

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

URČOVANÍ ROZSAHU POHYBU LIDSKÝCH KLOUBŮ POMOCÍ AKCELEROMETRICKÝCH DAT

DETERMINING THE RANGE OF HUMAN JOINTS MOTION USING ACCELEROMETER DATA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Štěpán Toláš

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Štěpán Toláš

ID: 211673

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Určování rozsahu pohybu lidských kloubů pomocí akcelerometrických dat

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou hodnocení rozsahu pohybu z akcelerometrických dat. 2) Prostudujte problematiku pohybu velkých lidských kloubů (tj. ramenní, kolenní apod.) ve všech třech osách. 3) Navrhněte algoritmus pro určení rozsahu pohybu kloubů pomocí akcelerometrických dat. 4) Algoritmus otestujte na klinických datech. Výsledky porovnejte s referencí. 5) Optimalizujte navržený algoritmus. 6) Provedte vlastní měření akcelerometrických a referenčních dat a otestujte na nich svůj algoritmus. 7) Porovnejte úspěšnost s předchozími měřeními, dosažené výsledky a závěry konzultujte s odborníkem v daném oboru.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] NWAIZU, Harriet, SAATCHI, Reza and BURKE, Derek (2016). Accelerometer based human joints' range of movement measurement. In: 2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP). IEEE.

[2] Tognetti A, Lorussi F, Carbonaro N, de Rossi D. Wearable Goniometer and Accelerometer Sensory Fusion for Knee Joint Angle Measurement in Daily Life. Sensors (Basel). 2015;15(11):28435-28455. Published 2015 Nov 11. doi:10.3390/s151128435.

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce je zaměřena na určování rozsahu pohybu lidských kloubů pomocí akcelerometrických dat. V teoretické části je nejprve popsána základní kineziologie lidských kloubů. Na tuto část navazují kapitoly, ve kterých jsou základní informace o akcelerometrech a měření pomocí těchto senzorů. Poslední část je zaměřena na návrh algoritmu pro měření rozsahu, rychlosti a dráhy pohybu v programovacím prostředí Matlab.

KLÍČOVÁ SLOVA

Určování rozsahu pohybu, ramenní kloub, kolenní kloub, akcelerometr, měření úhlu, měření rychlosti, měření dráhy pohybu

ABSTRACT

This bachelor thesis is focused on determining the range of human joints motion using accelerometeter data. The theoretical part first describes the basic kinesiology of human joints. This part is followed by chapters which contain the basic information about accelerometers and describes how obtain measurements using these sensors. The last chapter is focused on the design of an algorithm for calculation the range, velocity and path of motion written in Matlab programming environment.

KEYWORDS

Determining the range of motion, shoulder joint, knee joint, accelerometer, angle measurement, velocity measurement, motion path measurement

TOLÁŠ, Štěpán. *Určování rozsahu pohybu lidských kloubů pomocí akcelerometrických dat*. Brno, 2021, 51 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Určování rozsahu pohybu lidských kloubů pomocí akcelerometrických dat“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucí bakalářské práce paní doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci. Dále bych chtěl poděkovat paní PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. a panu prim. MUDr. Petru Kolářovi, Ph.D. z Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc za poskytnutí dat, odborných konzultací a podnětů k práci.

Obsah

Úvod	11
1 Kineziologie velkých lidských kloubů	12
1.1 Kineziologie ramenního kloubu	12
1.1.1 Pohyby ramenního pletence	14
1.2 Kineziologie kolenního kloubu	15
1.2.1 Pohyby kolenního kloubu	16
2 Akcelerometrický senzor	18
2.1 Konstrukce akcelerometrických senzorů	18
2.2 Porovnání vlastností jednotlivých typů snímačů	20
3 Měření dat pomocí akcelerometrů	22
3.1 Měření náklonu v prostoru	22
3.2 Měření úhlů pomocí vzájemné polohy 2 senzorů	22
3.3 Určení rychlosti a polohy senzoru	24
4 Měřicí zařízení	26
4.1 Speciální senzory pro medicínské aplikace	26
4.1.1 Senzory platformy Delsys	26
4.1.2 Senzory platformy biosignalsplux	27
4.2 Využití mobilních zařízení	28
4.2.1 Měření pomocí chytrého telefonu	28
4.3 Kamerový systém Qualisys	29
5 Protokol měření	31
5.1 Měření pomocí senzorů Delsys	31
5.2 Měření se senzory biosignalsplux	32
5.3 Měření pomocí kamerového systému	32
5.4 Přesnost měřících zařízení	33
6 Návrh algoritmu	35
6.1 Předzpracování dat	35
6.2 Výsledky měření	36
6.2.1 Měření pohybu HK pomocí jednoho senzoru	36
6.2.2 Měření pohybu HK pomocí dvou senzorů	37
6.2.3 Měření pohybu kolene pomocí dvou senzorů	38
6.2.4 Výsledky měření pomocí akcelerometrů a kamerového systému	40

6.3	Přepočet zrychlení na dráhu pohybu	42
6.3.1	Přepočet zrychlení na rychlost	42
6.3.2	Přepočet rychlosti na polohu	44
7	Aplikace pro zobrazení dat	46
	Závěr	48
	Literatura	49
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	51

Seznam obrázků

1.1	Anatomie ramenního kloubu	12
1.2	Pohyby ramenního pletence	14
1.3	Pohled na kolenní kloub z frontální roviny	15
1.4	Pohyby a základní postavení u kolenního kloubu	17
2.1	Základní schéma pizelektrického senzoru	19
2.2	Základní schéma MEMS kapacitního senzoru	20
3.1	Měření náklonu v prostoru pomocí akcelerometru	22
3.2	Měření rozsahů pohybu pomocí 2 senzorů u kolenního kloubu [11]	23
3.3	Možné umístění senzorů pro měření rozsahu pohybu ramenního pletence [13]	24
3.4	Porovnání dvou integračních metod: obdélníkové (vlevo) a lichoběžníkové (vpravo)	25
4.1	Produkty firmy Delsys	26
4.2	Akcelerometrický senzor a rozbočovač s vyznačením správných vstupů platformy biosignalsplux	27
4.3	Znázornění os akcelerometru na mobilním telefonu	28
4.4	Aplikace Accelerometer	29
4.5	Ukázka vykreslení pohybu ventální flexe pomocí softwaru Qualisys Track Manager	30
5.1	Přípevnění reflexních markerů a akcelerometrů při porovnávacím měření	33
6.1	Filtrace signálu pomocí mediánového filtru s různými délkami okna, menší časový segment pro lepší znázornění	35
6.2	Vykreslení výpočtu úhlu při VF v rozsahu pohybu 0-180°, maxima znázorněna funkcí findpeaks	36
6.3	Vykreslení výpočtu úhlu při abdukci v rozsahu pohybu 0-180°, maxima znázorněna funkcí findpeaks	37
6.4	Vykreslení výpočtu úhlu pomocí 2 senzorů při pohybu VF	38
6.5	Vykreslení výpočtu úhlu pohybu kolene při výchozím postavení 90° flexe	39
6.6	Vykreslení výpočtu úhlu pohybu kolene při výchozím postavení extenze	39
6.7	Vykreslení pohybu pomocí akcelerometrů a kamerového systému	40
6.8	Vykreslení pohybu pomocí akcelerometrů a kamerového systému, další měření, přibližné vykreslení	41
6.9	Krabicový graf zobrazující odchylky naměřených úhlů	42
6.10	Schéma přepočtu zrychlení na dráhu	42
6.11	Vykreslení původního segmentu pohybu (nahore) a výpočtu rychlosti (dole)	43

6.12	Vykreslení normalizovaných dat rychlosti pohybu	43
6.13	Vykreslení vypočítané dráhy a dále po normalizaci (dole)	44
6.14	Vykreslení vypočítané dráhy po normalizaci	45
7.1	Základní rozvržení aplikace v prostředí Matlab app designer	46
7.2	Spuštěná aplikace při volbě vícenásobného zarovnání	47

Seznam tabulek

1.1	Přehled základních pohybů ramenního kloubu	15
1.2	Přehled základních pohybů kolenního kloubu	17
2.1	Porovnání jednotlivých typů akcelerometrů na základě jejich vlast- ností [6]	20
2.2	Porovnání jednotlivých typů akcelerometrů na základě jejich využití [7]	21
4.1	Základní technické údaje senzorů Delsys	26
4.2	Základní technické údaje akcelerometrických senzorů biosignalsplux .	27
5.1	Hlavní cviky prováděné při vyšetření hybnosti HK	31
5.2	Seznam cviků sestavený pro vyšetření kolenního kloubu	31

Úvod

Analýza rozsahů pohybů různých částí lidského těla má široké uplatnění. Velký význam má v medicíně, například na odděleních rehabilitace. U pacientů můžeme diagnostikovat rozsahy pohybu a následně sledovat jak se vlivem léčby mění hybnost kloubů a končetin. Z měření poté můžeme posoudit efektivitu aplikovaných léčebných procesů.

V první kapitole je rozebrána kineziologie velkých lidských kloubů. První část je věnována ramennímu pletenci, jehož pohyby jsou nejsložitější. Měřením a rozbořením pohybů ramenního pletence se věnuje značná část práce. Následující podkapitoly se věnují největšímu lidskému kloubu - kolennímu.

V druhé kapitole jsou popsány teoretické základy použitých akcelerometrů. S jejich pomocí můžeme pohyb výše uvedených kloubů měřit a dále analyzovat výstupy těchto senzorů, kterými jsou statické a dynamické zrychlení.

Třetí kapitola je věnována měření dat pomocí akcelerometrů. Jsou zde rozebrány principy přepočtů výstupů senzorů na jednotky jako je úhel nebo rychlost. Právě tyto veličiny nám slouží jako důležité ukazatele v diagnostice. Dále jsou zde popsány principy měření s více senzory najednou.

Konkrétní zařízení využitá pro snímání pohybů jsou popsány ve čtvrté kapitole. Jde o speciální senzory pro medicínské aplikace a také mobilní zařízení. Část této kapitoly je věnována kamerovému systému, který slouží pro porovnávací měření. Důraz je v této kapitole kladen především na popsání technických parametrů a využití těchto snímačů a systémů.

Pro získání optimálních dat popsaných v páté kapitole slouží protokol měření, kde jsou popsány postupy měření s použitými senzory a kamerovým systémem. Závěr kapitoly se věnuje možnostem zvýšení přesnosti měření pomocí akcelerometrických snímačů.

Šestá kapitola se zabývá návrhem algoritmu. Zde je uvedeno předzpracování dat a jejich přepočet podle rovnic uvedených v předchozích kapitolách.

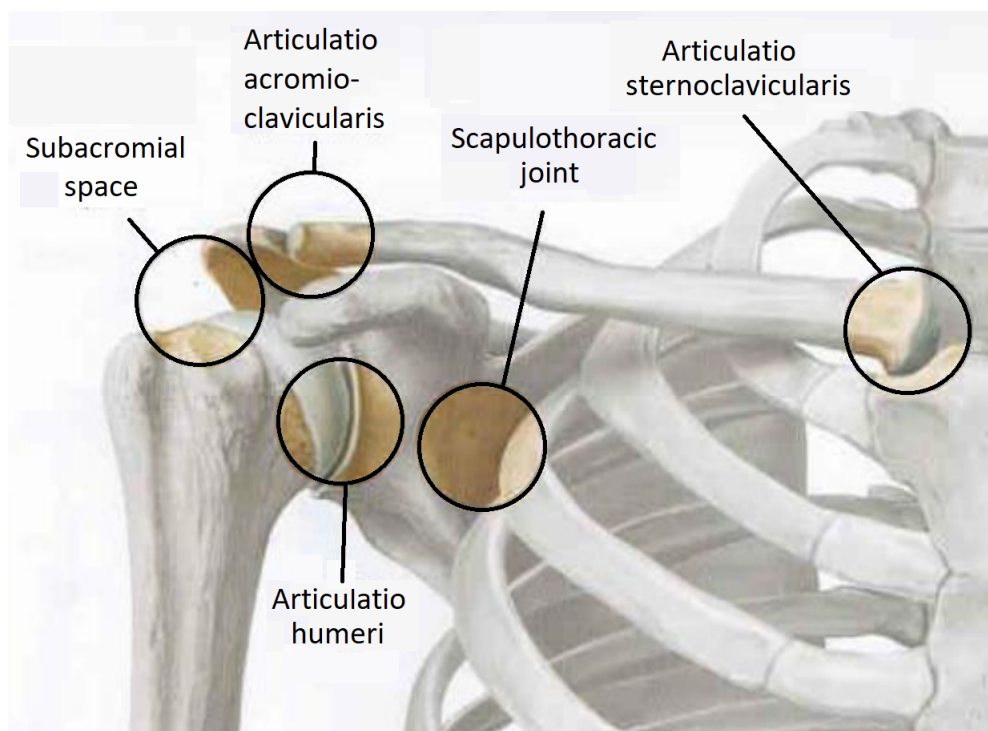
V závěrečné sedmé kapitole je ukázána aplikace pro zobrazení a analýzu patientských dat. Vytvořené rozhraní by se mohlo stát účinným nástrojem pro sledování průběhu a výsledků prováděné rehabilitace ve zdravotnických zařízeních.

1 Kineziologie velkých lidských kloubů

Kineziologie je věda o mechanických vlastnostech lidské těla, která tvoří v dnešní době důležitou součást medicínské praxe. Pochopení těchto zákonitostí může vést k přesnějším vyšetřením a terapiím poruch lidské motoriky.

1.1 Kineziologie ramenního kloubu

Na kineziologii celého ramenního kloubu (*articulatio humeri*) nelze pohlížet jako na pohyb jednoho kloubu. Ve skutečnosti se jedná o pohyb celého ramenního pletence (*cingulum membri superioris*). Ten se skládá z lopatky (*scapula*), kosti klíční (*clavicula*) a pažní kosti (*humerus*). Spojení zajišťují tři pravé klouby glenohumerální, akromioklavikulární a sternoklavikulární a také dva pohyblivé spoje (nepravé skloubení) skapulothorakální a subakromiální. Aktivní součástí pletence horní končetiny (HK) jsou svaly. Ty působí především na lopatku, která je nejpohyblivější součástí pletence. [1] [2]



Obr. 1.1: Anatomie ramenního kloubu

Kosti ramenního pletence

Lopatka

Lopatka (scapula) se nachází v úrovni 2. až 7. žebra, na svém místě je udržována pomocí svalů hrudníku. Jedná se o plochou trojúhelníkovou kost. Na boční (laterální) straně se nachází kloubní jamka na kterou nasedá hlavice pažní kosti. Na lopatce můžeme nalézt několik větších výběžků na které se upínají svaly, které pohybují pletencem HK.

Klíční kost

Klíční kost (clavicula) je 12-17 cm dlouhá esovitě prohnutá kost pletence HK. Představuje jediné spojení s osovým (axiálním) skeletem, který zahrnuje kostru páteře a hrudníku. Svou délkou zvětšuje možný rozsah pohybu končetiny, ale je místem přes které se přenáší veškeré tlaky a nárazy z HK. Proto je klíční kost častým místem zlomenin.

Pažní kost

Kost pažní (humerus) je dlouhá kost, která měří zhruba 30 cm. Na svém proximálním konci se kloubní plochou spojuje s lopatkou.

Spoje ramenního pletence

Glenohumerální kloub

Glenohumerální kloub (articulation glenohumeralis) je volný kulovitý kloub, který je jedním z nejpohyblivějších v lidském těle. Umožňuje pohyby paže ve všech směrech. Kloubní jamka glenohumerálního kloubu, která se nachází na laterální straně lopatky, je velmi mělká. Hlavice pažní kosti, která na ni nasedá je zhruba třikrát větší. Z těchto důvodů zde hrozí častěji zranění, kterým je například vymknutí (luxace).

Sternoklavikulární kloub

Sternoklavikulární neboli klíčkohrudní kloub (articulatio sternoclaviculatis) je složený kloub mezi klíční a hrudní kostí. Podílí se na pohybech ramenního pletence všemi směry v malém rozsahu.

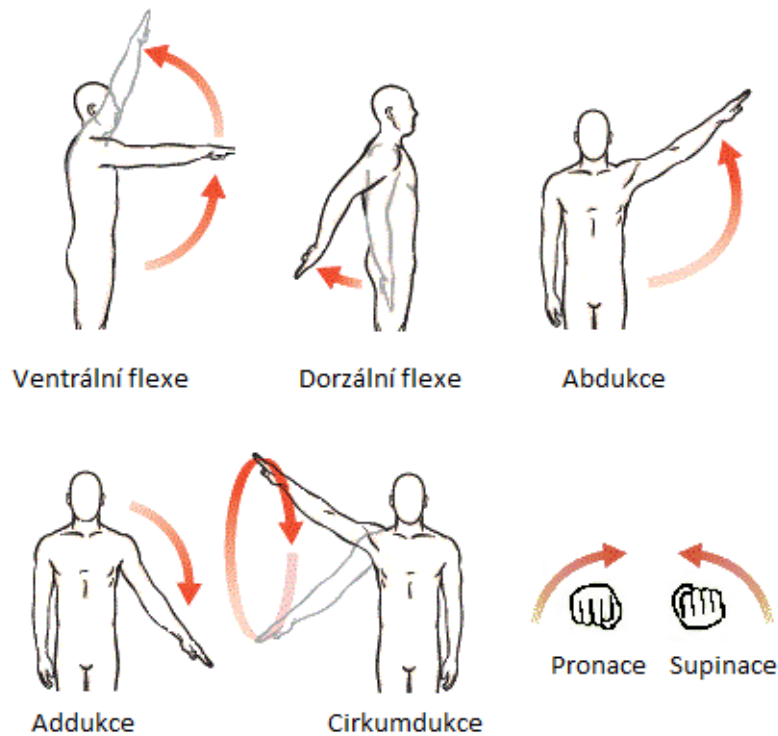
Akromioklavikulární kloub

Akromioklavikulární kloub (articulario acromioclavicularis) je tuhý kloub, který se podílí na pohybech (posunech) velmi malého rozsahu. Doplnjuje pohyby sternoklavikulárního kloubu.

Thorakoskopulární spojení

Jedná se o vmezežené řídké vazivo mezi lopatkou a hrudní stěnou. Díky svému pružnému charakteru umožňuje lopatce provádět posuvné a otáčivé pohyby.

1.1.1 Pohyby ramenního pletence



Obr. 1.2: Pohyby ramenního pletence

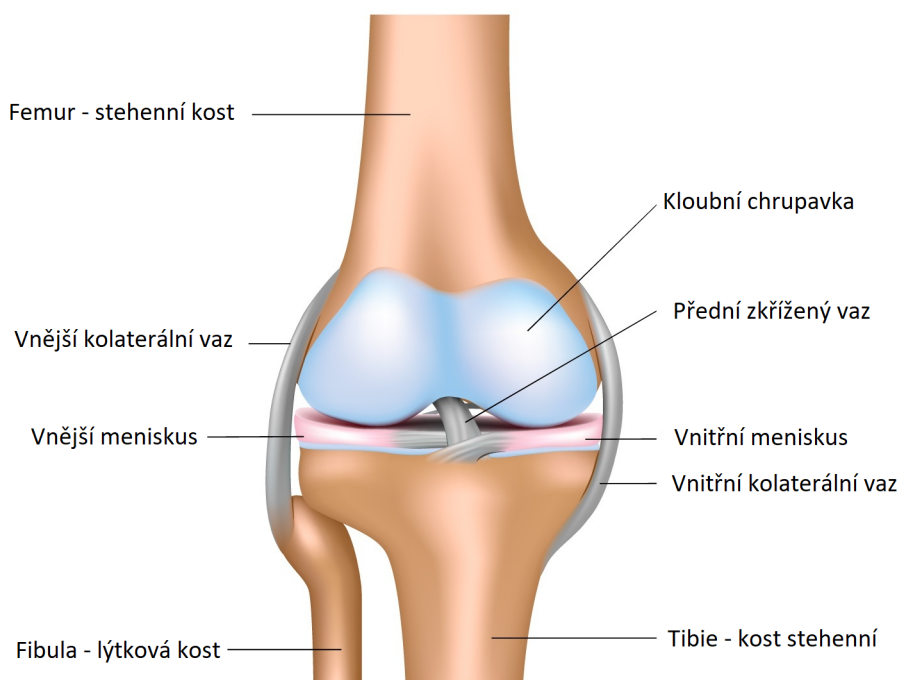
K pohybům ramenního kloubu lze taktéž zařadit cirkumdukci, u které se již jedná o kombinaci základních pohybů. Níže uvedené rozsahy pohybů platí pouze pokud je do pohybu zapojen samotný ramenní kloub. Pro dosažení větších rozsahů se zapojuje lopatka. Ta může vykonávat posuvné i otáčivé pohyby. Posuvné pohyby mohou směřovat nahoru (kraniálně), dolů (kaudálně), zevně (laterálně) nebo směrem k páteři (mediálně). Při rotaci mění lopatka polohu dolního úhlu a také naklonění kloubní jamky. Proto je možné například ventrální flexi provádět až v rozsahu 0-180°.

Tab. 1.1: Přehled základních pohybů ramenního kloubu

Pohyb	Rozsah pohybu
Ventrální flexe (VF) (předpažení)	0-180°
Dorzální flexe = extenze (zapažení)	0-50°
Abdukce (ABD) (upažení)	0-180°
Addukce (připažení)	0-75°
Pronace (vnější rotace)	0-90°
Supinace (vnitřní rotace)	0-90°

1.2 Kineziologie kolenního kloubu

Kolenní kloub (articulatio genus) je další z velkých lidských kloubů. Jedná se o nej-složitější a největší kloub lidského těla. Jeho rozsahy pohybu jsou však mnohem menší než ramenního pletence. Kolenní kloub se skládá z kloubní plochy stehenní kosti (femur), kloubní plochy kosti holenní (tibia), číšky (patella) a 2 menisků (meniscus lateralis a meniscus medialis). [3]



Obr. 1.3: Pohled na kolenní kloub z frontální roviny

Kosti kolenního kloubu

Stehenní kost

Je nejdelší a nejmohutnější kost lidského těla. Distální konec kosti vybíhá ve 2 kloubní hrboly (kondyly), které fungují jako dvojitá hlavice. Condylus medialis (středový) je tvarově užší a delší, Condylus lateralis (vnější) je naopak kratší a širší.

Holenní kost

Je nosnou kostí bérce (crus, úsek dolní končetiny mezi kolenním a hlezenním kloubem). Nachází se vepředu a mediálně od kosti lýtkové. Proximální část je rozšířená a vybíhá opět ve 2 kondyly (mediální a laterální).

Česka

Jedná se o takzvanou sezamskou kost (vmezeřená kost ve šlaše). Tvoří přední část kloubu. Svým postavením brání dislokaci stehenní a holenní kosti. Při flexi kolene se posouvá v rozsahu 5 až 7 cm.

Další části kolenního kloubu

Meniskus

Jedná se o útvary které jsou složeny z hustého vaziva (na povrchu), které přechází ve vazivovou chrupavku. Menisky tvoří styčné plochy mezi výběžky stehenní a holenní kosti. V kolenním kloubu se nachází vždy dva. Meniscus medialis je poloměsíčitý a větší. Je více fixován k okolí a je tedy i méně pohyblivý. Z tohoto důvodu bývá mnohem častěji poškozen než druhý z menisků - Meniscus lateralis. Jedná se o kruhovitý útvar, který se nachází na vnější straně kloubu. Prakticky je upevněn pouze v jednom místě a proto je poměrně pohyblivý.

Kolenní vazy

Pouzdro kolenního vazy posiluje řada pevných vazů a to především na frontální straně, kde je pouzdro velmi slabé. Patří mezi ně vnitřní a vnější postranní (kolaterální) vazy a přední a zadní zkřížený vaz.

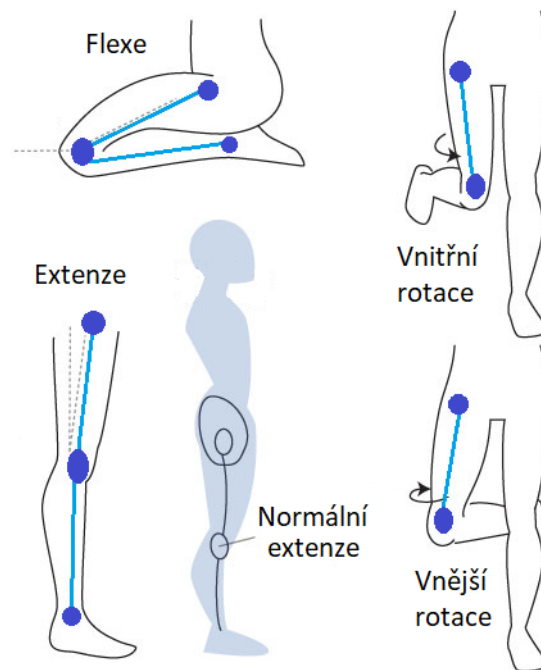
1.2.1 Pohyby kolenního kloubu

Jako základní postavení kloubu se považuje extenze. V této fázi je kloub zpevněný a umožňuje stání a chůzi. Flexe je rozdělena na několik fází. První fází je počáteční rotace. Ta v sobě zahrnuje vnější a vnitřní rotaci uvedenou v tabulce. V této fázi

se navíc uvolňují zkřížené vazy a tím dochází k tzv. odemknutí kolene. Následuje valivý pohyb. Výběžky stehenní kosti se posouvají po výběžcích kosti holenní a po meniscích. Poslední fází je pohyb klouzavý, při něm se menisky posouvají směrem dozadu. Celý pohyb znovu jistí zkřížené vazy, které se postarají a tzv. zamknutí kolene.

Tab. 1.2: Přehled základních pohybů kolenního kloubu

Pohyb	Rozsah pohybu
Flexe a extenze	0-140° (při dřepu až 160°)
Pronace (vnější rotace)	0-21°
Supinace (vnější rotace)	0-17°



Obr. 1.4: Pohyby a základní postavení u kolenního kloubu

2 Akcelerometrický senzor

Měření rozsahu pohybu pomocí akcelerometrů je rozvíjející se obor. Akcelerometr je snímač, díky kterému můžeme měřit statické a dynamické zrychlení. To může být stanoveno v jedné, dvou nebo třech osách. Statické zrychlení je vztažené k působení tíhové síly, tedy můžeme například stanovit úhel náklonu senzoru vůči zemské rovině. Dynamické zrychlení je zaznamenáváno při změnách polohy a rychlosti senzoru. Jeho vlastnosti vychází z Druhého Newtonova zákona [4].¹

Zrychlení akcelerometru může být udáváno v jednotkách ms^{-2} nebo g . Jednotka g odpovídá normální tíhovému zrychlení a její přepočtení na ms^{-2} se udává jako $g = 9,80665ms^{-2}$. V dnešní době se z hlediska praktického využití vyrábějí především tříosé akcelerometry.

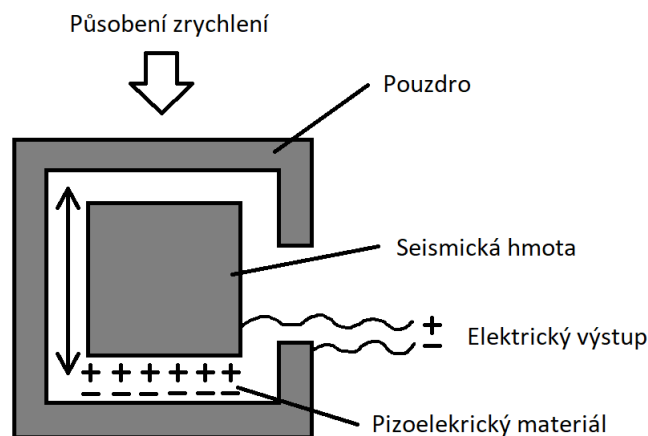
2.1 Konstrukce akcelerometrických senzorů

Z hlediska konstrukce senzoru můžeme akcelerometry rozdělit do různých kategorií. Hojně využívanými typy jsou například piezoelektrické, piezoresistivní, kapacitní a mikroelektromechanické systémy (MEMS) s integrovanými akcelerometrickými senzory. [5]

Piezoelektrické akcelerometry

Tyto snímače využívají ke své funkci piezoelektrický jev. Ten spočívá ve schopnosti specifického krystalu (např. křemen) generovat elektrické napětí při jeho deformaci vzniklé působením zrychlení. Tohoto jevu se využívá také u ultrazvukových sond. Piezoelektrické akcelerometry jsou díky svým vlastnostem nejvhodnější pro měření vibrací (dynamického zrychlení). To je možné především díky vysokému dynamickému rozsahu. Pro měření konstantního zrychlení se kvůli svým vlastnostem téměř nepoužívají.

¹Jestliže na těleso působí síla, pak se těleso pohybuje zrychlením, které je přímo úměrné působící síle a nepřímo úměrné hmotnosti tělesa.



Obr. 2.1: Základní schéma pizelekrického senzoru

Piezorezistivní akcelerometry

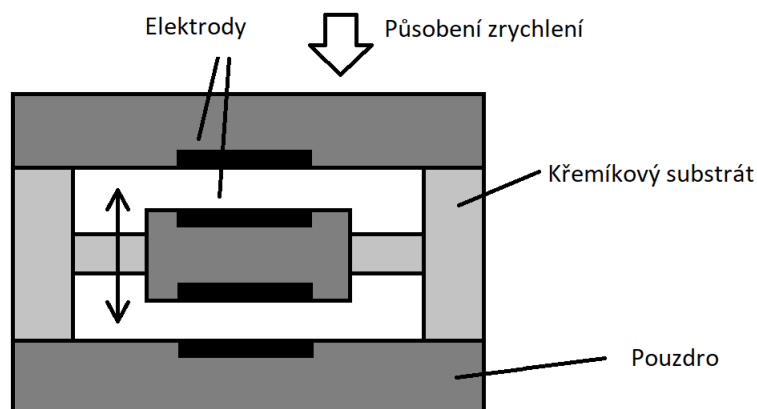
Piezorezistivní akcelerometry se svým principem podobají pizelekrickým senzorům. Rozdíl je ve snímané veličině. Tyto akcelerometry jsou vybaveny piezorezistivním materiálem, který se při působení zrychlení deformuje a mění svůj odpor. Změna odporu se poté převádí na elektrický signál. Tyto senzory jsou vhodné pro sledování statického i dynamického zrychlení díky tomu, že dokáží zaznamenávat frekvenci změn od 0 Hz. Jejich hlavní nevýhodou je jejich závislost na změnách teploty.

Kapacitní akcelerometry

U těchto akcelerometrů se měří změna kapacity způsobená pohybem setrvačné hmoty. Tato hmota je vlastně pohyblivá elektroda umístěná uvnitř deskového kondenzátoru. Při změnách polohy dochází ke změnám vzdáleností mezi elektrodami vedoucí ke změnám kapacity. Tyto změny jsme schopni měřit a zaznamenávat. Princip detekce kapacitních akcelerometrů se vyznačuje nízkou úrovní šumu a vyšší citlivostí.

MEMS akcelerometry

Mikroelektromechanické systémy s integrovanými akcelerometry představují nejmodernější typ senzorů. Všechny součástky jsou zde integrovány na mikročip, kde tvoří jeden funkční celek. Nejčastěji se na výrobu těchto součástek využívá kvůli svým polovodičovým vlastnostem křemík. Podle integrované technologie můžeme MEMS akcelerometry rozdělit na piezorezistivní, kapacitní a tepelné. Tyto snímače pak velmi často přidávají do inerciálních měřicích jednotek (IMU). Zde pak tvoří jeden celek společně s gyroskopickými, popřípadě i magnetometrickými senzory.



Obr. 2.2: Základní schéma MEMS kapacitního senzoru

2.2 Porovnání vlastností jednotlivých typů snímačů

Mezi základní vlastnosti akcelerometrických snímačů patří:

- Šířka pásma (frekvenční odezva) - nejdůležitější parametr při výběru akcelerometrů. Pokud šířka pásma akcelerometru nezahrnuje frekvenci určovaného pohybu není dosaženo přesných výsledků.
- Impedance - popisuje zdánlivý odpor součástky. Obvody s vysokou impedancí jsou obecně náchylnější k elektrickému rušení.
- Citlivost - definuje, jakou rychlostí snímač převádí mechanickou energii na elektrický signál (výstup). Citlivost závisí na úrovni signálu. Pokud je cílem měřit menší vibrace, ke žádoucí použít vyšší citlivost.
- Linearita - vztah mezi napětím senzoru a naměřeným zrychlením. Linearita klesá s odchylkou ideální konstantní citlivosti.

Tyto a další (související) vlastnosti jsou shrnuty v níže uvedené tabulce 2.1.

Tab. 2.1: Porovnání jednotlivých typů akcelerometrů na základě jejich vlastností [6]

Parametry:	Pizelektrické	Pizorezistivní	Kapacitní
Gravitační složka	Ne	Ano	Ano
Šířka pásma	Široká	Úzká/Průměrná	Široká
Impedance	Vysoká	Nízká	Velmi vysoká
Úroveň signálu	Vysoká	Nízká	Průměrná
Linearita	Dobrá	Průměrná	Výborná
Cena	Vysoká	Nízká	Vysoká

Tab. 2.2: Porovnání jednotlivých typů akcelerometrů na základě jejich využití [7]

Oblast využití:	Pizelektrické	Pizorezistivní	Kapacitní
Statická Akcelerace (0 Hz, 1g) orientace senzoru	Ne	Ano	Ano
Měření vysokého přetížení (0 Hz, <25 g) letectví	Ne	Ano	Ano
Seismická aktivita (<1 Hz, <1 g) měření zemětřesení	Ano	Ne	Ne
Nízkofrekvenční vibrace (<5 Hz, <25 g) měření lidského pohybu	Ano	Ano	Ano
Vysokofrekvenční vibrace (>500 Hz, <25 g) monitorování turbín	Ano	Ne	Ne
Silný náraz (<250 Hz, >200 g) pádové zkoušky	Ano	Ano	Ne
Velmi silný náraz (>1000 Hz, >2000 g) nárazové zkoušky automobilů	Ano	Ano	Ne

Další možností porovnání jednotlivých typů akcelerometrů je podle jejich oblasti využití. To je uvedeno v tabulce 2.2. Odtud je možné vyčíst, jaké frekvenční rozsahy a zrychlení je možné těmito snímači měřit. Nejvhodnějšími typy senzorů pro aplikace v medicínském prostředí by tedy měly být pizorezistivní nebo kapacitní akcelerometry. A to z důvodu schopnosti měřit statickou akceleraci a také nízkofrekvenční vibrace pohybů lidského těla.

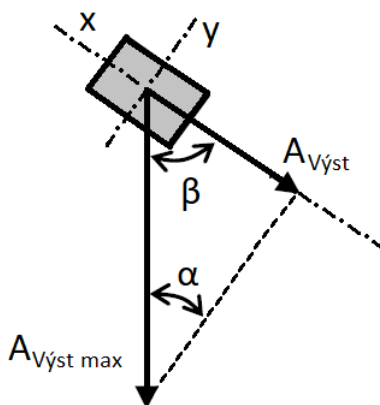
3 Měření dat pomocí akcelerometrů

3.1 Měření náklonu v prostoru

Jednou z nejtriviálnějších možností využití akcelerometru je použití tohoto senzoru k měření náklonu. Náklon vypočítáme jako poměr gravitačního zrychlení ve dvou osách. Maximální hodnotu ze senzoru vyčteme, pokud je umístěn přesně v ose tíhového zrychlení (vertikální směr). Úhel natočení je poté nepřímo závislý hodnotě zrychlení a vypočítá se podle následujících vzorců: [8]

$$A_{V\acute{y}st} = A_{V\acute{y}stmax} \cdot \sin(\alpha) \quad (3.1)$$

$$A_{V\acute{y}st} = A_{V\acute{y}stmax} \cdot \cos(\beta) \quad (3.2)$$



Obr. 3.1: Měření náklonu v prostoru pomocí akcelerometru

3.2 Měření úhlů pomocí vzájemné polohy 2 senzorů

Předchozí část je zaměřená na určení úhlů pouze pomocí jednoho senzoru (fakticky pouze pomocí jedné osy senzoru). V určitých technických oblastech je dané měření dostatečné, ale v souvislosti se složitostí lidských kloubů a jejich kinematiky může dané měření dosahovat určitých odchylek. Dalším krokem ke zlepšení přesnosti měření je využití soustavy více senzorů.

Zjednodušený výpočet rozsahů pohybů pomocí 2 senzorů

Jednodušší variantu pro měření rozsahů pohybů pomocí dvou senzorů se aplikuje například u kolenního kloubu. Zde k výpočtu stačí využít pouze 2 osy. I když se jedná

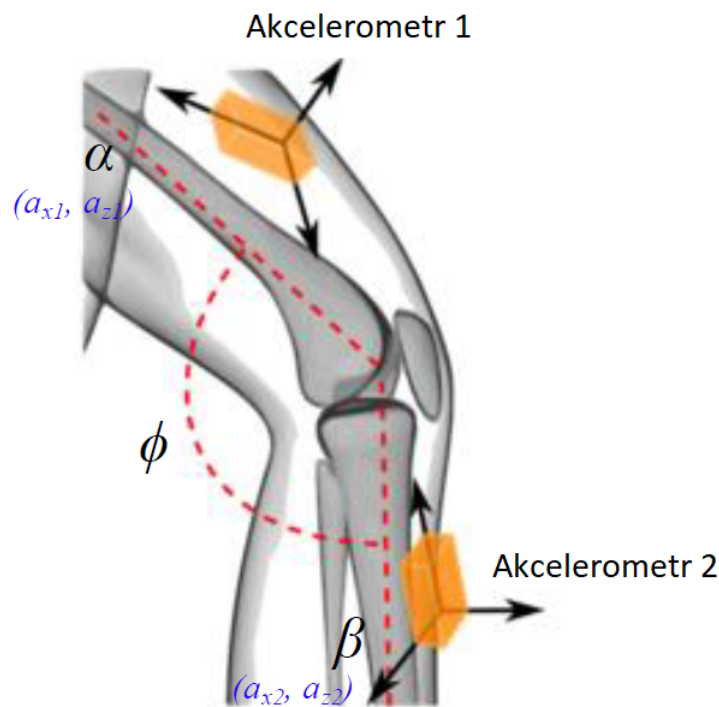
o nejsložitější kloub lidského těla, je možné si jeho pohyby zjednodušit pouze do jedné roviny. Výsledný rozsah pohybu se může vypočítat například podle následujících rovnic: [9] [10]

$$\alpha = \arctg\left(\frac{a_{x1}}{a_{z1}}\right) \quad (3.3)$$

$$\beta = \arctg\left(\frac{a_{x2}}{a_{z2}}\right) \quad (3.4)$$

$$\phi = 180 - (\alpha + \beta) \quad (3.5)$$

kde a_{x1} a a_{z1} jsou výstupy z akcelerometru umístěného na stehně a a_{x2} a a_{z2} jsou výstupy z akcelerometru umístěného na holeni (pokud se bavíme právě o měření hybnosti kolene).



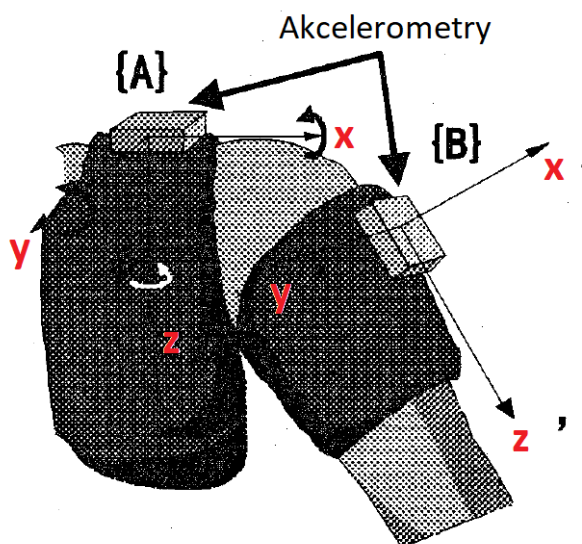
Obr. 3.2: Měření rozsahů pohybu pomocí 2 senzorů u kolenního kloubu [11]

Výpočet rozsahů pohybů pomocí 2 senzorů v 3D prostoru

Nejsložitější variantou je měření rozsahů pohybů u ramenního pletence, u kterého je pohyb možný ve všech 3 osách. Zde je však možné využít výpočty vektorové algebry. Skalární součin mezi libovolnými vektory udává úhel mezi nimi. Tento výsledek lze

dokázat aplikováním kosinové věty trojúhelníku se stranami složenými z vektorů a , b a $a - b$ [12].

$$\cos\alpha = \frac{a_x b_x + a_y b_y + a_z b_z}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \sqrt{b_x^2 + b_y^2 + b_z^2}} \quad (3.6)$$



Obr. 3.3: Možné umístění senzorů pro měření rozsahu pohybu ramenního pletence [13]

3.3 Určení rychlosti a polohy senzoru

Z fyzikálních vztahů v kinematice vyplývá, že zrychlení jako fyzikální veličina významně souvisí s určováním rychlosti a polohy objektu. Pokud rychlost roste je zrychlení kladné, při zpomalování je naopak záporné. Pokud je těleso v klidu, nebo vykonává rovnoměrně přímočarý pohyb má zrychlení nulovou hodnotu. Z hodnoty akcelerace se určuje pomocí integrace okamžitá rychlost. Pomocí další integrace se pak z hodnot okamžité rychlosti určuje překonaná dráha. Výpočet rychlosti a vzdálenosti je potom dán pomocí numerické integrace:

$$v_i = a_i \cdot (t_i - t_{i-1}) + v_{i-1} = a_i \cdot \Delta t + v_{i-1} \quad (3.7)$$

$$x_i = v_i \cdot (t_i - t_{i-1}) + x_{i-1} = v_i \cdot \Delta t + x_{i-1} \quad (3.8)$$

kde v je rychlost, a zrychlení, Δt časový interval a x pozice. Při výpočtech se snažíme, aby časový interval Δt byl co nejmenší (s jeho zmenšením roste přesnost výpočtu). Obecná rovnice pro výpočet okamžité rychlosti pro jednu osu má tvar:

$$v(t) = \int_{t_0} a(t) \cdot dt + v_0 \quad (3.9)$$

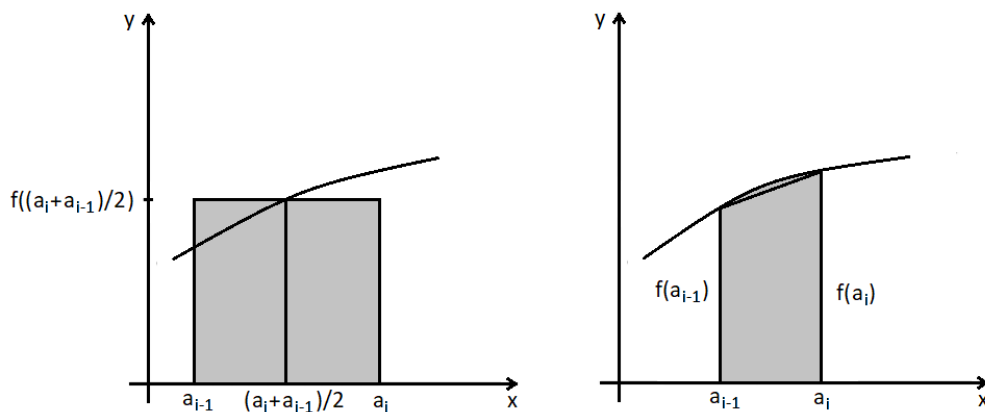
kde a odpovídá zrychlení v časovém okamžiku t a v_0 počáteční rychlost v čase integrace t_0 . Pro výpočet vzdálenosti můžeme využít buďto integraci již vypočítaných hodnot rychlosti, anebo dvojitou integraci vektoru hodnot akcelerace. Výpočetní vztah tedy vypadá následovně:

$$x(t) = \int_{t_0} v(t) \cdot dt + x_0 = \int \int_{t_0} a(t) \cdot dt \cdot dt + v_0 \cdot t + x_0 \quad (3.10)$$

kde $v(t)$ je rychlost v čase t , x_0 je pozice v počátečním čase integrace t_0 .

Výše uvedený vztah 3.7 platí pro obdelníkovou metodu. Jedná se o základní metodu numerické integrace. Tato metoda však v praxi nedosahuje dostatečně přesných výsledků. Proto se velmi často využívá lichoběžníková metoda, která má následující rovnici:

$$v_i = \frac{(a_i + a_{i-1})}{2} \cdot \Delta t + v_{i-1} \quad (3.11)$$



Obr. 3.4: Porovnání dvou integračních metod: obdelníkové (vlevo) a lichoběžníkové (vpravo)

4 Měřicí zařízení

Základem této práce je určování rozsahů pohybu pomocí akcelerometrických senzorů. K tomu bylo využito více druhů těchto snímačů. Během fáze vlastního měření byl navíc využit kamerový systém, který by měl být nejpřesnějším nástrojem měření pohybových dat.

4.1 Speciální senzory pro medicínské aplikace

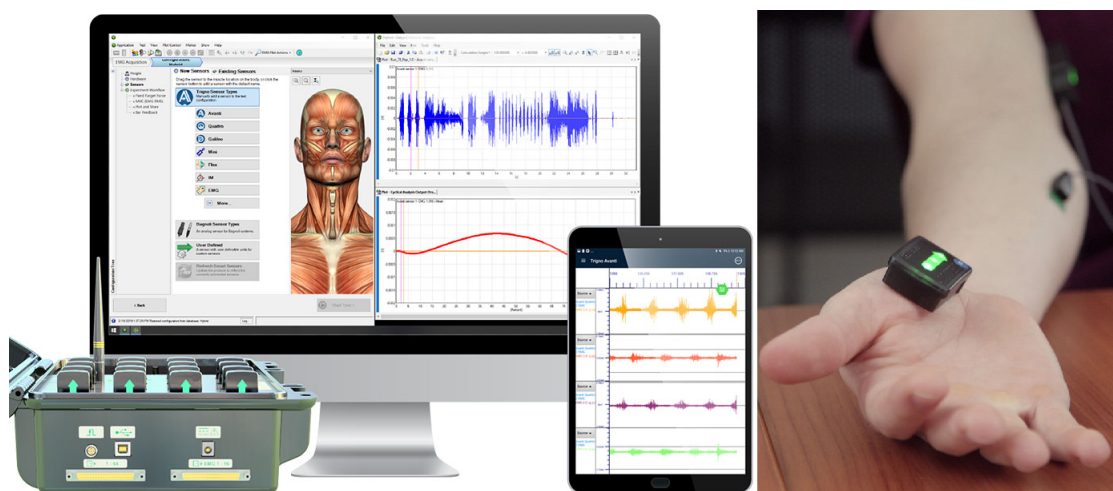
Jedná se o senzory uzpůsobené pro nejrůznější měření v rámci medicínského prostředí. Vyznačující se velkou kvalitou měření dat snímaných při pohybech lidského těla a také širokými možnostmi nastavení.

4.1.1 Senzory platformy Delsys

Platforma od firmy Delsys poskytuje komplexní možnost měření širokého spektra pohybových aktivit. Základní platforma Trigno Avanti umožňuje souběžné měření pomocí až 16 senzorů. [14]

Tab. 4.1: Základní technické údaje senzorů Delsys

Rozměry senzoru:	27 x 37 x 13 mm
Kanály:	1x EMG, 6x IMU
Maximální vzorkovací frekvence akcelerometru:	963 Hz
Rozlišení:	16 bit



Obr. 4.1: Produkty firmy Delsys

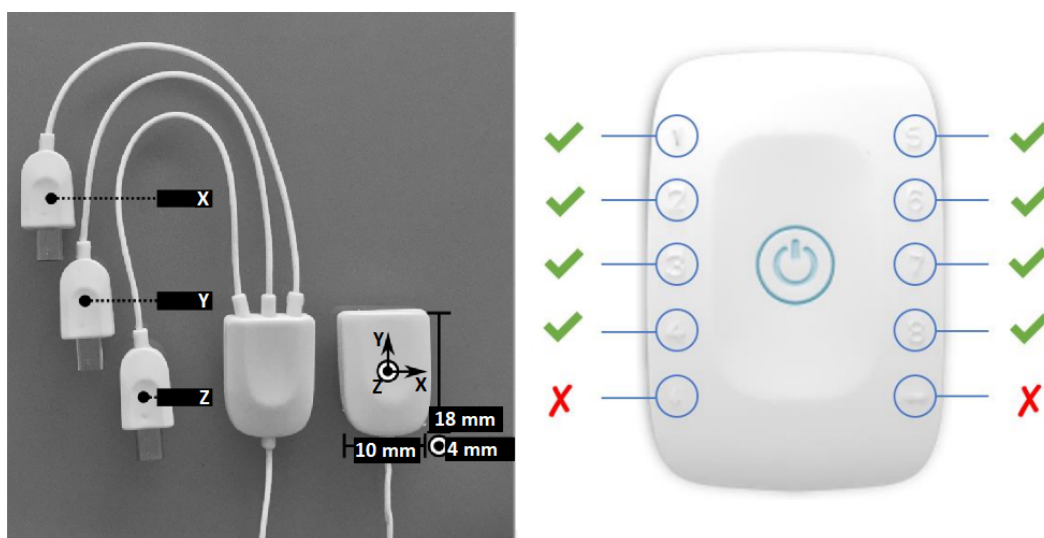
IMU jednotka senzoru se skládá z tříosého akcelerometru a tříosého gyroskopu. Bezdrátové senzory jsou schopny v reálném čase posílat data do připraveného počítače skrze technologii Wi-Fi nebo Bluetooth. Přenos probíhá s minimálním zpožděním a je dostačující i pro měření s více senzory najednou. Data je pak možné pomocí softwaru této firmy zobrazit a provést základní zpracování.

4.1.2 Senzory platformy biosignalsplux

Zařízení biosignalsplux má podobu rozbočovače (hubu) s osmi analogovými vstupními kanály (channels), do kterého se připojí samotné akcelerometrické senzory. Každý sensor musí být připojen třemi vstupy (porty), které odpovídají osám X, Y a Z. Je tedy možné současně měřit data ze 2 sensorů zároveň. Rozbočovač je pak možné připojit prostřednictvím bluetooth k počítači nebo mobilnímu telefonu. Pomocí softwaru OpenSignals je pak možné sledovat měřená data.

Tab. 4.2: Základní technické údaje akcelerometrických sensorů biosignalsplux

Rozměry senzoru:	10 x 18 x 4 mm
Kanály:	3x ACC
Vzorkovací frekvence akcelerometru (rozsah):	10 - 4000 Hz
Rozlišení:	8/16 bit
Rozsah měření:	± 3.60 g
Šířka pásma:	0 - 50 Hz



Obr. 4.2: Akcelerometrický sensor a rozbočovač s vyznačením správných vstupů platformy biosignalsplux

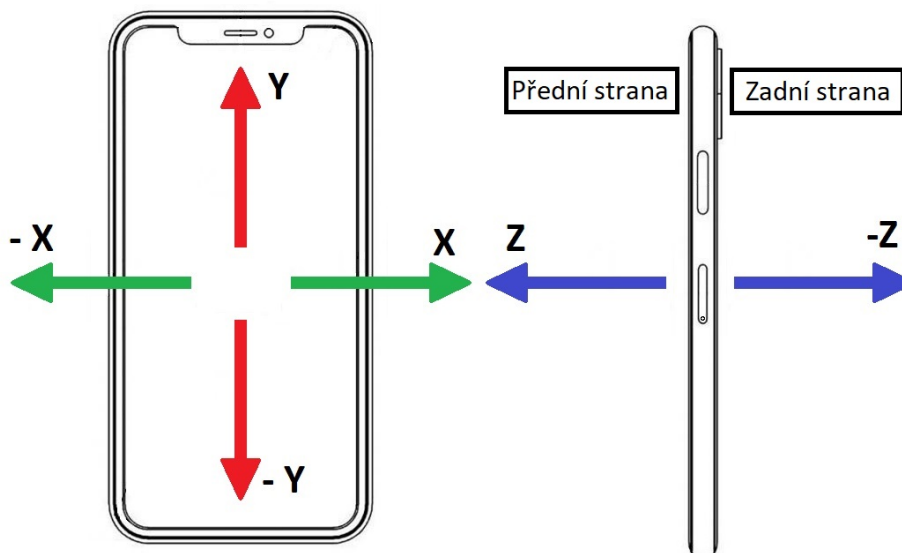
4.2 Využití mobilních zařízení

Mobilní (přenosné) zařízení tvoří v dnešní době důležitou součást každodenního života. Většina těchto zařízení, mezi které patří například mobilní telefony, tablety nebo chytré hodinky mají ve svém hardwaru i moderní IMU senzory se zabudovanými akcelerometry a gyroskopy.

Tyto zařízení mají vysoký potenciál při využití v telemedicině. Ta spočívá v dálkovém přenosu lékařských informací od pacientů k lékaři. Pacienti, kteří jsou v procesu rehabilitace, by díky využití těchto přístrojů nemuseli tak často docházet na kontroly k lékaři. Mohla by se navrhnout aplikace, ve které by byly přesné instrukce k provedení cviků, které by pacient provedl. K měření rozsahů pohybu horních končetin by se mohl využít mobilní telefon, který by pacient držel ve své ruce, nebo chytré hodinky připevněné na zápěstí. Popřípadě by pacient dostal za úkol provádět zadané cviky s těmito zařízeními a lékař by pak díky tomu mohl kontrolovat, zda je dodržován zadaný rehabilitační plán. Všechny tyto informace by se pak z přístroje zabezpečeným spojením zasílaly přímo na lékařské oddělení. [16]

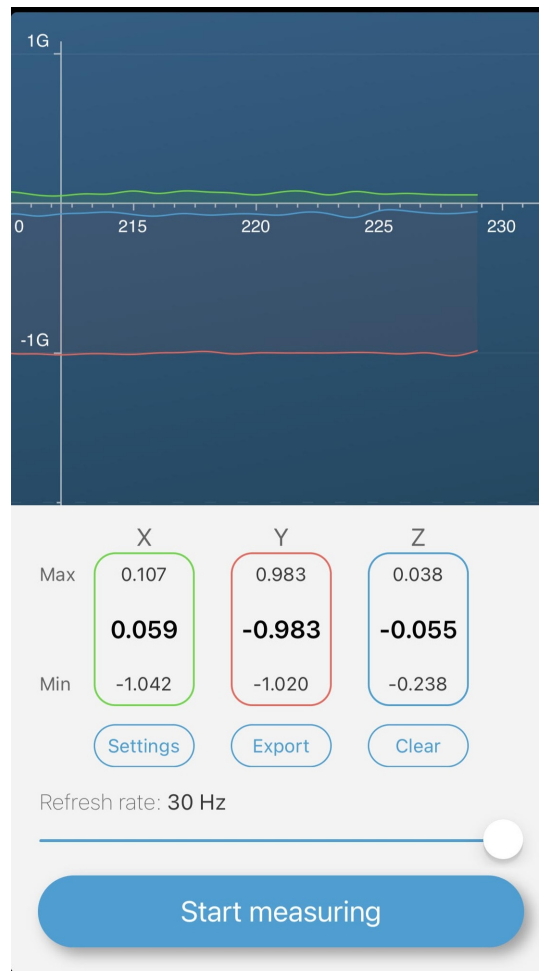
4.2.1 Měření pomocí chytrého telefonu

Pro vyzkoušení měření pomocí chytrých zařízení byl využit mobilní telefon Apple iPhone XS s operačním systémem iOS. Pro daná měření by se mohly využít i jiné mobilní telefony například s operačním systémem Android.



Obr. 4.3: Znárodnění os akcelerometru na mobilním telefonu

Využitý mobilní telefon nepodporuje v nativních funkcích zobrazení akcelerometrických dat. Proto byla použita aplikace Accelerometer volně dostupná v obchodě s aplikacemi App Store. Ta poskytuje možnost zobrazení akcelerometrických dat v reálném čase. Data je možné měřit se vzorkovací frekvencí 1 - 30 Hz v rozsahu až $\pm 20 g$. Ty je pak možné okamžitě exportovat například ve formátu .csv do počítače, kde se může provést hlubší analýza a zpracování.

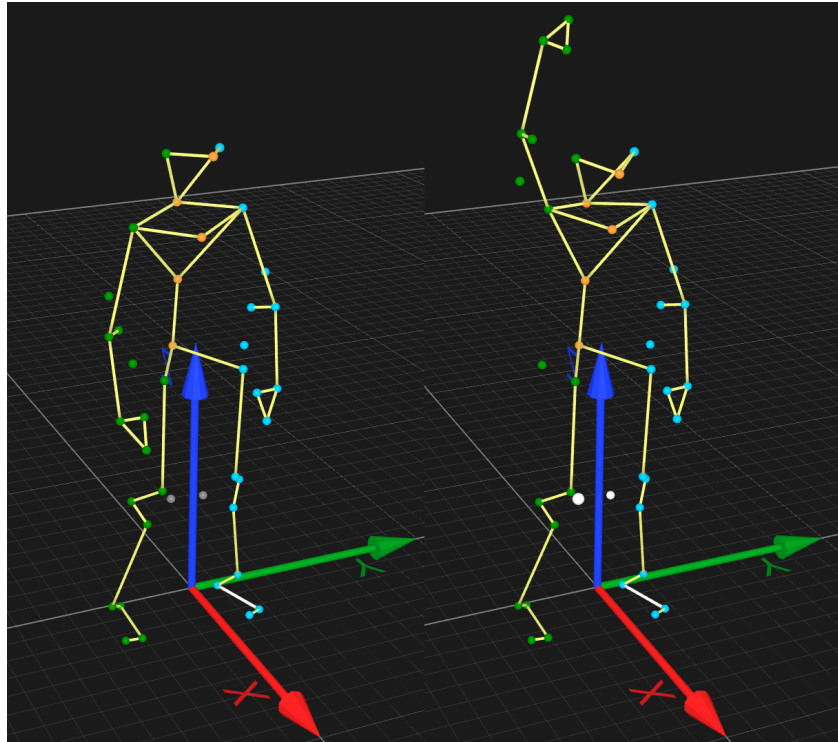


Obr. 4.4: Aplikace Accelerometer

4.3 Kamerový systém Qualisys

Pro porovnání a určení správnosti měření pomocí akcelerometrů byl využit kinetický analyzační systém firmy Qualisys. Ten se vyznačuje vysokou přesností měření. Pro účely této práce byl využit systém nacházející se na pracovišti Centra sportovních aktivit VUT. Jedná se o optoelektronický systém využívající pasivních značek (markerů), které se umísťují na lidské tělo. Tyto reflexní prvky jsou poté snímány

soustavou infračervených kamer s velmi vysokým rozlišením. Pro měření byly využity kamery s hodnotou rozlišení 4096×3072 pixelů. Pomocí vnitřních algoritmů systému a infračervených filtrů umístěných před objektivem kamer je možné dosáhnout toho, že jsou snímány pouze odrazy markerů připevněných na povrchu těla. Během našeho měření bylo použito 10 kamer rozmístěných v prostoru kolem měřené osoby, aby byla splněna podmínka, že každý měřený marker je v jednu chvíli snímán minimálně 2 kamerami zároveň. Technologie systému je schopna poskytovat prostorové souřadnice téměř v reálném čase (zpoždění v řádu milisekund).



Obr. 4.5: Ukázka vykreslení pohybu ventální flexe pomocí softwaru Qualisys Track Manager

5 Protokol měření

Pro získání optimálních výsledků byl vytvořen protokol měření. Použité cviky pro určování rozsahu pohybů horních končetin byly převzaty z postupu využívaného na Oddělení rehabilitace FNOL, odkud byla převzata i pilotní data. Cviky pro určování rozsahů pohybu u kolenního kloubu byly vytvořeny na základě vlastních pokusů měření.

Tab. 5.1: Hlavní cviky prováděné při vyšetření hybnosti HK

Cvik	Počet opakování (min.)	Rozsah (max.)
Ventrální flexe	5 + 5 (levá + pravá HK)	0-180°
Abdukce	5 + 5 (levá + pravá HK)	0-180°

Pohyby, které jsou zmíněny ve výše uvedené tabulce 5.1, patří mezi hlavní ukazatele hybnosti HK a jsou prováděny při každém měření. Při komplexním vyšetření se navíc přidávají další pohyby spojené s různými druhy rotace, kde se zapojují kromě ramenního kloubu i další klouby horní končetiny.

Tab. 5.2: Seznam cviků sestavený pro vyšetření kolenního kloubu

Cvik	Výchozí poloha:	Počet opakování: (min.)	Rozsah: (max.)
Flexe	Stání	5 + 5 (levá + pravá DK)	0-140°
Extenze	Sezení	5 + 5 (levá + pravá DK)	0-90°

V tabulce 5.2 jsou uvedeny cviky, ve kterých jsou obsaženy hlavní pohyby kolene, kterými jsou flexe a extenze. Pokud by nastal případ, kdy by pacient nebyl schopen absolvovat měření v jedné z poloh, je možné využít pouze tu, která bude méně náročná. Navíc byly při měření vyzkoušeny různé výchozí polohy akcelerometrických senzorů a tedy vliv natočení jejich os na výsledek měření.

5.1 Měření pomocí senzorů Delsys

Pilotní data získaná při vyšetřování pacientů na Oddělení rehabilitace FNOL byla naměřena a zaznamenána pomocí senzorů a softwaru od firmy Delsys. Technické parametry těchto snímačů byly popsány v předchozích kapitolách. Data, použitá v této práci, byla snímána se vzorkovací frekvencí 148 vzorků za sekundu, která naprosto dostačovala povaze snímaných dat a nebyla příliš výpočetně náročná.

Pro potřeby této práce byla využita možnost naměřená data exportovat do tabulkového formátu programu MS Excel. Odtud byla importována do prostředí Matlab,

kde se data dále zpracovala a byly provedeny výpočty rozsahů pohybu. Výhodou těchto senzorů je formát výstupních dat. Ty jsou na výstupu ve formátu zrychlení s jednotkami g , není tedy potřeba provádět žádné přepočty.

5.2 Měření se senzory biosignalsplux

Senzory této platformy byly zapůjčeny z ústavu biomedicínského inženýrství. Při prvním měření byla vyzkoušena vysoká vzorkovací frekvence 1000 vzorků za sekundu. Ta se ukázala jako zbytečně vysoká, a proto se při všech dalších měřeních využívala frekvence 200 vzorků za sekundu, která byla blíže podmínkám měření s prvním typem senzorů. Výstupní data jsou dostupná v několika formátech (.txt, .edf a vlastní formát), jako nejjednodušší pro zpracování v programu Matlab se ukázalo využití základních textových souborů.

Určitou komplikací při zpracování naměřených dat je jejich výstupní formát, který je v nezpracovaných (raw) jednotkách. Je tedy potřeba provést přepočet na normální hodnotu zrychlení v jednotkách g podle následující transformační funkce: [15]

$$ACC(g) = \frac{ADC - C_{min}}{C_{max} - C_{min}} \cdot 2 - 1 \quad (5.1)$$

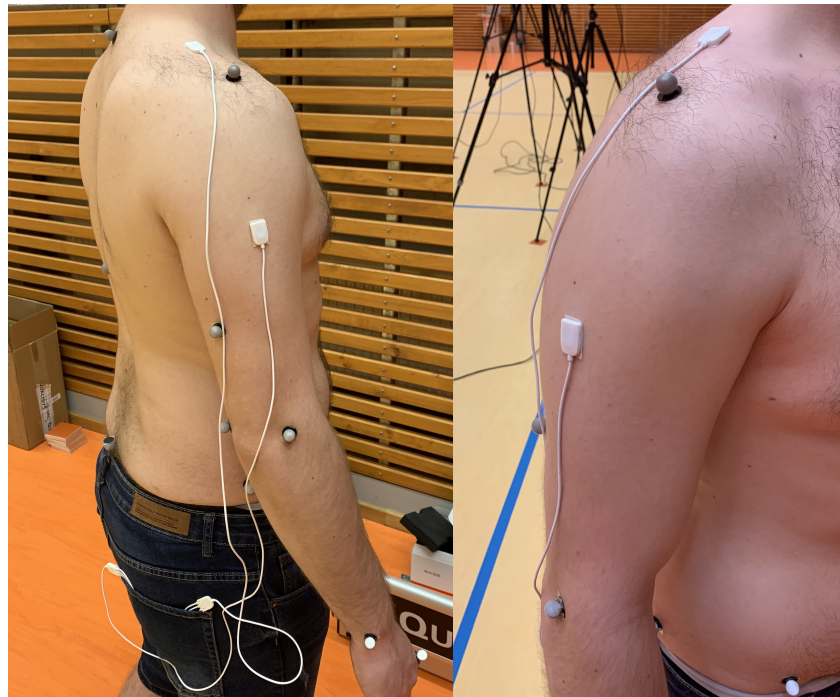
kde ACC je hodnota zrychlení v jednotkách g , ADC je hodnota vzorku ze senzoru a C_{min} , C_{max} jsou minimální a maximální hodnota ze všech vzorků naměřených během kalibrace senzoru. Ta spočívala ve velmi pomalém otočení akcelerometru kolem všech jeho tří os. Minimální a maximální hodnoty tedy odpovídají hodnotám pro $\pm 1 g$. Během měření obou senzorů bylo zjištěno, že naměřené hodnoty jsou téměř shodné. Z tohoto měření byla vytvořena univerzální kalibrační matice pro převádění nezpracovaných jednotek na normální hodnoty gravitačního zrychlení. Tento přepočet je platný pro rozsah $\pm 3.60 g$.

5.3 Měření pomocí kamerového systému

Finální měření byla provedena souběžně pomocí akcelerometrických senzorů a kamerového systému Qualisys. Vzhledem k statické povaze měření byla využita snímkovací frekvence 100 snímků za sekundu. To znamená, že u každého snímaného bodu (markeru), umístěného na tělo vyšetřovaného pacienta byla stokrát za sekundu zaznamenána a zapsána jeho poloha v 3D prostoru. Při snímání dynamických aktivit se však mohou využít i mnohem vyšší snímkovací frekvence až do maxima 1040 snímků za sekundu.

Data naměřená pomocí systému Qualisys je možné exportovat do širokého množství formátů a provádět s nimi rozsáhlé rozборы. Pro potřeby této práce však vystačilo pro analýzu dat využít základní software Qualisys Track Manager. Tento program mimo jiné poskytuje možnost analyzovat úhly mezi zachycenými snímatelnými body. Je využit princip měření úhlu přímek vytvořených mezi zachycenými a vhodně umístěnými body. Jako optimální řešení se ukázalo vytvořit jednu přímku přesně v ose gravitačního zrychlení a druhou v ose rameno - loket, na které je umístěn i akcelerometrický senzor. Potom program vytvoří graf analýzy pohybu v jednotkách úhlů. Tyto data je pak možné exportovat do textového souboru a vykreslit v prostředí Matlab.

Zároveň se při měření využilo akcelerometrů biosignalsplux, které byly na měřenou osobu připevněny společně s reflexními body. Jejich rozmístění je vidět na obrázku 5.1. Data z akcelerometrických senzorů poté byla zpracována a přepočítána jako v předchozích případech.



Obr. 5.1: Připevnění reflexních markerů a akcelerometrů při porovnávacím měření

5.4 Přesnost měřících zařízení

Při porovnávání přesností jednotlivých měřících zařízení je u méně složitých senzorů vhodné provést ještě jejich dvou bodovou kalibraci. Při měření náklonu dochází ke 2 základním chybám. První je chyba nuly (offset error) a druhou je chyba senzitivity

(sensitivity error). Obě mohou vést k nepříjemným odchylkám při měření. Pokud chceme tyto chyby odstranit, měla by být provedena kalibrace výstupní hodnoty zrychlení senzoru. Ta se provádí podle rovnice: [17]

$$A_{Výst} = A_{offset} + zisk \cdot A_{Aktuální} \quad (5.2)$$

kde A_{offset} je chyba nuly, $zisk$ je zisk (gain) akcelerometru s ideální hodnotou 1 a $A_{Aktuální}$ je reálná výstupní hodnota akcelerometru. Hodnoty A_{offset} a $zisk$ se vypočítají podle následujících rovnic:

$$A_{offset} = 0.5 \cdot (A_{+1g} + A_{-1g}) \quad (5.3)$$

$$zisk = 0.5 \cdot \frac{A_{+1g} - A_{-1g}}{1} \quad (5.4)$$

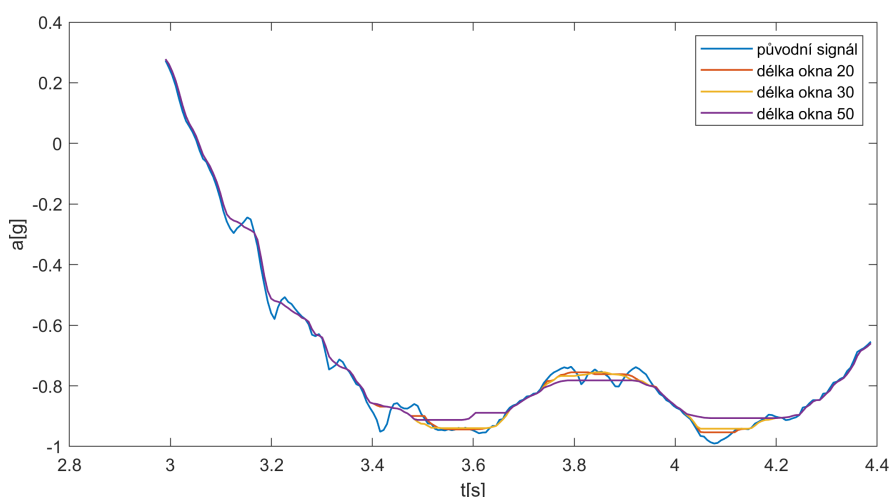
kde $\pm A_{1g}$ je zrychlení naměřené při natočení senzoru, které odpovídá $\pm 1 g$.

6 Návrh algoritmu

V následujících kapitolách je popsán postup návrhu algoritmu pro zpracování naměřených dat. Veškeré výpočty i zpracování probíhaly v programovacím prostředí Matlab verze 2020b.

6.1 Předzpracování dat

Před provedením hlavních výpočtů je vhodné aplikovat metody předzpracování dat. Prvním krokem je vyhlazení signálu. To může být provedeno průměrujícím (lineárním) nebo mediánovým (nelineárním) filtrem. Hlavním parametrem je v obou případech délka okna. Okno by nemělo být příliš dlouhé, aby nedošlo ke zkreslení signálu. Délka okna byla nakonec zvolena na hodnotu desetiny vzorkovací frekvence, která se ukázala jako dobrý kompromis mezi vyhlazením odlehlých hodnot a zkreslením signálu. Dalším důvodem zvolení této hodnoty byl fakt, že každý měřicí přístroj měl jinou vzorkovací frekvenci.



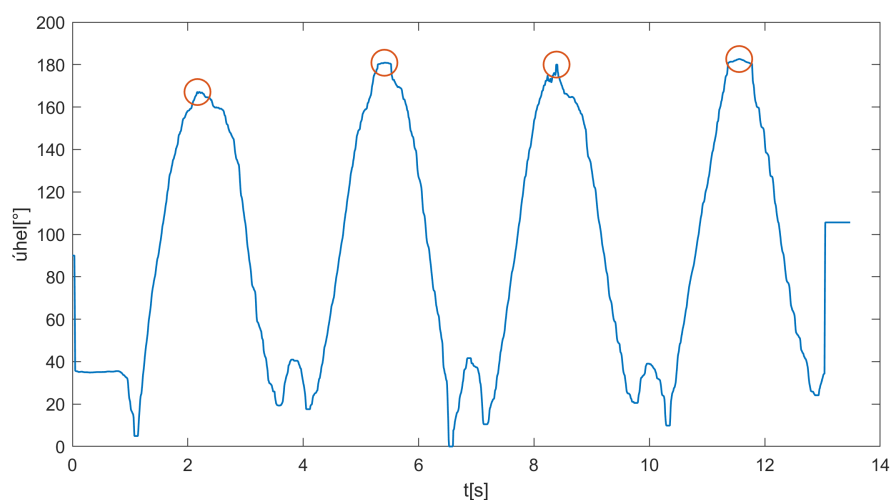
Obr. 6.1: Filtrace signálu pomocí mediánového filtru s různými délkami okna, menší časový segment pro lepší znázornění

Dalším možným krokem je vymazání nízkofrekvenční složky signálu, která působí jako šum. Toho lze dosáhnout pomocí horní propusti. Její mezní frekvenci nastavujeme podle kmitočtového rozsahu daného pohybu. Vzhledem k použití sofistikovaných senzorů tento krok nebyl potřeba. [18]

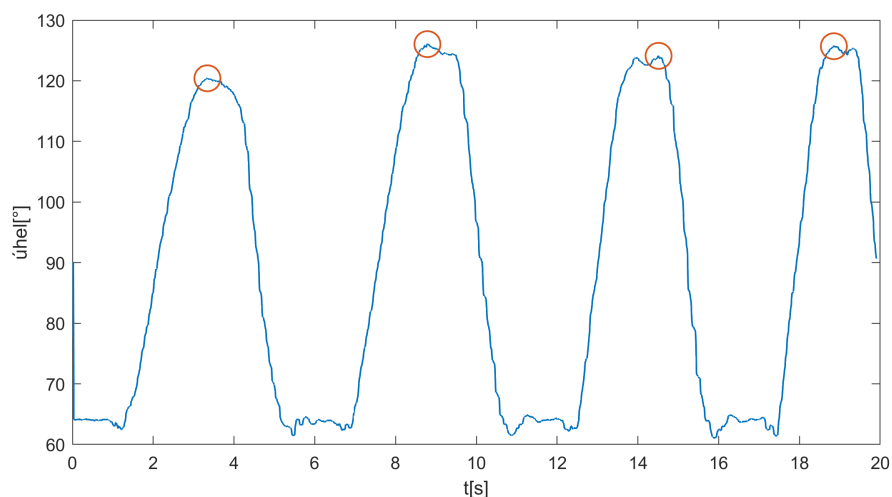
6.2 Výsledky měření

6.2.1 Měření pohybu HK pomocí jednoho senzoru

Základním výstupním algoritmem je převod hodnot zrychlení v jednotkách $[g]$ na jednotky úhlu $[^\circ]$. Jako první byl na tento převod použit postup měření náklonu v prostoru. Pro výpočet postačí hodnoty z akcelerometru umístěného na vnější straně paže na jeho ose y (vertikální osa). Rozsah je zde zhruba v rozsahu $\pm 1 g$. U použitých senzorů hodnota $-1 g$ znamená, že je senzor ve výchozí pozici a působí na něj základní tíhové zrychlení $1 g$. Pokud senzor rotuje podle osy y dostane se až do bodu, kdy je převrácený o 180° působí na něj totožné zrychlení, pouze s opačným znaménkem. Tyto jednotlivé hodnoty zrychlení se pak přepočítávají pomocí výše zmíněné rovnice 3.2.



Obr. 6.2: Vykreslení výpočtu úhlu při VF v rozsahu pohybu $0-180^\circ$, maxima znázorněna funkcí findpeaks

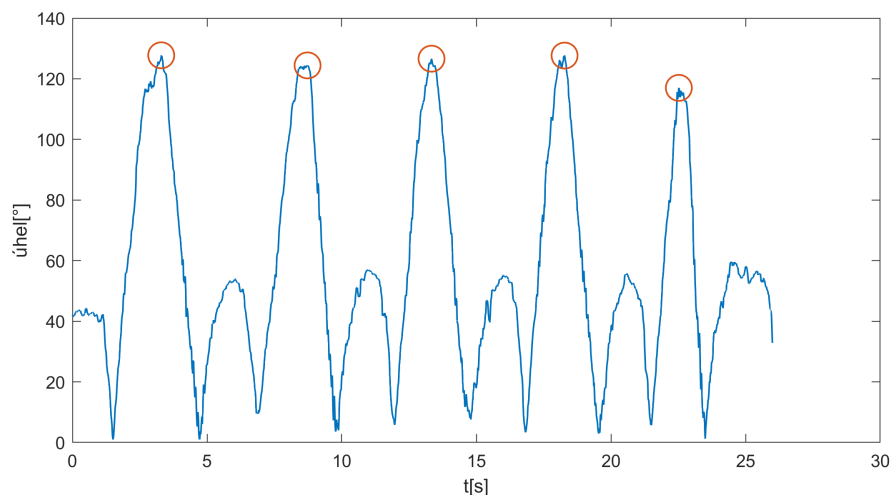


Obr. 6.3: Vykreslení výpočtu úhlu při abdukcii v rozsahu pohybu 0-180°, maxima znázorněna funkcí findpeaks

Při rozboru těchto grafů je možné si všimnout, že u cviku VF pacient dosáhl normálního rozsahu pohybu. Lze tedy usoudit, že se jedná o zdravou končetinu. V druhém případě při pohybu ABD u druhého pacienta je však maximální rozsah pohybu v maximálním rozsahu do 120-125°. V tomto případě se tedy jedná o pohyb končetiny u pacienta s přítomností určité dysfunkce.

6.2.2 Měření pohybu HK pomocí dvou senzorů

Při umístění senzorů dle obrázku 3.3 nastává několik problémů. Senzor umístěný na horní straně ramene by se při této konfiguraci měl využít jako vztažný bod pro druhý akcelerometr umístěný na paži. Tento senzor však není nikdy umístěn v ideální poloze. Tu je možné si představit, jako kdyby byl akcelerometr položen na rovném stole. V tomto momentě by bylo zrychlení v osách X a Y nulové, a na osu Z by působilo zrychlení $-1 g$. Pokud bychom tyto hodnoty dosadili do vzorce 3.6 společně s hodnotami získanými druhým senzorem umístěným na paži, došli bychom k velmi podobným výsledkům jako v případě měření pouze s jedním senzorem.

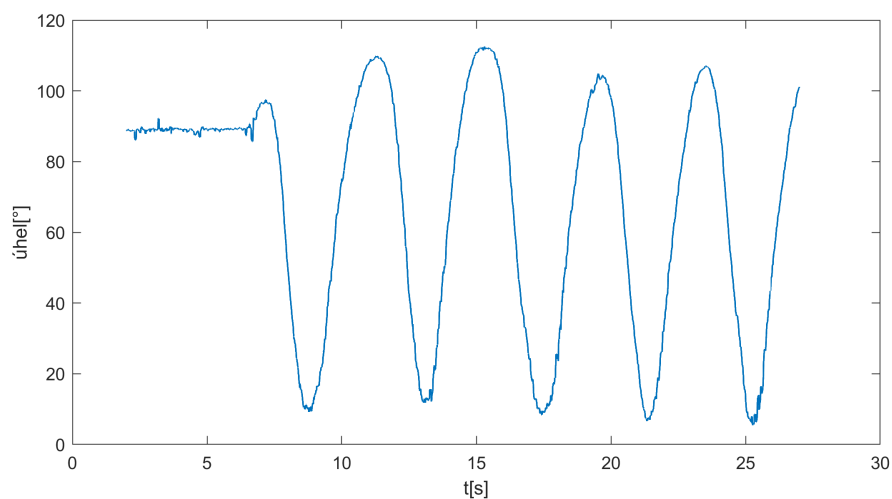


Obr. 6.4: Vykreslení výpočtu úhlu pomocí 2 senzorů při pohybu VF

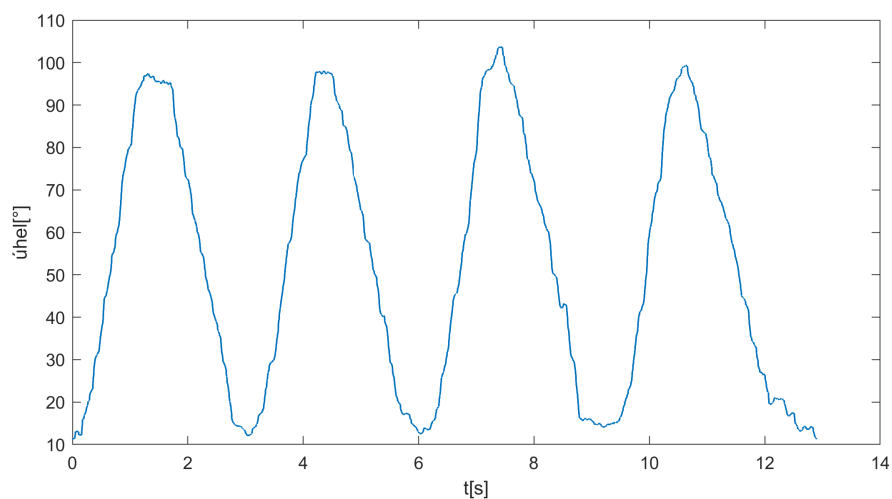
Při komplexním pohybu pletence HK však senzor umístěný na horní straně ramene koná různé menší pohyby viditelné jako oscilace v osách X a Y. Výsledkem tedy není, jako u předchozího algoritmu, úhel natočení horního pletence vůči ose gravitačního zrychlení. Jedná se tedy o rozdílné údaje, které však můžeme využít jako další diagnostické údaje. Z obrázku 6.4 lze vyčíst, že vzájemný úhel mezi senzory se pohyboval v rozmezí 120-130°. Reálný úhel VF se však u této měřené osoby pohyboval v rozmezí 140-145°.

6.2.3 Měření pohybu kolene pomocí dvou senzorů

Určovat pohyb kolene můžeme ve 2 variantách. Tou první je vyšetření ve stoje. Vyšetřovaná noha je tedy v téměř maximální extenzi a pacient provádí flexi v definovaném či maximálním rozsahu. Druhým případem může být vyšetření v sedě. V tomto případě je koleno na začátku měření v 90° flexi a vyšetřovaná osoba se snaží provést maximální extenzi, tedy propnutí kolene.



Obr. 6.5: Vykreslení výpočtu úhlu pohybu kolene při výchozím postavení 90° flexe



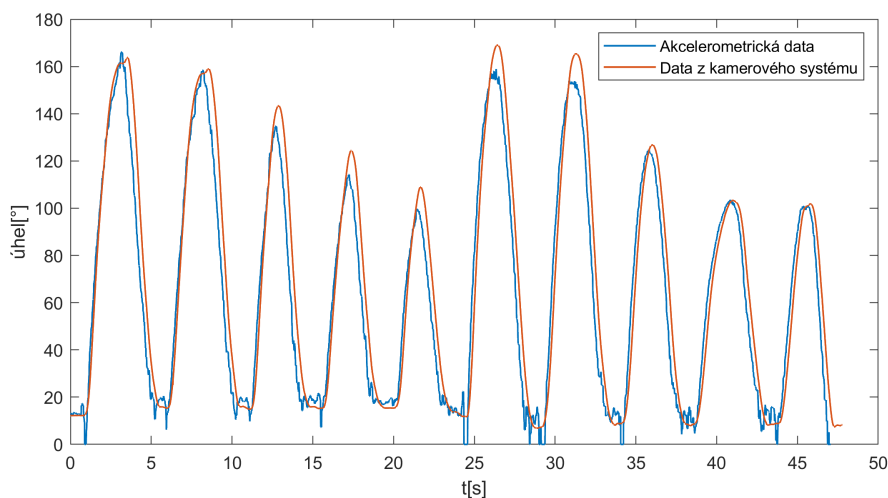
Obr. 6.6: Vykreslení výpočtu úhlu pohybu kolene při výchozím postavení extenze

Na obrázku 6.5 je vykresleno měření pohybu kolene ve výchozí poloze sezení. Na dalším obrázku 6.6 je pak vykreslení pohybu kolene při výchozí poloze měřené osoby ve stoje.

6.2.4 Výsledky měření pomocí akcelerometrů a kamerového systému

Pro finální zhodnocení přesnosti měření optimalizovaného algoritmu bylo využito porovnání naměřených dat z kamerového systému Qualisys. Z důvodu zjištění velkých odchylek při měření pomocí 2 senzorů zároveň byla využita metoda výpočtu úhlu pouze s využitím jednoho akcelerometrického senzoru umístěného na paži. Po sjednocení časových os bylo možné výstupy těchto systémů vykreslit společně do jednoho grafu. Díky tomu bylo možné získat ucelené porovnání těchto dvou systémů měření. Při analýze dat byl stanoven předpoklad, že data z kamerového systému se využijí jako referenční.

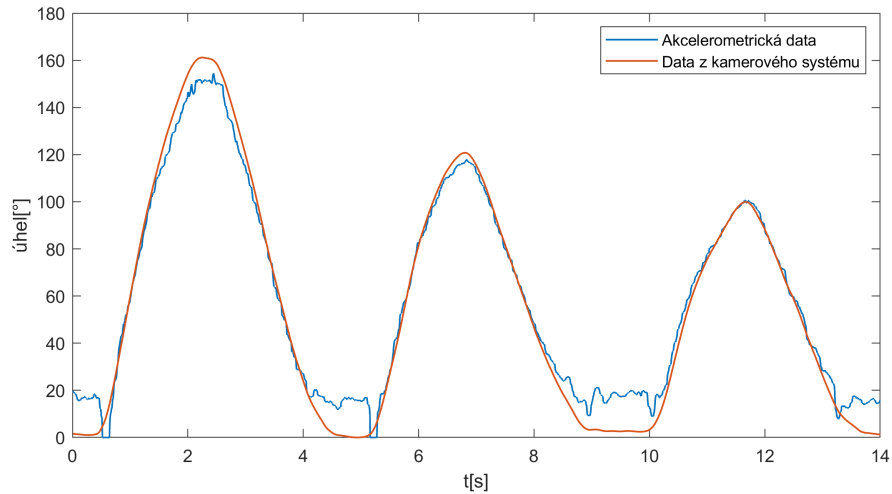
Tato vykreslená data je pak možné vidět na obrázku 6.7. Jedná se o 5 provedených cviků VF okamžitě následovaných 5 cviky ABD. Měřená osoba měla za úkol provést maximální rozsah pohybu a poté jej postupně snižovat. Z grafu je možné vyvodit několik zajímavých poznatků. U cviku VF se při prvním měření odchylka se zvyšující se hodnotou úhlu snižovala. U cviku ABD byl ale tento trend opačný. Jako nejpravděpodobnější příčina tohoto trendu se jevílo nepřesné umístění akcelerometrického senzoru. Proto se při dalších měřeních začalo dbát na co možná nejpřesnější umístění hlavního senzoru umístěného na paži.



Obr. 6.7: Vykreslení pohybu pomocí akcelerometrů a kamerového systému

Další kolo měření probíhalo za stejných podmínek jako to první. Při vyhodnocení naměřených dat byl tentokrát zjištěn stejný trend u obou prováděných cviků. V obou případech se přesnost měření zvyšovala společně s klesající hodnotou úhlu. Na obrázku 6.8 jsou 3 segmenty pohybu ABD se snižující se hodnotou úhlu. Na

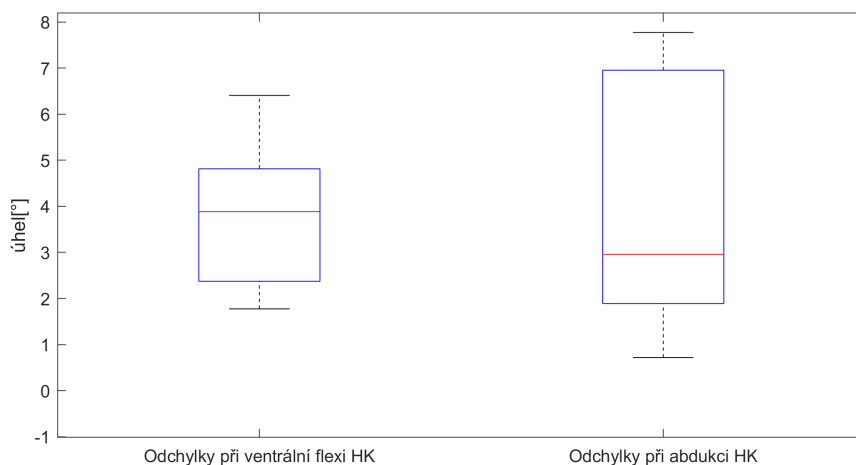
obrázku je také vidět rozdílné zachycení dolní hranice pohybu. To bylo nejspíše znovu způsobeno postavením senzoru, kdy bylo cílem co nejlépe zachytit maxima. Při maximálním připažení senzor nebyl ideálně srovnán s osou gravitačního zrychlení, proto minima vyšly ve vyšších hodnotách.



Obr. 6.8: Vykreslení pohybu pomocí akcelerometrů a kamerového systému, další měření, přibližné vykreslení

Jako nejlepší parametr pro porovnání dat naměřených pomocí akcelerometrů a kamerového systému se ukázala odchylka těchto měření. Ta byla stanovena jako odečet vrcholů (peaků), nalezených funkcí findpeaks. Při VF se odchylka pohybovala v rozmezí $1.7^\circ - 6.5^\circ$, s průměrem 3.78° . Při abdukci se dané rozmezí pohybovalo v hodnotách $0.7^\circ - 7.7^\circ$ s průměrnou odchylkou 4.08° . Odchylky jsou graficky znázorněny na obrázku 6.9 formou krabicového diagramu.

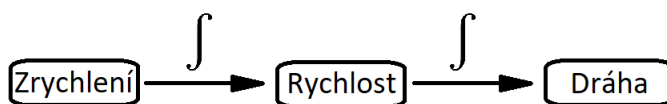
Tyto výsledky byly prodiskutovány s odborníkem v oboru rehabilitace. Maximální chyba při daném druhu měření by neměla přesáhnout hranici 5 %. V momentě přesáhnutí této hodnoty data ztrácí výpovědní hodnotu. Výše zmíněné odchylky až na výjimky stanovenou hranici nepřekračují. Je tedy možné dojít k závěru, že měření pomocí jednoho akcelerometrického snímače dosahuje dostatečné přesnosti.



Obr. 6.9: Krabicový graf zobrazující odchyly naměřených úhlů

6.3 Přepočet zrychlení na dráhu pohybu

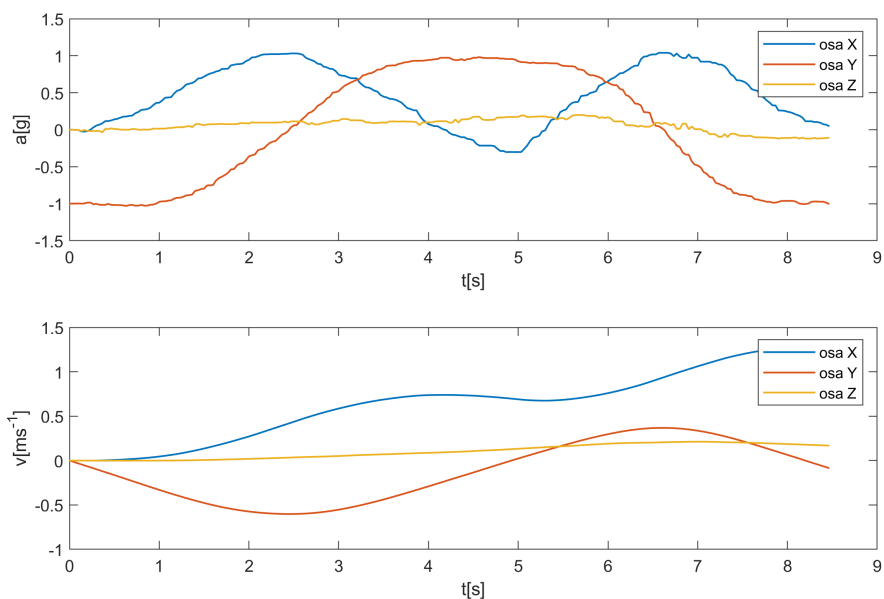
Dalším z výstupů algoritmu je přepočet zrychlení na rychlost a následně na dráhu pohybu. Jedná se o dvě integrace vektoru hodnot zrychlení podle času každé z 3 os, jak je znázorněno na obrázku 6.10. Akcelerometrická data byla v tomto případě získána měřením pomocí mobilního telefonu.



Obr. 6.10: Schéma přepočtu zrychlení na dráhu

6.3.1 Přepočet zrychlení na rychlost

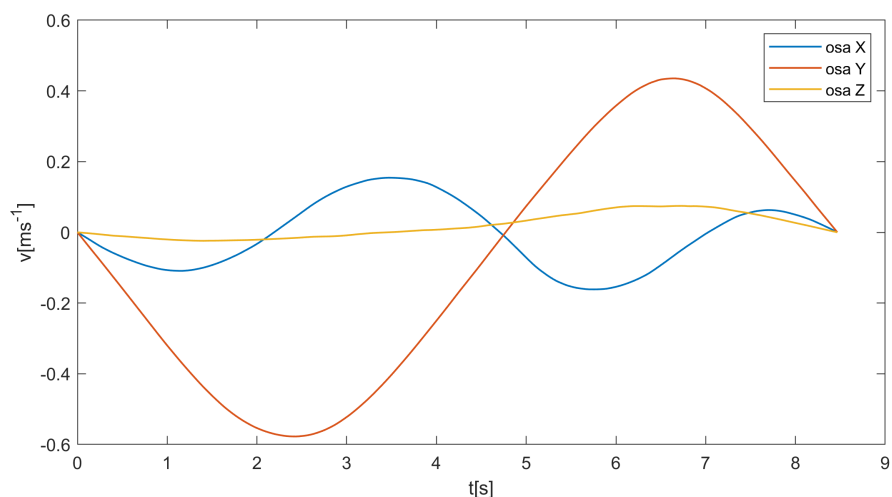
Pro lepší znázornění je jako první krok vybráno pouze jedno provedení cviku, v tomto případě VF. Poté se provede přepočet zrychlení na rychlost, tedy převod jednotek g na standardní jednotky $[m \cdot s^{-2}]$. Následně se provede výpočet vektoru rychlosti. Pro tento krok je možné využít funkci *cumtrapz*, kde jsou vstupními hodnotami vektor času a akcelerace.



Obr. 6.11: Vykreslení původního segmentu pohybu (nahore) a výpočtu rychlosti (dole)

V horní části obrázku 6.11 je pro kontrolu zobrazen původní segment měření pohybu VF. V jeho dolní části je pak přepočítaný vektor hodnot rychlosti.

Kvůli zkreslení, které akcelerometrický senzor do měření zanáší je ještě potřeba provést normalizaci dat. Nejjednodušším postupem je odečtení přímky vytvořené funkcí *linspace* od vektoru hodnot rychlosti.



Obr. 6.12: Vykreslení normalizovaných dat rychlosti pohybu

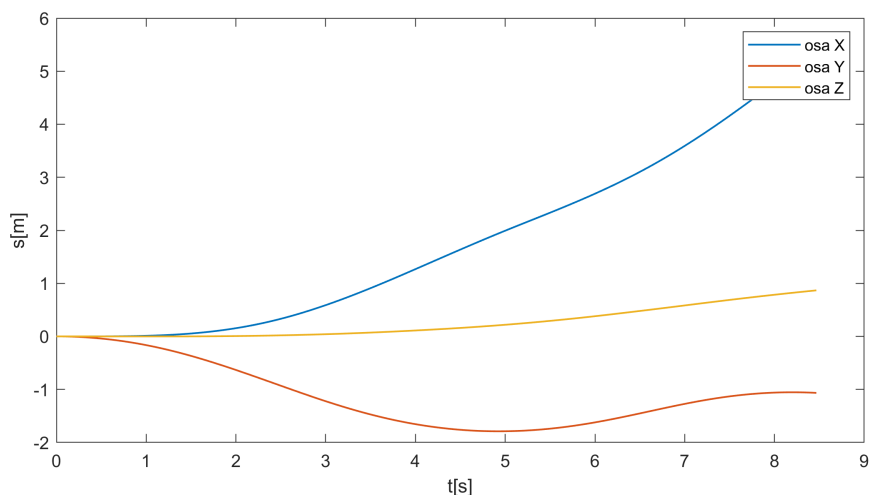
Při zobrazení normalizovaných dat je pak možná jejich interpretace. Na obrázku

6.12 je možné vidět, že rychlost pohybu jde i do záporných hodnot. Z fyzikálního hlediska však není možné, aby se objekt pohyboval zápornou rychlostí. V tom případě by se mělo jednat o jeho zpomalování. Není však ani možné, aby objekt zpomaloval bez předchozího zrychlení. V tomto případě tedy na data nahlížíme jako na informaci o směrové orientaci pohybu.

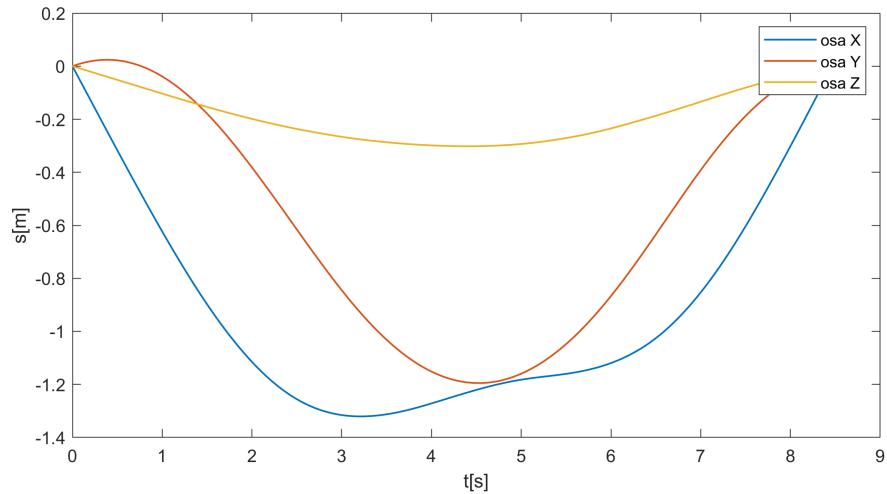
Ze záporné amplitudy osy Y na výše zmíněném obrázku je možné přibližně vyčíst rychlost pohybu -0.6 ms^{-1} . Poté se tento údaj může převést do absolutní hodnoty a na používanější jednotky rychlosti kmh^{-1} . Výsledná hodnota je pak rovna 2.16 kmh^{-1} . Tento výsledek je vhodné srovnat například s průměrnou rychlostí lidské chůze (5 kmh^{-1}). Z toho se dá vyvodit, že se jednalo o pomalé provedení cviku VF.

6.3.2 Přepočítání rychlosti na polohu

Posledním krokem je přepočítání vektoru hodnot rychlosti na polohový vektor. K tomu znovu využijeme funkci *cumtrapz*, kde jsou tentokrát vstupy vektor času a rychlosti. Stejně jako v předchozím případě je provedena normalizace dat.



Obr. 6.13: Vykreslení vypočítané dráhy a dále po normalizaci (dole)



Obr. 6.14: Vykreslení vypočítané dráhy po normalizaci

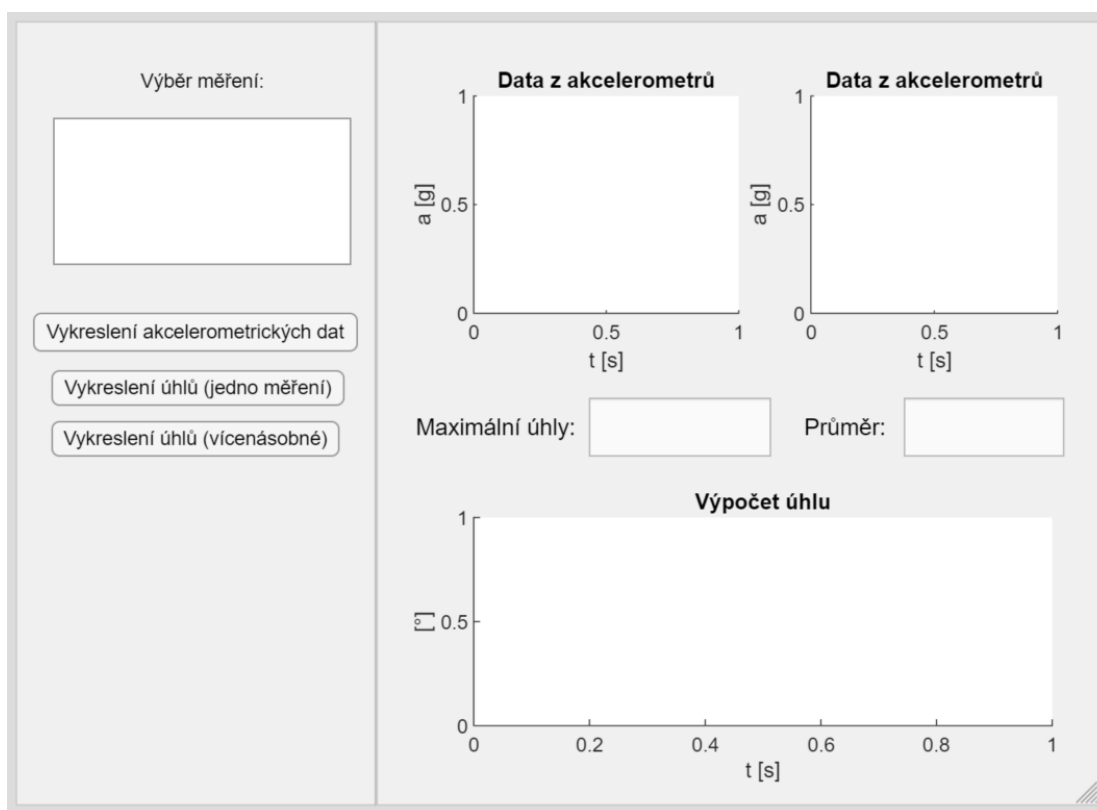
Záporné hodnoty na obrázku 6.14 znovu nelze považovat za chybu. Jedná se opět o formu směrového vyjádření pohybu. Při interpretaci dat je možné znovu využít vektor dat na ose Y. Hodnota maximální amplitudy v absolutní hodnotě je rovna 1.2 m . Senzor se tedy pohyboval do vzdálenosti 1.2 m a pak zpět do výchozí polohy. V daném případě měřená osoba držela senzor ve své ruce ve vzdálenosti 0.6 m od centra rotace, tedy ramene. Výsledná hodnota tedy odpovídá průměru půlkruhu, který byl vykonán během pohybu VF.

7 Aplikace pro zobrazení dat

Pro zobrazování naměřených a vypočítaných dat byla vytvořena aplikace. Pro její tvorbu bylo využito interaktivního vývojového prostředí Matlab app designer. Pro aplikaci byly stanoveny následující cíle:

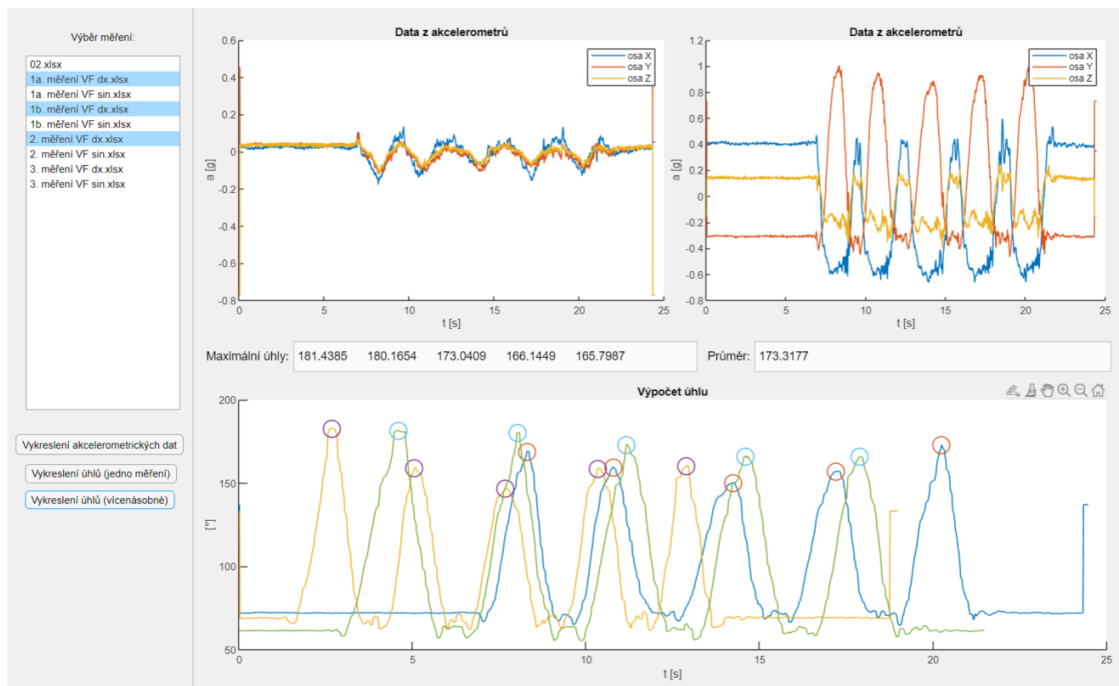
- zobrazení akcelerometrických dat pro kontrolu vstupních parametrů,
- výpočet rozsahů pohybu v jednotkách úhlů pro zjištění rozsahu pohybů a vykreslení do hlavního grafu,
- vypsaní maximálních hodnot úhlů nalezených funkcí findpeaks,
- zobrazení více vypočítaných hodnot rozsahů pohybů do hlavního grafu, pro porovnání většího počtu měření najednou.

Aplikace by tedy měla poskytnout základní informace o aktuálních a předešlých vyšetřeních. Ze zobrazených dat se dá usuzovat, zda je použitý postup rehabilitace či medikace pacienta dostatečně účinný.



Obr. 7.1: Základní rozvržení aplikace v prostředí Matlab app designer

Při spuštění aplikace uživatel zvolí adresář, ve kterém se nacházejí jednotlivá data. Aplikace podporuje především tabulkový formát vstupních dat, ale mohla by být rozšířena i o další formáty. Po načtení souborů poté uživatel zvolí záznamy, které si chce zobrazit a může si je vykreslit.



Obr. 7.2: Spuštěná aplikace při volbě vícenásobného zarovnání

Při tvorbě aplikace bylo dbáno především na splnění stanovených cílů. Do rozhraní by mohly být v budoucnu implementovány i další funkce a výpočty popisované v této práci. Jednalo by se tedy o rozhraní podporující kromě zobrazení dat i jejich různorodý rozbor.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo seznámit se s problematikou měření rozsahu pohybu pomocí akcelerometrických dat. V úvodní části této práce jsou shrnuty základní poznatky kineziologie velkých lidských kloubů. Další část práce se zabývá samotnými akcelerometrickými snímači. Zde jsou rozebrány základní fyzikální principy, typy těchto senzorů, ale také možnostmi přepočtu výstupních dat. Následující část obsahuje popis technických parametrů přístrojů, které byly využity v rámci této práce. Následuje popis postupu měření za pomoci jednotlivých senzorů.

Nejdůležitější částí práce je kapitola o návrhu algoritmu. Zde je popsán princip určování rozsahů pohybů měřených kloubů a končetin. Ten obsahuje výsledky jednotlivých postupů měření ať už s využitím jednoho, či více snímačů. V této kapitole je i porovnání přesnosti jednoho z algoritmů s měřením pohybu pomocí kamerového systému. Z výsledků porovnání těchto dvou metod byla zjištěna přesnost měření pomocí akcelerometrických senzorů. Tyto zjištění byly navíc konzultovány s odborníkem v oboru rehabilitace pro jejich lepší interpretaci.

Navazuje část zabývající dalšími možnostmi zpracování výstupních dat zrychlení. Těmi je určení rychlosti a vzdálenosti pohybu. V poslední kapitole je návrh vlastní aplikace pro zobrazení a základní rozbor naměřených dat.

Tato práce by mohla přispět k vyšší míře využití akcelerometrických senzorů v lékařském prostředí. Vytvořená aplikace pro základní zobrazení a rozbor dat by mohla být do budoucna rozšířena o další funkce a možnosti zobrazení pro využití na lékařských pracovištích.

Dále by tyto snímače, které jsou v dnešní době součástí většiny mobilních zařízení, mohly najít své uplatnění v oboru telemedicíny formou mobilní aplikace. Ta by mohla pacienty motivovat ke cvičení a zároveň odesílat zpětnou vazbu lékařům.

Literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-716-9970-5.
- [2] PŘISPĚVATELÉ WIKISKRIPT. *Kosti horní končetiny*. [online] 9. 10. 2019, 13:47 UTC [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Kosti_horn%C3%AD_kon%C4%8Detiny
- [3] PŘISPĚVATELÉ WIKISKRIPT. *Biomechanika kolenního kloubu*. [online] 23. 10. 2019, 15:19 UTC [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Biomechanika_kolenn%C3%ADho_kloubu&oldid=432109
- [4] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. Brno: VUTIUM, 2000. Překlady vysokoškolských učebnic. ISBN 978-80-214-4123-1.
- [5] WIKIPEDIA CONTRIBUTORS. *Accelerometer*. [online] 11 December 2020 14:08 UTC [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Accelerometer&oldid=993605660>
- [6] WONG, Wai Yin, Man Sang WONG a Kam Ho LO. *Clinical Applications of Sensors for Human Posture and Movement Analysis* [online]. 2007, 31(1), 62-75 [cit. 2021-5-20]. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1080/03093640600983949
- [7] HANLY, Steve. *Accelerometers: Taking the Guesswork out of Accelerometer Selection*. EnDAQ blog [online]. 2016 [cit. 2021-5-20]. Dostupné z: <https://blog.endaq.com/accelerometer-selection>
- [8] *Měření kinematiky a dynamiky pohybu končetin pomocí akcelerometru*. [online] 2013 [cit. 2021-01-05]. Experimentální úloha. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Dostupné z: http://esf.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/KA03_4_Mereni_kinematiky_a_dynamiky_pohybu_koncetin_pomoci_akcelerometru_komplet.pdf.
- [9] NWAIZU, Harriet, Reza SAATCHI a Derek BURKE. *Accelerometer based human joints' range of movement measurement*. 2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP). IEEE, 2016, 2016, , 1-6. ISBN 978-1-5090-2526-8. Dostupné z: doi:10.1109/CSNDSP.2016.7573970

- [10] *TOGNETTI, Alessandro, Federico LORUSSI, Nicola CARBONARO a Danilo DE ROSSI. Wearable Goniometer and Accelerometer Sensory Fusion for Knee Joint Angle Measurement in Daily Life.* Sensors. IEEE, 2015, 2016, 15(11), 28435-28455. ISBN 978-1-5090-2526-8. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s151128435
- [11] *SEEL, Thomas, Jörg RAISCH a Thomas SCHAUER. IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis.* Sensors. 2014, 14(4), 6891-6909. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s140406891
- [12] *PEDLEY, M. Tilt sensing using a three-axis accelerometer.* Freescale semiconductor application note, 2013, (AN3461). Dostupné z: <https://www.nxp.com/files-static/sensors/doc/app-note/AN3461.pdf>
- [13] *KURATA, S., M. MAKIKAWA, H. KOBAYASHI, A. TAKAHASHI a R. TOKUE. Joint motion monitoring by accelerometers set at both near sides around the joint.* Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286). IEEE, 1998, , 1936-1939. ISBN 0-7803-5164-9. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.1998.746978
- [14] *Trigno TM Research+ - Delsys* [online]. [cit. 2021-04-21]. Dostupné z: <https://delsys.com/trigno/research/#trigno-avanti-sensor>
- [15] *Accelerometer (ACC) Sensor User Manual* [online]. PLUX – Wireless Biosignals, S.A, 2019 [cit. 2021-04-23]. Dostupné z: [https://biosignalsplux.com/downloads/docs/manuals/Accelerometer_\(ACC\)_User_Manual.pdf](https://biosignalsplux.com/downloads/docs/manuals/Accelerometer_(ACC)_User_Manual.pdf)
- [16] *WIKIPEDIA CONTRIBUTORS. Telehealth.* [online] 19 May 2021 11:03 UTC [cit. 2021-05-15]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Telehealth&oldid=1023970822>
- [17] *FAN, Allen. How to Improve Inclination-Measurement Accuracy Using An Accelerometer.* FierceElectronics [online]. 2018 [cit. 2021-5-15]. Dostupné z: <https://www.fierceelectronics.com/components/how-to-improve-inclination-measurement-accuracy-using-accelerometer>
- [18] *JAN, Jiří. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů.* 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.

Seznam symbolů, veličin a zkratek

ABD	Abdukce
HK	Horní končetina
IMU	Inerciální měřicí jednotka – Inertial measurement unit
MEMS	Mikroelektromechanické systémy – Microelectromechanical systems
VF	Ventrální flexe