrazení celého stupňového rozsahu ve sledovaném úhlu, měnit polohu probanda vzhledem k infrakameře. Díky těmto omezením jsme tedy nemohli naměřit všechny potřebná data v jedné pozici. Proto jsme museli v některých případech měnit základní pozici probanda při snímání, která byla v pozici probanda čelem ke kameře. Pro zobrazení maximální flexe a abdukce v ramenním kloubu a úhlu extenze a flexe v lokti, jsme snímali probanda v natočení bokem ke kameře.

Pomocí pokusných měření jsme zjistili optimální rozmístění markerů, které zobrazí jednotlivé kinematické parametry při pohybu horní končetiny a omezení, které vyplývají z konstrukce a funkce použitých markerů a možností zachycení markerů infrakamerou. Díky těmto omezením není možné pomocí tohoto přístroje narozdíl od videografie snímat všechny úhly v jedné pozici probanda a občas docházelo k nezaznamenání markerů infrakamerou. Ovšem oproti starší a déle používané optoelektrické metodě videografii, má tato metoda nesporné výhody, kterou je hlavně příprava před měřením. Je mnohem snazší a kratší. Nejen díky tomu, že je to systém lehce transportabilní a nepotřebuje tak velký měřící prostor jako je tomu u videografii, ale i díky tomu, že odpadá složité vymezení prostoru a zdlouhavá kalibrace měřícího systému. V tomto ohledu je její využití v klinické praxi mnohem výhodnější.

6. Závěr

Optické snímání pohybu je jednou ze základních metod pro studování pohybu, která se v posledních letech díky neustálému pokroku v technice stále více dynamicky rozvíjí. V práci jsme se zabývali přístrojem, který se řadí mezi tyto optické metody a je relativní novinkou v této oblasti.

Stěžejní částí této práce bylo nalezení vhodného umístění markerů pro správné zobrazení požadovaných úhlů a ostatních kinematických veličin, pomocí kterých lze zkoumat patologii pohybů horních končetin. Vytvoření a popis postupu tvorby protokolů pro snímání pohybu horní končetiny tímto přístrojem.

Podarilo se nám definovat nastavení přístroje pro snímání pohybu horní končetiny tak, aby byl připraven pro kvalitní měření dat a optimálně rozmístit markery na těle tak, aby byly získány požadované a správné výsledky při snímání pohybu horní končetiny. Největší pozornost jsme věnovali zobrazení pohybů v ramenním kloubu, který je z terapeutického hlediska nejdůležitější.

Během měření jsme

e však také vyzorovali následné omezení:

- Použité aktivními markery, mají tu nevýhodu, že v určitém úhlu nedochází k emitaci světla a nejsou tak snímány kamerou.
- U snímacího systému, jenž se používá u tohoto přístroje, kdy na rozdíl od videografie, u které se používá více kamer rozmístěných kolem probanda, docházelo při některých pohybech ke skrytí markeru za část těla a infrakamera daný marker nezaznamenala.
- Při měřeních se také musí počítat s tím, že hodnoty se budou s každým dalším měřením měnit, díky tomu, že nelze marker přilepit vždy na to stejné anatomické místo.
- Rozsah všech úhlů při pohybu horní končetiny není možný změřit pouze v jedné pozici, vsedě čelem ke kameře. Pro zachycení celého rozsahu úhlu pohybu je nutno probanda natočit, konkrétně u určení maximální flexe v ramenním kloubu

Doufám, že tato práce zároveň poslouží terapeutům jako návod pro práci s tímto přístrojem a pomůže jim pochopit různé funkce, které systém využívá a tím usnadní měření pomocí tohoto přístroje.

7. Použitá literatura

Publikace:

Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G., Della Croce, U. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts. *Clinical Biomechanics*, 1996, vol. 2, no 11, pp. 90-100.

Cappozzo, A., Leo T. & Macellari V. (1983). The COSTEL, kinematics monitoring system: Performance and use in human movement measurements. In H. Matusui & K. Kobayashi (Eds), *Biomechanics VIII-B* (pp. 1067 – 1074). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.

Janura M., Videografická metoda, její limity a možnosti využití. Habilitační práce, r. 2001, str. 158. Pracoviště: Katedra biomechaniky a technické kybernetiky.

Richardson, J.G. The measurement of human motion: A Comparison of Commercially Available Systems. Fifth International Symposium on the 3-D of Human Motion, 1998 (online version).

Janura M., Zahálka F. Kinematická analýza pohybu člověka. Nakladatelství: Univerzity Palackého Olomouc, 2004, str.210, ISBN: 80-244-0930-5.

Janura M., Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka. Nakladatelství: Univerzita Palackého Olomouc, 2003. str. 84, ISBN: 80-244-0644-6.

Karas, V., Otáhal, S. Základy biomechaniky pohybového aparátu. Nakladatelství: Karolinum, Praha, 1991. str.234, ISBN: 80-7066-514-9.

Kapandji, I. A. , The physiology of the joints. Vol. , Upper limb. Nakladatelství: Churchill Livingstone, Edinburg, 1993. str.283, ISBN: 0443025045

Velé, F. Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Nakladatelství: Triton, Praha 2006. str. 375, ISBN: 80-7254-837-9.

Manuál k přístroji LUKOtronic Motion Analysis System AS 200 - SYSTEM DESCRIPTION
125 stran.

Elektronické zdroje a webové stránky:

<http://www.lukotronic.com/> [online dne 25.5.2007]

<http://www.xsens.motiontechnologies.com/> [online dne 15.4. 2007]

<http://www.motionanalysis.com/> [online dne 16.4.2007]

<http://www.vicon.com/> [online dne 16.4.2007]

<http://biomech.ftvs.cuni.cz/> [online dne 5.5.2007]

<http://www.casri.cz/qualisys/applications.htm/> [online dne 8.5.2007]