



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

ANALÝZA POHYBU HORNÍ KONČETINY

UPPER LIMB MOVEMENT ANALYSIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Štěpán Toláš

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

BRNO 2024

Diplomová práce

magisterský navazující studijní program **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Štěpán Toláš

ID: 211673

Ročník: 2

Akademický rok: 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Analýza pohybu horní končetiny

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami hodnocení pohybu horních končetin a technologickými možnostmi v této oblasti. Uveďte přehled použitelných přístrojů. 2) Sestavte protokol měření ve spolupráci s expertem a proveďte pilotní měření. Připravte aplikaci pro jednoduchou kontrolu naměřených dat. 3) Navrhněte metodiku pro objektivní hodnocení terapeutických pokroků měřených subjektů. 4) Získané znalosti využijte při tvorbě aplikace určené pro objektivní hodnocení terapie na pracovišti spolupracujícího experta. 5) Vhodným způsobem výsledky prezentujte a vyhodnoťte.

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: 5.2.2024

Termín odevzdání: 9.8.2024

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

prof. Ing. Valentine Provazník, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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 diplomová práce zkoumá použití inerciálních měřicích jednotek (IMU) pro analýzu pohybů horních končetin se zaměřením na jejich využití v rehabilitaci. Pomocí akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů poskytují IMU komplexní údaje o orientaci a dynamice končetin. Byla provedena pilotní studie s cílem vhodně zpracovat dostupná data, vyvinout protokol měření a aplikaci pro vizualizaci údajů o pohybu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Analýza pohybu horní končetiny, IMU, akcelerometr, gyroskop, magnetometr, metodika hodnocení, aplikace

ABSTRACT

This master's thesis investigates the use of inertial measurement units (IMUs) for the analysis of upper limb movements with a focus on their use in rehabilitation. Using accelerometers, gyroscopes and magnetometers, IMUs provide comprehensive data on limb orientation and dynamics. A pilot study was conducted to appropriately process the available data, develop a measurement protocol and an application to visualize the movement data.

KEYWORDS

Upper joint movement analysis, IMU, accelerometer, gyroscope, magnetometer, evaluation methodology, application

TOLÁŠ, Štěpán. *Analýza pohybu horní končetiny*. Diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2024. Vedoucí práce: doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora: Bc. Štěpán Toláš
VUT ID autora: 211673
Typ práce: Diplomová práce
Akademický rok: 2023/24
Téma závěrečné práce: Analýza pohybu horní končetiny

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné 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*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucí diplomové práce paní doc. Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Rád bych také poděkoval rehabilitačnímu oddělení v Olomouci za poskytnutí odborných dat pro tuto práci.

Obsah

Úvod	12
1 Metody měření pohybu horní končetiny	13
1.1 Goniometrie	13
1.2 Inklinometrie	14
1.3 Elektromagnetické sledování v lékařských aplikacích	15
1.4 Optoelektronické snímání	17
1.5 Inerciální měřicí jednotka	19
1.6 Akcelerometr	20
1.7 Gyroskop	21
1.8 Magnetometr	23
1.9 Porovnání jednotlivých metod	25
2 Protokol měření a pilotní měření	27
3 Určení orientace a rotace ve 3D prostoru	30
4 Metodika hodnocení	38
4.1 Délka trvání jednotlivých opakování pohybu	38
4.2 Rozsah pohybu	43
4.3 Rychlost pohybu	45
4.4 Pohybové zrychlení	47
4.5 Symetrie pohybu	48
5 Aplikace pro zobrazení dat pacientů	50
5.1 Metodologie vývoje aplikace	50
5.2 Návrh databáze	53
5.3 Návrh řešení	56
6 Výsledky a hodnocení	59
6.1 Programové řešení	59
6.2 Metodika hodnocení	67
Závěr	70
Literatura	72
Seznam symbolů a zkratk	79

Seznam obrázků

1.1	Měření rozsahu pohybu horní končetiny pomocí goniometru	14
1.2	Ukázka vykreslení pohybu ventrální flexe pomocí softwaru pro zpracování dat z kamerového systému	18
1.3	Schéma inerciální měřicí jednotky	20
1.4	Využití akcelerometru pro měření náklonu objektu	21
1.5	Znázornění jednotlivých os gyroskopu	21
1.6	Model mechanického gyroskopu	22
2.1	Přibližné rozmístění senzorů při prováděném měření	27
4.1	Vývojový diagram manuálního označování dat	39
5.1	Přihlašovací obrazovka aplikace	56
5.2	Hlavní okno aplikace	57
6.1	Vývojový diagram přípravné části algoritmu	59
6.2	Zobrazení nezpracovaných dat z IMU senzoru	60
6.3	Rozdíl mezi filtrací dat Butterworthovým filtrem při mezních frekvencích 5 Hz a 10 Hz	62
6.4	Porovnání výstupů z fúzních filtrů pro precesní úhel (Roll)	63
6.5	Porovnání výstupů z fúzních filtrů pro nutační úhel (Pitch)	63
6.6	Porovnání výstupů z fúzních filtrů pro rotační úhel (Yaw)	63
6.7	Postup z výpočtu Eulerových úhlů k zobrazení orientace ve 3D prostoru	64
6.8	Zobrazení dráhy pohybu v 3D prostoru	65
6.9	Hlavní část algoritmu detekce začátků a konců opakování	66
6.10	Detekce počátečních a koncových bodů pohybu	67

Seznam tabulek

1.1	Porovnání jednotlivých metod (Goniometrie, Inklinometrie, Elektromagnetické sledování):	25
1.2	Porovnání jednotlivých metod (Optoelektronické snímání, IMU):	25
2.1	Hlavní cviky prováděné při vyšetření hybnosti HK	27
2.2	Přehled měřených parametrů pomocí senzorů Delsys	28
3.1	Porovnání jednotlivých fúzních algoritmů:	37
5.1	Srovnání hlavních Python GUI knihoven	52
6.1	Metriky pro různé mezní frekvence (řád filtru = 2.)	61
6.2	Metriky pro různé řády filtrů (mezní frekvence = 10 Hz)	62
6.3	Aritmetické průměry délek opakování v sekundách	67
6.4	Směrodatné odchylky délek opakování	68
6.5	Varianční koeficienty v procentech pro délky opakování	68
6.6	Indexy symetrie pro VF a ABD odvozené z průměrných délek trvání opakování	69

Seznam výpisů

5.1	Příklad jednoduché aplikace PyQt	53
5.2	Příklad vytvoření tabulky v databázi SQLite v jazyce Python	55
5.3	Současná struktura databáze pacientů propojené s aplikací	57

Úvod

Analýza pohybu horních končetin si v posledních letech získala značnou pozornost díky pokroku v technologii senzorů, zejména díky použití inerciálních měřicích jednotek (IMU). Tyto zařízení, schopná zachycovat akcelerometrická, gyroskopická a magnetometrická data, poskytují komplexní a přesnou metodu pro zachycení kinematiky pohybů horní končetiny. Tato magisterská práce zkoumá účinnost IMU při sledování pohybu horní končetiny a jejich využití v rehabilitačních protokolech k objektivnímu vyhodnocení terapeutického pokroku.

Složitost ramenního kloubu s jeho rozsáhlým rozsahem pohybu představuje jedinečnou výzvu pro přesnou analýzu pohybu. Tradiční metody, jako je goniometrie nebo optoelektronické systémy, mají omezení z hlediska mobility, nákladů či použitelnosti. IMU nabízejí přenosnou a dostupnou alternativu, která je schopna poskytovat podrobné údaje v reálném čase v různých prostředích, od klinického prostředí až po domácí terapie. První kapitola se zabývá rozбором různorodých metod měření a analýzy pohybu horních končetin. V její druhé části pak následuje podrobný rozbor gyroskopických a magnetometrických senzorů, které jsou stěžejními součástmi měřicích přístrojů.

Druhá kapitola se krátce zabývá standardizovaným protokolem měření, který zajišťuje konzistentní podmínky při sběru dat. Tento protokol je navržen ve spolupráci s klinickými odborníky tak, aby efektivně zachycoval podrobné údaje o pohybu.

Následná třetí kapitola se zabývá určením orientace a rotace v 3D prostoru. Zde jsou uvedeny metody popisu orientace jako jsou například Eulerovy úhly, či kvaterniony. Následuje část věnovaná algoritmům fúze senzorů. Ty jsou stěžejním prvkem v procesu převodu akcelerometrických, gyroskopických a magnetometrických výstupů na data orientace v prostoru.

Čtvrtá kapitola pojednává o návrhu metodiky hodnocení patientských dat. Řeší se v ní údaje jako délka trvání pohybu, měření jeho rozsahu i další velmi užitečné metriky. Pro jednotlivé zkoumané parametry jsou navrženy metody jejich získání z IMU dat.

Pátá kapitola je věnována návrhu aplikace, která usnadňuje vizualizaci a interpretaci pohybových dat. Cílem této aplikace je pomoci terapeutům a pacientům pochopit průběh a účinnost rehabilitační terapie.

Závěrečná kapitola se nejprve zabývá samotným algoritmem zpracování dat. V této části jsou probrány body filtrace, aplikace fúzních filtrů až ke krokům potřebným k vytvoření 3D trajektorie pohybu. Druhá část závěrečné kapitoly představuje výsledky pilotní studie provedené s využitím vyvinutého protokolu a metodiky měření. Obsahuje analýzu shromážděných údajů, která zdůrazňuje zlepšení v oblasti motorické kontroly, koordinace a efektivity pohybu.

1 Metody měření pohybu horní končetiny

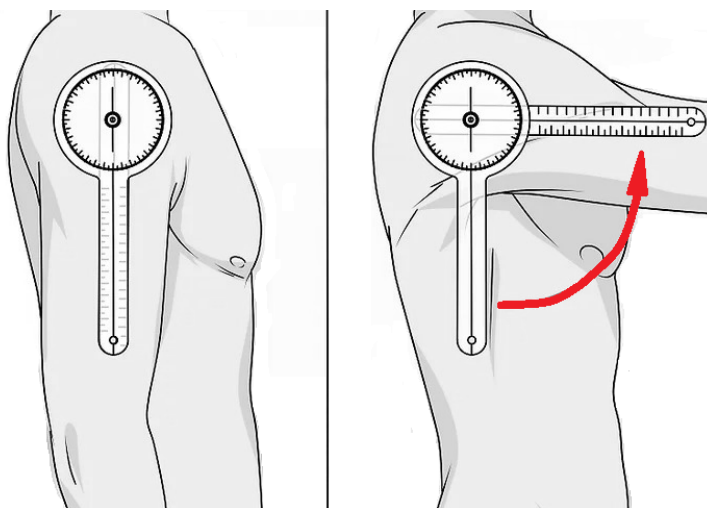
Existuje mnoho důvodů, proč měřit pohyb horní končetiny a speciálně pohyblivost ramenního kloubu. Jedním z nich může být diagnostika a sledování stavu ramene při zraněních či onemocněních jako je natržení rotátorové manžety nebo syndrom zmrzlého ramene. V tomto případě je na místě provádění měření v určených časových rozestupech a sledování, zda je použitá léčba nebo rehabilitace účinná pro zlepšení stavu jedince. Pokud se zranění v průběhu měření nezlepšuje, může lékař či ošetřující specialista podle naměřených parametrů upravit léčbu. Obdobný postup je vhodný při vyhodnocování účinnosti zákroků jako je operace nebo fyzikální terapie. V tomto případě je vhodné provést měření před a po zákroku. [1]

Dále lze měření pohybu horní končetiny použít při navrhování a hodnocení asistenčních zařízení a protéz. U tohoto druhu zařízení je vhodné jejich přizpůsobení specifickým potřebám a schopnostem uživatele. Dalším důvodem je tedy sledování a hodnocení výkonnosti a účinnosti těchto zařízení. [2]

1.1 Goniometrie

Goniometrie je metoda měření rozsahu pohybu kloubů horních končetin pomocí goniometru. Tento přístroj se skládá ze dvou ramen, která jsou připevněna k měřenému kloubu. Ramena jsou označena stupni nebo jinými měrnými jednotkami a úhel mezi rameny se odečítá z goniometru jako míra rozsahu pohybu kloubu. [3] Postup při měření pomocí goniometru zahrnuje tři základní kroky: vyrovnání, polohování a měření. Na začátku se opěrný bod goniometru umístí přímo na osu kloubu, tedy bodu otáčení kloubu. Ramena goniometru se poté vyrovnají s podélnými osami proximálního a distálního segmentu těla přiléhajícím ke kloubu. Během pohybu končetiny měří goniometr úhly pohybu kloubu od maximální možné flexe až po maximální možnou extenzi. Tato měření se odečítají přímo ze stupnice přístroje, což poskytuje okamžitou zpětnou vazbu.

Goniometrie je široce používanou metodou měření rozsahu pohybu horní končetiny, protože je relativně jednoduchá a levná. Pro zajištění přesnosti je však důležité zajistit, aby byl goniometr správně nastaven na měřený kloub a aby bylo měření prováděno důsledně a konzistentně. Spolehlivost této techniky totiž může být ovlivněna subjektivitou a variabilitou způsobenou zdatností vyšetřující osoby, což může vést ke rozdílným výsledkům při jednotlivých vyšetřeních. Kromě toho měří goniometrie pouze úhly rozsahu pohybu, aniž by poskytovala informace o kvalitě pohybu nebo svalové dynamice. Variantou je použití digitálních goniometrů, které řeší některé z těchto problémů. Tyto přístroje nabízejí digitální odečty, které minimalizují chyby při snímání a zjednodušují záznam dat pro další analýzu. [4] [5]



Obr. 1.1: Měření rozsahu pohybu horní končetiny pomocí goniometru

1.2 Inklinometrie

Inklinometrie je technika používaná k měření úhlů náklonu nebo sklonu v různých případech, včetně lékařských, kde se používá k posouzení rozsahu pohybu v kloubech, zejména u horních končetin. Měření je možné v jedné rovině (např. flexe/extenze nebo abdukce/addukce) nebo ve více rovinách (např. flexe/extenze, abdukce/addukce a vnitřní/vnější rotace). Při pohybu kloubu se mění sklon inklinometru a tato změna náklonu končetiny se měří a zaznamenává. Na základě změny sklonu naměřené inklinometrem se pak vypočítá rozsah pohybu kloubu. [6]

Inklinometr je zařízení, které často obsahuje akcelerometry nebo kapaliny závislé na gravitaci k měření úhlového posunu vzhledem ke gravitaci. V rámci inklinometrie založené na digitálních - akcelerometrických senzorech se velmi hodně využívají moderní snímače založené na technologii mikroelektromechanických systémů (MEMS), která umožňuje vyrábět kompaktní, lehké a velmi přesné snímače. Druhým přístupem zahrnuje použití kapalin závislých na gravitaci, které se často používají v tradičních inklinometrech. Tato zařízení obsahují uzavřenou komoru naplněnou tekutinou s bublinou, která se pohybuje v reakci na změny orientace vzhledem ke gravitaci. Poloha bubliny vůči kalibrované stupnici poskytuje přímý údaj o úhlu sklonu. Tato metoda je sice obecně méně přesná než systémy založené na akcelerometru, ale je jednoduchá a nevyžaduje elektronické součástky. Kapaliny používané v gravitačně závislých inklinometrech se obvykle skládají z kapaliny, která má menší hustotu než voda, ale je viskóznější. Mezi tyto kapaliny patří například ty na bázi alkoholu (ethanol, isopropanol), silikonové oleje nebo glycerin. Dané kapaliny by měly splňovat tyto vlastnosti:

- Nízký bod tuhnutí: To je důležité pro použití v chladnějším podnebí, kde by nízké teploty mohly způsobit tuhnutí některých kapalin.
- Nekorozivnost: Pro zajištění dlouhé životnosti přístroje a zabránění poškození jeho součástí.
- Nízká reaktivita: Aby byla zachována stabilita a spolehlivost odečtů, neměla by kapalina chemicky reagovat s materiály v nádobě ani se vzduchem.
- Optimální viskozita: Jednou se základních vlastností kapalin je viskozita, která vyjadřuje jejich vnitřní odpor vůči smykovému tření nebo deformaci při dané rychlosti. Vzniká v důsledku třecích sil mezi vrstvami kapaliny, které jsou v relativním pohybu. Kapalina by neměla být natolik viskózní, aby bránila pohybu bublin, ani natolik tekutá, aby nedokázala tlumit rychlé pohyby, čímž se zajistí hladké a přesné odečty. [7]

Inklinometrie se často používá ve spojení s dalšími metodami, jako je goniometrie nebo elektromyografie, aby bylo možné komplexněji posoudit pohyb HK. Tato metoda je ceněna zejména pro svou přesnost a opakovatelnost při klinických měřeních. Na rozdíl od goniometrie, která může být náchylná k lidské chybě při umisťování a odečítání, akcelerometrické inklinometry nabízejí digitální výstupy, které snižují možnost chyby a poskytují jasné a objektivní údaje. Navzdory svým výhodám není používání inklinometrie v klinické praxi bez problémů. Přesnost měření může být ovlivněna nesprávným umístěním zařízení nebo pohybem pacienta, který nesleduje striktně rovinu zaměřeného kloubu. Kromě toho inklinometry sice měří úhly s velkou přesností, ale neposkytují informace o kvalitě pohybu, jako je plynulost nebo rychlost, což může být při některých klinických hodnoceních důležité. [8]

1.3 Elektromagnetické sledování v lékařských aplikacích

Elektromagnetické sledování je technika používaná k měření pohybu objektů nebo částí těla v trojrozměrném prostoru. Elektromagnetická pole vznikají pohybem elektrických nábojů a lze je detekovat a měřit pomocí senzorů. [9]

Jádro elektromagnetického sledovacího systému se skládá z vysílače, který generuje magnetické pole a několika přijímačů (senzorů), které toto pole detekují. Vysílač vysílá elektromagnetické pole a senzory, které jsou dostatečně malé, aby mohly být umístěné na zkoumané části těla nebo v její blízkosti, tato pole detekují. Na základě této detekce se vypočítá poloha a orientace každého senzoru vzhledem k vysílači, což poskytuje prostorové údaje v reálném čase. [10]

Vysílač je umístěn v blízkosti zájmové oblasti, ale v takové vzdálenosti, aby nedocházelo k rušení provozního pole. Obvykle se tato součástka skládá z několika

cívek, z nichž každá může vysílat elektromagnetické signály o různých frekvencích. Tyto cívky jsou často uspořádány ortogonálně k sobě, aby vytvořily trojrozměrný prostor. Každý snímač pak obsahuje tři ortogonální cívky, které odpovídají cívkám ve vysílači. Před zahájením měření je třeba systém kalibrovat, aby byla zajištěna dostatečná přesnost. To zahrnuje definování prostorového vztahu mezi vysílačem a snímači v kontrolovaných podmínkách. Přesnost elektromagnetického sledování může být ohrožena přítomností kovových předmětů nebo jiných zdrojů elektromagnetických polí, které mohou magnetické pole zkreslit. K minimalizaci rušení a šumu a zlepšení spolehlivosti měřených údajů ze snímače se obvykle používají pokročilé filtrační techniky a stíněná kabeláž.

Elektromagnetické sledovací systémy jsou v zásadě založeny na principech elektromagnetické indukce, jak je popisuje Faradayův zákon. Tento zákon říká, že změna magnetického prostředí cívky s vodičem vyvolá v cívce napětí (elektromotorickou sílu). Základní vzorec je:

$$\mathcal{E} = -\frac{d\Phi_B}{dt} \quad (1.1)$$

kde \mathcal{E} je indukovaná elektromotorická síla (napětí), Φ_B je magnetický tok procházející cívkou a $\frac{d\Phi_B}{dt}$ je rychlost změny magnetického toku. Klíčovým prvkem pro výpočet magnetického pole generovaného proudy protékajícími cívkami vysílače je Biotův-Savartův zákon. Tento zákon pomáhá pochopit, jak se mění hustota magnetického toku v prostoru, což je nezbytné pro určení způsobu, jakým snímače zjišťují svou prostorovou orientaci a polohu. Zákon je dán následujícími vztahem:

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \int \frac{I d\vec{l} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \quad (1.2)$$

kde \vec{B} je vektor magnetického pole, μ_0 je magnetická permeabilita volného prostoru, I je proud procházející cívkou, $d\vec{l}$ je nekonečně malý prvek drátu a \vec{r} je polo-hový vektor z prvku $d\vec{l}$ k bodu, ve kterém se pole počítá. [11]

Elektromagnetické sledování se běžně používá v různých aplikacích, včetně virtuální reality, robotiky, lékařské rehabilitace a sportovního tréninku. [12] Tato technologie je zvláště výhodná v lékařských zařízeních pro vyhodnocování rozsahu pohybu a dalších dynamických aspektů pohybu končetin bez omezení přímé viditelnosti, což je běžné omezení optických systémů. Tyto systémy jsou však obvykle dražší a složitější než jiné systémy pro sledování pohybu, což omezuje jejich dostupnost a vyžaduje specializované školení pro obsluhu.

1.4 Optoelektronické snímání

Optoelektronické systémy sledování pohybu představují sofistikovanou integraci optiky a elektroniky, která umožňuje zachytit a analyzovat pohyb těla s vysokou přesností. Tyto systémy využívající pokročilé kamerové systémy a specializované markery se staly základními nástroji v různých lékařských oborech. [13]

Ústředním prvkem funkčnosti optoelektronických systémů sledování jsou kamery. Výběr jejich technologie přímo ovlivňuje přesnost, rozlišení a schopnost systému sledovat rychlé pohyby.

Typy kamer:

- CCD kamera (Charge-Coupled Device): CCD kamery, známé pro svůj vysoce kvalitní obraz a vynikající citlivost na světlo, se běžně používají v podmínkách, kde je prvořadá přesnost. Mají nízkou úroveň šumu, což je ideální pro snímání podrobných dat o pohybu. [14]
- CMOS kamera (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor): Tyto kamery jsou obecně cenově výhodnější a spotřebovávají méně energie než kamery CCD. Technologie CMOS nabízí konkurenceschopnou kvalitu obrazu a vyšší snímkovací frekvenci, což je výhodné pro dynamickou analýzu pohybu.

Mezi hlavní technické parametry sledovacích systémů patří rozlišení, snímkovací frekvence, zorné pole a hloubka ostrosti. Kamery s vyšším rozlišením poskytují detailnější obraz, který je nezbytný pro přesné zachycení polohy markerů. Typická rozlišení v lékařských aplikacích se pohybují od 720p výše. Snímkovací frekvence, která může dosahovat i hodnot kolem 1000 snímků za sekundu, je zásadní pro zachycení rychlých pohybů bez sledování. Zorné pole a hloubka ostrosti určují efektivní oblast záběru kamery a to, jak dobře dokáže zaostřit na markery v různých vzdálenostech. Dalším ústředním prvkem funkčnosti jsou markery, které jsou klíčové pro definování sledovaných bodů, přičemž jejich viditelnost pro kamery je rozhodující pro přesné snímání pohybu.

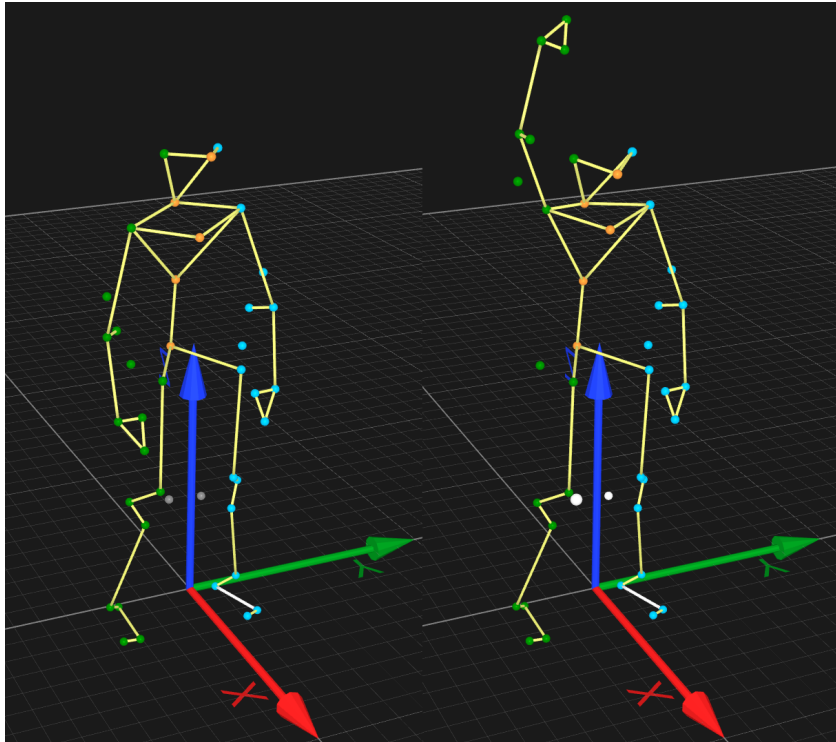
Typy markerů:

- Reflexní markery: Obvykle se jedná o kuličky potažené retroreflexním materiálem. Jsou lehké a lze je snadno připevnit na oděv nebo kůži, aniž by způsobovaly nepohodlí.
- Aktivní markery: Jsou vybaveny vlastními zdroji světla světla, obvykle LED diodami, které lze synchronizovat se záběry kamery a zvýšit tak přesnost detekce. [15]

Zásadní roli při zajištění toho, aby kamery mohly jasně a přesně detekovat značky, hraje osvětlení. Mnoho systémů používá infračervené světlo pro osvětlení reflexních markerů, které následně kamery detekují pomocí infračervených propustných filtrů. Toto nastavení minimalizuje rušivé vlivy okolního osvětlení, což je zá-

sadní pro zajištění konzistentního výkonu sledování.

Data zachycená kamerami jsou následně softwarově zpracovávána. To zahrnuje složité algoritmy se značnými výpočetními požadavky. Mezi ně patří triangulační algoritmy pro určení 3D polohy markerů z různých úhlů kamery a filtrační algoritmy pro vyhlazení dat a snížení šumu.



Obr. 1.2: Ukázka vykreslení pohybu ventrální flexe pomocí softwaru pro zpracování dat z kamerového systému

Na obrázku 1.2 můžeme vidět vykreslení pohybu ventrální flexe, který byl snímán kamerovým systémem. Jednotlivé body označují markery připevněné na tělo vyšetřované osoby. Z nich je pak možné pomocí specializovaného softwaru vykreslit velmi přesný model 3D pohybu.

Triangulace v optoelektronických systémech je založena především na geometrii perspektivní projekce z kamer na značky. Základní princip spočívá v určení 3D polohy bodu pomocí průtnutí přímek z nejméně dvou různých pohledů kamer. Matematickou reprezentaci lze zjednodušit na následující kroky: [16]

Každá kamera může být popsána modelem dírkové kamery, kde transformace z 3D bodu v prostoru \vec{P} do 2D bodu \vec{p} v obrazové rovině kamery je dána vztahem:

$$\vec{p} = \mathbf{K}[\mathbf{R}|\mathbf{t}]\vec{P} \quad (1.3)$$

kde \mathbf{K} je matice kamery (vlastní parametry včetně ohniskové vzdálenosti a optického středu), \mathbf{R} a \mathbf{t} jsou matice rotace a translace popisující orientaci a polohu kamery v prostoru (vnější parametry). Když více kamer snímá stejnou značku, každá kamera poskytuje paprsek, který by se měl protínat v poloze značky. Pokud snímají obrazy 2 kamery, lze jejich paprsky reprezentovat jako:

$$\vec{P} = \vec{C}_i + \lambda_i \vec{r}_i \quad (1.4)$$

kde \vec{C}_i je střed kamery (odvozený od \mathbf{t}) a λ_i je skalár, který škáluje směrový vektor \vec{r}_i ke značce. \vec{r}_i je jednotkový směrový vektor ze středu kamery ke značce po přímce pohledu, vypočtený jako:

$$\vec{r}_i = \mathbf{R}_i^{-1}(\vec{p}_i - \mathbf{K}_i^{-1} \vec{o}_i) \quad (1.5)$$

kde \vec{p}_i jsou normalizované obrazové souřadnice markeru a \vec{o}_i je optický střed. Pro nalezení nejlepšího odhadu \vec{P} , který minimalizuje chybu způsobenou neprotínajícími se přímkami (v reálných scénářích běžné v důsledku šumu a chyb kalibrace), se používá optimalizační přístup:

$$\hat{\vec{P}} = \arg \min_{\vec{P}} \sum_i \|\vec{p}_i - \text{proj}(\vec{P}, \mathbf{K}_i, \mathbf{R}_i, \mathbf{t}_i)\|^2 \quad (1.6)$$

kde proj je projekční funkce aplikující model kamery a $\|\cdot\|$ označuje euklidovskou normu na druhou, která představuje chybu reprojekce.

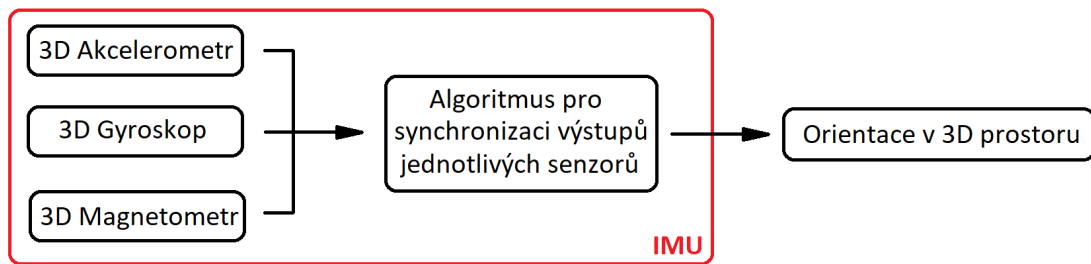
Před každým měřením je také velmi důležitá kalibrace. Tento proces vyrovnává kamery do společného souřadnicového systému a upravuje případné zkreslení objektivů nebo jiné optické anomálie. Kalibrační techniky mohou zahrnovat použití geometrických objektů nebo specializovaných kalibračních zařízení k přesnému zmapování polohy a orientace kamer.

Optoelektronické systémy sledování pohybu významně ovlivnily různé lékařské obory tím, že poskytují přesné údaje v reálném čase pro analýzu pohybu těla. Tyto systémy našly své uplatnění v oborech jako je rehabilitace, analýza chůze nebo sportovní medicína. Mimo jiné tyto systémy hrají významnou roli při vzdělávání a zapojení pacientů. Díky vizuálnímu znázornění pohybových vzorců pomáhají pacientům lépe pochopit proces léčby nebo rehabilitace, což vede k lepšímu dodržování léčebných protokolů a zvýšení celkové účinnosti léčby. [17]

1.5 Inerciální měřící jednotka

Inerciální měřící jednotka je přístroj, který pomocí kombinace akcelerometrů, gyroskopů a zpravidla i magnetometrů měří a zaznamenává specifickou sílu, úhlovou

rychlost a někdy i orientaci tělesa. IMU jsou užitečné pro širokou škálu aplikací, které využívají přesné a precizní měření lineárního a úhlového pohybu. Běžně se například používají v leteckém a vesmírném průmyslu k řízení orientace a pohybu letadel, kosmických lodí a satelitů. V automobilovém průmyslu se využívají v autonomních automobilech, kde pomáhají vozidlu v navigaci a vyhýbání se překážkám. V robotice se používají k usnadnění pohybu robotů a jejich interakce s prostředím. IMU nacházejí využití i v řadě dalších aplikací, například ve sportovním vybavení nebo systémech virtuální reality. [18] [19]



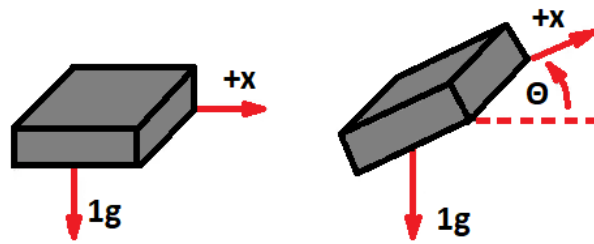
Obr. 1.3: Schéma inerciální měřicí jednotky

Inerciální měřicí jednotky mají v medicíně a zdravotnictví řadu aplikací. Lze je například použít při rehabilitacích ke sledování pohybu a rozsahu pohyblivosti kloubů pacienta, což pomáhá vyhodnocovat a řídit jeho léčbu. Dále je možné IMU použít v chirurgické robotice, kde pomáhají chirurgům provádět složité operační zákroky s větší přesností. Kromě toho lze tyto senzory integrovat do přenosných zařízení, která monitorují fyzickou aktivitu člověka a poskytují zpětnou vazbu, která pomáhá zlepšit zdraví a kondici. Dále je možné IMU aplikovat při analýze chůze ke studiu způsobu chůze a abnormalit, které mohou indikovat zdravotní potíže. IMU lze také použít ve sportovní medicíně k vyhodnocení výkonu sportovce a identifikaci potenciálních zranění. Na závěr můžeme nalézt uplatnění v biometrických systémech k identifikaci osob na základě jejich jedinečných pohybových vzorců. Celkově se využití těchto senzorů v medicíně a zdravotnictví neustále vyvíjí a rozšiřuje. [20]

1.6 Akcelerometr

Akcelerometr je zařízení, které měří zrychlení, tedy míru změny rychlosti objektu. Pomocí akcelerometru můžeme zaznamenávat statické a dynamické zrychlení. Statické zrychlení, které je vztahované k působení tíhové síly je možné měřit například při změně úhlu náklonu senzoru vůči zemské rovině. Dynamické zrychlení se zaznamenává při změně polohy a rychlosti senzoru. Tyto senzory se běžně používají

v různých elektronických zařízeních ke zjišťování jejich orientace - u chytrých mobilních telefonů například zajišťují přepínání mezi režimy orientace na výšku a na šířku. [21]

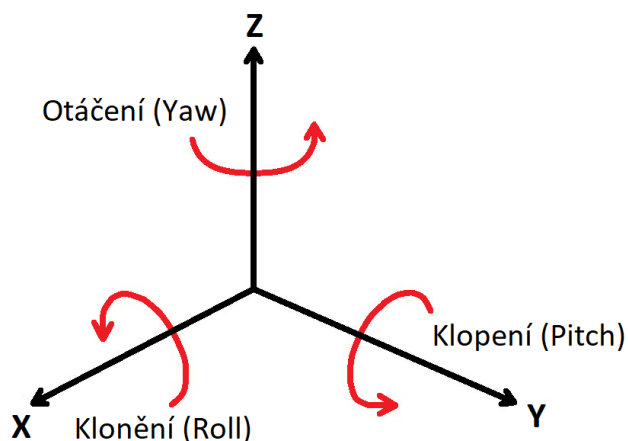


Obr. 1.4: Využití akcelerometru pro měření náklonu objektu

Z hlediska konstrukce akcelerometrického senzoru existuje několik různých kategorií. Hojně používanými typy jsou například senzory piezoelektrické, piezoresistivní a kapacitní. V dnešní době jsou však nejvíce využívány akcelerometry mikroelektromechanické. Všechny tyto typy včetně porovnání vlastností a možností jejich využití byly rozebrány v bakalářské práci, na kterou tato práce navazuje. [22]

1.7 Gyroskop

Gyroskop je zařízení, které se používá k měření nebo udržování orientace a úhlové rychlosti. Na rozdíl od akcelerometru gyroskop měří otáčení v osách X, Y a Z. Jedná se o úhel naklonění okolo osy X (klonění, roll), osy Y (klopení, pitch) a osy Z (otáčení, yaw). Hlavním rozdílem oproti akcelerometru je fakt, že gyroskop dodává informaci o otáčení tělesa, ve kterém je umístěn, neohledně na jeho zrychlení a působení gravitace. [23]



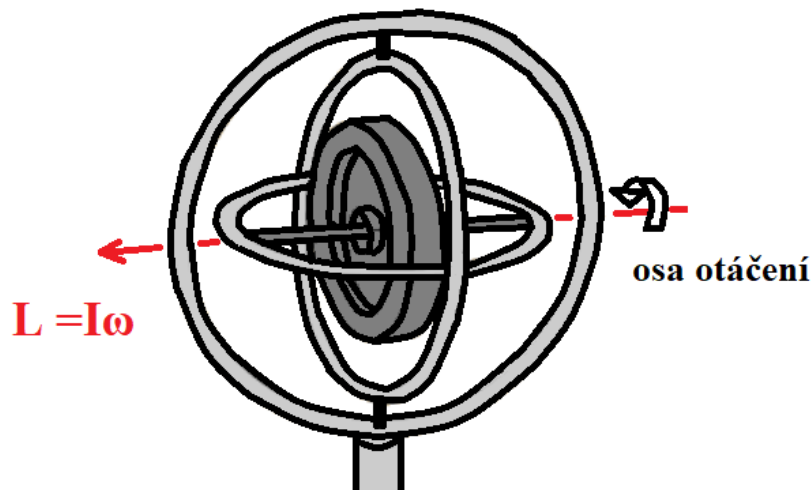
Obr. 1.5: Znázornění jednotlivých os gyroskopu

Moderní gyroskopy často využívají mikroelektromechanický systém k vytvoření malého, lehkého a levného zařízení, které lze využít pro různé aplikace. Takový gyroskop se pak skládá z malého otáčejícího se rotoru zavěšeného na otočném bodě v pouzdře. Pouzdro je obvykle vyrobeno z pevného materiálu, jako křemík nebo karbid křemíku. Rotor je většinou vyroben z lehčího, pružného materiálu, například křemíku nebo polykrystalického křemíku.

Při otáčení gyroskopu kolem osy má rotor tendenci udržovat svou původní orientaci v důsledku zachování momentu hybnosti. Pohyb rotoru lze měřit pomocí různých snímačů, jako jsou kapacitní, piezorezistivní nebo optické snímače. Ty potom detekují změny polohy nebo orientace rotoru, které lze použít k výpočtu úhlové rychlosti nebo orientace gyroskopu. [24]

Mechanický gyroskop

Jedná se o nejběžnější nebo také nejznámější typ gyroskopu. Je to zařízení, které se skládá z otáčejícího se kola nebo rotoru připevněného na rámu. Rotor je obvykle zavěšen na pružné podložce a může se volně otáčet kolem jedné osy. Celý rám je pak obvykle namontován na základně, která umožňuje otáčení kolem jedné nebo více dalších os. Pokud se rotor otáčí, má tendenci odolávat změnám své orientace v důsledku momentu hybnosti rotující hmoty. [25]



Obr. 1.6: Model mechanického gyroskopu

Moment hybnosti L [$kg \cdot m^2 \cdot s^{-1}$] můžeme vypočítat jako:

$$L = I\omega \quad (1.7)$$

kde I je moment setrvačnosti [$kg \cdot m^2$] a ω úhlová rychlost [$rad \cdot s^{-1}$].

Gyroskop na principu plynového ložiska

Tento typ mechanického gyroskopu využívá k podpoře rotoru stlačený plyn. Namísto pružných podpěr nebo ložisek k zavěšení rotoru používá tento typ gyroskopu tenkou vrstvu plynu, jako je například dusík, k vytvoření polštáře, který udržuje hmotnost rotoru. Díky tomu se rotor otáčí s velmi malým třením, což vede k vysoké přesnosti a stabilitě. Tento typ se často používá ve vysoce přesných zařízeních jako jsou inerciální navigační systémy, kde mohou poskytovat velmi přesná měření úhlové rychlosti a orientace. Tyto typy senzorů byly implementovány například při stavbě Hubblerova teleskopu, jehož součástí je jedno z nejpřesnějších zařízení tohoto typu.

Optický gyroskop

Optický gyroskop je typ senzoru, který není založen na zachování momentu hybnosti. Naopak k měření úhlové rychlosti využívá princip Sagnacova jevu. Principem jeho fungování je rozdělení světelného paprsku na dvě dráhy, kde jsou tyto paprsky směřovány po uzavřené smyčce v opačných směrech. Dráhy jsou obvykle vytvořeny pomocí zrcadel nebo optických kabelů. Pokud je snímač v klidovém stavu, paprsky se vracejí do výchozího bodu ve fázi, což znamená, že jsou světelné vlny dokonale vyrovnané. Pokud se však snímač otáčí, budou se délky drah mírně lišit v důsledku relativního pohybu zrcadel nebo optických vláken, což způsobí, že se budou paprsky vracet mimo fázi. Měřením fázového posunu je možné měřit úhlovou rychlost senzoru. Optické gyroskopy se využívají u velmi přesných měřících zařízení, protože dokážou měřit úhlovou rychlost s velmi nízkým šumem a driftem. [26]

1.8 Magnetometr

Pomocí magnetometru můžeme měřit intenzitu a směr magnetického pole. Existuje několik typů magnetometrů, jako například skalární nebo vektorové magnetometry. Magnetometrický senzor měří hustotu toku okolního magnetického pole. Protože je hustota magnetického pole úměrná jeho intenzitě, výstup udává přímo intenzitu nebo sílu magnetických čar. Země je obklopena liniemi magnetického toku, které kolísají na různých frekvencích v závislosti na místě. Jakýkoliv objekt nebo anomálie, které toto dané magnetické pole narušují jsou magnetometrem detekovány.

Magnetometry se používají v řadě aplikací, včetně navigace nebo zkoumání nerostů. Běžně se používají také v chytrých telefonech a dalších přenosných elektronických zařízeních, kde poskytují vstupní informace pro funkce závislé na orientaci, jako je sledování polohy a digitální kompas. [27] Magnetometry měří sílu a směr magnetických polí prostřednictvím interakce těchto polí s pohybujícími se elektrickými náboji, což je efekt možný popsat Lorentzovou silou. Tato síla je základem fungování

mnoha typu magnetometrů, protože působí na pohybující se náboje předvídatelným způsobem, který lze přesně měřit.

Lorentzova síla působí na nabitou částici při jejím pohybu magnetickým polem a je dána vektorovou rovnicí:

$$\vec{F} = q\vec{v} \times \vec{B} \quad (1.8)$$

kde \vec{F} představuje vektor síly působící na částici, q je elektrický náboj částice, \vec{v} je vektor rychlosti částice a \vec{B} je vektor magnetického pole. Výsledkem tohoto součinu je síla, která působí kolmo jak na rychlost částice, tak na směr magnetického pole. Tato vlastnost poskytuje zásadní informaci o směru magnetického pole vzhledem k pohybu náboje.

Skalární magnetometr

Princip skalárního magnetometru je založen na interakci magnetického pole s materiálem nebo zařízením, které je citlivé na jeho přítomnost. Když je materiál umístěn do magnetického pole, zmagnetizuje se a jeho magnetický moment se vyrovná se směrem pole. Síla magnetického momentu je úměrná síle magnetického pole a lze ji použít k měření jeho velikosti. Často se používá v kombinaci s dalšími senzory, jako jsou akcelerometry a gyroskopy k poskytnutí úplného obrazu o orientaci a pohybu tělesa. [28]

Ve skalárním magnetometru je snímacím prvkem obvykle magnetorezistivní materiál, například slitina niklu a železa Permalloy nebo anisotropní magnetorezistivní senzor nebo fluxgate senzor. Když na senzor působí magnetické pole, zmagnetizuje se a jeho odpor se mění v závislosti na intenzitě pole. Tuto změnu lze měřit pomocí elektrického proudu, který prochází senzorem, a použít ji k určení velikosti magnetického pole.

Jiné typy skalárních magnetometrů, například magnetometry na principu kvantových interferenčních zařízení (SQUID), používají k měření magnetického pole supravodivé materiály. Tato zařízení pak pracují na základě měření fázového posunu supravodivého toku při průchodu smyčkou, která je vystavena magnetickému poli. Fázový posun je úměrný intenzitě pole. [29]

Vektorový magnetometr

Princip činnosti skalárního i vektorového magnetometru je založen na interakci magnetického pole s materiálem nebo zařízením, které je citlivé na jeho přítomnost. U vektorového magnetometru navíc měření snímače probíhá podél tří ortogonálních os. Díky tomu může tento typ senzoru určit kromě velikosti i směr magnetického pole v daném místě. [30]

1.9 Porovnání jednotlivých metod

Tab. 1.1: Porovnání jednotlivých metod (Goniometrie, Inklinometrie, Elektromagnetické sledování):

Atribut:	Goniometrie	Inklinometrie	Elmag. sledování
Cena:	Nízká	Nízká až vysoká	Vysoká
Přesnost:	Středně vysoká	Středně vysoká	Vysoká
Snadnost ovládání:	Jednoduchá	Jednoduchá	Středně náročná
Možnost přenášení:	Vysoká	Vysoká	Nízká
Složitost nastavení:	Nízká	Nízká	Vysoká
Náchylnost vůči interferencím:	Nízká	Nízká	Vysoká
Formát výstupu:	Analogový/ Digitální	Digitální	Digitální

Tab. 1.2: Porovnání jednotlivých metod (Optoelektronické snímání, IMU):

Atribut:	Optoelektronické snímání	IMU
Cena:	Vysoká	Středně vysoká
Přesnost:	Vysoká	Vysoká
Snadnost ovládání:	Náročná	Jednoduchá
Možnost přenášení:	Nízká	Vysoká
Složitost nastavení:	Vysoká	Nízká
Náchylnost vůči interferencím:	Středně vysoká	Nízká
Formát výstupu:	Digitální	Digitální

V tabulkách 1.1 a 1.2 můžeme vidět porovnání 5 zmíněných a rozebraných metod. Byly zde zváženy důležité atributy jako je cena přístrojů, jejich přesnost, snadnost ovládání, možnosti přenášení, složitost nastavení, náchylnost vůči vnějším interferencím a formát výstupu. Měření pomocí IMU, kterým se primárně tato práce zabývá, se v rámci tohoto porovnání jeví jako velmi dobře využitelná varianta.

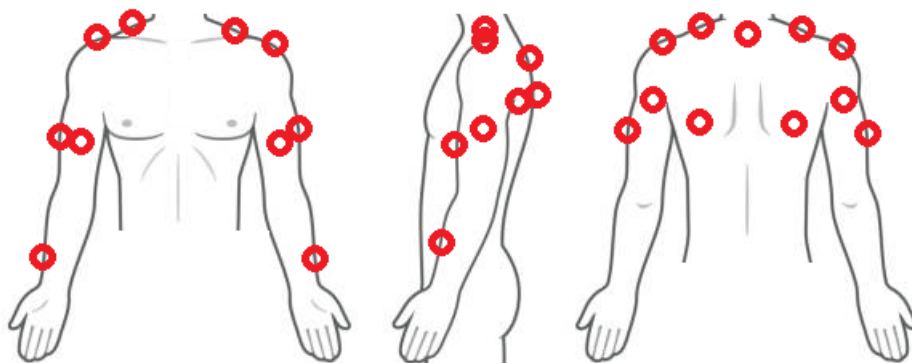
2 Protokol měření a pilotní měření

Protokol měření byl sestaven specialisty v oboru rehabilitace a je určený pro pacienty léčící se po úrazech či operacích horních končetin nebo také pro pacienty, kteří prodělali onemocnění ovlivňující jejich nervovou soustavu.

Tab. 2.1: 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°

Pro pilotní měření byly vybrány stejné cviky jako v bakalářské práci, na kterou tato práce navazuje. Opět se jedná o cviky ventrální flexe a abdukce, které jsou uvedeny v tabulce 2.1 a poskytují nejvíce informací o stavu hybnosti horní končetiny. Velkých rozdílů je však měření a záznam mnohem většího množství dat. Nyní se na místo měření rozsahu pohybu pouze pomocí 2 senzorů, ze kterých byly extrahovány pouze data z akcelerometrického senzoru, využívají všechna dostupná data. Měření probíhalo při souběžném použití 15 senzorů. Jejich přibližné rozmístění můžeme vidět na níže uvedeném obrázku 5.2. [22]



Obr. 2.1: Přibližné rozmístění senzorů při prováděném měření

Senzory byly s co možná nejvyšší precizností umístěny párově na paži, deltový sval na jeho anteriorní i posteriorní stranu, dva senzory byly umístěny na sval trapezový; dále pak na biceps a zápěstí. Poslední lichý senzor byl umístěn pro referenci na krční páteř. [31]

Strategické umístění senzorů IMU na různých anatomických bodech těla poskytuje bohatý soubor dat, který umožňuje komplexní analýzu kinematiky horní

končetiny a svalové aktivity. Umístění každého snímače přispívá jedinečnými a cennými informacemi, které zlepšují porozumění biomechaniky související s postupem měření a rehabilitace.

Senzor umístěný na sedmém krčním obratli (C7) poskytuje referenční bod pro držení hlavy i krku i celkový pohyb horní části těla. Tento snímač má velký význam pro pochopení koordinace mezi horní končetinou a trupem. Pomáhá při identifikaci kompenzačních pohybů nebo posturálních odchylek, které se mohou objevit během rehabilitačních cvičení. Sensory umístěné na levé a pravé paži zaznamenávají podrobnou kinematiku celé paže včetně ramene, lokte a předloktí. Srovnání údajů z obou paží umožňuje analyzovat oboustrannou symetrii, což je důležité zejména pro identifikaci a řešení nerovnováhy v síle a koordinaci.

Sensory zadního deltového svalu sledují pohyby zahrnující extenzi a abdukci ramene. Tyto snímače jsou důležité pro hodnocení stability a síly ramene. IMU na předním deltovém svalu zaznamenávají údaje o flexi ramene a pohybu ve ventrální rovině. Údaje těchto snímačů pomáhají při vyhodnocování funkčního rozsahu pohybu a síly předním ramenních svalů. Měření v oblasti horního a dolního trapézového svalu poskytují podrobné informace o pohybech a stabilitě ramenního pletence. Snímače horní části trapézového svalu jsou důležité pro pochopení elevace ramen a držení krku, zatímco snímače v dolní části zachycují depresi a retrakci ramen. Sensory umístěné na bicepsu mohou mimo jiné sledovat flexi a extenzi lokte. IMU umístěné na zápěstím nám mohou ukázat povahu pohybu na dolní části končetiny, tedy ruky a zápěstí.

Přístrojové vybavení

Tab. 2.2: Přehled měřených parametrů pomocí senzorů Delsys

Senzor	Jednotka	Počet kanálů	Vzorkovací frekvence
EMG	V	1	1111,1111
Akcelerometr	g	3	148,148
Gyroskop	deg/s	3	148,148
Magnetometr	mikroT	3	74,074

Pro pilotní měření byly využity senzory platformy Delsys Trigno Avanti, které umožňují souběžné měření pomocí až 16 senzorů. Data byla nasnímana pomocí softwaru dostupného od výrobce platformy Delsys. Přehled měřených parametrů můžeme vidět v tabulce 2.2. Jednalo se o jednokanálový elektromyografický senzor (EMG) společně s daty z IMU, tedy tříkanálový akcelerometr, gyroskop a magnetometr. Objemná data byla následně extrahována do tabulkového formátu csv pro

další zpracování. [32]

V tabulce 2.2 můžeme vidět, že se zdaleka nejvyšší vzorkovací frekvencí byla snímána data z EMG senzoru. To je zapotřebí kvůli rychle se měnícímu a velmi dynamickému procesu svalové aktivity. Je to z toho důvodu, že svalová aktivita je charakterizována rychlými změnami potenciálu svalových vláken, které jsou způsobeny aktivací a deaktivací svalových vláken při jejich kontrakci a relaxaci.

3 Určení orientace a rotace ve 3D prostoru

Sledování orientace je klíčovým aspektem moderních technologií, který ovlivňuje různé pokročilé obory, jako je robotika, letectví, virtuální realita (VR), rozšířená realita (AR) a v neposlední řadě také lékařství. Schopnost určit a řídit orientaci objektů vzhledem k referenčnímu rámci je proto zásadní pro provozní úspěšnost a uživatelský komfort v těchto technologiích.

Pro odhad orientace bylo vyvinuto několik metod, z nichž každá má své jedinečné výhody, ale také omezení. Nejčastěji používanými technikami jsou Eulerovy úhly, kvaterniony a algoritmy fúze senzorů. Eulerovy úhly představují jednoduchý způsob reprezentace úhlových pozic pomocí tří úhlů natočení, ale často je postihuje jev Gimbal lock, neboli zablokování rotačních os. Kvaterniony nabízejí robustní alternativu, která zvládá trojrozměrné rotace bez dvojznačností a s větší výpočetní účinností. Algoritmy fúze senzorů, včetně Madgwickova filtru, komplementárního filtru a Kalmanova filtru, kombinují data z více senzorů - gyroskopů, akcelerometrů a magnetometrů - a vytvářejí přesné a stabilní odhady orientace.

Orientace v trojrozměrném prostoru označuje uspořádání nebo zarovnání objektu vzhledem k předem definované ose nebo referenčními rámci. Popisuje, jak je objekt natočen kolem svého středu hmotnosti vzhledem k zemskému povrchu nebo jiné referenční rovině. Přesné určení orientace je rozhodující pro správnou funkci jakéhokoli systému, který pracuje v trojrozměrném prostoru.

Nejběžnějším systémem používaným pro určení orientace je souřadnicový systém, který se skládá ze tří os: obvykle označených X, Y a Z. Každá osa poskytuje rozměr pohybu - dopředu/dozadu, doleva/doprava, nahoru/dolů - umožňuje úplné sférické otáčení kolem objektu. Při sledování orientace je nezbytné vytvořit konzistentní a nepohyblivý referenční rámec, aby bylo možné efektivně měřit a porovnávat změny orientace. Při sledování orientace se používají dva hlavní typy souřadnicových systémů:

- Globální (světový) souřadnicový systém: Souřadnicový systém s pevným referenčním rámcem, který se nemění bez ohledu na polohu nebo orientaci objektu. Obecně je zarovnán se zemskými osami, kde jedna osa směřuje k pravému severu, druhá do středu Země a třetí kolmo k zemskému povrchu.
- Lokální (tělesový) souřadnicový systém: Pohybuje se spolu s objektem a mění se s jeho otáčením. Každá osa tohoto systému je zarovnána s jedním rozměrem objektu a při jeho pohybu se upravuje tak, aby zůstala zarovnána vzhledem k jeho struktuře nebo konstrukci.

Eulerovy úhly

Eulerovy úhly jsou metodou popisu orientace tuhého tělesa vzhledem k pevnému souřadnému systému. Obvykle jsou reprezentovány třemi úhly: precesní úhel (Roll), nutační úhel (Pitch) a rotační úhel (Yaw).

- **Precesní úhel (ϕ):** Otáčení kolem podélné osy tělesa (často osy x), které se používá k popisu bočního náklonu.
- **Nutační úhel (θ):** Otáčení kolem boční osy tělesa (často osy y), které se používá k popisu naklánění dopředu nebo dozadu.
- **Rotační úhel (ψ):** Otáčení kolem svislé osy tělesa (často osy z), které se používá k popisu otáčení doleva nebo doprava.

Pořadí, v jakém jsou tyto rotace aplikovány je klíčové, protože Eulerovy úhly nejsou komutativní. Změna pořadí operací vede k jiné orientaci. Běžně používanou posloupností je Tait-Bryanova posloupnost úhlů, Yaw-Pitch-Roll (Z-Y-X), kterou lze matematicky znázornit rotační maticí R :

$$R(\phi, \theta, \psi) = R_z(\psi)R_y(\theta)R_x(\phi) \quad (3.1)$$

kde:

- $R_x(\phi)$ je matice precesního úhlu:

$$R_x(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ 0 & \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

- $R_y(\theta)$ je matice nutačního úhlu:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

- $R_z(\psi)$ je matice rotačního úhlu:

$$R_z(\psi) = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.4)$$

Eulerovy úhly se upřednostňují ve scénářích, kde je jednoduché a srozumitelné ovládání a orientace kritičtější než absolutní přesnost. Například v uživatelských rozhraních pro ovládání dronů nebo základních animací, kde je cennější přímá čitelnost a ovládání člověkem.

Kvaterniony

Kvaterniony rozšiřují pojem rotace v trojrozměrném prostoru nad rámec Eulerových úhlů a matic otáčení. Kvaternion je čtyřrozměrný vektor, který nabízí komplexní rámec pro rotaci vektorů vektorů ve třech rozměrech. Z matematického hlediska je kvaternion q reprezentován jako:

$$q = w + xi + yj + zk \quad (3.5)$$

kde w , x , y a z jsou reálné koeficienty a i , j a k jsou základní kvaternionové jednotky s vlastností $i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1$.

Zatímco Eulerovy úhly popisují rotaci pomocí tří úhlů (precese, nutace, rotace) a rotační matice využívají matici 3x3 pro zakódování prostorové rotace, kvaterniony představují robustní alternativu, která rotaci uzavírá do jediné kompaktní struktury. Na rozdíl od Eulerových úhlů poskytují kvaterniony způsob, jak popsat rotaci hladce a spojitě bez dvojnárodností. Tento způsob zápisu je také mnohem robustnější vůči jevům jako je šum ze senzorů, integrační drift nebo výpočetní náročnost spojená se zpracováním dat v reálném čase. Kvaterniony také předcházejí jevu zablokování rotačních os (Gimbal lock). Ten se vyskytuje u třídílných rotačních systémů, kdy orientace může ztratit jeden stupeň volnosti. K tomu obvykle dochází, když se dva ze tří rotačních os zarovnají, čímž zablokují jakoukoli rotaci kolem jedné osy a sníží dimenzionalitu rotačního systému.

Kvaterniony se díky své efektivitě hojně využívají v různých oborech jako je letectví a kosmonautika, virtuální realita a 3D grafika nebo robotika.

Kvaternion může reprezentovat rotace pomocí vzorce pro otáčení vektoru \vec{v} pomocí kvaternionu q :

$$\vec{v}' = q\vec{v}q^{-1} \quad (3.6)$$

kde \vec{v} je rozšířen na kvaternion s nulovou reálnou částí (tj. $\vec{v} = 0 + v_x i + v_y j + v_z k$).

Další způsoby znázornění trojrozměrných orientací a rotací

Rotační matice 3.2, 3.3 a 3.4 jsou jedním z dalších způsobů znázornění orientací a rotací. Jedná se o ortogonální matice s reálnými vstupy a determinantem rovným +1. Rotační matice R funguje tak, že transformuje vektor \vec{v} v 3D prostoru na nový vektor \vec{v}' otáčením kolem počátku.

Nevýhodou rotačních matic je jejich výpočetní náročnost kvůli jejich nekomutativnímu násobení a nutnosti normalizace, pro zabránění driftu - tedy ztráty přesnosti reprezentace rotace v důsledku numerických chyb. Ty se hromadí v průběhu času,

zejména při opakovaných výpočtech jako je právě násobení matic nebo při aktualizacích použitých v simulacích nebo algoritmech fúze senzorů.

Dalším způsobem zápisu orientace a rotace je reprezentace osa-úhel (Axis-Angle). Ta určuje rotaci pomocí úhlu θ a jednotkového vektoru \vec{u} , který určuje osu otáčení.

Je-li dán jednotkový vektor $\vec{u} = u_x, u_y, u_z$ a úhel θ , je rotační matice odvozena pomocí Rodriguesova vzorce pro rotaci:

$$R = I + (\sin \theta)[u]_{\times} + (1 - \cos \theta)[u]_{\times}^2 \quad (3.7)$$

kde I představuje jednotkovou matici a $[u]_{\times}$ představuje antisymetrickou matici vektoru \vec{u} :

$$[u]_{\times} = \begin{bmatrix} 0 & -u_z & u_y \\ u_z & 0 & -u_x \\ -u_y & u_x & 0 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Rotační matice a reprezentace osa-úhel poskytují přímé způsoby aplikace transformací a jsou obzvláště užitečné pro pochopení rotační dynamiky v přehledné, vizuální podobě.

Algoritmy fúze senzorů

Fúze senzorů je v moderních technologiích kritickým procesem, zejména v systémech, kde je nezbytné přesné sledování orientace a pohybu. Tento proces zahrnuje kombinaci dat z více snímačů s cílem získat přesnější, spolehlivější a konzistentnější datové výstupy, než by bylo možné získat pouze z jednoho zdroje dat. V kontextu sledování pohybu a orientace je fúze senzorů nezbytná vzhledem k specifickým vlastnostem jednotlivých senzorů, jako jsou gyroskopy, akcelerometry a magnetometry.

Hlavním cílem fúze senzorů v orientačních aplikacích je zmírnit individuální nedostatky jednotlivých typů senzorů. Například gyroskopy jsou náchylné na drift v čase, akcelerometry jsou ovlivněny gravitačním a lineárním šumem zrychlení a magnetometry mohou být zkresleny vnějšími magnetickými poli.

- Gyroskopy: Měří rychlost otáčení kolem osy, a proto jsou klíčové pro určování změn orientace. Neposkytují však informace o absolutní orientaci, což vede k integračnímu driftu v čase. Fúzní algoritmy využívají gyroskopická data k získání vysokofrekvenční dynamiky pohybu a ke korekci chyb driftu v kombinaci s daty z jiných senzorů.
- Akcelerometry: Měří lineární zrychlení včetně gravitační síly. Mohou poskytovat orientaci vzhledem ke gravitačnímu poli Země, což pomáhá při určování úhlů náklonu. Samotné akcelerometry však nemohou měřit úhel vychýlení

kvůli své citlivosti na translační pohyb a neschopnosti odlišit jej od gravitačních sil.

- Magnetometry: Měří magnetické pole Země a nabízejí údaje, které lze použít k měření směru vzhledem k magnetickému severu Země. Tato schopnost je nezbytná pro korekci kumulativních úhlových chyb z gyroskopů a driftu při odhadech orientace na základě akcelerometrů. Magnetometry jsou však náchylné na magnetické rušení a vyžadují pečlivou kalibraci a algoritmické korekce, aby byly použitelné v praktických aplikacích.

Algoritmy fúze sensorů obvykle používají váženou kombinaci výstupů sensorů k optimalizaci procesu odhadu. Mezi nejběžnější strategie patří:

- Madgwickův filtr: Je výpočetně efektivní alternativou Kalmanova filtru a je navržen speciálně pro zařízení s nízkou spotřebou energie. Využívá kvaternionové reprezentace k dosažení rychlého a přesného odhadu orientace bez potřeby intenzivních výpočetních zdrojů.
- Komplementární filtr: Tato jednoduchá, ale účinná metoda kombinuje pomalé signály bez driftu z akcelerometrů (případně i magnetometrů) s rychlými, ale driftem ovlivněnými signály z gyroskopů. Filtr v podstatě využívá silných stránek jednotlivých typů snímačů ke kompenzaci jejich slabých stránek.
- Kalmanův filtr: Jedná se o sofistikovanější přístup, který modeluje statistiku šumu snímačů a používá předpovědi a aktualizace k odhadu stavu, včetně charakteristik zkreslení a šumu každého snímače. Je zvláště účinný v systémech, kde je možné přesné modelování chyb a výpočetní zdroje umožňují zpracování dat v reálném čase.

Madgwickův filtr

Madgwickův filtr je typ orientačního filtru, který je vhodný zejména pro senzory IMU a případně MARG (magnetické, úhlové a gravitační senzory). Algoritmus je navržený pro odhad orientace a směru pomocí dat z IMU, kde každý ze 3 snímačů (akcelerometry, gyroskopy, magnetometry) poskytuje údaje, které lze použít k určení orientace v trojrozměrném prostoru. Filtr vypisuje tuto orientaci ve formě kvaternionových hodnot. [33]

Madgwickův filtr používá k předpovědi nové orientace data z gyroskopu. Tato předpověď je poté korigována pomocí algoritmu gradientního sestupu, který minimalizuje chybu mezi předpovídanou orientací a orientací naměřenou akcelerometrem a gyroskopem.

Derivace kvaternionů (rychlost změny orientace) v závislosti na gyroskopických datech je dána vztahem:

$$\dot{q} = \frac{1}{2}q \otimes \omega \quad (3.9)$$

kde q je kvaternion reprezentující aktuální orientaci a ω je vektor úhlové rychlosti z gyroskopu. \otimes označuje násobení kvaternionů. Cílem je upravit orientační kvaternion q použitím korekcí odvozených z akcelerometru a magnetometru. Korekční krok zahrnuje výpočet gradientu kriteriální funkce $f(q)$, která měří rozdíl mezi naměřeným směrem gravitačního a magnetického pole a směrem předpovězeného aktuálním orientačním kvaternionem. Gradient funkce je následně použit k provedení aktualizace s nejstrmějším sestupem:

$$q_{\text{new}} = q - \beta \nabla f(q) \quad (3.10)$$

kde β je velikost kroku gradientního sestupu, tedy klíčového parametru ovlivňujícího rychlost konvergence filtru.

Komplementární filtr

Komplementární filtr je jednoduchá, ale účinná metoda sloučení dat z více senzorů, typicky akcelerometrů a gyroskopů, pro výpočet orientace. V podstatě kombinuje vysokofrekvenční složky z jednoho snímače s nízkofrekvenčními složkami z druhého snímače, čímž vytváří přesnější a stabilnější odhad. Komplementární filtr pracuje na základě výpočtu váženého součtu dvou odhadů: jednoho z gyroskopu (integrace na základě rychlosti) a jednoho z akcelerometru (odhad úhlu na základě gravitačního vektoru). Základní rovnice má tvar:

$$\theta_{\text{filtered}} = \alpha(\theta_{\text{filtered}} + \omega \Delta t) + (1 - \alpha)\theta_{\text{accel}} \quad (3.11)$$

kde θ_{filtered} je výstupní úhel z filtru, ω je úhlová rychlost měřená gyroskopem, Δt je vzorkovací perioda, θ_{accel} je úhel vypočítaný z akcelerometrických dat a α je koeficient filtru, který určuje příspěvek každého snímače. Typicky hodnoty koeficientu α blížící se 1 dávají větší váhu gyroskopu, zatímco hodnoty blížící se 0 dávají větší váhu akcelerometru. Vyšší hodnota parametru α mimo jiné poskytuje plynulejší výstupy, ale může prodloužit dobu odezvy na změny orientace. Komplementární filtr často používá v aplikacích, kde jsou výpočetní zdroje omezené a dynamika pohybu je relativně nízká. Naproti tomu Madgwickův filtr je vhodnější ve scénářích, které vyžadují vysokou přesnost a odolnost vůči dynamickým pohybům. [34]

Kalmanův filtr

Kalmanův filtr je výkonný statistický nástroj, který poskytuje efektivní výpočetní pomůcku pro odhad stavu lineárního dynamického systému z řady měření zatíže-

ných šumem. Je široce používán v řídicích systémech, navigačních systémech a při zpracování signálů, kde vzniká potřeba extrahovat základní signál ze zašumělého procesu. Tento algoritmus pracuje rekurzivně s proudy zašumělých vstupních dat a vytváří statisticky optimální odhad základního stavu systému. [35]

Při sledování orientace se Kalmanův filtr používá k integraci výstupů z více senzorů, například gyroskopů, akcelerometrů a magnetometrů. Kalmanův filtr v této roli vyniká díky své schopnosti nejen odfiltrovat šum ze senzorů, ale také předpovídat budoucí stavy na základě aktuálních odhadovaných stavů a dynamiky systému. Tato prediktivní schopnost je zvláště cenná při řešení časově proměnlivé povahy údajů ze senzorů při sledování orientace. [36]

Kalmanův filtr zahrnuje 2 hlavní kroky: predikci a aktualizaci. Ve fázi predikce vytváří filtr odhady aktuálních stavových proměnných spolu s jejich nejistotami. Po obdržení dalšího záznamu měření se tyto odhady aktualizují pomocí váženého průměru, přičemž větší váhu mají odhady s vyšší jistotou.

Prvními klíčovými rovnicemi Kalmanova filtru jsou predikce:

$$\hat{x}_{k|k-1} = F_k \hat{x}_{k-1|k-1} + B_k u_k \quad (3.12)$$

$$P_{k|k-1} = F_k P_{k-1|k-1} F_k^T + Q_k \quad (3.13)$$

kde $\hat{x}_{k|k-1}$ je předpovídaný odhad stavu, F_k je model přechodu stavu, který se aplikuje na předcházející stav $\hat{x}_{k-1|k-1}$, B_k je vstupně-kontrolní model, který se aplikuje na kontrolní vektor u_k , $P_{k|k-1}$ je kovarianční matice předpovídaného stavu, která udává předpokládanou přesnost odhadu stavu a Q_k je kovarianční matice procesního šumu, která představuje očekávaný šum v modelu.

Druhými klíčovými rovnicemi jsou aktualizace:

$$K_k = P_{k|k-1} H_k^T (H_k P_{k|k-1} H_k^T + R_k)^{-1} \quad (3.14)$$

$$\hat{x}_{k|k} = \hat{x}_{k|k-1} + K_k (z_k - H_k \hat{x}_{k|k-1}) \quad (3.15)$$

$$P_{k|k} = (I - K_k H_k) P_{k|k-1} \quad (3.16)$$

kde K_k je Kalmanův zisk, který minimalizuje kovarianci aktualizovaného odhadu, H_k je model pozorování, který mapuje skutečný stavový prostor do pozorovaného prostoru, R_k je kovarianční matice pozorovaného šumu, která představuje očekávaný šum v jednotlivých pozorováních, z_k je skutečná naměřená hodnota v kroku k a $\hat{x}_{k|k}$ je aktualizovaný odhad stavu.

Díky integraci těchto matematických modelů je Kalmanův filtr méně náchylný k chybám než jednodušší metody, jako jsou komplementární a Madgwickův filtr.

Tab. 3.1: Porovnání jednotlivých fúzních algoritmů:

Kritérium:	Madgwickův filtr	Komplementární filtr	Kalmanův filtr
Výpočetní zátěž	Mírná	Nízká	Vysoká
Přesnost	Vysoká při nízké dynamice	Střední, vhodný pro rychlé a přibližné sledování	Vysoká, nejlépe zvládá šum a neurčitosti
Robustnost	Citlivý na rychlé pohyby	Dobře se vyrovnává s rychlými otřesy	Vynikající v dynamických podmínkách
Snadnost implementace	Relativně snadná, méně parametrů k ladění	Nejjednodušší, vyžaduje minimální ladění	Složitá, vyžaduje podrobné ladění a modelování
Zátěž	Nižší než Kalmanův filtr	Nejnižší	Nejvyšší, vyžaduje více paměti a zpracování
Využití	Spotřební elektronika, bezpilotní letadla	Nízkonákladové projektu vyžadující přiměřenou stabilitu	Preferované v automobilovém a leteckém průmyslu

Přehledné srovnání Madgwickova, komplementárního a Kalmanova filtru a shrnutí jejich výkonnosti a vhodnosti v různých metrikách je uvedeno v tabulce 3.1.

4 Metodika hodnocení

Hodnocení stavu a terapeutického pokroku u pacientů s poruchami hybnosti horních končetin vyžaduje spolehlivou a objektivní metodiku. Tradiční klinické hodnocení má cenné výsledky, ale často se opírá o subjektivní pozorování a může být ovlivněno zkušenostmi posuzující osoby. Slibnou alternativu nabízí měření pomocí IMU, které integrují akcelerometry, gyroskopy a magnetometry a poskytují přesné kvantitativní údaje o pohybech končetin. Tato kapitola se zaměřuje na extrakci a analýzu klíčových parametrů z dat IMU za účelem objektivního hodnocení stavu pacientů.

IMU nabízejí komplexní pohled na kinematiku horní končetiny prostřednictvím snímání podrobných dat o pohybu v reálném čase. Analýzou těchto dat mohou lékaři získat přehled o různých aspektech pohybových funkcí pacienta, včetně délky každého opakování pohybu, rozsahu pohybu (ROM), rychlosti pohybu a zrychlení. Tyto parametry jsou rozhodující pro posouzení zlepšení motorické kontroly, síly a koordinace. Schopnost sledovat tyto parametry v průběhu času navíc umožňuje identifikovat trendy a vzorce, které mohou být podkladem pro rozhodování o způsobu léčby a její úpravě.

Kromě primárních parametrů mohou být zkoumány také pokročilé metriky jako je rychlost změny zrychlení, plynulost pohybu a symetrie pohybů - mezi oběma končetinami. Tyto metriky poskytují další detaily v pochopení nuancí motorických funkcí pacienta a mohou být obzvláště užitečné při odhalování mírných zlepšení nebo regresí, které nemusí být zřejmé pouze prostřednictvím základních parametrů. [37]

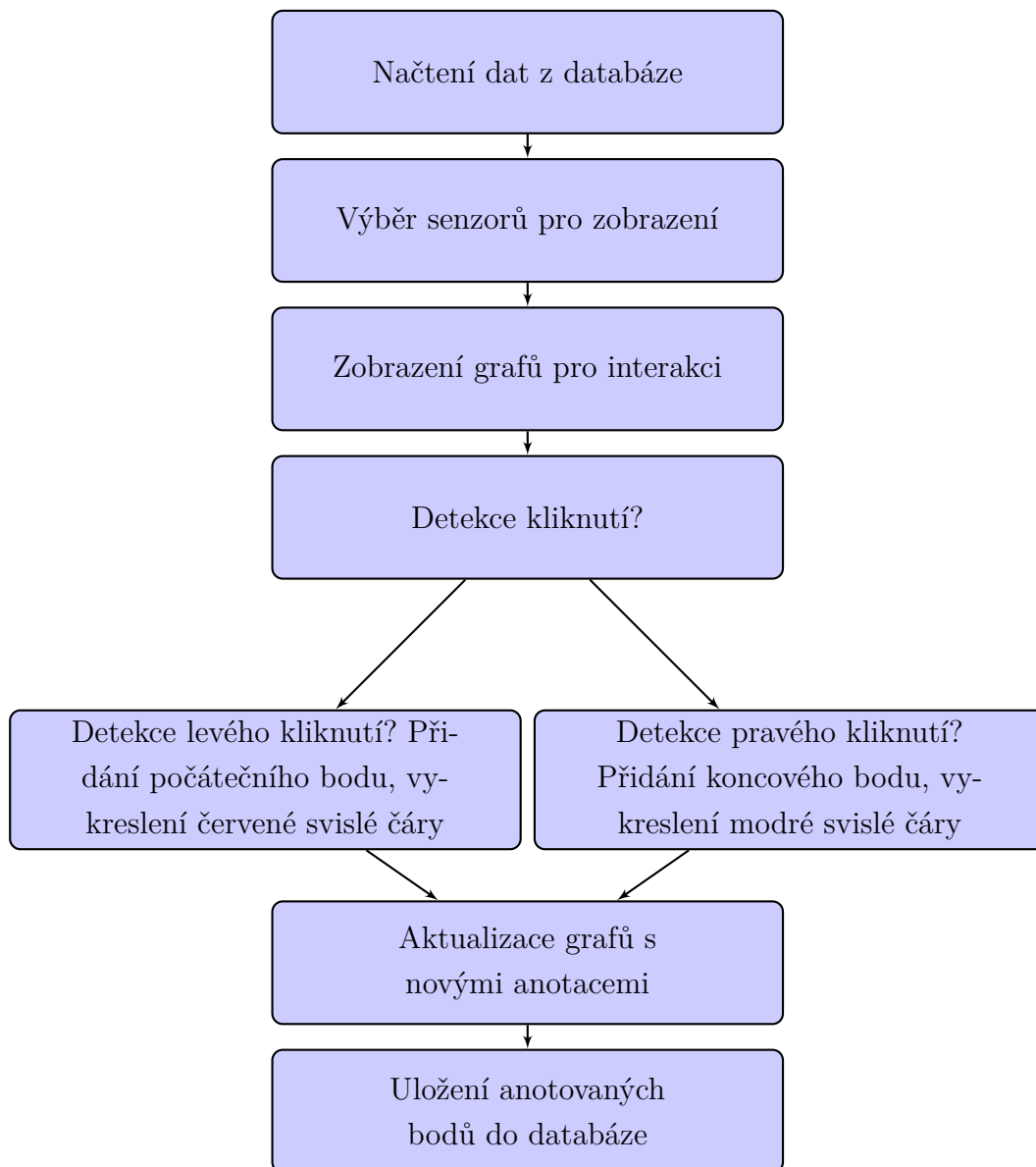
4.1 Délka trvání jednotlivých opakování pohybu

V terapeutickém prostředí je délka opakování klíčovým parametrem pro hodnocení účinnosti rehabilitačních programů. Kratší a konzistentnější délka opakování může znamenat zlepšení motorické kontroly a koordinace. Naopak delší nebo velmi variabilní délka opakování může naznačovat potíže s kontrolou, silou nebo vytrvalostí pohybu.

Význam délky opakování přesahuje pouhé měření času. Zahrnuje různé dimenze motorických funkcí, včetně rychlosti, plynulosti a rytmiky pohybů. Například pacient, který dokáže udržet stabilní délku opakování během několika měření, pravděpodobně vykazuje zlepšení nervosvalové koordinace a snížení míry únavy. To je zvláště důležité u pacientů, kteří se zotavují z neurologických onemocnění, jako je například cévní mozková příhoda, kde je obnovení konzistentních pohybových vzorců hlavním terapeutickým cílem. [38]

Manuální anotace dat délky opakování pohybu

Přestože automatizované metody poskytují při terapeutické analýze pohybu objektivní a konzistentní výsledky, existují scénáře, kde je vhodné využití manuálního značení. Tento přístup umožňuje zdravotnickým pracovníkům vizuálně zkontrolovat a ručně anotovat data o pohybu a zajistit tak přesnou identifikaci počátečních a koncových bodů pohybu.



Obr. 4.1: Vývojový diagram manuálního označování dat

Pro proces ručního značení byl vytvořen samostatný skript. Po načtení dat pacienta z databáze následuje vizualizace výstupu ze tří senzorů - paže, bicepsu a zápěstí. Tyto snímače zachycují největší rozsahy pohyby, proto je pro uživatele snadnější ur-

čit délku jednotlivých opakování pohybu. Skript pak umožňuje uživateli interakci s vykreslenými grafy, která mu umožňuje označit počáteční a koncové body pohybu pomocí kliknutí myši. Kliknutí levým tlačítkem myši na graf označuje počáteční bod, zatímco kliknutí pravým tlačítkem označuje bod koncový. Tyto anotace se následně uloží zpět do databáze pro další analýzu.

Detekce nulového přechodu

Detekce nulového přechodu (Zero-Crossing Detection) je základní technika používaná k identifikaci počátečních a koncových bodů opakujících se pohybů v datech s časovými řadami. V kontextu analýzy pohybu horní končetiny tato křížení nulové osy odpovídají přechodům mezi různými fázemi pohybového cyklu.

Matematicky lze body přechodu přes nulu určit zkoumáním změn znaménka v signálu pohybu. Pro daný signál s časovou řadou $x(t)$ dochází k překročení nulového bodu v čase t_i pokud:

$$x(t_i) \cdot x(t_{i+1}) < 0 \quad (4.1)$$

kde t_i a t_{i+1} jsou po sobě jdoucí časové body signálu. Tato podmínka znamená, že signál překročil nulový bod v intervalu mezi t_i a t_{i+1} . V praxi detekční algoritmus iteruje data časové řady a kontroluje změny znamének, aby identifikoval všechny body průchodu nulou.

Detekce nulových přechodů je zvláště vhodná pro data z akcelerometrů a gyroskopů. Akcelerometrická data často odrážejí změny lineárního zrychlení během pohybu, takže jsou ideální pro detekci přechodů u cyklických pohybů, jako je flexe nebo extenze. Gyroskopická data, která zachycují úhlovou rychlost, jsou také vhodná, protože poskytují jasné údaje o rotačních pohybech překračujících nulovou hranici.

Tato metoda je výhodná díky své jednoduchosti a výpočetní efektivitě. Její účinnost však může být omezena v případech, kdy je pohybový signál nepravidelný nebo obsahuje značný šum. V takových scénářích může zvýšit přesnost identifikace pohybového cyklu kombinace s dalšími metodami, jako je detekce vrcholů nebo segmentace na základě prahových hodnot.

Detekce vrcholů

Detekce vrcholů je široce používaná metoda pro identifikaci počátečních a koncových bodů opakujících se pohybů. Tato technika zahrnuje detekci lokálních maxim a minim v pohybových datech, které odpovídají nejvyššímu, resp. nejnižšímu bodu pohybového cyklu. Segmentací dat v těchto bodech lze vymezit jednotlivá opakování pohybu.

Z matematického hlediska lze maxima a minima v signálu $x(t)$ identifikovat pomocí následujících podmínek:

Pro maximum v čase t_i :

$$x(t_i) > x(t_{i-1}) \text{ a } x(t_i) > x(t_{i+1}) \quad (4.2)$$

Pro minimum v čase t_i :

$$x(t_i) < x(t_{i-1}) \text{ a } x(t_i) < x(t_{i+1}). \quad (4.3)$$

Tyto podmínky zajišťují, že t_i je lokální extrém, buď maximum nebo minimum. V praxi detekční algoritmus iteruje přes časové řady a porovnává každý bod s jeho sousedy, aby identifikoval maxima a minima.

Detekce vrcholů je opět zvláště vhodná pro data akcelerometrů a gyroskopů. Tato metoda nabízí několik výhod, včetně schopnosti zpracovávat signály s různou amplitudou a frekvencí. Je zvláště účinná u pohybů, které vytvářejí výrazné, periodické průběhy s dobře definovanými extrémními body.

Metody založené na prahování

Metody založené na prahových hodnotách nabízejí přímočarý přístup k segmentaci opakovaných pohybů definováním specifických prahových hodnot v pohybových datech. Tyto metody zahrnují nastavení horních a dolních hranic, v jejichž rámci musí pohybový signál zůstat po určitou dobu, aby bylo možné identifikovat počáteční a koncový bod pohybového cyklu. Tento přístup je zvláště užitečný pro zachycení odlišných fází pohybu, jako je přechod mezi flexí a extenzí nebo mezi zrychlením a zpomalením.

Pro daný signál časové řady $x(t)$ lze pohybový cyklus definovat určením bodů, ve kterých $x(t)$ překročí tyto prahové hodnoty. Pohybový cyklus lze segmentovat například pomocí těchto podmínek:

Pro začátek pohybu v čase t_i :

$$x(t_i) > T_{start} \quad (4.4)$$

Pro konec pohybu v čase t_i :

$$x(t_j) < T_{konec}. \quad (4.5)$$

Zde, T_{start} a T_{konec} jsou prahové hodnoty, které definují začátek a konec pohybového cyklu. Tyto prahové hodnoty se obvykle určují na základě charakteristik konkrétního analyzovaného pohybu a lze je upravit tak, aby vyhovovaly různým typům pohybu.

Nejvhodnějším typem vstupních dat pro tyto metody jsou opět data z akcelerometrů a gyroskopů, které vykazují jasné vzorce detekovatelné pomocí prahových hodnot. Jednou z hlavních výhod segmentace založené na prahových hodnotách je její jednoduchost a snadná implementace. Díky tomu jsou tyto metody vhodné zejména pro aplikace v reálném čase, kde je rozhodující výpočetní efektivita.

Měření a analýza

Po určení počátečních a koncových bodů každého pohybového cyklu je dalším krokem měření a analýza trvání těchto cyklů. Prvním důležitým parametrem je výpočet doby trvání jednotlivých opakování. Ta se vypočítá měřením časového intervalu mezi zjištěnými počátečními a koncovými body pohybového cyklu.

Pro hlubší pochopení pokroku pacienta je nezbytné analyzovat konzistenci a variabilitu délek opakování v průběhu času. Konzistence se vztahuje k jednotnosti délky opakování v rámci jednotlivých měření, zatímco variabilita odráží míru kolísání těchto délek.

Konzistenci lze hodnotit výpočtem průměru a směrodatné odchylky trvání opakování v rámci opakovaných měření. Nižší směrodatná odchylka naznačuje konzistentnější délku opakování, což je v terapeutickém prostředí žádoucí.

Aritmetický průměr \bar{x} z délek trvání se vypočítá jako:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (4.6)$$

Směrodatná odchylka s_x se následně vypočítá jako:

$$s_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.7)$$

kde x_i označuje dobu trvání i -tého opakování a N je celkový počet opakování.

Variabilitu lze kvantifikovat pomocí metrik, jako je varianční koeficient v_x , který normalizuje směrodatnou odchylku průměrnou dobou trvání:

$$v_x = \frac{s_x}{\bar{x}}. \quad (4.8)$$

V některých případech se varianční koeficient udává v procentech s upravenou rovnicí:

$$v_x = \frac{s_x}{\bar{x}} \cdot 100. \quad (4.9)$$

Vyšší varianční koeficient ukazuje na větší variabilitu v délce trvání opakování, což může naznačovat nekonzistentnost v provedení pohybů. Analýza průměrné doby

trvání a variačního koeficientu v rámci většího množství měření mohou lékaři identifikovat trendy, které naznačují zlepšení nebo regrese v motorických funkcích pacienta. Klesající průměrná délka trvání spolu se stabilním nebo klesajícím variančním koeficientem může naznačovat, že pacient se stává efektivnějším a důslednějším ve svých pohybech.

Použití strojového učení (ML) k predikci délky trvání jednotlivých opakování

Použití ML k predikci délky trvání pohybů horní končetiny s využitím signálů naměřených pomocí tříosého akcelerometru, gyroskopu a magnetometru, by bylo možné implementovat řadou způsobů. Nedílnou součástí tohoto řešení je zdroj spolehlivých a ideálně anotovaných dat. Prvním krokem by byla filtrace dat pro odstranění nechtěných artefaktů, které nejčastěji vznikají na začátku a konci měření. Také je nutné dodržet správné umístění senzorů vzhledem k možnému zkreslení dat vlivem natočení IMU a tím pootočení os jejich vnitřních senzorů. Následně by byla provedena extrakce příznaků, které mohou být brány jak z časové, tak frekvenční domény, zvláště pokud víme, s jakou frekvencí byl daný pohyb prováděn. Mezi základní příklady příznaků můžeme zařadit statistické popisné veličiny počítané z plovoucího okna, jako je průměr, rozptyl nebo směrodatná odchylka. Ve frekvenčním spektru bychom mohli detekovat amplitudy v signále z jednotlivých senzorů a hledat společné vazby. V časové oblasti pak průchody nulou, či standardní hledání lokálních maxim a minim.

Výběr vhodného modelu by se nejprve odvíjel od množství dostupných dat. V případě nízkého počtu dat by byly vhodnými kandidáty model náhodného lesu, či základní shlukovací metody K-means, které však trpí na nízkou generalizační schopnost a overfitting. Jako další možnost by se nabízely umělé neuronové sítě, které benefitují množstvím nastavitelných parametrů, avšak jsou taktéž závislé na povaze extrahovaných příznaků z dat. V poslední řadě bychom mohli přistoupit k použití modelů hlubokého učení, jež se vyznačují svou robustností a lepší schopností hledání skrytých vazeb v datech, což by v našem případě mohlo fungovat k nalezení propojení mezi daty z 3 zmíněných senzorů.

4.2 Rozsah pohybu

Rozsah pohybu (ROM) je kritický parametr při analýze pohybů horní končetiny, který označuje celkový úhlový posun dosažený během stanoveného pohybu. Jedná se o základní metriku pro hodnocení funkčních schopností kloubů, svalů a celkové flexibility končetiny. [39]

Rozsah pohybu se měří ve stupních a představuje rozsah, v jakém se kloub může pohybovat z jeho pozice s maximální extenzí do pozice s maximální flexí a naopak. Například při abdukci ramene ROM kvantifikuje úhel, o který se paže může vzdálit od těla v koronární rovině.

Význam ROM zasahuje do několika oblastí klinické a terapeutické praxe. Za prvé je přímým ukazatelem zdraví kloubů a svalové pružnosti. Snížený rozsah pohybu může být důsledkem ztuhlosti kloubů, svalového napětí nebo jiných patologických stavů, které mohou významně zhoršit schopnost jedince vykonávat každodenní činnosti. Za druhé je ROM cenným ukazatelem pro hodnocení pokroku v zotavování pacientů, kteří podstupují rehabilitaci. Měření rozsahu pohybu má navíc zásadní význam pro stanovení realistických a dosažitelných rehabilitačních cílů. Stanovením výchozích hodnot rozsahu pohybu a začátku terapie mohou lékaři vypracovat cílené léčebné plány, jejichž cílem je postupné zvyšování ROM pacienta. Tyto cíle lze pravidelně přehodnocovat a upravovat na základě pokroku pacienta, čímž se zajistí, že program léčby pacienta zůstane účinný a v souladu s jeho potřebami.

Kromě klinických aplikací se ROM využívá také ve výzkumu při studiu biomechaniky lidského pohybu. Pochopení typických hodnot ROM pro různé klouby a pohyby může být podkladem pro vývoj ergonomických nástrojů, protéz a dalších pomocných zařízení. Může také přispět k návrhu cvičebních programů zaměřených na zvýšení flexibility a prevenci zranění.

Měření a analýza

Prvním krokem při analýze ROM je určení maximálních a minimálních úhlů dosažených během pohybu. Tyto úhly představují krajní body pohybu v kloubu a jsou rozhodující pro hodnocení flexibility a zdraví kloubu. Pro každé opakování se určí maximální θ_{\max} a minimální θ_{\min} úhly, které jsou identifikovány z časových řad vypočtených z Eulerových úhlů.

Další klíčovou metrikou pro hodnocení ROM je celková úhlová dráha. Ta měří kumulativní úhel, který kloub překoná během pohybového cyklu a odráží tak celkovou aktivitu kloubu. Celková úhlová dráha $\Delta\theta$ pro každé opakování se vypočítá integrací absolutní úhlové rychlosti po dobu trvání pohybu.

Pokud $\omega(t)$ představuje úhlovou rychlost v čase t , celková úhlová dráha za časový interval $[t_0, t_f]$ je dána vztahem:

$$\Delta\theta = \int_{t_0}^{t_f} |\omega(t)| dt. \quad (4.10)$$

Tento integrál lze v případě potřeby při práci s diskrétními časovými řadami aproximovat pomocí numerických metod, jako je lichoběžníková metoda.

Jedním z dalších přístupů ke sledování změn ROM je výpočet průměrných maximálních a minimálních úhlů a celkové úhlové dráhy pro soubor více následných měření a následná analýza těchto aritmetických průměrů v čase. Kromě sledování ROM v rámci více měření může analýza průměrné hodnoty ROM v rámci jednotlivých měření poskytnout další užitečné informace o konzistenci a kvalitě pohybu.

4.3 Rychlost pohybu

Rychlost pohybu slouží jako přímý ukazatel motorické funkce a koordinace. Motorická funkce zahrnuje schopnost provádět pohyby plynule a efektivně, zatímco koordinace se vztahuje k harmonickému fungování svalů a kloubů, které vytváří plynulý pohyb. Oba aspekty jsou klíčové pro provádění přesných a účelných úkonů. Rychlejší pohyby často naznačují zotavení a zlepšení motorických funkcí. [40]

Je však důležité poznamenat, že příliš rychlé pohyby mohou někdy znamenat nedostatek kontroly, zejména pokud nejsou plynulé nebo konzistentní. Tento nedostatek kontroly může pramenit z kompenzačních strategií, kdy pacienti používají nadměrnou sílu nebo rychlost dokončení úkolu, což může vést k neefektivním a riskantním pohybům. Například pacienti s ataxií nebo jinými poruchami koordinace mohou vykazovat rychlé, trhavé pohyby, které jsou spíše příznakem zhoršení motorické kontroly. V takových případech by měl být důraz kladen na zdokonalení kvality a techniky pohybů, nikoli pouze na zvýšení rychlosti. Pro funkční pohyby je zásadní vyvážení rychlosti, přesnosti a plynulosti. V terapeutickém prostředí je cílem zvýšit všechny tyto parametry zároveň. Tato rovnováha je zásadní pro úkoly, které vyžadují jemnou motoriku a koordinované pohyby, jako je psaní, zapínání si knoflíků nebo manipulace s drobnými předměty.

Metody výpočtu

Rychlost pohybu lze vypočítat přímo z údajů akcelerometru integrací údajů o zrychlení v čase. Tato metoda byla popsána v bakalářské práci, na kterou tato diplomová práce navazuje, v kapitole 3.3. [22]

Okamžitá rychlost je velikost vektoru rychlosti v každém časovém bodě. Zatímco rychlost je vektorová veličina, která zahrnuje jak velikost, tak směr, okamžitá rychlost je skalární veličina představující pouze velikost rychlosti. Pro vektor rychlosti $\mathbf{v}(t) = [v_x(t), v_y(t), v_z(t)]$ v trojrozměrném prostoru je okamžitá rychlost $v(t)$ dána Euklidovskou normou vektoru rychlosti:

$$v(t) = \|\mathbf{v}(t)\| = \sqrt{v_x^2(t) + v_y^2(t) + v_z^2(t)}. \quad (4.11)$$

Údaje z gyroskopu poskytují úhlovou rychlost $\omega(t)$ ve stupních za sekundu kolem tří rotačních os. Tyto údaje jsou klíčové pro pochopení rotačních aspektů pohybů končetin, které jsou velmi cenné pro komplexní analýzu motorické funkce. Vektor úhlové rychlosti $\omega(t) = [\omega_x(t), \omega_y(t), \omega_z(t)]$ představuje rychlost změny orientace končetiny. Okamžitá úhlová rychlost ($\omega(t)$) je velikost vektoru úhlové rychlosti a je dána vztahem:

$$\omega(t) = \sqrt{\omega_x^2(t) + \omega_y^2(t) + \omega_z^2(t)}. \quad (4.12)$$

Měření úhlové rychlosti může také pomoci identifikovat problémy, jako je třes nebo nestabilita, které jsou charakterizovány rychlými, mimovolními pohyby. Tato měření mají zásadní význam pro diagnostiku stavů, jako je Parkinsonova choroba, a pro účinnosti intervencí zaměřených na zmírnění těchto příznaků.

Měření a analýza

Při analýze rychlosti pohybu je jedním ze základních kroků výpočet průměrné rychlosti pro každé opakování. Průměrná rychlost poskytuje souhrnné měřítko toho, jak rychle byl pohyb prováděn po celou dobu jeho trvání. Pro dané opakování se průměrná rychlost \bar{v} integrací okamžité rychlosti $v(t)$ po dobu trvání opakování a vydělením celkovou dobou opakování T :

$$\bar{v} = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} v(t) dt. \quad (4.13)$$

V praxi lze u diskrétních časových řad tento integrál aproximovat pomocí lichoběžníkového pravidla:

$$\bar{v} \approx \frac{1}{T} \sum_{i=0}^{N-1} (v(t_i) + v(t_{i+1})) \frac{\Delta t}{2} \quad (4.14)$$

kde N je počet datových bodů v opakování, Δt je časový interval mezi dvěma po sobě jdoucími datovými body a t_0 je čas začátku opakování.

Další metrikou je analýza rychlostních profilů pohybu, která zahrnuje zkoumání údajů o okamžité rychlosti za účelem identifikace různých fází pohybu: zrychlování, konstantní fáze a zpomalování. Změny v trvání a charakteristikách těchto fází v průběhu sezení mohou poskytnout cenné informace o pokroku pacienta. Například zkrácení doby strávené pro zrychlování nebo zpomalování současně s delší konstantní fází může naznačovat zlepšení kontroly a účinnosti pohybu. K systematickému porovnávání a analýze rychlosti v rámci jednotlivých měření lze použít statistické analýzy. K posouzení významných změn průměrné rychlosti v průběhu času lze například využít párové t-testy nebo ANOVA s opakovaným měřením.

4.4 Pohybové zrychlení

Zrychlení je základním parametrem při analýze pohybu horních končetin, který poskytuje zásadní poznatky o generování síly, řízení motoriky a plynulosti pohybů. Údaje o zrychlení přímo souvisejí se silami, které vytvářejí svaly k zahájení a udržení pohybu. Podle druhého Newtonova pohybového zákona platí, že síla \mathbf{F} je součinem hmotnosti m a akcelerace \mathbf{a} :

$$\mathbf{F} = m\mathbf{a}. \quad (4.15)$$

Vysoké hodnoty zrychlení obvykle ukazují na silné a rychlé svalové kontrakce, které jsou klíčové pro úkoly vyžadující rychlé a silné pohyby, jako je zvedání nebo házení. Kontrolované a přesné pohyby jsou navíc charakterizovány plynulými a modulovanými profily zrychlení. Vyhodnocením těchto profilů mohou lékaři určit účinnost pacientovy motorické kontroly. Například plynulá křivka zrychlení s postupnými změnami naznačuje, že pacient dokáže jemně modulovat svalové síly, což vede ke koordinovaným a efektivním pohybům. [41]

Při analýze pohybů horních končetin poskytují údaje z akcelerometrů přímý zdroj informací o zrychlení s vysokých rozlišením. Akcelerometry měří okamžité zrychlení částí těla na základě detekce sil, které na ni působí. Data získaná z akcelerometrů mají obvykle podobu hrubých hodnot zrychlení podél tří os. Toto hodnoty představují součet gravitačního zrychlení a skutečného zrychlení vyvolaného pohybem. Pro efektivní využití těchto dat je obvykle potřeba provést několik kroků jako je filtrování, kalibrace zkreslení a transformace souřadnicového systému z lokálního do globálního souřadného systému zarovnaného s tělem pacienta. Tato transformace může být provedena pomocí rotačních matic nebo metod založených na kvaternionových souřadnicích v závislosti na orientačních údajích dostupných z gyroskopů nebo magnetometrů.

Zatímco údaje o zrychlení podél jednotlivých os poskytují podrobné informace o pohybu v konkrétních osách, výpočet velikosti vektoru zrychlení poskytuje celkovou míru zrychlení končetiny. Velikost zrychlení $a(t)$ je dána vztahem:

$$a(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)}. \quad (4.16)$$

Měření a analýza

Jedním ze základních kroků při analýze dat o zrychlení je výpočet maximálních a průměrných hodnot zrychlení pro každé opakování. Maximální hodnota zrychlení udává největší sílu, kterou svaly během opakování vyvinuly. Matematicky jej lze vyjádřit jako:

$$a_{\max} = \max_{t \in [t_0, t_f]} a(t) \quad (4.17)$$

kde $[t_0, t_f]$ je časový interval opakování. Průměrné zrychlené \bar{a} se podobně jako u výpočtu rychlosti pohybu vypočítá integrací po dobu trvání opakování a následným vydělením celkovým časem:

$$\bar{a} = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} a(t) dt. \quad (4.18)$$

Další metrikou může být variabilita zrychlení, kterou lze kvantifikovat pomocí směrodatné odchylky napříč opakováními. Nižší variabilita naznačuje konzistentnější a kontrolovanější pohyby.

4.5 Symetrie pohybu

Symetrie pohybů horních končetin je významným parametrem pro hodnocení motorických funkcí, zejména u pacientů u kterých nastal úraz nebo nemoc postihující jednu polovinu těla. Analýza symetrie zahrnuje porovnání pohybů levé a pravé končetiny, aby se zajistila jejich vyváženost a koordinace. Symetrické pohyby jsou nezbytné pro efektivní provádění každodenních činností bez zbytečného zatížení jedné strany těla.

V klinickém prostředí může posouzení symetrie pomoci identifikovat slabiny nebo kompenzační strategie, které si pacienti mohou vyvinout v důsledku zdravotního problému. Pokud například pacient prodělal cévní mozkovou příhodu, která postihla jednu stranu těla, může nevědomě upřednostňovat nepostiženou stranu, což vede k asymetrickým pohybům. To může časem vyústit ve svalovou nerovnováhu a další funkční omezení. [42]

Jedním z běžných přístupů ke kvantifikaci symetrie je použití indexů symetrie (SI). Ten lze fakticky vypočítat ze všech výše zmíněných parametrů. Například index symetrie pro rychlost SI_v , lze definovat jako:

$$SI_v = \frac{2 \cdot (v_{\text{levá}} - v_{\text{pravá}})}{v_{\text{levá}} + v_{\text{pravá}}} \quad (4.19)$$

kde $v_{\text{levá}}$ a $v_{\text{pravá}}$ jsou rychlosti levé, resp. pravé končetiny. Index symetrie se pohybuje v rozmezí od -1 do 1, kde 0 znamená dokonalou symetrii, kladné hodnoty znamenají větší rychlost na levé straně a záporné hodnoty znamenají větší rychlost na pravé straně.

Další metoda zahrnuje výpočet střední kvadratické chyby (Root mean square error - RMS_{error}) mezi trajektoriemi obou končetin. Tento přístup poskytuje míru celkového rozdílu mezi pohyby levé a pravé paže. Je dán vztahem:

$$\text{RMS}_{\text{error}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_{\text{levá},i} - x_{\text{pravá},i})^2} \quad (4.20)$$

kde $x_{\text{levá},i}$ a $x_{\text{pravá},i}$ jsou polohy levé a pravé končetiny v i -tém časovém bodě a N je celkový počet časových bodů. Nižší hodnoty efektivní chyby naznačují vyšší symetrii mezi pohyby končetin.

5 Aplikace pro zobrazení dat pacientů

Tato kapitola se zabývá vývojem a tvorbou aplikace určené pro objektivní hodnocení terapie na expertních pracovištích. Aplikace je navržena tak, aby splňovala specifické potřeby lékařů v oblasti rehabilitace. Poskytuje statistické souhrny jednotlivých měření i souhrnné statistiky, které odrážejí celkový vývoj stavu pacienta. Grafické znázornění údajů ze sensorů pak usnadňuje hlubší pochopení pokroku sledované osoby. Cílovou skupinou této aplikace jsou lékaři a specialisté v oboru rehabilitace. Tito uživatelé vyžadují přesné a spolehlivé nástroje pro hodnocení a sledování pokroku pacientů. Aplikace řeší zásadní potřebu jednoduchosti a přehlednosti lékařského softwaru. Mnoho stávajících řešení je omezeno zastaralými rozhraními a složitými funkcemi, které mohou snižovat jejich využitelnost. Tím, že tato aplikace upřednostňuje čisté a intuitivní rozhraní, zajišťuje uživatelům snadný přístup k údajům o pacientech.

5.1 Metodologie vývoje aplikace

Pro vývoj této aplikace byl vybrán jazyk Python. Jedná se o robustní a všestranný jazyk, zejména díky své jednoduchosti, čitelnosti a rozsáhlému ekosystému knihoven a aplikačních rámců. Intuitivní syntaxe umožňuje vytvářet kód, který je snadno pochopitelný a udržitelný, což je výhodné zejména u složitých projektů. Jednou z klíčových předností jazyku Python je jeho schopnost podporovat více programovacích paradigmat, včetně procedurálního, objektově orientovaného a funkcionálního programování. Tato flexibilita umožňuje vývojářům zvolit nejvhodnější přístup pro jejich konkrétní potřeby, což podporuje lepší návrh softwaru a efektivnější vývojové procesy. Rozsáhlá standardní knihovna jazyku Python dále zvyšuje jeho vhodnost pro vývoj desktopových aplikací a poskytuje moduly a nástroje pro širokou škálu úloh, od práce se soubory a sítí až po vývoj grafického uživatelského rozhraní (GUI) a přístup k databázím. Výhody:

- Rychlý vývoj: Vysokou úroveň jazyka Python a jeho přímočarou syntaxí se výrazně urychluje proces vývoje. Tato schopnost rychlého vytváření prototypů je výhodná zejména v odvětvích, kde je čas uvedení na trh kritický.
- Kompatibilita napříč platformami: Díky multiplatformní povaze jazyku Python mohou aplikace vytvořené v tomto jazyce bezproblémově fungovat na různých operačních systémech včetně Windows, MacOS a Linuxu. Tato křížová kompatibilita snižuje čas a úsilí při vývoji, protože vývojáři nemusí pro každou platformu vytvářet samostatnou kódovou základnu.
- Velká komunita a ekosystém: Python se může pochlubit jednou z největších a nejaktivnějších programátorských komunit na světě. Tato živá komunita při-

spívá k rozsáhlému ekosystému knihoven, aplikačních rámců a nástrojů třetích stran, které mohou výrazně zvýšit produktivitu vývoje a možnosti aplikací. Množství zdrojů, včetně dokumentace, výukových programů a fór zajišťuje, že vývojáři mohou najít řešení problémů a osvědčené postupy pro implementaci funkcí.

- Možnosti integrace: Python vyniká v integraci s jinými jazyky a technologiemi, což vývojářům umožňuje využít silné stránky různých nástrojů v rámci jedné aplikace. Například komponenty kritické z hlediska výkonu lze napsat v jazyce C nebo C++ a integrovat je s kódem jazyku Python, čímž zajistí, že aplikace zůstane efektivní a snadno se bude vyvíjet. Tato interoperabilita se vztahuje i na různé datové formáty a protokoly.

Nevýhody:

- Omezení výkonu: Python je interpretovaný jazyk, a proto běží obecně pomaleji než kompilované jazyky, jako je C++ nebo Java. Tento výkonnostní rozdíl může být významný u výpočetně náročných úloh, jako je zpracování dat v reálném čase nebo složité numerické simulace.
- Správa závislostí: Správa závislostí a zajištění kompatibility mezi různými systémy může být v jazyce Python náročná. Ačkoli nástroje, jako jsou virtuální prostředí a správci balíčků (např. pip), pomáhají závislosti spravovat, stále mohou vznikat problémy, zejména ve složitých projektech s mnoho závislostmi.
- Složitost grafického uživatelského rozhraní: Přestože Python nabízí několik knihoven pro vývoj GUI, vytváření složitých uživatelských rozhraní může být ve srovnání se specializovanými jazyky a aplikačními rámci pro vývoj GUI těžkopádnější. Knihovny GUI v jazyce Python, jako jsou Tkinter a PyQt, poskytují robustní funkce, ale mohou vyžadovat více úsilí k dosažení stejné úrovně vyladění a odezvy jako rámce určené speciálně pro vývoj GUI.

Knihovny pro grafická uživatelská rozhraní

Pro vývoj desktopových aplikací v jazyce Python je k dispozici několik knihoven a aplikačních rámců. Mezi nejznámější patří:

- Tkinter: Tkinter je standardní sada nástrojů pro GUI, která je součástí jazyku Python. Je jednoduchý a snadno použitelný, takže je dobrou volbou pro začátečníky nebo pro vývoj nenáročných aplikací. Tkinter však může postrádat pokročilé funkce a moderní estetiku potřebnou pro složitější nebo vizuálně atraktivnější aplikace.
- PyQt: Tyto knihovny poskytují vazby jazyku Python pro aplikační rámec Qt, který je známý svými výkonnými a všestrannými možnostmi. Knihovny PyQt a PySide jsou vhodné pro vytváření aplikací profesionální úrovně s bohatým

uživatelských rozhraním a pokročilými funkcemi. Nabízejí rozsáhlou dokumentaci a podporu, ale ve srovnání s jednoduššími knihovnami, jako je Tkinter, mají vyšší náročnost na učení.

- **Kivy:** Kivy je otevřená softwarová knihovna Pythonu pro vývoj vícedotykových aplikací. Je užitečná zejména pro vytváření aplikací s moderními dotykovými rozhraními nebo pro vývoj mobilních aplikací. Kivy poskytuje flexibilní a dynamický rámec, ale dosažení nativního vzhledu na různých platformách může vyžadovat více úsilí.
- **wxPython:** wxPython je sada nástrojů grafického uživatelského rozhraní pro jazyk Python, která vývojářům umožňuje vytvářet aplikace s nativním vzhledem a prostředím. Dosahuje dobré rovnováhy mezi snadností použití a funkčností, nabízí širokou škálu funkcí a zároveň zachovává relativně nízkou náročnost učení. wxPython je méně populární než PyQt/PySide, ale zůstává přijatelnou volbou pro mnoho desktopových aplikací.

Tab. 5.1: Srovnání hlavních Python GUI knihoven

Knihovna	Tkinter	PyQt/PySide	Kivy	wxPython
Snadnost použití	Vysoká	Střední	Střední	Střední
Funkce	Základní	Komplexní	Pokročilé	Univerzální
Estetika	Základní	Moderní	Upravitelná	Nativní
Náročnost na učení	Nízká	Vysoká	Střední	Střední
Nejlepší pro	Jednoduché, lehké aplikace	Profesionální aplikace	Multitouch a mobilní aplikace	Aplikace s nativním vzhledem

Přehledné srovnání shrnující klíčové vlastnosti jednotlivých GUI knihoven jazyku Python je uvedeno v tabulce 5.1. Pro vývoj této aplikace byla vybrána GUI knihovna PyQt. Ta má kromě výše zmíněných vlastností i několik dalších výhodných parametrů. PyQt se vyznačuje rozsáhlou sadou předem připravených ovládacích prvků, které lze použít k vytváření složitých uživatelských rozhraní. Tyto ovládací prvky zahrnují standardní nástroje jako jsou tlačítka, popisky a textová pole, ale i pokročilejší komponenty, jako jsou tabulky a grafické náhledy. Dále se jako celý jazyk Python může opřít o podporu na různých platformách a aktivní vývoj a uživatelskou komunitu. Syntaxe PyQt je navržena tak, aby byla intuitivní a přesně kopírovala strukturu samotného aplikačního rámce Qt. Níže je uveden příklad jednoduché aplikace PyQt, která vytvoří hlavní okno se štítkem:

Výpis 5.1: Příklad jednoduché aplikace PyQt

```

1 import sys
2 from PyQt5.QtWidgets import QApplication, QLabel,
  QMainWindow
3 from PyQt5.QtCore import Qt
4
5 class MainWindow(QMainWindow):
6     def __init__(self):
7         super().__init__()
8         self.setWindowTitle('PyQt_Příklad')
9         self.setGeometry(100, 100, 600, 400)
10
11         label = QLabel('Ahoj, PyQt5!', self)
12         label.setAlignment(Qt.AlignCenter)
13         self.setCentralWidget(label)
14
15 if __name__ == "__main__":
16     app = QApplication(sys.argv)
17     window = MainWindow()
18     window.show()
19     sys.exit(app.exec_())

```

Tento úryvek demonstruje základní strukturu aplikace PyQt, včetně vytvoření hlavního okna jednoduchého aplikačního rámce se štítkem. Třída *QApplication* inicializuje aplikaci, zatímco třída *QMainWindow* slouží jako hlavní okno aplikace. Aplikační rámeček *QLabel* slouží k zobrazení textu v okně a *Qt.AlignCenter* zarovnává text na střed okna.

5.2 Návrh databáze

Databáze je uspořádaný soubor dat, který je uložen a přístupný v elektronické podobě. Databáze jsou součástí moderních softwarových aplikací, které umožňují efektivní správu, vyhledávání a ukládání dat. Podporují širokou škálu funkcí, od jednoduchého zadávání dat a dotazování až po složité transakce a analýzy. Výběr databáze významně ovlivňuje výkonnost, škálovatelnost a udržitelnost aplikace.

Relační databáze:

- Příklad: MySQL, PostgreSQL, SQLite
- Popis: Relační databáze ukládají data do tabulek s předem definovanými vztahy. K definování a manipulaci s daty používají jazyk SQL (Structured Query Lan-

guage). Každá tabulka se skládá z řádků a sloupců, kde řádky představují záznamy a sloupce atributy.

- Výhody: Zajišťují integritu dat díky vlastnostem ACID (atomicita, konzistence, izolovanost a trvalost). SQL poskytuje výkonné a flexibilní možnosti dotazování, které umožňují komplexní vyhledávání dat a manipulaci s nimi. Vhodné úrp aplikace vyžadující strukturovaná data s jasnými vztahy
- Nevýhody: Nastavení a údržba relační databáze může být složitá a náročná na zdroje. Může se potýkat s problémy škálovatelnosti při extrémně velkých souborech dat a vysokých objemech transakcí.

Databáze NoSQL:

- Příklad: MongoDB, Cassandra, Redis
- Popis: Databáze NoSQL jsou určeny pro nestrukturovaná data a mohou používat různé datové modely, například dokumentový, klíč - hodnota, grafový nebo sloupcový. Nevyžadují pevné schéma, takže jsou flexibilní a škálovatelné.
- Výhody: Podporují dynamické schéma, což umožňuje snadné změny struktury dat. Navrženy tak, aby zvládaly velké objemy dat a vysoké provozní zatížení, často s využitím distribuované architektury. Optimalizovány pro specifické případy použití a poskytují vysoký výkon pro konkrétní typy dotazů.
- Nevýhody: Často se používají modely případné konzistence, což může vést k dočasné nekonzistentnosti dat. Méně výkonné a flexibilní možnosti dotazování ve srovnání s SQL.

Databáze v paměti (In-Memory):

- Příklad: Redis, Memcached
- Popis: Uložení dat v paměti namísto na disku umožňuje extrémně rychlé operace čtení a zápisu. Běžně se využívají pro ukládání do mezipaměti a zpracování dat v reálném čase.
- Nevýhody: Data mohou být ztracena při výpadku napájení, pokud nejsou trvale uložena na disku. Obvykle je omezena dostupnou pamětí RAM, což může být omezení pro velmi rozsáhlé soubory dat.

Objektově orientované databáze:

- Příklad: db4o, ObjectDB
- Popis: Ukládají data jako objekty v souladu s principy objektově orientovaného programování. Data jsou uložena způsobem, který je podobný tomu, jak jsou reprezentována v kódu aplikace.
- Výhody: Přirozeně podporují složité datové typy a vztahy.
- Nevýhody: V případě některých typů dotazů nemusí být výkonnost tak vysoká jako u relačních databází.

Pro tuto aplikaci byl vybrán systém SQLite. Jedná se o vestavěný relační systém správy databází, který je široce používán pro svou jednoduchost a efektivitu. Hodí

se zejména pro desktopové aplikace, kde je rozhodující snadné nastavení, nenáročná údržba a spolehlivý výkon. SQLite má malé nároky na místo na disku i na paměť. SQLite také ukládá celou databázi do jediného souboru na disku. Tato konstrukce usnadňuje zálohování, přenos a správu databáze. V neposlední řadě SQLite nabízí rozsáhlou sadu funkcí, včetně podpory většiny standardů SQL, transakcí, indexování a vyhledávání.

Výpis 5.2: Příklad vytvoření tabulky v databázi SQLite v jazyce Python

```
1 import sqlite3
2
3 # Spojeni s databazi
4 # Vytvoreni nove pokud neexistuje
5 conn = sqlite3.connect('rehab_data.db')
6
7 # Vytvoreni kurzoroveho objektu
8 cursor = conn.cursor()
9
10 # Vytvoreni tabulky
11 cursor.execute('''
12 CREATE TABLE patients (
13     id INTEGER PRIMARY KEY,
14     jmeno TEXT NOT NULL,
15     vek INTEGER,
16     diagnoza TEXT,
17     datum_mereni TEXT,
18     acc_data BLOB,
19     gyro_data BLOB,
20     mag_data BLOB
21 )
22 ''')
23
24 # Odeslani zmen, ukonceni spojeni
25 conn.commit()
26 conn.close()
```

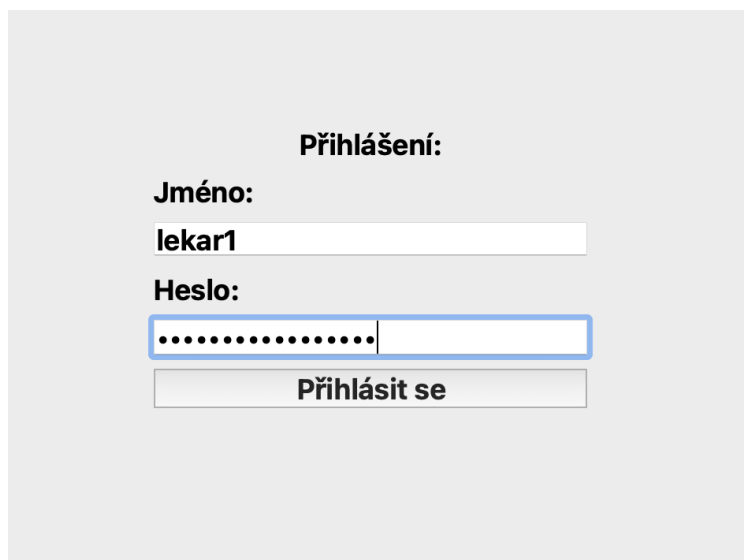
Tento úryvek kódu demonstruje připojení se k existující, případně vytvoření nové SQLite databáze. Dále je v úryvku uvedena definice nové tabulky. Použití datového typu BLOB (Binary Large Object) pro data senzorů umožňuje ukládat složitá data, jako jsou údaje senzorů IMU.

5.3 Návrh řešení

Současný stav aplikace slouží jako demonstrátor, který ukazuje její potenciál a nastiňuje cestu budoucího vývoje. Návrh se zaměřuje na uspokojení potřeb rehabilitačních specialistů a zajišťuje funkčnost a přizpůsobivost aplikace. Zpětná vazba od zdravotnických pracovníků bude sloužit jako podklad pro budoucí vylepšení, aby bylo možné aplikaci přizpůsobit jejich specifickým požadavkům.

Uživatelské rozhraní

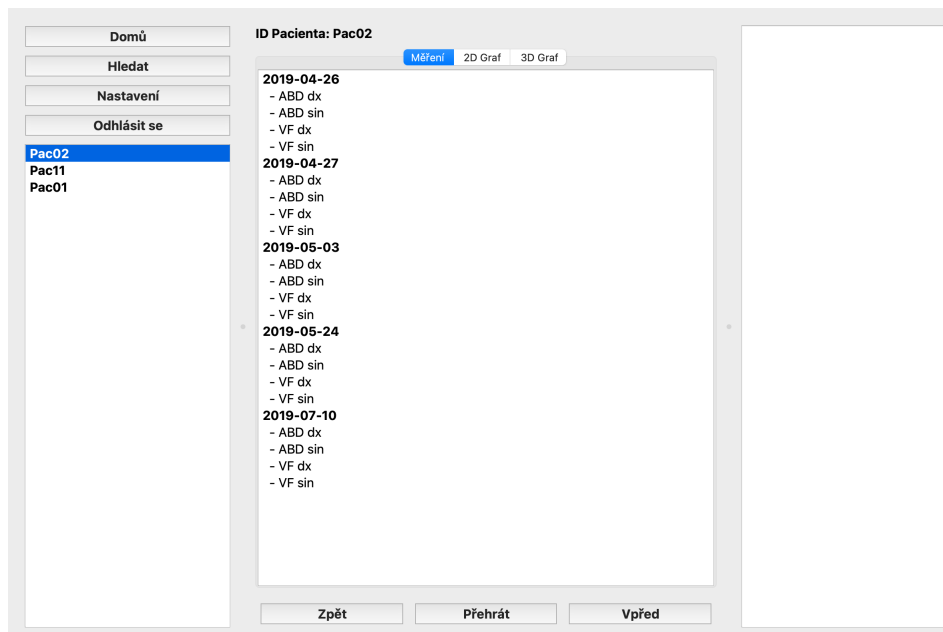
Prvním rozhraním, které se uživateli zobrazí je přihlašovací obrazovka, která zajišťuje bezpečný přístup do aplikace. Obsahuje pole pro uživatelské jméno a heslo. Po úspěšném přihlášení je uživatel přesměrován na hlavní stránku.



The image shows a login form on a light gray background. At the top, the title "Přihlášení:" is centered. Below it, there are two labels: "Jméno:" and "Heslo:". The "Jméno:" label is followed by a text input field containing the text "lekar1". The "Heslo:" label is followed by a password input field with masked characters represented by dots. Below the password field is a button with the text "Přihlásit se".

Obr. 5.1: Přihlašovací obrazovka aplikace

Ta je rozdělena na 3 sloupce. V levém sloupci úplně nahoře jsou hlavní ovládací prvky jako je domů, hledat, nastavení a možnost odhlásit se. Pod těmito tlačítky následuje výběr jednotlivých pacientů. Prostřední sloupec slouží pro zobrazování patientských dat, je zde možnost si zobrazit jednotlivá měření vybraných pacientů a následně v záložce 2D graf si vizuálně zobrazit měření zvolených pacientů. V jeho dolní části jsou navíc tlačítka pro navigaci patientskými záznamy. Sloupec úplně vpravo bude sloužit k přehlednému zobrazení patientských metrik. Ať už z konkrétních jednotlivých měření, ale pak také především dlouhodobých metrik vývoje stavu pacienta.



Obr. 5.2: Hlavní okno aplikace

Design databáze

Současná struktura databáze, ke které se aplikace připojuje je znázorněna na níže uvedeném výpisu:

Výpis 5.3: Současná struktura databáze pacientů propojené s aplikací

```

1 CREATE TABLE "patient_data" (
2   "PatientID" TEXT,
3   "Date" TEXT,
4   "Measurement" TEXT,
5   "Limb" TEXT,
6   "Sensor" TEXT,
7   "SensorNumber" TEXT,
8   "Axis" TEXT,
9   "Units" TEXT,
10  "TimeSeries" BLOB,
11  "DataSeries" BLOB
12 )

```

Toto schéma obsahuje pole pro identifikaci pacienta, datum měření, typ měření (VF nebo ABD), měřenou končetinu, ze které byla data získána, typ použitého senzoru (např. akcelerometr, gyroskop, magnetometr), typ a číslo konkrétního senzoru, osu měření (např. X, Y, Z), jednotky měření a binární velké objekty (BLOB) pro

data časových řad a datových řad. Tato struktura je navržena tak, aby zachycovala podrobná a strukturovaná data a umožňovala komplexní analýzu a vizualizaci. Použití BLOBů pro časové řady a datové řady umožňuje efektivní ukládání velkých souborů dat generovaných senzory IMU.

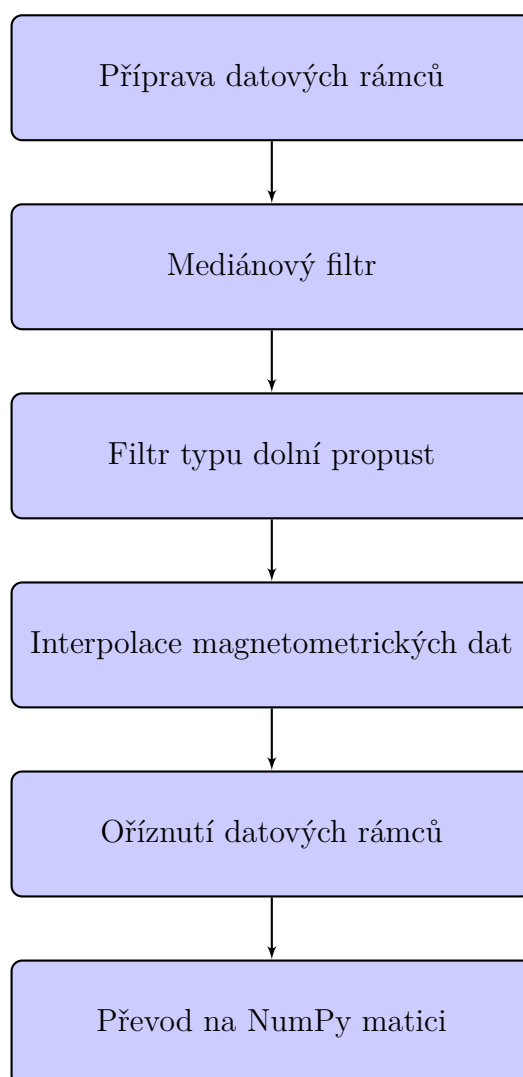
Případy použití

Aplikace obsahuje několik primárních případů použití, z nichž každý se zabývá jiným aspektem správy a analýzy údajů o pacientech. U prvního případu užití je cílem, aby rehabilitační specialista prohlížel a analyzoval pohybová data pacienta. Specialista se přihlásí do aplikace, vybere pacienta z databáze a zobrazí podrobná měření, statistiky a trendy v čase. Tyto údaje jsou klíčové pro posouzení pokroku pacienta a pro informované rozhodování o jeho léčebných plánech. Na tento postup navazuje funkce exportu zpráv a patientských údajů. Ve druhém případě použití je cílem přidat nové údaje o měření pacienta. Specialista provede nové měření, zaznamená data pomocí senzorů IMU a nahraje je do profilu pacienta v aplikaci. Třetí případ použití zahrnuje správu uživatelských účtů a oprávnění administrátorem. Správce může přidávat, aktualizovat nebo odebírat uživatelské účty a přiřazovat různé úrovně oprávnění na základě uživatelských rolí.

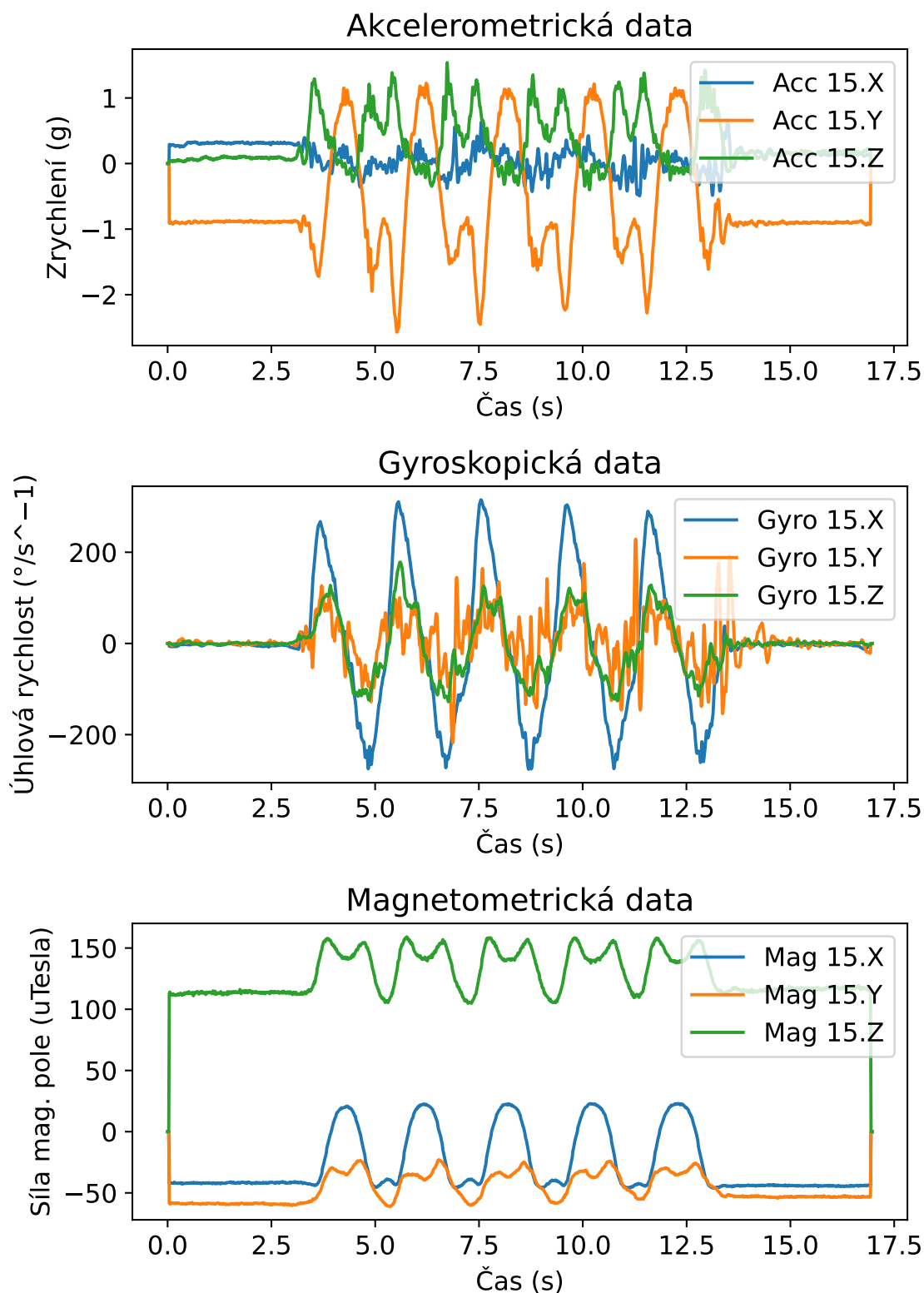
6 Výsledky a hodnocení

6.1 Programové řešení

Pro zpracování dat byl pro svou univerzálnost vybrán programovací jazyk Python. Dále jako editor zdrojového kódu bylo vybráno prostředí Visual Studio Code a jako správce balíčků a systém správy prostředí Conda. Programové řešení se skládá ze dvou hlavních částí. První částí je skript pro aplikaci fúzních filtrů a zobrazení pohybu v rámci 3D prostoru. Druhou částí jsou další skripty pro analýzu a extrakci parametrů rozebraných ve 3. kapitole.



Obr. 6.1: Vývojový diagram přípravné části algoritmu



Obr. 6.2: Zobrazení nezpracovaných dat z IMU senzoru

Po načtení souborů, bylo první krokem zobrazení nezpracovaných dat přehledně do 3 grafů, jak je možné vidět na obrázku 6.2. Na vývojovém diagramu 6.1 je následně

zobrazen postup předzpracování dat hlavním algoritmem. Jako první zde probíhá příprava datových rámců pro každý typ senzoru. Následně je na akcelerometrická a gyroskopická data, která výrazně podléhala šumu použita mediánová filtrace. Délka okna byla zvolena na 1/10 vzorkovací frekvence. Na akcelerometrická a gyroskopická data byl vzhledem k vyšší míře přítomnosti šumu aplikován i filtr typu dolní propust. Nejlepší výsledky byly dosaženy při použití Butterworthova filtru. Následně je provedena interpolace magnetometrických dat. Ty byly na rozdíl od akcelerometrických a gyroskopických dat snímány s poloviční vzorkovací frekvencí. Následuje oříznutí datových rámců, aby měli všechny stejný počet nenulových hodnot. Pro optimálnější vstup do algoritmů fúze senzorů byly data převedeny do NumPy matic.

Filtrace

Filtrace dat je stěžejním krokem procesu zpracování dat z IMU. Při nedostatečné filtraci se může šum přítomný na datech propisovat až do zkreslení orientačních dat. Naopak přílišná filtrace by mohla vést ke zkreslení dat, jako je zahmlení špiček a mít na orientační data podobný účinek. Proto byl pro nastavení správných parametrů filtru kladen velký důraz a bylo vyzkoušeno větší množství jejich kombinací.

Tab. 6.1: Metriky pro různé mezní frekvence (řád filtru = 2.)

Mezní frekvence	5 Hz	6 Hz	7 Hz	8 Hz	9 Hz	10 Hz
RMSE	0.058	0.054	0.049	0.044	0.039	0.034
MAE	0.036	0.033	0.030	0.027	0.024	0.021
SNR	18.637	19.247	19.999	20.912	21.966	23.124
Korelační koef.	0.989	0.991	0.992	0.994	0.995	0.996

V tabulce 6.1 můžeme sledovat metriky pro data na ose Z akcelerometrických dat filtrovaná Butterworthovým filtrem druhého řádu při různých mezních frekvencích v rozsahu od 5 Hz do 10 Hz. S rostoucí mezní frekvencí se hodnoty RMSE a MAE postupně snižují, což naznačuje, že vyšší mezní frekvence vedou k těsnější shodě mezi filtrovanými a surovými daty. Tento trend se odráží také v hodnotách SNR a korelačního koeficientu, které se s vyšší mezní frekvencí zvyšují. Zlepšení SNR znamená, že se signál více odlišuje od šumu, a vyšší korelační koeficient naznačuje silnější lineární vztah mezi filtrovanými a surovými daty.

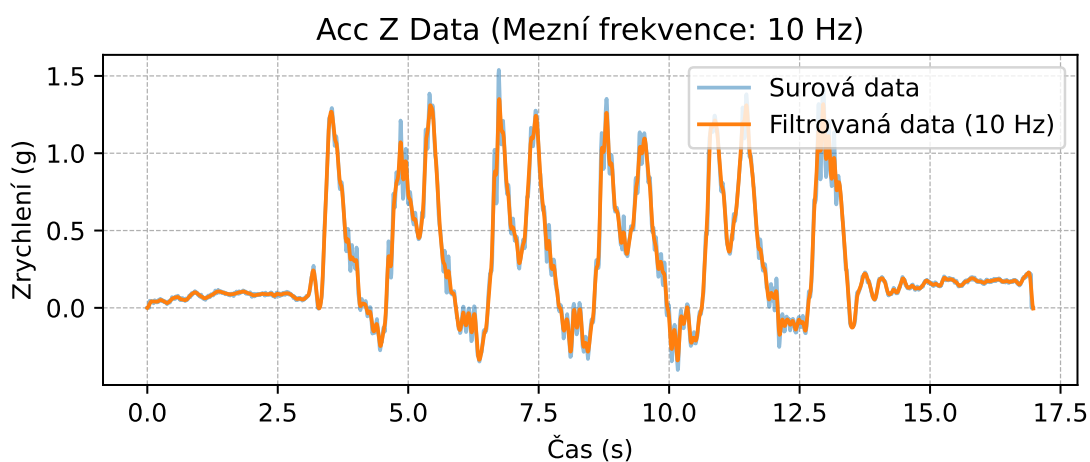
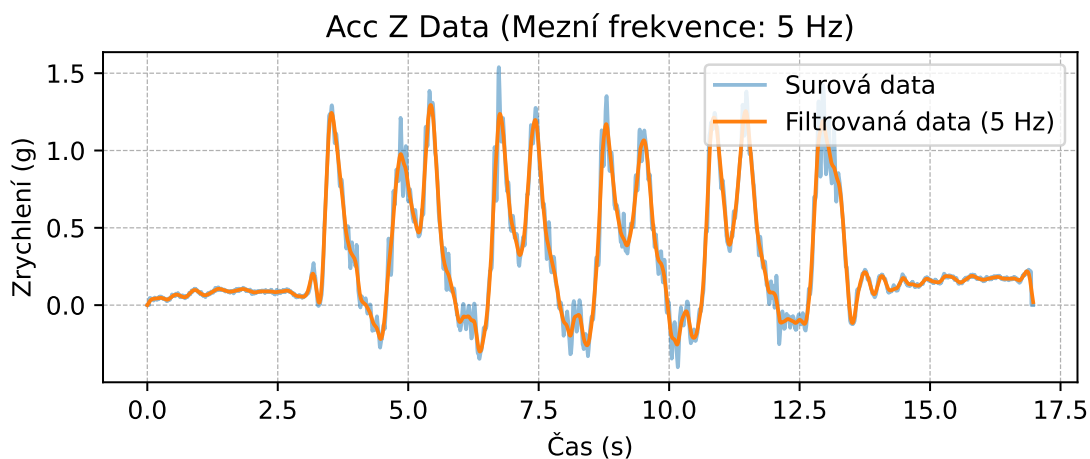
Tabulka 6.2 ukazuje metriky pro data na ose Z akcelerometrických dat filtrovaná mezní frekvencí 10 Hz v různých řádech filtru od 1. do 5. Hodnoty RMSE a MAE se mírně zvyšují s vyššími řády filtrů, což znamená, že nižší řády filtrů mohou být účinnější při snižování rozdílu mezi filtrovanými a surovými daty při této mezní frekvenci. SNR i korelační koeficient vykazují mírný pokles s rostoucím řádem filtru,

Tab. 6.2: Metriky pro různé řády filtrů (mezní frekvence = 10 Hz)

Řád filtru	1.	2.	3.	4.	5.
RMSE	0.033	0.034	0.036	0.037	0.038
MAE	0.021	0.021	0.022	0.022	0.023
SNR	23.437	23.124	22.743	22.456	22.238
Korelační koef.	0.997	0.996	0.996	0.995	0.995

což naznačuje, že nižší řády filtrů mohou být vhodnější pro zachování kvality signálu a jeho vztahu k surovým datům.

Filtrovaná data Acc Z Řád filtru: 2

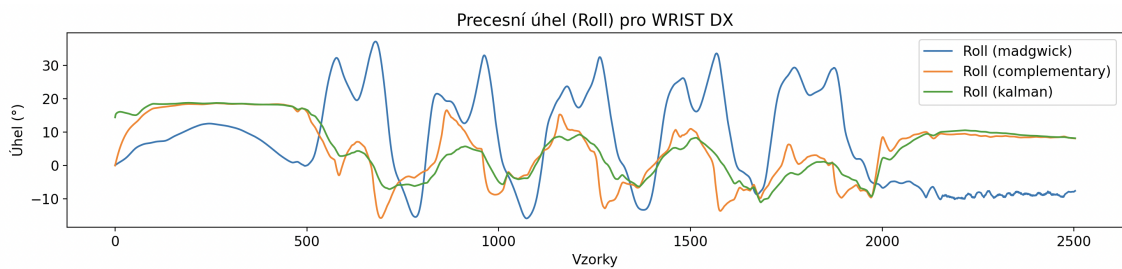


Obr. 6.3: Rozdíl mezi filtrací dat Butterworthovým filtrem při mezních frekvencích 5 Hz a 10 Hz

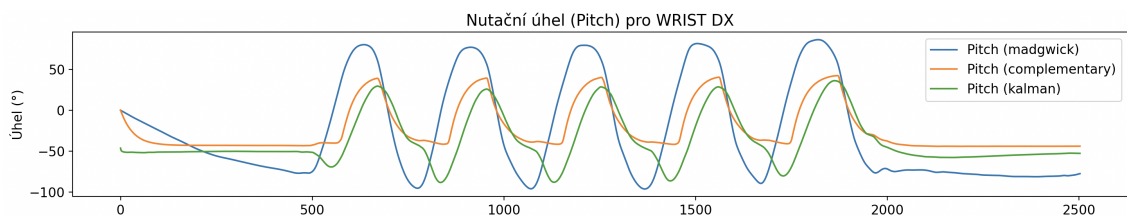
Na obrázku 6.3 lze vidět porovnání filtrace akcelerometrických dat Butterworthovým filtrem při mezních frekvencích 5 Hz, resp. 10 Hz. Jedná se o data porovnaná v rámci tabulky 6.1. Můžeme vidět, že při mezní frekvenci 5 Hz je možné získat mnohem hladší křivku, ale dochází také ke ztrátě rozsahu dat, především v oblastech lokálních maxim a minim.

Orientace v 3D prostoru

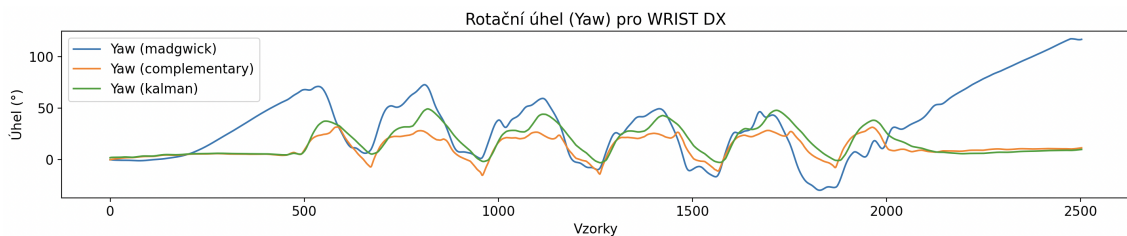
Prvním krokem při znázornění orientace v 3D prostoru z IMU dat je zpracování pomocí metod fúzních filtrů. U Madgwickova a Kalmanova filtru počítáme se všemi třemi typy výstupů z IMU, u komplementárního filtru se výpočet provádí pouze pomocí dat akcelerometrických a gyroskopických. [43]



Obr. 6.4: Porovnání výstupů z fúzních filtrů pro precesní úhel (Roll)

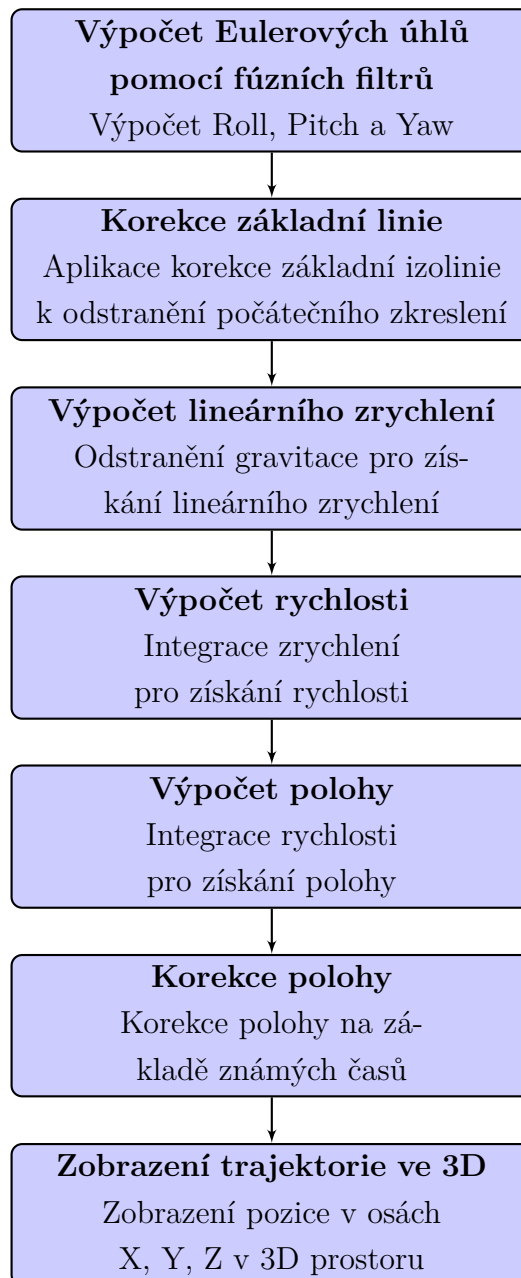


Obr. 6.5: Porovnání výstupů z fúzních filtrů pro nutační úhel (Pitch)



Obr. 6.6: Porovnání výstupů z fúzních filtrů pro rotační úhel (Yaw)

Na obrázcích 6.4, 6.5 a 6.6 můžeme vidět výstupy z třech typů fúzních filtrů pro stejná vstupní data. Jak můžeme vidět, výstupy z komplementárního a Kalmanova filtru jsou si velmi podobné a můžeme tedy usuzovat, že jedná o správné výstupní hodnoty. U Madgwickova filtru je situace složitější. Madgwickův filtr je velmi náchylný na aktuální nastavení jeho parametru Beta a také se u něj velmi často objevuje drift, který vede k odlišným výsledným hodnotám.

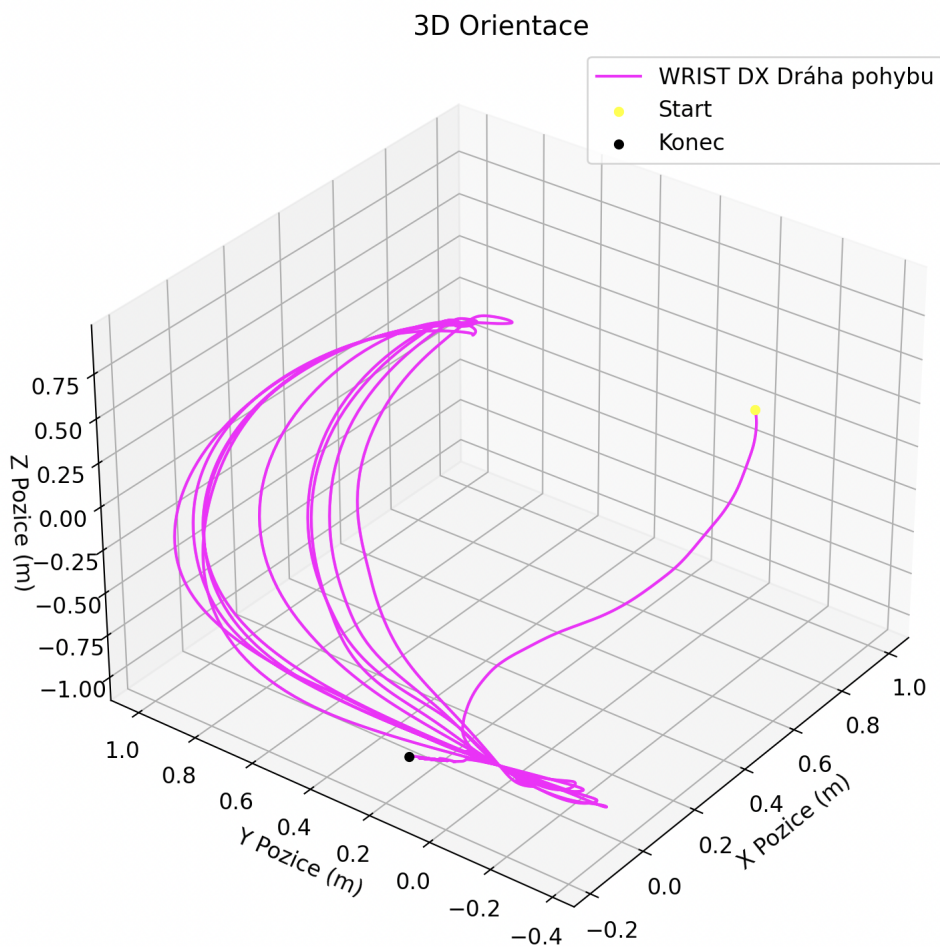


Obr. 6.7: Postup z výpočtu Eulerových úhlů k zobrazení orientace ve 3D prostoru

Na obrázku 6.7 je vývojový diagram procesu převodu Eulerových úhlů na graf 3D orientace. Po získání Eulerových úhlů se aplikuje korekce základní izolinie, aby

se odstranilo počáteční zkreslení a zajistilo se, že úhly přesně odrážejí skutečnou orientaci snímače v průběhu celého pohybu.

Následně se upravené Eulerovy úhly použijí k výpočtu lineárního zrychlení odstraněním gravitační složky ze surových dat akcelerometru. Tento krok je klíčový, protože izoluje skutečné zrychlení související s pohybem od statického vlivu gravitace. Data lineárního zrychlení se pak integrují v čase, aby se získala rychlost, která zachycuje, jak se rychlost snímače mění během pohybu. Tato data o rychlosti jsou dále integrována pro výpočet polohy snímače v 3D prostoru, čímž se sleduje dráha snímače při jeho pohybu.

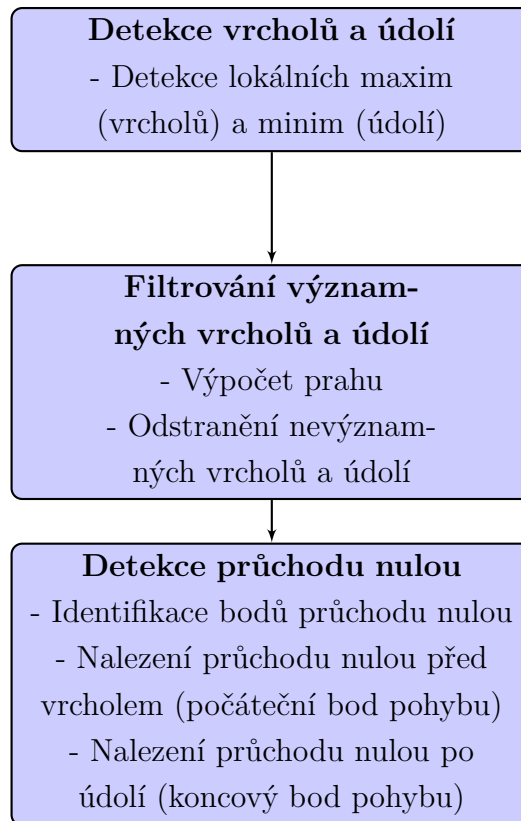


Obr. 6.8: Zobrazení dráhy pohybu v 3D prostoru

Vzhledem k možnému driftu a nepřesnostem, zejména v delším časovém období, byl přidán krok korekce polohy. Tato korekce využívá známé časy začátku a konce pohybu k úpravě vypočtených poloh, čímž se zajistí, že zůstanou realistické a ukotvené v očekávaném rozsahu. Nakonec se opravené údaje o poloze použijí k vykres-

lení trajektorie senzoru v 3D prostoru. Výsledný 3D graf vizuálně znázorňuje pohyb senzoru a poskytuje jasné a přesné zobrazení pohybu zachyceného během měření. Výslednou podobu trajektorie pohybu v 3D prostoru můžeme vidět na obrázku 6.8.

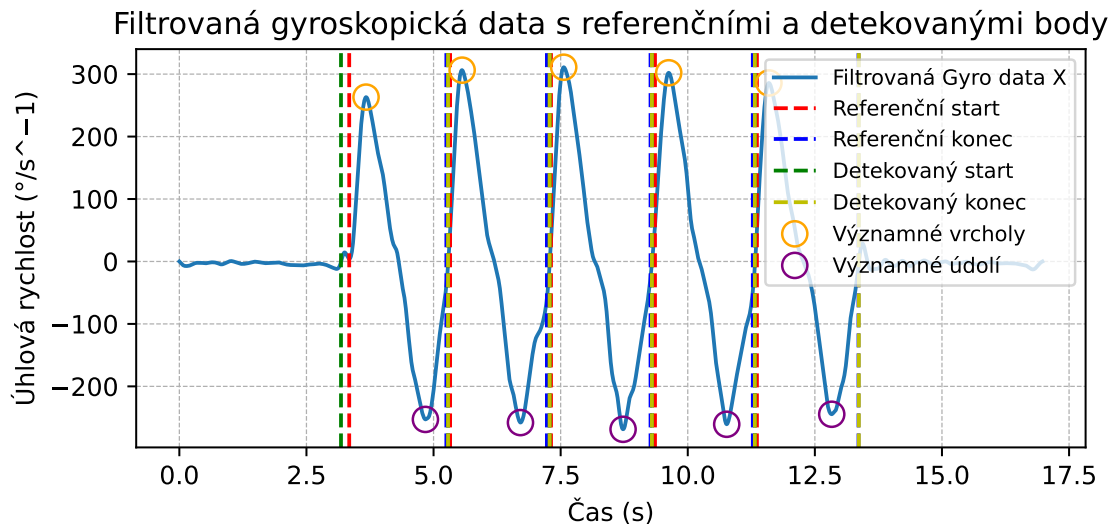
Detekce začátků a konců jednotlivých opakování pohybu



Obr. 6.9: Hlavní část algoritmu detekce začátků a konců opakování

Pro detekci začátků a konců pohybových cyklů byl navržen algoritmus kombinující několik technik, který je znázorněn na vývojovém diagramu 6.9. Tato detekce se provádí na gyroskopických datech, konkrétně vždy na ose s nejvyšším rozsahem. Tato podmínka nám zaručuje, že detekce bude probíhat správně i při odlišném natočení senzoru. Po vybrání správné osy se data analyzují za účelem detekce lokálních maxim (vrcholů) a minim (údolí). Tyto vrcholy a údolí představují významné body v pohybovém cyklu, kde je úhlová rychlost pohybu končetiny nejvyšší, resp. nejnižší. V rámci gyroskopických dat odpovídá jedno provedení pohybu ventrální flexe, či abdukce jednomu vrcholu a údolí hned za sebou. Vrchol odpovídá pohybu horní končetiny směrem nahoru do maximální možné flexe či abdukce a údolí odpovídá následnému pohybu dolů zpět do připažení.

Pro odlišení významných pohybových vrcholů od ostatních detekovaných vrcholů je vypočítána prahová hodnota na základě maximální výšky zjištěných vrcholů a údolí. Vrcholy a údolí, které tuto prahovou hodnotu nesplňují, jsou považovány za nevýznamné a jsou odfiltrovány. Poté algoritmus přistupuje k detekci bodů nulového křížení. Pro každý významný vrchol směrem nahoru najdeme nejbližší předcházející průsečík nuly, který označuje začátek cyklu pohybu. Podobně pro každé významné údolí najdeme nejbližší následující průsečík nulou, který označuje konec pohybového cyklu. Obrázek 6.10 znázorňuje grafiky výše popsanou detekci.



Obr. 6.10: Detekce počátečních a koncových bodů pohybu

6.2 Metodika hodnocení

Tab. 6.3: Aritmetické průměry délek opakování v sekundách

Měření	VF sin	VF dx	ABD sin	ABD dx
Měření 1 (0 dní)	5.44	4.80	5.32	6.18
Měření 2 (1 den)	4.52	6.40	4.96	6.94
Měření 3 (7 dní)	4.41	3.99	4.14	-
Měření 4 (28 dní)	2.95	3.19	3.02	3.68
Měření 5 (75 dní)	2.97	2.79	3.16	3.28

V tabulkách 6.3, 6.4 a 6.5 můžeme vidět analýzu údajů o délce pohybu pro jednoho z pacientů. Údaje zahrnují pět sérií měření, přičemž intervaly a konkrétní metriky jsou uvedeny ve výše zmíněných tabulkách. Je třeba zdůraznit, že mezi

Tab. 6.4: Směrodatné odchytky délek opakování

Měření	VF sin	VF dx	ABD sin	ABD dx
Měření 1 (0 dní)	0.55	0.58	0.48	0.61
Měření 2 (1 den)	0.22	0.27	0.25	0.26
Měření 3 (7 dní)	0.36	0.20	0.40	-
Měření 4 (28 dní)	0.10	0.15	0.18	0.17
Měření 5 (75 dní)	0.20	0.15	0.20	0.19

Tab. 6.5: Varianční koeficienty v procentech pro délky opakování

Měření	VF sin	VF dx	ABD sin	ABD dx
Měření 1 (0 dní)	10.09 %	12.10 %	9.12 %	9.81 %
Měření 2 (1 den)	4.79 %	4.14 %	5.09 %	3.73%
Měření 3 (7 dní)	8.12 %	5.13 %	9.72 %	-
Měření 4 (28 dní)	3.39 %	4.68 %	5.89 %	4.57 %
Měření 5 (75 dní)	6.70 %	5.49 %	6.46 %	5.71 %

prvním a druhým měřením došlo k intervenci, která měla patrně významný vliv na výkonnost pacienta.

Při prvním měření jsou aritmetické průměry, směrodatné odchytky i variační koeficienty pro ventrální flexi a abdukcii poměrně vysoké, což naznačuje variabilitu a nekonzistentnost pohybů pacienta. U druhého měření, které bylo provedeno po intervenci, můžeme vidět velmi zajímavý trend. U průměrných délek u pravé končetiny lze vidět zvýšené hodnoty. Došlo však k výraznému snížení hodnot směrodatných odchytek a variačních koeficientů, což svědčí o výrazném zlepšení kontroly a konzistence pohybu.

Třetí a čtvrté měření ukazují na pokračující zlepšení s občasnými výkyvy. Čtvrté měření, provedené 28 dní po začátku sledování, ukazuje nejlepší výsledky s nejnižšími zaznamenanými průměrnými délkami opakování. Směrodatné odchytky a variační koeficienty naznačují již vysoce konzistentní a kontrolované pohyby.

U poslední pátého kontrolního měření, provedeného po 75 dnech můžeme vidět pouze mírnou regresí u pohybu ventrální flexe levé končetiny. Pacientova výkonnost tedy zůstala na velmi podobné úrovni. Vyšší regrese mohou svědčit o několika faktorech, například o tom, že pacient nedodrží předepsaný rehabilitační plán, o možných komplikacích při zotavování nebo o objevujících se problémech, které dříve nebyly patrné. To však nebyl tento případ. Tato analýza podtrhuje dynamickou povahu rehabilitace a potřebu průběžného hodnocení k zajištění trvalého pokroku a rychlého řešení případných komplikací.

Tab. 6.6: Indexy symetrie pro VF a ABD odvozené z průměrných délek trvání opakování

Měření	SI_VF	SI_ABD
Měření 1 (0 dní)	0.125	-0.150
Měření 2 (1 den)	-0.344	-0.333
Měření 3 (7 dní)	0.100	-
Měření 4 (28 dní)	-0.078	-0.197
Měření 5 (75 dní)	0.063	-0.037

Tabulka 6.6 uvádí indexy symetrie pro ventrální flexi a abdukci odvozené z dat délek pohybů. Data z prvního měření ukazují mírné nerovnováhy na obě strany. U druhého měření lze pozorovat výraznou asymetrii ve prospěch pravé strany. U čtvrtého a pátého měření již můžeme sledovat poměrně nízké asymetrie, které jsou u poslední měření téměř zanedbatelné.

Závěr

Tato magisterská práce se zabývala významným potenciálem inerciálních měřicích jednotek při analýze pohybů horních končetin, zejména v rámci rehabilitace. Díky integraci akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů poskytují IMU přesné a spolehlivé údaje o kinematice pohybů horní končetiny, což usnadňuje hlubší pochopení pohybových schopností pacienta a jeho terapeutického pokroku.

Úvodní kapitoly této práce se zaměřily na vytvoření teoretického základu a vývoj měřicího protokolu. V těchto kapitolách byly podrobně popsány různé metody měření pohybů, přičemž byly zdůrazněny výhody IMU oproti tradičním technikám. Vývoj standardizovaného protokolu zajistil konzistentní a spolehlivý sběr dat, který je zásadní pro přesnou analýzu a interpretaci. Tento teoretický základ připravil základ pro praktickou implementaci technologie.

Další kapitoly se zabývaly praktickými aspekty implementace IMU a vývojem aplikace pro vizualizaci dat. Tyto kapitoly se zabývaly popisem orientace v prostoru a metodami fúze senzorů, čímž byl položen teoretický základ pro následné zpracování výstupů z měřicích zařízení. Dalším krokem byl vývoj aplikace pro vizualizaci dat, která měla za úkol zvýšit uživatelskou přívětivost pro lékaře i pacienty. Tato aplikace poskytuje přehledné zobrazení údajů o pohybu, což je zásadní pro sledování pokroku a případnou úpravu terapie.

Závěrečná kapitola byla rozdělena na 2 části. První část se zabývala popisem algoritmů zpracování dat z IMU. Byla zde popsána předpříprava dat, jejich aplikace do fúzních filtrů a následný proces pro dosažení zobrazení 3D trajektorie pohybu. Následně je zde popsán další nezávislý algoritmus pro detekci začátků a konců pohybu z gyroskopických dat. Druhá část závěrečné kapitoly vyhodnotila výsledky pilotní studie a představila podrobnou analýzu shromážděných údajů. Výsledky zdůraznily praktické přínosy a účinnost používání IMU v rehabilitaci. U zkoumaného pacienta bylo zaznamenáno významné zlepšení motorické kontroly, koordinace a efektivity pohybu pacientů, což podtrhuje potenciál IMU pro podrobné a objektivní hodnocení.

V celé této práci zjištění důsledně zdůrazňovala transformační potenciál IMU v oblasti analýzy pohybu horní končetiny. Přenosnost a neinvazivní povaha IMU je činí ideálními pro časté monitorování, což rozšiřuje jejich užitečnost mimo tradiční klinická prostředí. Tato schopnost je zvláště cenná v domácích podmínkách, kde může dlouhodobé a přesné monitorování významně zvýšit účinnost rehabilitačních protokolů.

Pilotní měření provedené v rámci tohoto výzkumu poskytla cenné poznatky o praktickém využití IMU v klinickém prostředí. Shromážděná data umožnila podrobnou analýzu různých parametrů pohybu, jako je délka trvání pohybu, rozsah pohybu

(ROM), rychlost a zrychlení. Tyto parametry mají zásadní význam při hodnocení účinnosti rehabilitačních protokolů a při přijímání informovaných rozhodnutí týkajících se péče o pacienty. Použití fúzních filtrů a dalších pokročilých algoritmů ukazuje potenciál pro zlepšení přesnosti dat díky zmírnění šumu snímačů a efektivní integraci více datových vstupů.

Literatura

- [1] AVERTA, Giuseppe; DELLA SANTINA, Cosimo; BATTAGLIA, Edoardo; FELICI, Federica; BIANCHI, Matteo et al. *Unvealing the Principal Modes of Human Upper Limb Movements through Functional Analysis: A Focus on Upper Limb Human Motion*. Online. *Frontiers in Robotics and AI*. 2017, roč. 4, č. 6, s. 327-333. ISSN 2296-9144. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/frobt.2017.00037>. [cit. 2024-06-04].
- [2] DAS, Nilanjan; NAGPAL, Nikita; BANKURA, Shailee Singh; FELICI, Federica; BIANCHI, Matteo et al. *A review on the advancements in the field of upper limb prosthesis: A Focus on Upper Limb Human Motion*. Online. *Frontiers in Robotics and AI*. 2018, roč. 42, č. 7, s. 532-545. ISSN 0309-1902. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/03091902.2019.1576793>. [cit. 2024-06-09].
- [3] KOLBER, Morey J.; FULLER, Cydne; MARSHALL, Jessica; WRIGHT, Amanda; HANNEY, William J. et al. *The reliability and concurrent validity of scapular plane shoulder elevation measurements using a digital inclinometer and goniometer*. Online. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2011, roč. 28, č. 2, s. 161-168. ISSN 0959-3985. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/09593985.2011.574203>. [cit. 2024-03-23].
- [4] BEHNOUSH, Behnam; TAVAKOLI, Nasim; BAZMI, Elham; NATEGHI FARD, Fariborz; POURGHARIB SHAHI, Mohammad Hossein et al. *Smartphone and Universal Goniometer for Measurement of Elbow Joint Motions: A Comparative Study*. Online. *Asian Journal of Sports Medicine*. 2016, roč. 7, č. 2, s. 532-545. ISSN 2008-000X. Dostupné z: <https://doi.org/10.5812/asjms.30668>. [cit. 2024-06-01].
- [5] MULLANEY, Michael J; MCHUGH, Malachy P; JOHNSON, Christopher P a TYLER, Timothy F. *Reliability of shoulder range of motion comparing a goniometer to a digital level*. Online. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2010, roč. 26, č. 5, s. 327-333. ISSN 0959-3985. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/09593980903094230>. [cit. 2024-06-09].
- [6] CAMARGO, Paula R; PHADKE, Vandana; ZANCA, Gisele G; LUDEWIG, Paula M; POURGHARIB SHAHI, Mohammad Hossein et al. *Concurrent validity of inclinometer measures of scapular and clavicular positions in arm elevation: A Comparative Study*. Online. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2018, roč. 34, č. 2, s. 121-130. ISSN 0959-3985. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1370753>. [cit. 2024-06-01].

- [7] MATSUYA, Iwao; FURUYA, Osamu; BIRKFELLNER, Wolfgang; CLEARY, Kevin; PETERS, Terry M. et al. *Design of optical inclinometer composed of a ball lens and viscosity fluid to improve focusing: A Critical Review on Potentialities and Limitations*. Online. 2022 IEEE Sensors. 2022, roč. 33, č. 8, s. 1-4. ISBN 978-1-6654-8464-0. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/SENSORS52175.2022.9967131>. [cit. 2024-06-09].
- [8] TOZZO, Marcela C.; ANSANELLO, Walter; MARTINS, Jaqueline; ZATITI, Salomão C.A.; DE OLIVEIRA, Anamaria S. et al. *Inclinometer Reliability for Shoulder Ranges of Motion in Individuals With Subacromial Impingement Syndrome: A Comparative Study*. Online. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 2021, roč. 44, č. 3, s. 236-243. ISSN 01614754. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2020.12.001>. [cit. 2024-06-04].
- [9] SORRIENTO, Angela; PORFIDO, Maria Bianca; MAZZOLENI, Stefano; CALVOSA, Giuseppe; TENUCCI, Miria et al. *Optical and Electromagnetic Tracking Systems for Biomedical Applications: A Critical Review on Potentialities and Limitations*. Online. IEEE Reviews in Biomedical Engineering. 2020, roč. 13, č. 3, s. 212-232. ISSN 1937-3333. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/RBME.2019.2939091>. [cit. 2024-06-03].
- [10] FRANZ, Alfred M.; HAIDEGGER, Tamas; BIRKFELLNER, Wolfgang; CLEARY, Kevin; PETERS, Terry M. et al. *Electromagnetic Tracking in Medicine—A Review of Technology, Validation, and Applications: A Critical Review on Potentialities and Limitations*. Online. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2014, roč. 33, č. 8, s. 1702-1725. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TMI.2014.2321777>. [cit. 2024-08-09].
- [11] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. Brno: VUTIUM, 2000. Překlady vysokoškolských učebnic. ISBN 978-80-214-4123-1.
- [12] MILLS, Peter M.; MORRISON, Steven; LLOYD, David G.; BARRETT, Rod S.; HANNEY, William J. et al. *Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion*. Online. Journal of Biomechanics. 2007, roč. 40, č. 7, s. 1504-1511. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.06.017>. [cit. 2024-02-23].
- [13] YE, Minxiang; YANG, Cheng; STANKOVIC, Vladimir; STANKOVIC, Lina; KERR, Andrew et al. *Gait analysis using a single depth camera*. Online. 2015 IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP).

- 2015, roč. 40, č. 7, s. 285-289. ISBN 978-1-4799-7591-4. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/GlobalSIP.2015.7418202>. [cit. 2024-03-23].
- [14] LIN, Chern-Sheng; WEI, Tzu-Chi; LU, An-Tsung; HUNG, San-Shan; CHEN, Wei-Lung et al. *A rehabilitation training system with double-CCD camera and automatic spatial positioning technique*. Online. Optics and Lasers in Engineering. 2011, roč. 49, č. 3, s. 457-464. ISSN 01438166. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2010.11.019>. [cit. 2024-06-01].
- [15] STANCIC, Ivo; GRUJIC SUPUK, Tamara a PANJKOTA, Ante. *Design, development and evaluation of optical motion-tracking system based on active white light markers*. Online. 2013, roč. 7, č. 4, s. 206-214. ISSN 1751-8830. Dostupné z: <https://doi.org/10.1049/iet-smt.2012.0157>. [cit. 2024-06-09].
- [16] GUIDI, Gabriele; RUSSO, Michele; MAGRASSI, Grazia; BORDEGONI, Monica; CHEN, Wei-Lung et al. *Performance Evaluation of Triangulation Based Range Sensors*. Online. Sensors. 2010, roč. 10, č. 8, s. 7192-7215. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s100807192>. [cit. 2024-06-10].
- [17] AUVINET, E.; MULTON, F.; MEUNIER, J.; BORDEGONI, Monica; CHEN, Wei-Lung et al. *Gait analysis with multiple depth cameras*. Online. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2011, roč. 10, č. 8, s. 6265-6268. ISBN 978-1-4577-1589-1. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091546>. [cit. 2024-06-09].
- [18] FILIPPESCHI, Alessandro; SCHMITZ, Norbert; MIEZAL, Markus; BLESER, Gabriele; RUFFALDI, Emanuele et al. *Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors: A Focus on Upper Limb Human Motion*. Online. Sensors. 2017, roč. 17, č. 6, s. 327-333. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s17061257>. [cit. 2024-06-06].
- [19] GUJARATHI, Trupti; BHOLE, Kalyani; STANKOVIC, Vladimir; STANKOVIC, Lina; KERR, Andrew et al. *GAIT ANALYSIS USING IMU SENSOR*. Online. 2019 10th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT). 2019, roč. 40, č. 7, s. 1-5. ISBN 978-1-5386-5906-9. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/ICCCNT45670.2019.8944545>. [cit. 2024-03-25].

- [20] NWAIZU, Harriet; SAATCHI, Reza; BURKE, Derek; STANKOVIC, Lina; KERR, Andrew et al. *Accelerometer based human joints' range of movement measurement*. Online. 2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP). 2016, roč. 40, č. 7, s. 1-6. ISBN 978-1-5090-2526-8. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/CSNDSP.2016.7573970>. [cit. 2024-04-25].
- [21] TOGNETTI, Alessandro; LORUSSI, Federico; CARBONARO, Nicola; DE ROSSI, Danilo; KERR, Andrew et al. *Wearable Goniometer and Accelerometer Sensory Fusion for Knee Joint Angle Measurement in Daily Life*. Online. Sensors. 2016, roč. 15, č. 11, s. 28435-28455. ISBN 978-1-5090-2526-8. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s151128435>. [cit. 2024-03-30].
- [22] 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.
- [23] DOHENY, E P; FORAN, T G; GREENE, B R; BORDEGONI, Monica; CHEN, Wei-Lung et al. *A single gyroscope method for spatial gait analysis*. Online. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. 2010, roč. 10, č. 8, s. 1300-1303. ISBN 978-1-4244-4123-5. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626397>. [cit. 2024-06-03].
- [24] PASSARO, Vittorio M. N.; CUCCOVILLO, Antonello; VAIANI, Lorenzo; DE CARLO, Martino; CAMPANELLA, Carlo Edoardo et al. *Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective*. Online. Sensors. 2016, roč. 17, č. 10, s. 28435-28455. ISBN 978-1-5090-2526-8. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s17102284>. [cit. 2024-04-05].
- [25] ANTHONY, Matthews. *The operation and mechanization of the hemispherical resonator gyroscope*. Online. 2018 IEEE/ION Position, Location and Navigation Symposium (PLANS). 2018, s. 7-14. ISBN 978-1-5386-1647-5. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/PLANS.2018.8373357>. [cit. 2024-06-08].
- [26] LEFÈVRE, Hervé C. *The fiber-optic gyroscope: Challenges to become the ultimate rotation-sensing technology*. Online. Optical Fiber Technology. 2018, roč. 19, č. 6, s. 828-832. ISBN 978-1-5386-1647-5. ISSN 10685200. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.yofte.2013.08.007>. [cit. 2024-06-09].
- [27] RIPKA, Pavel. *Magnetic Sensors and Magnetometers. Second Edition*. Norwood, MA: Artech House, 2021. ISBN 978-1-63081-742-8.

- [28] FAN, Liming; KANG, Chong; ZHANG, Xiaojun; ZHENG, Quan a WANG, Ming. *An efficient method for tracking a magnetic target using scalar magnetometer array: Challenges to become the ultimate rotation-sensing technology*. Online. SpringerPlus. 2018, roč. 5, č. 1, s. 828-832. ISBN 978-1-5386-1647-5. ISSN 2193-1801. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s40064-016-2170-0>. [cit. 2024-06-09].
- [29] KAWAI, J; MIYAMOTO, M; KAWABATA, M; NOSÉ, M; HARUTA, Y et al. *Characterization and demonstration results of a SQUID magnetometer system developed for geomagnetic field measurements: Challenges to become the ultimate rotation-sensing technology*. Online. Superconductor Science and Technology. 2018, roč. 30, č. 8, s. 1-4. ISBN 978-1-5386-1647-5. ISSN 0953-2048. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1361-6668/aa733f>. [cit. 2024-07-01].
- [30] JENG, Jen-Tzong; CHIANG, Chia-Yi; CHANG, Chin-Hsiung; LU, Chih-Cheng a WANG, Ming. *Vector Magnetometer with Dual-Bridge GMR Sensors: Challenges to become the ultimate rotation-sensing technology*. Online. IEEE Transactions on Magnetics. 2018, roč. 50, č. 1, s. 1-4. ISBN 978-1-5386-1647-5. ISSN 0018-9464. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TMAG.2013.2273806>. [cit. 2024-06-04].
- [31] HÖGLUND, Gustav; GRIP, Helena; ÖHBERG, Fredrik; HELD, Jeremia P. O.; LUFT, Andreas R. et al. *The importance of inertial measurement unit placement in assessing upper limb motion*. Online. Sensors. 2021, roč. 92, č. 17, s. 1-9. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.03.010>. [cit. 2024-04-28].
- [32] *Trigno TM Research+ - Delsys* [online]. [cit. 2021-04-21]. Dostupné z: <https://delsys.com/trigno/research/#trigno-avanti-sensor>
- [33] HASAN, Md. Abid; RAHMAN, Md. Hafizur; ÖHBERG, Fredrik; HELD, Jeremia P. O.; LUFT, Andreas R. et al. *Smart Phone Based Sensor Fusion by Using Madgwick Filter for 3D Indoor Navigation*. Online. *Wireless Personal Communications*. 2020, roč. 113, č. 4, s. 2499-2517. ISSN 0929-6212. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11277-020-07338-7>. [cit. 2024-04-17].
- [34] MADGWICK, Sebastian O. H.; WILSON, Samuel; TURK, Ruth; BURRIDGE, Jane; KAPATOS, Christos et al. *An Extended Complementary Filter for Full-Body MARG Orientation Estimation*. Online. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2020, roč. 25, č. 4, s. 2054-2064. ISSN 1083-4435. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TMECH.2020.2992296>. [cit. 2024-04-19].

- [35] HELLMERS, Hendrik; NORRDINE, Abdelmoumen; BLANKENBACH, Jorg; EICHHORN, Andreas; HARUTA, Y et al. *An IMU/magnetometer-based Indoor positioning system using Kalman filtering: Challenges to become the ultimate rotation-sensing technology*. Online. International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation. 2013, roč. 30, č. 8, s. 1-9. ISBN 978-1-4799-4043-1. ISSN 0953-2048. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/IPIN.2013.6817887>. [cit. 2024-06-09].
- [36] BOZIC, S. M. *Digital Kalman filtering. 2. vydání*. New York: Dover Publications. ISBN 0486817350.
- [37] SCHWARZ, Anne; KANZLER, Christoph M.; LAMBERCY, Olivier; LUFT, Andreas R.; VEERBEEK, Janne M. et al. *Systematic Review on Kinematic Assessments of Upper Limb Movements After Stroke: A Systematic Review*. Online. Stroke. 2019, roč. 50, č. 3, s. 718-727. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.118.023531>. [cit. 2024-04-22].
- [38] ŠLAJPAH, Sebastjan; ČEBAŠEK, Eva; MUNIH, Marko; MIHELJ, Matjaž; EUSEBIO, Alexandre et al. *Time-Based and Path-Based Analysis of Upper-Limb Movements during Activities of Daily Living: A Systematic Review*. Online. Sensors. 2023, roč. 23, č. 3, s. 3485-3493. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s23031289>. [cit. 2024-05-05].
- [39] WALMSLEY, Corrin P.; WILLIAMS, Sian A.; GRISBROOK, Tiffany; ELLIOTT, Catherine; IMMS, Christine et al. *Measurement of Upper Limb Range of Motion Using Wearable Sensors: A Systematic Review*. Online. Sports Medicine - Open. 2018, roč. 4, č. 1. ISSN 2199-1170. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0167-7>. [cit. 2024-04-19].
- [40] FERNANDEZ, Laure; HUYS, Raoul; ISSARTEL, Johann; AZULAY, Jean-Philippe; EUSEBIO, Alexandre et al. *Movement Speed-Accuracy Trade-Off in Parkinson's Disease: A Systematic Review*. Online. Frontiers in Neurology. 2018, roč. 9, č. 12, s. 3485-3493. ISSN 1664-2295. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00897>. [cit. 2024-04-22].
- [41] DELANEY, Jace A.; CUMMINS, Cloe J.; THORNTON, Heidi R.; DUTHIE, Grant M.; IMMS, Christine et al. *Importance, Reliability, and Usefulness of Acceleration Measures in Team Sports: A Systematic Review*. Online. Journal of Strength and Conditioning Research. 2018, roč. 32, č. 12, s. 3485-3493. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001849>. [cit. 2024-04-25].

- [42] SCHWARZ, Anne; BHAGUBAI, Miguel M. C.; WOLTERINK, Gerjan; HELD, Jeremia P. O.; LUFT, Andreas R. et al. *Assessment of Upper Limb Movement Impairments after Stroke Using Wearable Inertial Sensing*. Online. Sensors. 2020, roč. 20, č. 17. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s20174770>. [cit. 2024-05-17].
- [43] ZHAO, Jingdong; NORRDINE, Abdelmoumen; BLANKENBACH, Jorg; EICHHORN, Andreas; HARUTA, Y et al. *A Review of Wearable IMU (Inertial-Measurement-Unit)-based Pose Estimation and Drift Reduction Technologies: Challenges to become the ultimate rotation-sensing technology*. Online. Journal of Physics: Conference Series. 2013, roč. 1087, č. 8, s. 1-9. ISBN 978-1-4799-4043-1. ISSN 1742-6588. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1087/4/042003>. [cit. 2024-08-09].

Seznam symbolů a zkratk

IMU	Inerciální měřicí jednotka – Inertial measurement unit
MEMS	Mikroelektromechanické systémy – Microelectromechanical systems
HK	Horní končetina – Upper limb
CCD	/ – Charge-Coupled Device
CMOS	/ – Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
LED	Elektroluminiscenční dioda – Light-Emitting Diode
SQUID	Supravodivé kvantové interferenční zařízení – Superconducting quantum interference device
EMG	Elektromyografie – Electromyography
VR	Virtuální realita – Virtual reality
AR	Rozšířená realita – Augmented reality
MARG	Magnetické, úhlové a gravitační – Magnetic, Angular Rate, and Gravity
ROM	Rozsah pohybu – Range of Motion
GUI	Grafické uživatelské rozhraní – Graphical user interface

7 Příloha - Protokol měření

Protokol měření

Údaje o pacientovi

ID pacienta: _____
Datum měření: _____

Popis stavu:

Popis měření

Cíl: Měření rozsahu pohybu horních končetin pacienta pomocí IMU senzorů. Každý pacient by měl provést následující pohyby:

1. Ventrální flexe:

- Levá horní končetina: 5 opakování
- Pravá horní končetina: 5 opakování

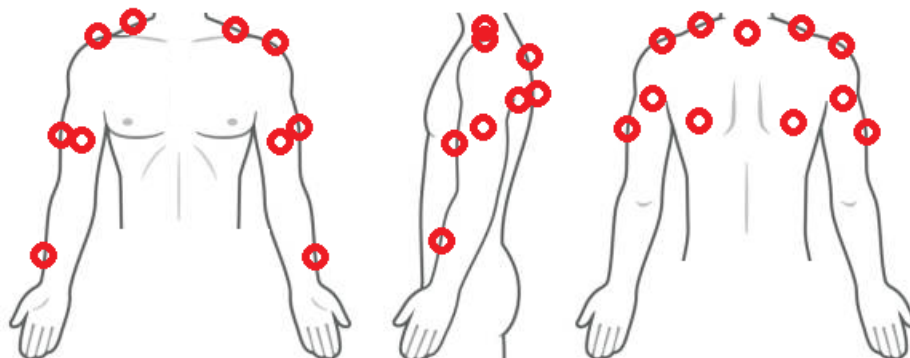
2. Abdukce:

- Levá horní končetina: 5 opakování
- Pravá horní končetina: 5 opakování

Postup:

1. Připevněte všechny IMU senzory na následující místa, přibližně jak je uvedeno v příloženém obrázku:
 - C7
 - Levé + pravé rameno laterálně
 - Deltoideus posterior levý + pravý
 - Deltoideus anterior levý + pravý
 - Trapezius horní levý + pravý

- Trapezius dolní levý + pravý
- Biceps levý + pravý
- Levé + pravé zápěstí



2. Ujistěte se, že senzory jsou správně kalibrovány a správně připojeny k měřicímu zařízení.
3. Informujte pacienta o postupu a požádejte ho, aby prováděl pohyby s přirozenou rychlostí a bez zbytečného úsilí.
4. Zaznamenejte data pro každé z opakování a pohybů zvlášť.
5. Po každé sérii měření zkontrolujte správnost zaznamenaných dat a proveďte potřebné úpravy.

Komentáře k průběhu vyšetření

Podpis vyšetřující osoby

Jméno: _____
 Datum: _____
 Podpis: _____