



Pázmány Péter Katolikus Egyetem

Információs Technológiai és Bionikai Kar

TDK DOLGOZAT

Kéz-/karmodell rendes mozgásának és akaratlan
kilengéseinek mérése, valamint exoskeletonos
simítása OpenSim szimulációs környezetben

Kiss Réka

Molekuláris Bionika mérnöki BSc

2023

Témavezetők: Dr. Koller Miklós



KULTURÁLIS ÉS INNOVÁCIÓS
MINISZTERIUM



Új Nemzeti
Kiválóság Program

„A KULTURÁLIS ÉS INNOVÁCIÓS MINISZTERIUM
ÚNKP-22-1-I-PPKE-58 KÓDSZÁMÚ ÚJ NEMZETI KIVÁLÓSÁG
PROGRAMJÁNAK A NEMZETI KUTATÁSI, FEJLESZTÉSI
ÉS INNOVÁCIÓS ALAPBÓL FINANSZÍROZOTT SZAKMAI
TÁMOGATÁSÁVAL KÉSZÜLT.”

Nyilatkozat

Alulírott Kiss Réka, a Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai és Bionikai Karának hallgatója kijelentem, hogy ezt a Tudományos Diákköri Konferenciára készített dolgozatot meg nem engedett segítség nélkül, saját magam készítettem, és a TDK dolgozatban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva / a dolgozat nyelvétől eltérő nyelvből fordítva, más forrásból átvettem, egyértelműen a forrás megadásával megjelöltem. Ezt a munkát más képzésen nem nyújtottam be.

Kiss Réka

Kivonat

A mozgáskoordinációs betegségeknek számos formája ismert. Lehetnek veleszületettek is, de kialakulhatnak egy súlyosabb fertőzés után vagy éppen egy baleset következtében. Megnyilvánulhatnak sokféleképpen, akár izom alul- vagy túlműködésben, akár a mozgás feszségében, lazaságában vagy éppen túlmozgásban, állandó vagy időszakos jelleggel. Kialakulásuk módjától függően lehetnek súlyosabbak is, olyannyira, hogy teljes mértékben ellehetetlenítsék az egyén mindennapi teendőinek elvégzését is.

Jelen dolgozat vizsgálatai egy olyan eszköz készítésének kis szeletéhez kapcsolódnak, mely veleszületett központi idegrendszeri rendellenességek egy részhalmazánál tudna életminőség-javító, mozgássegítő hatást kifejteni. A budapesti Pető Intézetben tanuló diákok cerebrális parézise egy korai koponya-agyi károsodás következtében kialakult állapot, amely vagy feszes, túlmozgásos, vagy éppen laza izomtónusú mozgászavarként jelentkezik, akár egyéb, kilengésekkel és egyensúlyzavarral kísérve. A Robotika Laborban számukra készülő exoszkeleton egyfelől a mindennapi, jelenleg konduktorok által kísért és segített, szintentartó gyakorlatokban nyújtana segítséget, másfelől az olyan, mérnökileg fókuszáltabban kezelhető feladatvégzésekben (pl. gépelés, gépírás) mely akár az érintettek sikeresebb munkaerőpiaci és ezáltal társadalmi integrációját is elősegítheti.

Ez a Tudományos Diákköri Dolgozat (továbbiakban TDK) az egyetemen található 340-es Robotika Labor protetikai és exoszkeletonos fejlesztési kutatásai közül egyfelől a mozgás felmérésével, illetve digitalizálásával, másfelől a mozgásminták részletesebb elemzésével foglalkozik.

A mozgás felmérése mind mélységi kamera és szkeletonizáló-szoftver párosával, mind inerciális mérőegységek összekapcsolt rendszerével is megvalósul, vizsgálva mindkét módszer erősségeit és gyengeségeit, a kóros mozgások felvételének megvalósítási lehetőségeit. A felvett adatok elemzése az OpenSIM biomechanikai szimulátor segítségével készül, melynek segítségével nem csak arra kaphatunk választ, hogy az egyes mozgási pályák, trajektóriák milyen mögöttes izomaktivációk mentén valósulnak meg, hanem elemezhetjük

adott időben és pontban alkalmazott külső erőhatások következményeit a mozgás kimenetére. Ez utóbbi azért nagyon fontos, mert ilyen módon a szimulált környezetben tulajdonképpen tét nélkül lehet egy exoszkeleton szabályozási algoritmusát hangolni. A térbeli koordináták helyett az izomaktivációkat használva egy-egy beavatkozásnál nem okoz gondot a térbeli koordinátákkal kapcsolatos mérési hűség (érvényesség) elvesztése, hiszen az izomaktivációkat részben függetlennek tekinthetjük már a mért koordináták statikus időbeli sorozatától, az ok-okozati viszony miatt. Mindemellett a szimulátor keretrendszere lehetővé teszi, hogy a felvett és számolt adatokat grafikus úton is nyomonkövessük.

Tartalomjegyzék

Témabejelentő	i
Nyilatkozat	iii
Kivonat	iv
1. Bevezetés	1
1.1. Szakmai háttér	1
1.2. A TDK dolgozat felépítése	2
2. Létező szakirodalmi megoldások	3
3. Biológiai háttér	6
3.1. Az emberi test anatómiájában használatos irányok és síkok	6
3.1.1. A tengelyek	6
3.1.2. A síkok	7
3.2. Modellezés	8
3.3. A kar anatómiai felépítése	9
3.3.1. Csontok	9
3.3.2. Izmok	10
3.3.3. Ízületek	12
3.3.4. Atetózis	14
4. Technikai háttér, tervezés	15
4.1. A végtagmozgás mérése	15
4.1.1. LiDAR alapú mélységi kamera	15
4.1.2. Szkeletonizálás	16
4.1.3. IMU-s mérőrendszer	16
4.1.4. Az adatok fúziója	17
4.2. A biomechanikai szimulátor leírása	18

4.2.1.	OpenSIM szimulációs környezet	18
4.2.2.	OpenSIM-es modellek, a választott modell	18
4.2.3.	Skálázás	19
4.2.4.	Inverz kinematikai számítások	19
4.2.5.	Statikus optimalizálás	20
4.2.6.	Előrehaladó dinamikai szimuláció (Forward Dynamics)	20
4.3.	Szabályozás	20
4.3.1.	PID szabályozó	20
4.3.2.	Négyzetes integrátor	21
5.	Mérések	23
5.1.	A mérési alany	23
5.2.	Mérés mélységi kamerával	24
5.3.	Mérés egyetlen IMU-val	24
5.3.1.	A mérés összeállítása	24
5.3.2.	Kalibráció	24
5.4.	Mérés több IMU-t tartalmazó rendszerrel	26
5.5.	Mérés a kamerával és az IMU-kkal párhuzamosan	28
5.5.1.	Megvalósított mozgásfajták	29
6.	Eredmények	32
6.1.	Az adatrögzítés becsült pontossága	32
6.1.1.	A kamera és a szkeletonizáló pontossága	32
6.1.2.	Az IMU-k pontossága	33
6.2.	Biomechanikai szimulátorba illesztés, inverz kinematika	36
6.2.1.	Az adat OpenSIMbe behúzása, a modell személyre szabása	36
6.2.2.	Ízületi szögek és izomaktivációk kiszámítása	38
6.3.	Szabályozás	39
7.	Összefoglalás	42
7.1.	Diszkusszió	42
7.1.1.	A mozgás rögzítése során felmerülő kérdések	42
7.1.2.	A felvett adatok kiértékelése során felmerülő problémák	43
7.2.	Összefoglalás, jövőbeli célok, kitekintés	44

1. fejezet

Bevezetés

1.1. Szakmai háttér

A választott feladat egy biomechanikai modellezéssel kapcsolatos feladat, melynek fő célja az exoszkeletonos kutatás egy szeletének támogatása. A Pető Intézetben tanuló diákok rendellenes mozgásai két nagyobb csoportba sorolhatóak. Feszés, túlmozgásos izomtónusú állapot esetén a személy végtagjai, általában karja hirtelen, nem akaratlagos mozgásokat végez. A mozgás lehet időszakos, nagy amplitúdójú vagy állandó, kis amplitúdójú remegő mozgás. Laza izomtónus esetén a személy izomzata lágy, petyhüdt, a személynek nehezebb esik a mozgás, illetve az elvégzett feladatokat is lassabban végzi az átlagosnál.

Az exoszkeletonnal többek között a diákok mindennapos gyakorlatainak elvégzését szeretnénk támogatni, ami az állapotuk szintentartásához szükséges. Minden diák rendszeres tornáztatásában aránylag sok, magasan képzett konduktor vesz részt, az ő munkájukhoz lenne nagy segítség egy, a gyakorlatokra beprogramozott exoszkeleton, amely automatikusan tudná az adott egyén fejlettségi szintjétől függően szabályozni és segíteni a gyakorlatok elvégzését. Ezzel a módszerrel hosszútávon akár kiváltható lenne a gyakorlatok során jelenlévő emberi munkaerő is.

További hosszú távú cél lenne a rendellenességgel élők munkaerőpiaci elhelyezkedésének segítése. A Pető Intézetben tanuló diákok számára a gépelés, vagy korábban a gépírás egy potenciális elhelyezkedési lehetőséget jelent. Sok gyakorlással a gépelés pontossága növelhető lenne, az exoszkeleton ugyanis tévesztés esetén a jó irányba tudná a diák kezét terelni, ezáltal hamarabb be tudna rögzülni a helyes mozdulat.

Számomra a személyre szabott terápiás gyógyítás mindig is fontos volt. Amikor jelentkeztem molekuláris bionika mérnöki alapképzésre, tudtam, hogy ilyesmi területtel szeretnék foglalkozni. Az exoskeletonos kutatással megvalósult a vágyam. A jövőben elkészített és befejezett eszközzel ráadásul nem csak egy személy, hanem az összes Pető Intézetben tanuló cerebrális parézisben szenvedő gyermek fejlesztését segíthetem.

1.2. A TDK dolgozat felépítése

A TDK dolgozat felépítésének rövid összefoglalása:

2. Fejezet A fejezet röviden összefoglalja a feldolgozott szakirodalmi megoldásokat a megvalósított mérésekkel és kiértékelésekkel kapcsolatban.

3. Fejezet A következő fejezet a kar biológiai hátterével foglalkozik részletesen. Szó esik az anatómiában használatos referenciapontokról, a modellezésről általában, illetve a kar részletesebb anatómiai felépítéséről.

4. Fejezet Ebben a fejezetben a felhasznált mérési eszközökről, a megvalósított mérőrendszerről és a használt biomechanikai modellezőprogramról találhatóak információk.

5. Fejezet Az 5. fejezet az elvégzett méréseket foglalja össze. Részletezve vannak a mérési lépések, a felvett mozgásfajták, illetve a mérési alany adatai, tulajdonságai is.

6. Fejezet A fejezetben a kapott eredményekről olvashatunk részletesebben, például hogy milyen felvételeket sikerült készíteni vagy hogy hogyan sikerült az adatokat az OpenSIM-be beilleszteni.

7. Fejezet Az utolsó fejezet nagyobb részét a diszkusszió adja, amelyben elemzem a munka során előjött pontatlanságokat, későbbi fejlesztési lehetőségeket.

2. fejezet

Létező szakirodalmi megoldások

Munkám megkezdése előtt tájékozódtam kicsit a már létező szakirodalmi megoldások terén. Azt vettem észre, hogy a kamerás felvételek mellé szinte minden esetben társul valamilyen más mérési megoldás különböző szenzorok – például inerciális mérőműszerek ((Inertial Measurement Unit, IMU) – formájában. Bár a kamerával való adatrögzítésnek több előnye is van, például a felvett mérésre akárhány markerpont rátehető, illetve könnyedén beépíthető kis eszközökbe és a beüzemelése is gyors, egyszerű, a hosszabb távú vagy nem egy helyben megvalósítható mozgások esetén nem alkalmazható. Emiatt a legtöbb kutatócsoport dinamikus mozgáskövetés során különböző szenzorokat is használ a mozgások rögzítéséhez.

Egy ilyen megvalósítást alkalmazott Mazen Al Borno és csapata is, akik a láb hosszú ideig tartó, IMU alapú mérésével foglalkoztak. Számukra a fő probléma az IMU-k hosszú távú használata volt, ugyanis a bennük található szenzorok, főként a giroszkóp hajlamos a véletlenszerű sodródásra. A projekt megvalósítása során 11 alanyról vettek fel méréseket laboratóriumi körülmények között. Az adatok fúziójához több módszert is kipróbáltak (az Xsens szenzor saját szűrőjét, illetve Mahony és Madgwick megoldásait, melyeknek szabadon elérhető referenciaimplementációját végül én is használtam). Az adatok validációjához egy OpenSIM-es modellt használtak. Az IMU-s adatokkal párhuzamosan felvett optikai mérésekből az inverz kinematikai modul segítségével számoltak konkrét mozgási értékeket, melyeket összehasonlítottak az inerciális mérőegységek adataival [1].

Yushuang Tian szintén egy mélységi kamerából és inerciális szenzorokból álló rendszert vizsgált - ő azonban már a felsőkar mozgását rögzítette. Cikkében az IMU-kból jövő adatok hasonlóságát és fúziós lehetőségeit vizsgálta. A használt mélységi kamera Microsoft Kinect típusú, az inerciális szenzor InterSense Inertiacube 3 típusú volt (ami egy generációval régebbi, komplett rendszer adatfeldolgozó modullal, külön szoftverrel).

A különböző modalitások különálló és együttes használata közül akkor érték el csapatával a legnagyobb pontosságot és sodródásmentes orientációbecslést, amikor a különböző modalitásokat a nemlineáris folyamatokkal jól teljesítő Szagtalan Kálmán szűrő (UKF) segítségével kombinálták [2].

A már korábban említett kamerával kapcsolatos hátrányok miatt dinamikus vagy kifejezetten aprólékos mozgáskövetés esetén sokszor csak szenzorokat használnak a kutatók a mozgás, például a kézfej és az ujjak mozgásának rögzítéséhez. Ehhez ún. viselhető adatgyűjtő kesztyűket használnak, melyek általában ujjanként több szenzort tartalmaznak. Changcheng Wu és csapata egy olyan kesztyűt készítettek el, amelyen 12 darab MPU-9250 típusú IMU volt megtalálható. A vezérléshez mikrokontrollert használtak, illetve elvégezték saját számítások mentén a magnetométer kalibrációját is. A szenzorfüzió során kvaterniókká alakították a mért nyers adatokat és a későbbi kiértékelés során ezekből számolták tovább a szükséges értékeket [3]. Ebben a mérőrendszerben a szenzor típusa és az adatgyűjtés módja hasonló volt a saját megoldásomhoz, ami támpontot adott az elvégzendő lépésekhez.

Kaiyuan Zhu és Liang Shi az IMU-kat (MPU-9250) egy hajlításérzékelővel (Flex Sensor, mely ellenállásváltozással reagál hajlításra) kombináltak az alkar és felkar mozgásának nyomonkövetésére. Ezzel az interfésszel a virtuális valóságban egy videójátékot vezérelnek, mely egészen költséghatékony VR-interfésznek tűnik, ugyanakkor az ellenálláscsík gyakori fizikai elcsúszása-mozdulása és az IMU-ból származó adatok plusz szűrő nélküli használata hamar sodródást eredményez a vezérlőjelben [4].

Nemcsak a sodródás jelenthet azonban problémát az IMU-k használata során. A következő, [5] forrású cikkben egy, az IMU-alapú ízületi szögmérés során jelentkező speciális problémát jártak körbe. A testrészekhez rögzített szenzorok mozgás/forgatás közben a bőr relatív elmozdulása-csavarodása miatt a végtag koordinátarendszerében pozíciót és orientációt változtat, ilyen módon pontatlanságot visz be a rendszerbe (ez az úgynevezett puha szövet artefakt). A cikkben ehhez a pontatlansághoz mutatnak be korrekciós lehetőséget. A használt inerciális szenzorok itt a Bosch BNO055 lapkái, melyek beépített függvényként valósítanak meg a különböző modalitások között fúziót.

Az IMU-k mellett gyakran alkalmaznak EMG-alapú visszacsatolást is. Yogeswaran Ganesana, Suresh Gobee és Vickneswary Durairajah könyökhajlító gyakorlatokat végeztek ilyen módszerrel egy gyors prototipizálással készült exoszkeleton segítségével. Az exoszkeleton feladata itt az egészséges kar mozgásának / könyökszög-változásának másolása. Az egészséges kar aktivitását és kinematikáját EMG és IMU szenzorokkal mérik, az

exoszkeletonon pozíció-visszacsatoláshoz IMU szenzorokat használnak [6].

A felsővégtag exoszkeletonok tervezéséről (főleg biomechanikai szempontokból) elsőként Lelai Zhou cikkéből tájékoztam. Cikkük alapján a felsővégtag biomechanikai modellje az AnyBody szimulátorban készült, míg az exoszkeleton először SolidWorks-ben, ahonnan aztán AnyBody-ba exportálták. A valódi karmozgás rögzítését két MS Kinect kamerával és egy iPi mozgásrögzítő rendszerrel végezték; maga a mozgás egy csésze felemelése és tartalmának megivása volt. Célja annak vizsgálata volt, hogy a Brachial Plexus nevű idegköteg (C5-C8, T1 csigolyákból fel- és leszálló kapcsolatok a vállhoz, karhoz és kézfejhez, mind érző-, mind vezérlő-idegek) sérülése esetén ezt a mozgást hogyan lehet minél inkább a biomechanikai szempontok mentén reprodukálni [7].

Foglalkoztam Amin Zeiaee „CLEVER ARM” felsővégtag exoszkeletonjával is. Ez alapvetően egy 6 aktív és 2 passzív szabadsági fokot tartalmazó exoszkeleton (a váll, könyök és csukló tartását-mozgását segíti). Ami miatt különösen jó, hogy egészen nagy munkatérrel rendelkezik, megközelíti egy egészséges alany munkaterét. A tervezés során nagyon figyeltek az ergonómiára, kompaktságra, így összesen 3,9 kg lett az össztömege. Van hozzá kapcsolódó AR/VR-interfész és rendszer, ami megkönnyíti a rehabilitációs cél elérését [8], [9].

Michele Xiloyannis cikke egy új megközelítésű, kábel-alapú puha exoszkeleton viseletet ismertet [10]. Anyaghasználati és tervezési szempontok mentén ez hasonlít a legjobban a Robotika Laborban készülő modellre. Van benne gravitáció-kompenzáció, valamint a puha és rugalmas tulajdonságai révén biztonsági szempontokhoz juthatunk. A vezérlés alapja egy PID-szabályozó, két-ciklusos felosztásban (külső nyomaték-kör és belső sebesség-kör). EMG-vel kiegészíthető a vezérlése, amely az alábbi, [11] forrású cikkben kerül bővebb kifejtésre.

3. fejezet

Biológiai háttér

A választott feladat az emberi felsővégtag, a kar modellezéséhez köthető. Ebben a részben részletesebben áttekinthetjük a modellezéshez szükséges építőköveket és a kar anatómiáját.

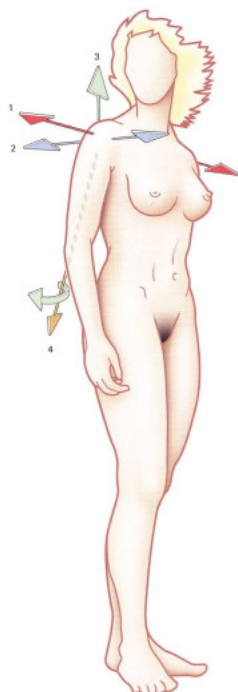
3.1. Az emberi test anatómiájában használatos irányok és síkok

A mozgások irányának egyértelmű azonosításához definiálható egy egységes viszonyítási rendszer. Ehhez három darab, az egész emberi testre vonatkozó sík használható, melyeket azonban a későbbiekben a fixpontok újradefiniálásával akár testrészekre is használhatunk. A definíció megalkotásához a test egymástól legtávolabb lévő végpontjait érdemes fixpontoknak választani – így a fejet és a lábakat, a test hasi és háti oldalát, illetve a jobb és bal oldalát. Minden fixpont-pár összekötve egy tengelyt alkot, a tengelyeket is összekötve pedig megkaphatjuk a síkokat.

3.1.1. A tengelyek

Az előbb felsorolt fixpontok mentén húzott tengelyek tudományos elnevezésükkel együtt a következőképpen csoportosíthatóak:

- lateral-lateral tengely: a test jobb és bal oldalát összekötő egyenes (3.1. ábra, 1-es jelű tengely).
- anterior-posterior tengely: a test háti és hasi oldalát összekötő egyenes (3.1. ábra, 2-es jelű tengely).



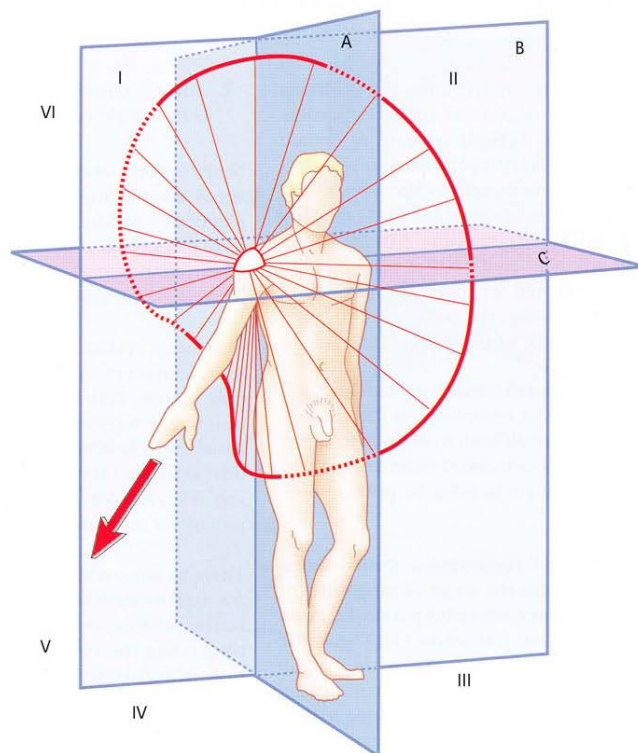
3.1. ábra. Az emberi test anatómiájában használatos tengelyek. Piros színnel/1-es számmal van jelölve a lateral-lateral tengely, kék színnel/2-es számmal az anterior-posterior elnevezésű tengely és zöld színnel/3-as számmal a superior-inferior tengely. (Az ábra forrása: [12], 16. oldal, 2. ábra)

- superior-inferior tengely: a fejet és a lábat összekötő egyenes (3.1. ábra, 3-as jelű tengely).

3.1.2. A síkok

A három sík elnevezése a következő:

- szagittális vagy longitudinális: a test ún. superior-inferior tengelyének és az anterior-posterior tengelyének összekapcsolásával létrejövő sík (3.2. ábra, A jelű sík).
- frontális vagy koronális: a test ún. superior-inferior tengelyének és a lateral-lateral tengelyének összekapcsolásával létrejövő sík (3.2. ábra, B jelű sík).
- transzverzális vagy horizontális: a test ún. anterior-posterior tengelyének és a lateral-lateral tengelyének összekapcsolásával létrejövő sík (3.2. ábra, C jelű sík).



3.2. ábra. Az emberi test anatómiájában használatos síkok. Az ábrán A-val van jelölve a szagittális sík, B-vel a frontális sík, C-vel pedig a transzverzális sík. (Az ábra forrása: [12], 26. oldal, 20. ábra)

3.2. Modellezés

Rengeteg kutatás foglalkozott már az emberi test mozgásának mikéntjével és azzal, hogy pontosan mik azok az alkotóelemek, amelyekről nagymértékben függ az emberi test mozgása vagy amelyekkel viszonylag pontosan lehetséges modellezni az adott testrész vagy akár az egész test mozgásait. Az elkészített modell részletessége és kidolgozásának módja függ a megvalósítandó céloktól is, másféle modell szükséges például egy mechanikus erőhatások teszteléséhez készített eszközhöz, mint egy kiállítási célra legyártott mintához. Ugyanakkor általánosságban elmondható, hogy a modellezés feladata az egyszerűsítés. Az elkészítéshez ki kell emelni a legfontosabb részleteket, elrugaszkodva ezzel a valóságtól és a részletek tovább egyszerűsítésével, illetve a közöttük lévő legalapabb kapcsolatokra koncentrálni könnyedén egy működő modell elkészíthető. Célszerű fokozatosan haladni a komplexebb alkotóelemek beillesztésével. Hasonló ez a folyamat a gyermekek emberábrázolásához. Elsőként ők is pálcikaembert tanulnak meg rajzolni, majd később kezdenek el hasat, arcot, kézfejet és egyéb testrészeket megjeleníteni.

Biológiai ismereteinknek hála tudhatjuk, hogy az emberi test vázát a csontvázunk alkotja és a csontjainkhoz tapadnak hozzá az izmok, ínszalagok segítségével. A csontvégek találkozásánál ízületek alakultak ki, ezek segítik elő a csontok egymáshoz képesti súrlódásmentes elfordulását. A mozgás maga az agy vezérlésével, az izmokhoz kapcsolódó idegek segítségével történik meg. Az izomrostok összehúzódnak, elernyednek a stimuláció hatására, és a megfelelő izomcsoportok összehangolt működésével létrejön a mozdulat.

A mozgás modellezésénél általában a csontokat és az izmokat használják, ezeknek a paramétereit adják meg a lehető legpontosabban. Csontok esetében a legfontosabb paraméterek a végek, azaz az ízületi típusok, ugyanis ezek szabályozzák, hogy a két (vagy több) csont egymáshoz képest milyen irányban és mértékben tud elfordulni. Izmok esetében leginkább a tapadási pontok pontos megadására és a rövidülés mértékére kell odafigyelni. Természetesen az ízületeknek csak egy átlagos értéket lehet megadni a modell készítésénél, ugyanis konkrét elfordulási szögeket, tartományokat nem tudunk minden emberre azonosan alkalmazni, minden test/testrész kissé másképpen mozog.

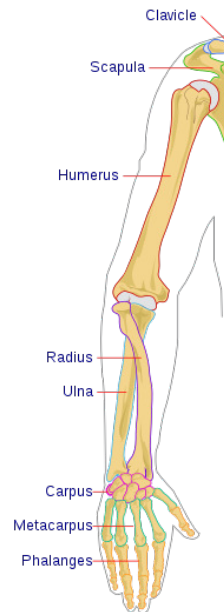
3.3. A kar anatómiai felépítése

3.3.1. Csontok

Az emberi felsővégtag, a kar esetében beszélhetünk al- és felkarról. A felkar egyetlen csontja a humerus (avagy felkarcsont), amely sima kerek fejben végződik és a scapulában (lapockában) elhelyezkedő ízületi vápába illeszkedik. A vápa nem túl mély és sokkal kisebb, mint a humerus feje. Ez az elrendezés lehetővé teszi, hogy a karunkat a testünktől minden irányba elmozdíthassuk, ugyanakkor kis mérete csekély stabilitást biztosít, így ez az ízület ficamodik ki a legkönnyebben.

A felkarcsont másik vége a könyökízületben egyesül a két alkarcsonttal, a singcsonttal és az orsócsonttal. A könyökízület legjellegzetesebb csontját a singcsont felső része alkotja. Az orsócsont feje gömbszerű, szélein lekerekített, tetején lapos. A felső lapos rész rácsúszik a felkarcsontra, a gömbölyű részek pedig elfordulnak az orsócsonthez képest, így nagymértékben megnövekszik a karok mozgási lehetősége.

A kéz nagy fokú rugalmassága a csuklónál kezdődik, ahol a nyolc kéztőcsont két, egyenként négy csontból álló sorban helyezkedik el. A kavicsokra emlékeztető kéztőcsontok elhelyezkedése és ízesülése valójában rendkívül finom. Belőlük kiindulva öt kézközépcsont húzódik végig a kézen. A kézközépcsontok nagyjából egyforma alakúak, csak a hosszuk különböző. E csontok mindegyike egy-egy ujjal ízesül [13], 3.3 ábra.



3.3. ábra. Az emberi felsővégtag csontjainak vázlatos képe. Modellezési szempontból kiemelendő a felkar legnagyobb csontja, a humerus, amely a lapockában (scapula) elhelyezkedő ízületi vápába illeszkedik, az alkar egymásba fonódó sing- (ulna) és orsócsontja (radius), illetve a kéztőcsontok (carpus). (Az ábra forrása: [14].)

3.3.2. Izmok

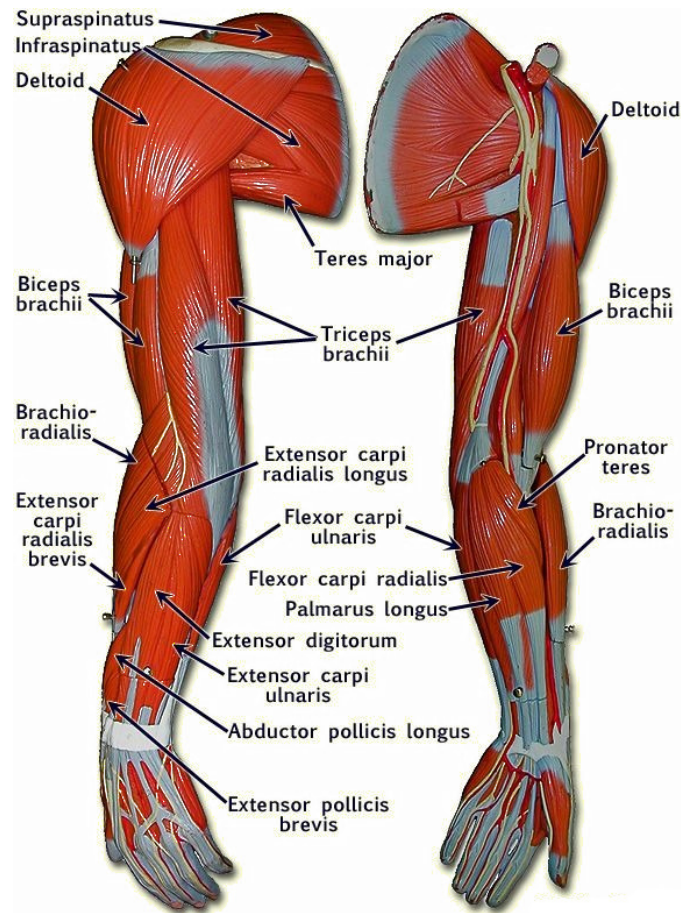
A karunkon elhelyezkedő - és annak mozgatásáért felelős - izmokat harántcsíkolt izmoknak vagy vázizmoknak hívjuk. Ez a fajta izomszövet funkcióját tekintve a kar hajlításért, felemeléséért, feszítéséért, egyszóval mozgatásáért felel. Megkülönböztethetjük a vállizmokat, a felkarizmokat, az alkarizmokat és a kézizmokat.

A vállizmok a vállízületet körülölelve az ízület megtartásában vesznek részt. Legerősebb izma a deltaizom, mely a kulcscsont/lapocka és a felkarcsont felső részénél helyezkedik el. Főképpen a kar felemelésében van szerepe. A váll izmai közé tartoznak még az ún. tövis alatti/feletti izmok, illetve a görgetegizmok is. Ezek az izmok már inkább a törzsön helyezkednek el, azonban nagy szerepük van a kar mind a három szabadsági fok mentén történő mozgásában.

A felkaron és az alkaron is találhatóak hajlító- és feszítőizmok. A felkar esetében ezek fő feladata a könyökízülettel összefonódva az alkar tartása és mozgatása, de részt vesznek a kar hátrafele feszítésében is. Megemlítendő közülük név szerint a bicepsz (a test hasi oldalán helyezkedik el) és a tricepsz (a test háti oldalán helyezkedik el).

Az alkar izmai nem ilyen egyszerűen összefoglalhatóak. A kézfej aprólékos mozgatása miatt, illetve amiatt, mert két csont is található itt, több rétegnyi izom található az

alkaron. Hasonlóan a felkarhoz, az alkar esetében is jelen vannak tartásért felelős izmok, illetve a csuklóízület mozgatásáért felelős izmok, azonban innen indul ki a tenyeret és az ujjakat mozgató izmok egy része is. Az ujjak mozgatásáért felelős izmok másik része a csuklóízület környékéről indul ki. Minden ujjhoz külön izomköteg tartozik, amelyek átívelnek az ujjperceken is, és felelősek egyben az ujj minden részének mozgatásáért [15], 3.4 ábra.



3.4. ábra. Az emberi felsővégtag izmainak sematikus ábrája. Az ábrán jól látható a vállizom legnagyobb izma, a deltaizom (deltoid), a felsőkar nagy részét mozgató tricepsz (triceps brachii) és bicepsz (biceps brachii), az alkaron pedig a különböző rétegekből induló mozgatóizmok, illetve az ujjak mozgatásáért felelős izomkötegek. (Az ábra forrása: [16].)

3.3.3. Ízületek

Az ízületek a csontok találkozásánál kialakult speciális képződmények, melyek segítik a súrlódásmentes elfordulást és lehetővé teszik a több irányba való elmozdulást. A kar esetében három ízület teszi lehetővé a mozgást: a váll, a könyök és a csukló ízülete [17].

A vállízület

A váll ízülete az egyik legnagyobb fokú mozgást lehetővé tevő ízület. Az ízületet a lapocka és a felkarcsont ízesülése adja, típusát tekintve pedig gömbízület, így sokrétű mozgási tulajdonsága alakjából következik. (Gömbízület esetén beszélhetünk egy ízületi árokról illetve egy abba illeszkedő ízületi fejről, amelynek az illeszkedő része gömb alakú.)

Ennek megfelelően a vállízület esetében a következő mozgásokról beszélhetünk [18]:

1. **Flexió (hajlítás) és extenzió (feszítés):** A flexió definíció szerint olyan mozgássorozat, amely két, egymáshoz közeli vagy egymással együtt mozgó struktúra/elem mozgása esetén a kettő között lévő hajlítási szög csökkenésekor jön létre, a felkar három tárgyalt ízülete esetében a szagittális síkban.

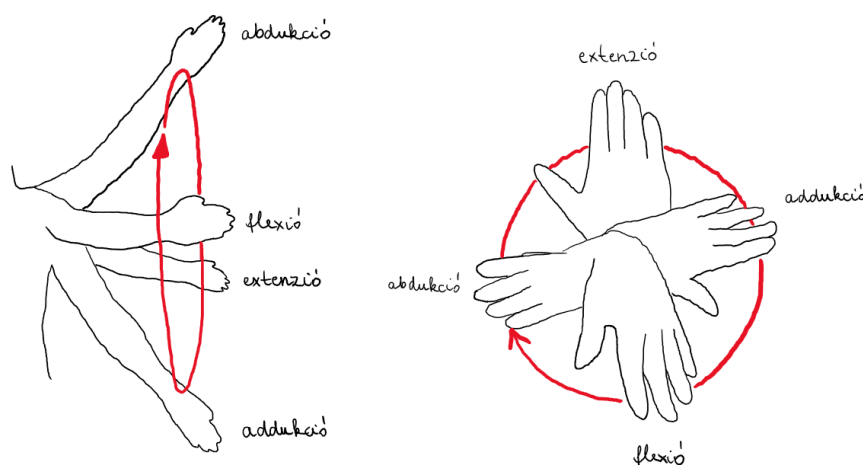
A váll esetében flexióról a karunk felemelésekor beszélhetünk. A szagittális síkbeli mozgás esetében a szögek változását általában két megfelelő helyre berajzolt egyenes segítségével könnyebb elképzelni. A váll flexiójának modellezéséhez a két egyenest válasszuk a fej-kar félegyenesnek, illetve legyen a másik egyenes egy, a fejtől superior irányba induló félegyenes. Ekkor a kar felemelésekor valóban csökkenni fog a két félegyenes által bezárt szög.

Extenzió megvalósulásakor egy ellentétes irányú mozgásról beszélhetünk, azaz a mozgás létrejöttékor a szög nőni fog, a kar közeledik a testünkhöz.

2. **Abdukció (távolítás) és addukció (közelítés):** Ezen mozgások többsége a frontális síkban jelenik meg. Itt definíció szerint akkor beszélhetünk abdukcióról, ha egy adott struktúra egy referenciavonalhoz képest eltávolodik. Addukciónak itt is az ellentétes mozgást nevezzük, tehát azt amikor egy struktúra a referenciavonalhoz képest közelít.

A váll esetében ez a két mozgás az egész karunk és a test mozgásának viszonyát írja le. Abdukcióról akkor beszélünk, ha előlnézetből a testre ránézve a kezeinket felfelé emeljük (azaz a testünk mellett lógatott kezeinket távolítjuk a testünktől, a referenciaegyenes ebben az esetben is a testet „félbevágó” superior-inferior irányú tengely), míg addukcióról a kéz leengedésekor.

3. **Forgatás, forgó mozgás:** A forgatás definiálása tulajdonképpen rendkívül egyszerűen megtehető, ez egy adott tengely körüli mozgást jelent. A váll esetében ez a mozgás például a transzverzális sík mentén megtett mozgással megalkotható (a könyök derékszögben van és az alkar szagittális sík mentén mozog).
4. **Körmozgás (circumductio):** Ez a mozgási forma ötvözi az előzőekben már említett mozgásformákat és ezekből hoz létre egy körkörös mozgást. Egy ilyen mozgás viszonylag sokrétűen megvalósítható, példának említenék egyet: Ha a karunkkal kis köröket írunk le, úgy, hogy az ujjaink hegye rajzolja meg a kört, akkor a „flexió-abdukció-extenzió-addukció” mozgássorozat ismétlésével létre tudjuk hozni a körmozgást, ahogy ezt a 3.5. ábra is szemlélteti.



3.5. ábra. Az összetett körmozgás megvalósítása a váll és a csukló esetében.

A könyökízület

A könyökízületben már 3 csont találkozik, a felkarcsont, a singcsont és az orsócsont, ennek megfelelően a kapcsolódási pont is kicsit bonyolultabb, mint a váll esetében. Itt az egész ízület többféle ízületből épül fel, a felkarcsont találkozik a singcsonttal (csuklóízület) és az orsócsonttal (gömbízület) is. A két alkari csont pedig egymáshoz egy ún. forgóízülettel kapcsolódik. Egy szabadsági fok mentén mozog, jellemző mozgása a flexió és az extenzió.

A csuklóízület

A csukló ízülete még összetettebb, mint az eddigi két áttekintett ízület. Tágabban nézve a csukló kilenc csont találkozási pontja, de ezeket csoportosítva tulajdonképpen csupán az

orsócsont és a kéztőcsontok találkozásáról van szó. Ez a találkozás egy tojásízület formájában jelenik meg, ami egy viszonylag szabad mozgást biztosító ízületfajta. A tojásízület nagyon hasonló a gömbízülethez, csak itt egy ellipszis alakú ízületi fej és árok alkotja az ízületet. Hasonlóan a vállízülethez, itt is sokféle mozgást különböztethetünk meg. A csukló végezhet flexiót vagy extenziót, abdukciót vagy addukciót, illetve ezekből összetett körmozgást is.

3.3.4. Atetózis

Az emberi felsővégtag összehangolt mozgása rengeteg területen alapvető fontosságú. Vannak azonban olyan betegségek, amelyek mellett nem vagy korlátozott módon lehetséges a funkció betöltése. Ezek közül egyet szeretnék kiemelni, a cerebrális parézis egy fajtáját, az atetózist, amelyben a Pető Intézetben tanuló diákok egy része is szenved.

A cerebrális parézis (CP) a koponya-agy korai károsodása (például születéskor oxigénhiány) következtében kialakuló állapot, amely a tartás- és mozgászavar mellett gyakran eredményezi az érzékelés, észlelés, kommunikáció és a kogníció zavarait is. Ennek egyik speciális típusa az atetózis, amely esetében a vezérlés sérült kérgi szinten, de a kivezérlés-izommeghajtás rendben van. Az ebben szenvedő betegek mozgására jellemző a külső vagy belső ingerek hatására bekövetkező akaratlan izomkontrakció, sok, rövid ideig tartó befeszüléssel. Gyakran jár nagy kilengésekkel, egyensúlyzavarral együtt, illetve megjelenhet folyamatosnak tűnő remegésként vagy ritkábban előforduló hirtelen rángásként is. A rendellenesség általában a végtagokra van hatással [19].

4. fejezet

Technikai háttér, tervezés

4.1. A végtagmozgás mérése

A választott téma egyik fő eleme a kar rendes mozgásának és akaratlan kilengéseinek mérése. A mérés többféleképpen is megvalósítható, a Robotika Laborban rendelkezésre álló eszközök alapján például mélységi kamerával és egy annak adataival dolgozó szkeletonizáló programmal vagy erre a célra kialakított inerciális mérőegységekkel és azok adatainak fúziójával is.

4.1.1. LiDAR alapú mélységi kamera

A feladat során egy kifejezetten biomechanikai modellezésekhez kifejlesztett kamerával dolgoztam. Két ilyen kamera állt rendelkezésemre, én ezek közül egy LiDAR (lézeres távolságmérő) alapú, Intel Realsense LiDAR L515 típusú kamerát használtam. A kamera egy ún. MEMS tükröszkenelési technológiát használ, ami más repülési idejű technológiákhoz képest jobb lézerenergia-hatékonyságot tesz lehetővé. Nagy felbontással rendelkezik (30 fps-nél 1024x768 képpont mélységi képnél, 1920x1080 színes képnél), és viszonylag széles mélységi tartományban képes a szegmentálásra (0,25 méter és 9 méter között) [20].

A kamera beüzemeléséhez a gyártó által kínált felvevőprogramot alkalmaztam, melynek típusa Intel RealSense Viewer v2.50.0 [21]. A kamera egy USB-C-s csatlakozón keresztül összekapcsolható a számítógéppel, illetve a felvételhez használatos programmal. Többféle felvételi módot is támogat – a felhasználó tudja kiválasztani, hogy milyen csatornát szeretne felvenni, illetve külön, egyesével konfigurálhatóak a csatornák is. A felvett fájlt egy .bag fájlba menti ki időbélyeg alapján.

4.1.2. Szkeletonizálás

A szkeletonizáláshoz külön programra volt szükség. Témavezetőm javaslatára én egy NuiTrack nevű programot használtam, annak is az ingyenesen használható részét [22]. (Ingyenesen 3 perces időlimittel használható a NuiTrack, ennél hosszabb felvételek szkeletonizálása, illetve például 360 fokos megjelenítés nem megengedett.)

A NuiTrack egy ún. szkeletonizáló program, azaz képes 3D és RGB kameraképeket használva ízületi koordinátákat kinyerni a felvételekből. A teljes testre illeszt 19 darab előredefiniált ún. markerpontot és ezeknek a pontoknak a koordinátáit adja vissza a felvétel minden időpillanatára. A program nagy erőssége, hogy egy AI (mesterséges intelligencia) alapú illesztést végez, amivel pontosabb térbeli elhelyezkedést tud visszaadni. További érdekesség, hogy a fejlesztők beleépítettek arc- és gesztusfelismerő funkciót is, ami képes a kamera képében lévő személy korát is megbecsülni.

4.1.3. IMU-s mérőrendszer

A kamera használata mellett felmerült lehetőségként az adatok felvételéhez egy IMU (Inertial Measurement Unit, inerciális mérőegység) alapú rendszer elkészítése is.

Az IMU-k olyan elektromos eszközök, amelyek képesek a testnek, amelyhez hozzá vannak rögzítve, az abszolút térbeli orientációját meghatározni a bennük található szenzorok segítségével. Jellemzően háromféle szenzort tartalmaznak: egy gyorsulásmérőt (amely az inerciális gyorsulás, vagyis a sebesség időbeli változásának méréséért felelős), egy giroszkópot (amely egy tárgy szögsebességét méri egy inerciális vonatkoztatási rendszerhez képest), illetve az abszolút orientáció kiszámításához egy magnetométert (amely a rendszert körülvevő mágneses mező erősségét és irányát méri). Igényektől függően további szenzorok is be lehetnek építve, például hőmérsékletet mérő termométer.

Az IMU-k közül végül az MPU-9250 chipre esett a választás, amely egy kilenc tengelyes mozgásérzékelő szenzor (gyorsulásmérő, giroszkóp és magnetométer található benne) [23]. Az MPU-9250 egy többchipes modul (MCM). Két lapkából áll, amik egyetlen QFN-csomagba vannak integrálva. Az egyikben található a 3 tengelyes giroszkóp és a 3 tengelyes gyorsulásmérő, a másik lapka tartalmazza az AK8963 típusú 3 tengelyű magnetométert, amely az Asahi Kasei Microdevices Corporation gyártmánya. A chip támogatja az I2C és az SPI porton keresztül történő kommunikációt is, illetve úgy tervezték, hogy több nem inerciális digitális érzékelővel, például nyomásérzékelőkkel is összekapcsolható legyen a kiegészítő I2C porton keresztül. A gyors és lassú mozgások precíziós követése érdekében lehetővé tették, hogy a felhasználó is programozhassa a ± 250 , ± 500 , ± 1000

és $\pm 2000^\circ/\text{sec}$ (dps) skálatartományú giroszkópot, illetve a gyorsulásmérőt (teljes skála: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ és $\pm 16g$) [24], [25]. A magnetométer teljes használható tartománya $\pm 4800\mu\text{T}$ [26]. Beépített hőmérséklet érzékelővel is rendelkezik 85° Celsius fokig, tápfeszültségének működési tartománya 2,4 V és 3,6 V között van. A kommunikáció az eszköz összes regiszterével I2C-n 400 kHz-en vagy SPI-n 1 MHz-en történik. Gyorsabb kommunikációt igénylő alkalmazásoknál az érzékelő- és megszakítási regiszterek SPI kommunikációs protokollon keresztül olvashatók 20 MHz-n is.

Az IMU alapú mérőrendszert egy Arduino Uno boardon keresztül használtam. Ez egy mikrokontroller lapka, amely rendelkezik analóg és digitális bemenetekkel is, illetve USB csatlakozási lehetőséggel a számítógéphez. Programozását az Arduino IDE fejlesztőkörnyezeten keresztül végeztem, amely lehetőséget kínált mind a felprogramázandó kód szerkesztésére, szintaktikai ellenőrzésére, az Arduino-ra való feltöltésre és a soros porton keresztül történő futtatásra is. A chip programozásához Wolfgang Ewald kifejezetten MPU-6500-hoz (az MPU-9250 elődje, nem tartalmaz magnetométert) és MPU-9250-hez elkészített Arduino kódjait használtam fel [27], [28]. Legfőképpen amiatt esett rá a választás, mert a német szerző több kezdő szintű kódot is készített a teljes kiolvasást megvalósító kódok mellé viszonylag részletesen dokumentálva, illetve SPI-n keresztül kommunikált a chippel. (Utóbbi azért volt fontos, mert a Robotika Laborban készülő exoszkeletonnál is SPI buszon keresztül kommunikál az eszköz.) A kódok közül az MPU9250_SPI_all_data elnevezésűvel dolgoztam, amely amellet, hogy kiolvasta a három szenzor adatait, lehetőséget biztosított akár egyéni kalibrálásra is.

4.1.4. Az adatok fúziója

A három szenzorból háromszor három adatot tudunk kinyerni. Ezek azonban csupán nyers adatok, ahhoz, hogy megkapjuk az abszolút térbeli orientációt, az adatokat fúzióonálni kell. Ehhez az imufusion python csomagot használtam, amely egy szenzorfúziós könyvtár IMU-khoz.

A fúzió egy AHRS algoritmus, amelyet Madgwick prezentált PhD értekezésében. Az algoritmus a térbeli orientációt a giroszkóp integrációjaként egy visszacsatolási taggal összegezve számítja ki. A visszacsatolási tag egyenlő a többi érzékelő által meghatározott aktuális tájolásmérés hibájával, megszorozva az erősítéssel. Az algoritmus így tulajdonképpen kiegészítő szűrőként funkcionál, amely kombinálja a felüáteresztő módon szűrt giroszkóp méréseket más érzékelők aluláteresztő módon szűrt méréseivel, az erősítés által meghatározott határfrekvenciával. Az alacsony erősítés jobban „megbízik” a giroszkóp-

ban, és így érzékenyebb az elsodródásra. A nagy erősítés növeli a többi érzékelő befolyását és a gyorsulásokból és mágneses torzításokból eredő hibákat. A nulla erősítés figyelmen kívül hagyja a többi érzékelőt, így az orientáció mérését csak a giroszkóp határozza meg. Az algoritmus három kimenetet biztosít: kvaterniókat, lineáris gyorsulást és földi gyorsulást [29].

4.2. A biomechanikai szimulátor leírása

4.2.1. OpenSIM szimulációs környezet

Az OpenSIM szimulációs környezet egy olyan környezet, amelyet kifejezetten biomechanikai modellezésekhez fejlesztettek ki. Alapvetően biológiai modellek építéséhez használják, és bár jónéhány számolás, grafikai ábrázolás is bele van építve, a későbbiekben érdemes például matlab vagy python programozási nyelvek segítségével információkat gyűjteni a modell egyes paramétereit illetően, API-híváson keresztül kezelni [30]. A program alapvetően windows-ra és mac-re van optimalizálva, de linuxra is telepíthető forráskódból. Rengeteg előre elkészített modell található a SimTK (a készítő) oldalán, melyeket regisztráció után korlátlanul használhatunk és módosíthatunk is. Én a munkám során az OpenSIM 4.3-as változatát használtam.

4.2.2. OpenSIM-es modellek, a választott modell

Az OpenSIM-ben található modellek nagyon részletesen kidolgozott modellek. Attól függően, hogy éppen melyiket használjuk, lehetséges, hogy nem teljes testmodellek, például az általam használt modell is csak a karra fókuszált. A modell építéskor különböző objektumok hozhatóak létre. Ezek közül a legalapabb a „ground”, amely csak egy, a térben elhelyezkedő objektum. Nem tudunk hozzá markerpontokat illeszteni és számolni sem vele, viszont ott van viszonyítási alapnak és ráilleszthetőek további objektumok. Jellemzően nem mozgítható referenciaként használják, mint például végtagmodellek esetén a törzset. A csontok úgynevezett testekként vannak definiálva. Jellemző rájuk az alakjuk, a hosszuk, az elhelyezkedésük és hogy milyen ízülettal vannak összekötve. A mozgás során csak térbeli helyzetüket változtatják. Ezekre tudunk markerpontokat illeszteni, amelyek például az adatok külső forrásból való behúzását segítik. Megjelennek még a modellben az izmok is. Ezek is a csontokhoz vannak kapcsolva. A mozgás során összehúzódnak vagy elernyednek, az adott mozdulatnak megfelelő módon.

Munkám során több karmodellt is kipróbáltam, végül a legnagyobb szabadsági fokú vált be [31]. Az egyes modellek közötti próbálgatással és váltással a célom az volt, hogy a feladat szempontjából legoptimálisabb változatot megtaláljam. (Az elsőnek használt modell nem rendelkezett elég szabadsági fokkal, a másodikhoz nem volt felsőtest definiálva, így a váll mozgása nem volt teljesen valóságos, illetve a térbeli elhelyezése sem volt így megfelelő.) A végső modell azonban már tartalmazott egy felsőtest részletet (bordakosár, kulcsont, lapocka), illetve egy viszonylag részletes jobb kart is, amihez megfelelően tudtam illeszteni a markereket.

4.2.3. Skálázás

A modell skálázására azért van szükség, mert a letöltött modell csak egy ideális arányokkal rendelkező modell, a való életben viszont személyenként változhatnak ezek az arányok, ezzel együtt pedig a mozgási koordináták is. (Például van, akinek hosszabbak a karjai, de rövidebb a lába arányaiban, illetve az sem mindegy, hogy felnőttől vagy gyermekről készült a felvett adat.) Ezek kiküszöbölésére szokták használni a skálázást, ami egy statikus adatsor segítségével megpróbálja ezeket az arányokat változtatni a modellen, ha szükséges. Definíció szerint az OpenSIM-ben található skálázás funkció megváltoztatja a modell antropometriáját, hogy az a legjobban illeszkedjen az alanyhoz, ez pedig jellemzően a kísérleti markeradatok és a modellen elhelyezett virtuális markerek összehasonlításával történik. Emellett a skálázás használható a virtuális markerek helyének beállítására is, ugyanis a kísérleti adatok külön betölthetőek és összevethetőek a modellel. Az OpenSIM a skálázás bemeneteként egy kötött formájú és tartalmú .trc fájlt fogad el, amely statikus mozgásról készült adatokat tartalmaz. A skálázás kimeneteként egy új, skálázott modellt kapunk, amelyet elmentve tudunk használni további analízishez [32], [33].

4.2.4. Inverz kinematikai számítások

Az inverz kinematikai számítások során ez a modul kiszámolja a felhasználó számára az egyes ízületi szögeket a beadott koordináták alapján. Ennek kiszámolásához végigmegy minden időbeli lépésen (ez attól függ, hogy mennyi ideig és milyen minőségben lett felvéve a videó) és megpróbálja a modellt a lehető legközelebb elhelyezni a Nuitrack által illesztett koordináták értékeiből származó pozícióhoz. Ez a pozíció a markerkoordináták súlyozott négyzetes hiba összegének a minimalizálásával adódik. Ennek a modulnak a kimeneti adatait (.mot, azaz „motion” file, ami a mozgást tartalmazza) a legtöbb később

alkalmazott módszer alkalmazza, úgyhogy ez a lépés különösen fontos, hogy jó minőségű legyen. Bemenetként itt is egy .trc fájlra van szükség, ennek azonban már egy mozgásról készült adatsort kell tartalmaznia [34], [35].

4.2.5. Statikus optimalizálás

A statikus optimalizálás egy korábban elvégezhető modul (inverz dinamika) kiterjesztése, amely a nettó ízületi nyomatékokat minden egyes időpillanatban tovább bontja az egyes izomereőkre. Az izomereők felbontása az izomaktiválások négyzetösszegének (vagy más erősségű összegének) minimalizálásával történik. A lépés különösen fontos, mivel így már nem térbeli koordinátákkal dolgozunk, hanem konkrét izomaktivációkkal, ami egy exoszkeletonos simítási feladathoz jobban illeszkedő adattípus [36].

4.2.6. Előrehaladó dinamikai szimuláció (Forward Dynamics)

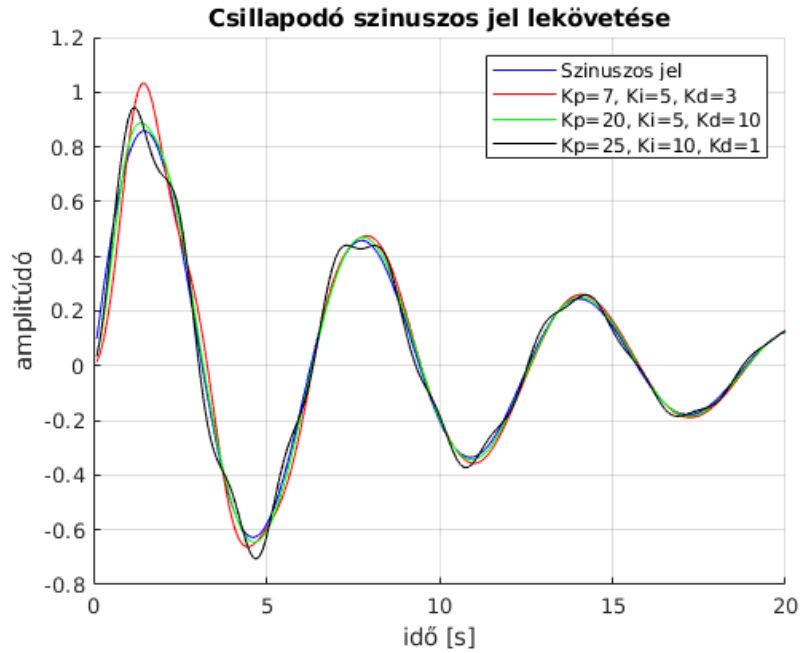
Ez a modul a már korábban kiszámított vezérlések (például izomgerjesztések) alapján előrehaladó dinamikai szimulációt végezhet. Ez a gyakorlatban az izom- és vázmodell dinamikáját meghatározó differenciálegyenletek megoldását (integrálását) jelenti. A modullal az érdeklődés szempontjából fontos konkrét időintervallumokra összpontosítva és különböző elemzések alkalmazásával részletesebb biomechanikai adatok gyűjthetők az adott vizsgálatra vonatkozóan. Nagyon hasznos az OpenSIM-be beépített függvényrajzolóhoz, aminek segítségével például izmonként tudjuk ábrázolni az izomereők változását. Fontos kiegészítő lehetősége, hogy külön hozzáadhatóak külső adatok is (például erőhatások) a forward dynamics számításához [37].

4.3. Szabályozás

Az exoszkeletonos simítások különböző szabályozók segítségével elvégezhetőek. A szabályozás az irányítás egyfajta módszere, ahol egy paramétert valamilyen értéken vagy intervallumon belül kívánunk tartani. Ezt a korlátok közé zárást úgy tesszük, hogy a szabályozott jellemzőt mérjük, és ha az a kívánatos értéktől eltér, visszacsatolás során beavatkozunk [38].

4.3.1. PID szabályozó

A PID típusú szabályozókat gyakran alkalmazzák lineáris rendszerek szabályozásánál. A szabályozó háromféle jelet használhat a szabályozás során, a hibajelet (P, azaz proportional), a hibajel integráltját (I, azaz integral), illetve a hibajel deriváltját (D, azaz



4.1. ábra. Egy csillapodó szinuszos jel lekövetése három különböző paraméterhalmazzal. Jól látható, hogy a három hibajel arányainak változtatásával változik a konvergencia gyorsasága is. A leggyorsabb konvergenciát a zöld színű ($K_p = 20$, $K_i = 5$, $K_d = 10$) görbe érte el.

derivative). A szabályozó minden időpillanatra kiszámítja a hibajeleket és az illesztést azok alapján valósítja meg. A PID szabályzó viselkedésének megértéséhez egy egyszerű függvényhez való konvergenciát bemutató példát használtam. Két jellel néztem végig a szabályozást, egy konstans és egy szinuszos jellel. A hibajel a bemeneti és a kimeneti jel különbségeként volt definiálva egy tetszőlegesen választott konstans szorzó hozzáadásával. A szorzók a háromféle hibajel súlyozását képesek állítani és a szabályozó konvergenciájának gyorsasága függ ezektől a beállított paraméterektől is.

Próbálkozással látható, hogy a szinuszos jel esetében a hibajel legnagyobb mértékű növelésével lehetséges a gyors konvergencia elérése. (Pl. a 100, 10, 10 paraméterezésű szabályzó szinte azonnal leköveti a jelet, az ábrán csak belenagyítás után észlelhető minimális eltérés.) A 4.1. ábrán egy példát láthatunk a PID szabályozásra.

4.3.2. Négyzetes integrátor

A négyzetes integrátor számol hibát a referenciajel eredeti terében és a jelek deriváltjainak terében is, e kettő hiba súlyozásával állítja elő a visszacsatolást. A megértéséhez használt példa egy kormányozott jármű modellel foglalkozik, mely példát a Robotika tantárgy gyakorlatából vettem át. A megoldáshoz először kiszámítja a jármű állapotegyenleteit



4.2. ábra. Egy kormányozott jármű négyzetes integrátorral való szabályozásának pályája. A körpályára állítás a $k_1 = -2$, $k_2 = -3$ paraméterekkel valósult meg.

gyorsítási dinamikával kiegészítve, illetve definiálja a hibák dinamikáját is, amikkel aztán nemlineáris visszacsatolást valósít meg. A kormányozott jármű a szabályozás hatására véges időn belül körpályára áll. Az eredmény a 4.2. ábrán látható.

5. fejezet

Mérések

A fejezet összefoglalja a munkám során elvégzett méréseket, a legelejétől elkezdve. A kamerával és inerciális mérőegységekkel való méréseket előbb külön dolgoztam ki és csak mindkét módszer működésekor használtam őket párhuzamosan, így kialakítva a teljes feladat megvalósításához használt mérési adataim.

5.1. A mérési alany

A mérések során mindig magamról vettem fel adatokat, ugyanis a rendszer időigényes tesztelése és a hibakeresés egyszerűbb volt így, mint külsős alanyok bevonásával. A továbbiakban mérési alanyként fogok hivatkozni magamra.

- A mérési alany kora: 22 év
- A mérési alany neme: nő
- A mérési alany magassága: 165 cm
- A mérési alany tömege: 52 kg
- A mérési alany jobb alkarjának hossza: 23,5 cm
- A mérési alany jobb felkarjának hossza: 27 cm
- Az alkar közepére elhelyezett IMU és a felkar közepére elhelyezett chip távolsága: 17,5 cm
- A felkar közepére elhelyezett IMU és a lapockánál elhelyezkedő chip távolsága: 21 cm

5.2. Mérés mélységi kamerával

Méréseket legelőször a 3. fejezetben említett mélységi kamerával végeztem. Első lépésként egy olyan üres teremre volt szükség, ahol adott volt a lehetőség a terem besötétítésére, a mélységi kamera ugyanis viszonylag érzékeny a kamerába beérkező (nap)fény mennyiségére. Szintén érzékeny a hasonló színekre, így például a bőrszínű fotelkarfára, így ha volt ilyen berendezési tárgy a teremben, azokat is arrébb pakoltam. Beállítottam a kamerát a megfelelő pozícióba és megkerestem az optimális távolságot, ahol az alany a kezét felemelve sem lógott ki a felvett képből. Ez a távolság általában körülbelül három és négy méter közé esett. Ezek után elindítottam a felvételt és a mozgás felvétele után kimentettem egy .bag kiterjesztésű fájlba. Több felvételt is készítettem ilyen módon, különböző sebességgel és fényviszonyok közepette, hogy később tesztelhessem a szkeletonizáló-szoftverrel, melyik a legjobb, illetve felvettem statikus mozgásokat is az OpenSIM skálázásához.

5.3. Mérés egyetlen IMU-val

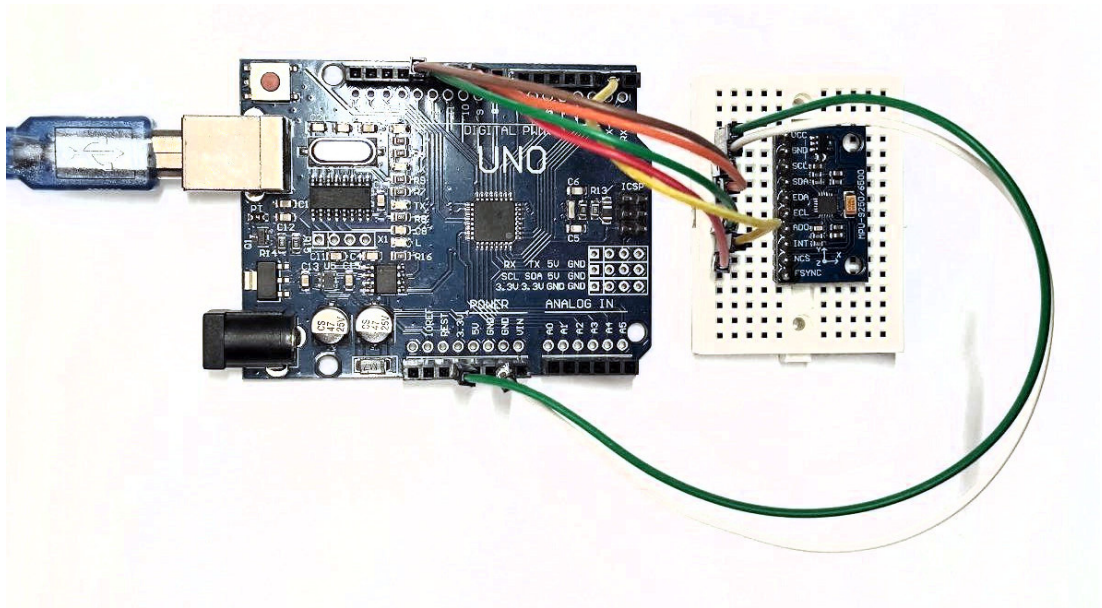
5.3.1. A mérés összeállítása

Az IMU-val végzett méréseket először egy darab chip-pel végeztem el és csak ezután tértem át a laborban található mérőrendszer használatára. A gyakorlati megvalósítás a következőképpen nézett ki: egy darab MPU-9250 chipet elhelyeztem egy breakout boardon és összekötöttem az Arduino Uno-val a megfelelő be- és kimeneteket (5.1 ábra).

A szenzorok adatainak kiolvasásához a Wolfgang Ewald által készített kódot töltöttem fel az Arduino-ra és egy python kód segítségével kimentettem a nyers adatokat egy .csv fájlba. A python kód egy rövid, 109 soros kód volt, amely a megfelelő csomagok beimportálása után csatlakozott a beállított porton keresztül az Arduino-hoz. Ehhez a Serial csomagot használtam. Mivel az Arduino-ra feltöltött kód rögtön visszaadta a mért adatokat, a következő részben szétbontottam őket háromfelé – gyorsulásmérő x, y, z, giroszkóp x, y, z és magnetométer x, y, z – majd struktúráltan kiírtam őket egy fájlba.

5.3.2. Kalibráció

Később megvalósítottam ugyanezzel a mérési felállással a magnetométer nem automatikus kalibrálását is. A gyorsulásmérő és a giroszkóp képes önmagát kalibrálni, ha a mérés elején meghatározott ideig egy helyben hagyjuk őket. A magnetométer erre nem képes, neki



5.1. ábra. Az Arduino Uno és a chip közötti vezetékek sorrendje az SPI porton keresztül való méréshez a következő volt (bal oldalt az Uno-ra vonatkozó, jobb oldalt a chipre vonatkozó lábmegjelölésekkel): 3.3 V – VCC; GND – GND; D10/CS – NCS; D11/COPI – SDA/SDI; D12/CIPO – AD0/SDO; D13/SCK – SCL; D2 – INT.

szüksége van egy gömbfelület menti mozgásra, amely mentén érzékeli az éppen jelenlévő mágneses erőket. A magnetométert minden mérés előtt újra kell kalibrálni ugyanis a körülötte lévő mágneses tér folyamatosan változhat akár a mobiltelefon vagy a számítógép jelenlététől is. A kalibrációt egy MotionCal elnevezésű rendszer segítségével valósítottam meg [39]. A MotionCal futása közben fogadja a szenzorból érkező adatokat és kiszámítja az ún. soft-iron és hard-iron mágneses eltéréseket. A számítás végén egy vektort és egy mátrixot ad vissza, amelyekkel kiszámítható minden adatpontra az eltérés. A hard-iron eltérések esetében tulajdonképpen egy eltolást mér a MotionCal – tehát a kalibrált adat az IMU által mért adat és a MotionCal által kiszámolt hard-iron érték különbsége lesz, ez a korrekció jellemzően közeli állandó mágneses tere miatt szükséges. A soft-iron érték már egyfajta súlyozást képvisel inkább. Ebben az esetben környező ferromágnesek hatásait és egyéb, a mágneses teret lokálisan torzító elliptikus térfűjtásokat küszöbölhetünk ki egy mátrix-szorzásos transzformáció segítségével (ez a soft-iron kalibrációs mátrix). A kiszámolás módja az alábbi:

```
mag_data[idx] = (soft_iron[idx][0]*hi_cal[0]) +
(soft_iron[idx][1]*hi_cal[1]) +
(soft_iron[idx][2]*hi_cal[2]);
```

1. kódrészlet. A magnetométer soft-iron súlyozásának kiszámítási módja. A képletben a mag_data változó a már minden szempontból kalibrált x, y, z irányú adatokat tartalmazza, a soft_iron értékek a MotionCal által számolt kalibrációs mátrix elemei, a hi_cal pedig a hard-iron kalibráció során már eltolt vektor.

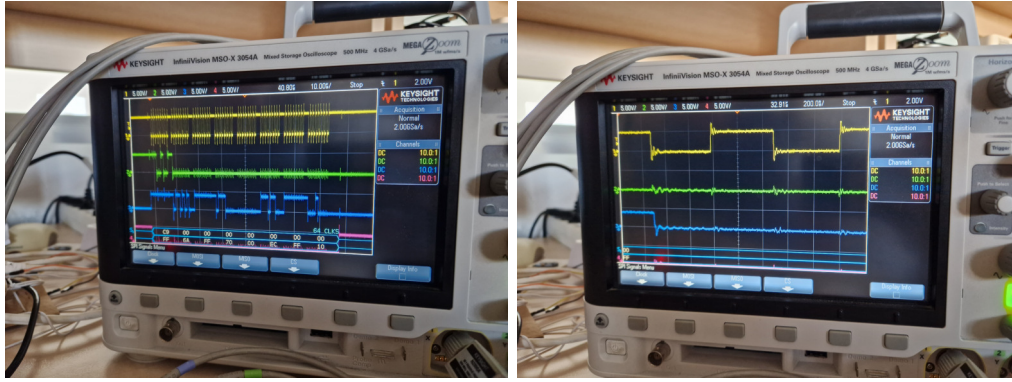
5.4. Mérés több IMU-t tartalmazó rendszerrel

Azután, hogy megismertem és megértettem az egy IMU-val végzett méréseket, lehetőségem volt a laborban található mérőrendszert is használni, amely három darab chipet köt össze. A rendszerrel a jobb kar mozgását lehetséges mérni. A három inerciális egység közül egyet az alkarra kell rögzíteni, egy másikat a felkarra, illetve az utolsót a lapockacsont környékére. Az IMU-k egy hosszabb vezetékkel voltak összekötve, az Arduino pedig a mérési alany csípőcsontja mellett volt elhelyezve. Az Arduino egy több méter hosszú tápkábelrel csatlakozott a méréshez használt számítógéphez. Az együttes vezérléshez egy kicsit át kellett alakítani a korábban használt kódokat. Készítettem egy kalibrációhoz szükséges kódot, amellyel egyesével tudtam kalibrálni a MotionCal segítségével az IMU-k magnetométerét, illetve az összes adatot kiíró fájlt is átalakítottam olyan formára, hogy mind a három adatrögzítő chip adatait kiírja. A feldolgozó (fúziót végző) és fájlba kiíró python kód is át lett alakítva, még hozzá úgy, hogy a három adatot ugyanabba a mappába, de három különböző fájlba mentse ki.

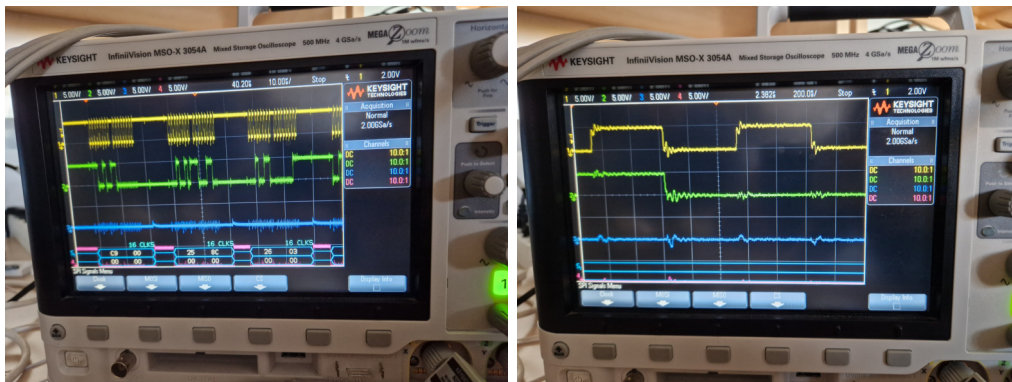
A mérőrendszer használata során derült ki, hogy a Wolfgang Ewald által írt kód nem teljesen illik a mérőrendszerhez. A kódban több elméleti hiba is előfordult, illetve az egyes IMU-kat összekötő vezetékek hossza miatt kábelillesztési (reflexiós) hiba lépett fel, így a magnetométer adatai használhatatlanná váltak.

Az Arduino-n keresztül adatokat kiolvasó kódot a témavezetőmmel közösen elkezdtuk kijavítani, a talált főbb hibákat a teljesség igénye nélkül felsorolnám:

- ellenőriztük például az egyes regiszterek hexa kódjait az MPU-9250 adatlapja [24] és regisztertérképe [25] alapján, találtunk elírást vagy foglalt, nem létező regisztert;
- átállítottuk az SPI port konfigurációját az adatlap szerinti értékekre (1MHz, 3-as mód használata);



5.3. ábra. Az IMU-kat rövid vezetékkel összekötve az oszcilloszkóp által ábrázolt idődiagram különböző nagyítások mellett.



5.4. ábra. Az IMU-kat hosszú vezetékkel összekötve az oszcilloszkóp által ábrázolt idődiagram különböző nagyítások mellett.

5.5. Mérés a kamerával és az IMU-kkal párhuzamosan

Miután sikerült kidolgozni mindkét mérési módszer esetén a megfelelő mérési paramétereket, az összehasonlíthatóság miatt mértem a kétfajta módszerrel egyszerre is. Az egyszerre mérés esetén biztos, hogy minden körülmény azonos – tehát a fényviszonyok, a mágneses erők és a térbeli elhelyezkedés is. A két mérést nem tudtam pontosan egy időben elindítani, de időbélyeg szerint neveztem el őket, és így a kiértékelés során könnyű volt összefésülni az egymásnak megfelelő adatokat. Összefoglalólag szeretném felsorolni a felhasznált eszközöket és programokat is.

- Használt eszközök:
 - LiDAR alapú mélységi kamera;
 - 3 db inerciális mérőegység (kiegészítve egy, a rögzítéshez szükséges kartonnal és gumiszalaggal);



5.5. ábra. Az IMU-kat hosszú vezetékkel és három ellenállással kiegészítve az oszcilloszkóp által ábrázolt idődiagram különböző nagyítások mellett.

- Arduino Uno mikrokontroller;
- a csatlakozásokhoz használt vezetékek;
- számítógép.
- Használt programok:
 - Realsense Viewer;
 - az Arduino-ba programozott kalibráló és kiolvasó program.
- Mérési protokoll:
 - berendeztem a termet, megfelelően kizártam a külső napfényt (ez a kamera jó minőségű felvételeihez elengedhetetlen), a zavaró objektumokat kivettem a látótérből, beüzemeltem a kamerát;
 - a mérési alanyra rögzítettem az IMU-kat tartalmazó rendszert;
 - elindítottam a kétfajta mérést időben a lehető legközelebb egymáshoz, majd a mozgás elvégzése után leállítottam és mentettem őket;
 - többféle mozgást is felvettem;
 - szétszereltem a mérés során használt eszközöket, visszarendeztem a termet.

5.5.1. Megvalósított mozgásfajták

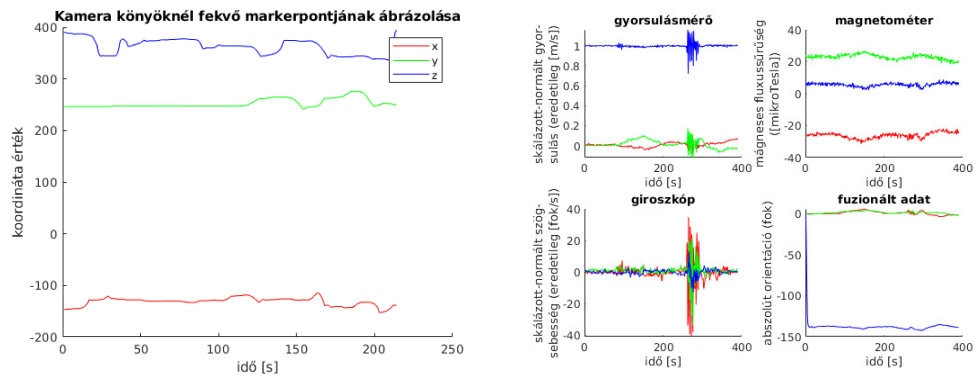
A közös mérés során három különböző trajektóriájú mozgást vettem fel. A későbbi tesztekhez nem csak rendes mozgásokat vettem fel, hanem próbáltam rendellenes mozgásokat is felvenni, különböző pozíciókban, különböző amplitúdóval és különböző gyorsasággal. A kóros mozgások ugyanabba a mérésbe kerültek rögzítésre, mint amibe előtte a rendes mozgást vettem fel.



5.6. ábra. A párhuzamos mérés szkeletonizálásából kivágott képkocka. A mérési alany a kiindulási pozíciót vette fel. Az alany karján piros nyilakkal jelölve látszódik a felszerelt három darab IMU-ból az első kettő (alkarra és felkarra jutó) szenzor is.

A kiindulási helyzet (5.6. ábra) minden mérés esetében megegyezett, illetve minden mérés elején kb 10 másodpercig ebben a pozícióban tartotta a mérési alany a karját, hogy az IMU-k kalibrálhassanak. A mozgások szándékosan egyszerű, könnyen követhető mozdulatok voltak. A három megvalósított mozgás:

1. A kiindulási helyzetben a mérési alany karja a frontális síkban a teste mellett nyújtva volt. Ebben az állapotban a három chip körülbelül egy vonalban helyezkedett el. A kalibrációs idő letelte után az alany a frontális síkban felfelé hajlította az alkarját, majd visszatért a kezdőállapotba. Ezután egyenes, kinyújtott karral lefele mozgatja (szintén a frontális síkban), majd megint visszatért az eredeti pozícióba.
2. A második mérés esetén az egész kar lefelé mozgott a kiindulási állapotból a frontális sík mentén, majd a könyökízület mentén az alkar felfelé mozdult. A kar újra kiegyenesedett, majd visszatért a kalibráló pozícióba. Néhány másodperc várakozás után a mérési alany megismételte a mozgást egy szimulált rendellenességgel kiegészítve, a kóros mozgásforma (kis amplitúdójú, gyorsabb remegő mozgás) a könyök hajlításakor lépett fel. A kamera és az IMU összehasonlítását szolgáló ábrák a 5.7 ábrán találhatók.



5.7. ábra. A következő ábra a kamera és az IMU erősség-gyengeség feltárását szolgálja. A baloldali ábrán a kamerából származó (könyöknél elhelyezkedő markerpont) feldolgozott adat koordinátánkénti ábrázolása látható. A könyök remegése az yz sík mentén történt. Az y tengelynél látszódik némi remegés (120 s-től) a kóros mozgás jelenlétekor, ami a másik két adatsorból nem olvasható ki ez egyértelműen. A jobboldali ábrán ugyanehhez a felvételhez tartozó (felkaron elhelyezkedő) IMU adatait láthatjuk. A gyorsulásmérő és a giroszkóp nagyon szépen mutatja, hogy kóros mozgás mikor (kb 270 s-től) történt. A két mérés esetében az adatok különböző feldolgozása miatt nem közös az időtengely. (A szimulációknál az összehasonlítás-összerendelés esetén már egységesítettek az időskálák.)

3. Ennél a mérésnél a felkar végig egy helyben maradt, az alkar mozgott csupán. A kalibráció után a könyök eredeti állapotából flexióval a frontális sík mentén mozog, majd visszatér. Ebben a mérésben a remegés a hajlítás véghezvitelekor jelenik meg, az előzőhöz képest lassabban és kisebb amplitúdóval.

6. fejezet

Eredmények

Az 5. fejezetben említett mérések közül az 5.5-ben lévő, IMU-kkal és mélységi kamerával elkészített méréseket elemeztem ki részletesen. A különálló mérések (kamera, illetve inerciális mérőegységek) eredményei csupán részhalmazai a később megvalósuló párhuzamos mérésnek, de természetesen szükség esetén lehetséges alkalmazni az 5.5 elemzésének lépéseit külön-külön is a felvett kamera és inerciális mérőműszer adatokra.

6.1. Az adatrögzítés becsült pontossága

6.1.1. A kamera és a szkeletonizáló pontossága

A szkeletonizált adatokat a NuiTrack futása alatt grafikusán is megjelenítette. A megjelenített mélységi vagy színes képsoron látszódtak mind a 19 darab markerpont (6.1. ábra), amelyeknek a helyzetét a NuiTrack kiszámolta.

Ami már futás során is látszódtott, az az, hogy a markerpontok NuiTrack által számolt térbeli pozíciója mindig ugrált egy picit. Hiába tartotta a mérési alany egy helyben a karját, szemmel látható módon mozogtak a markerpontok, azaz minimum centis eltérésekről beszélünk. Érdekes volt viszont, hogy a kar remegtetése során a markerpontok nem kezdtek el ugrálni, remegni a mozgásnak megfelelően, hanem megmaradt a korábban rendes mozgásra jellemző becsült, picit ugráló markerhelyzet. A szkeletonizáló AI alapú optimalizálójába valószínűleg be van építve egy olyan finomítási módszer, ami ezt a remegést kiküszöböli vagy nem veszi figyelembe, ami a kóros adatok rögzítését megnehezíti. Csak nagy amplitúdójú, már-már mozdulatnak számító mozgást tudott a szkeletonizáló jól lekövetni. Az értékek validálásában segítségemre volt egy, az illesztés bizonytalanságát kiszámító függvény. A kész mérési adatokkal a későbbiekben csak akkor dolgoztam tovább, ha egyik mérési adat bizonytalansága sem ment 30% alá.



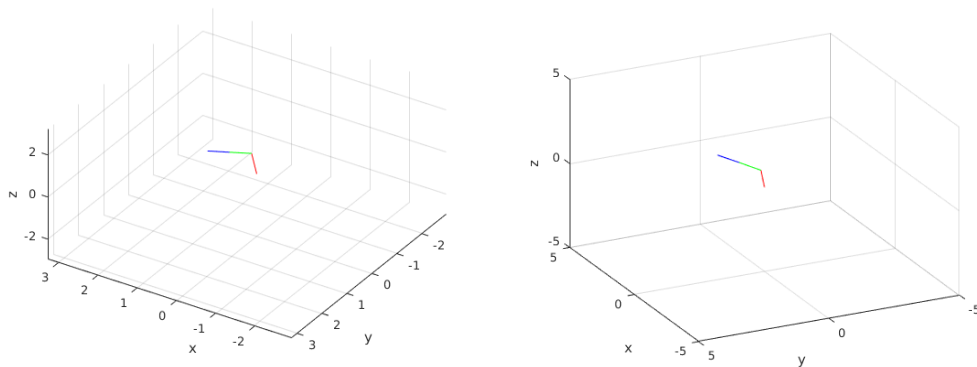
6.1. ábra. A NuiTrack által illesztett 19 marker elhelyezkedése az emberi testen. (Az ábra forrása: [40].)

Szintén a szkeletonizáló futtatása során derült fény rá, hogy az anterior-posterior tengelyek mentén végzett mozgásokat a NuiTrack nem tudja megfelelően kezelni, és a kamerára merőleges irányba, a markerpontok z-koordinátája mentén rendszeresen nagy hibával illesztett. A végleges méréseket ezért végeztem csak a frontális sík mentén történő mozgásokkal, ebben a síkban nem tévedett a szkeletonizáló nagyokat.

A szkeletonizáló hibáinak felfedezése után végignéztem a tiszta kameraadatokat is. A mélységi képsorok viszonylag érzékenyek a fényviszonyokra és van, hogy a kézfej „úszó-hártyás” lesz. A korábban említett mélységi tévedésekben lehet része a kameraképnek is, például ha nem elég tiszta a kamerakép (akár a minősége nem elég magas, akár a képfriessítési frekvencia, de lehetséges, hogy a háttérszínnek vagy a világítás nem megfelelő), akkor az hatással lehet a szkeletonizáló működésére is.

6.1.2. Az IMU-k pontossága

A felvett IMU-s adatokat az adatok validálása miatt kirajzoltam a Matlab2021b verziójának segítségével. (A kirajzolás előtt elvégeztem az adatok fúzionálását is, ennek eredményét jelenítettem meg.) A 6.2 képeken szépen látszik a kiindulási, kalibrálásra szánt állapot, amikor az alkaron és a felkaron lévő IMU egy vonalban helyezkedik el, a harmadik, lapockához rögzített IMU viszont más orientációval van a megjelenítés alapján (pedig egy vonalba orientálódtak a valóságban).



6.2. ábra. A matlabban 3D-s ábrán megjelenített IMU adatok. Szépen látszik, hogy az alkaron (kék) és a felkaron(zöld) elhelyezkedő chipek egy vonalban vannak kiindulási állapotban, míg a lapockán lévő IMU (piros) teljesen más irányt mutat.

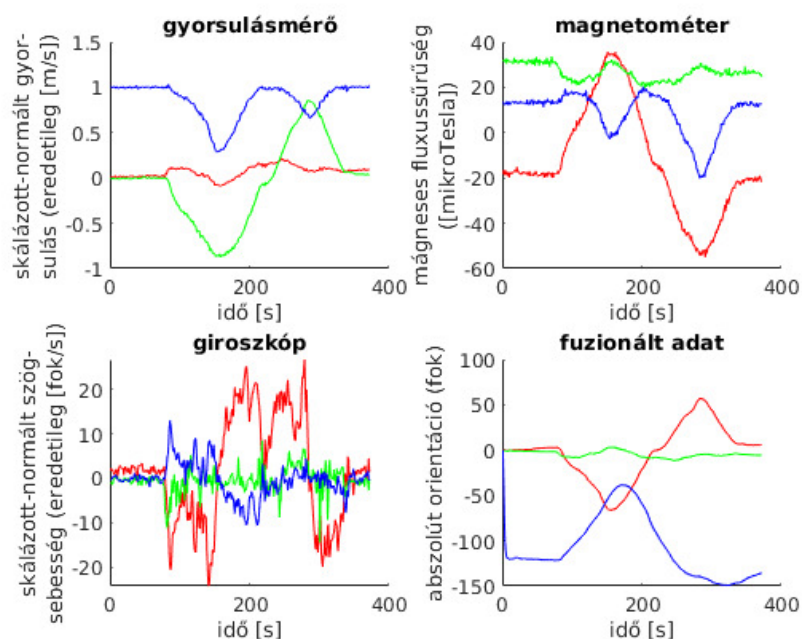
Vélhetően a harmadik IMU magnetométerével van a probléma, ahogy ezt az összes adatról készült, 6.3, 6.4, 6.5 ábrákon található görbék mutatják.

A karon elhelyezkedő IMU-k 6.3 és 6.4 ábrán látható magnetométeres adatait összehasonlítva azt láthatjuk, hogy a magnetométer adatok nagyságrendileg megegyeznek (az x tengely értéke kicsivel - 20 felett van, az y tengelyé 32 környékén, a z tengelyé pedig $17 \mu T$ környékén). Ezzel szemben a 6.5 ábra magnetométeres része egészen eltérő kezdőértékeket mutat (nagyjából $x=0$, $y=40$, $z=5 \mu T$).

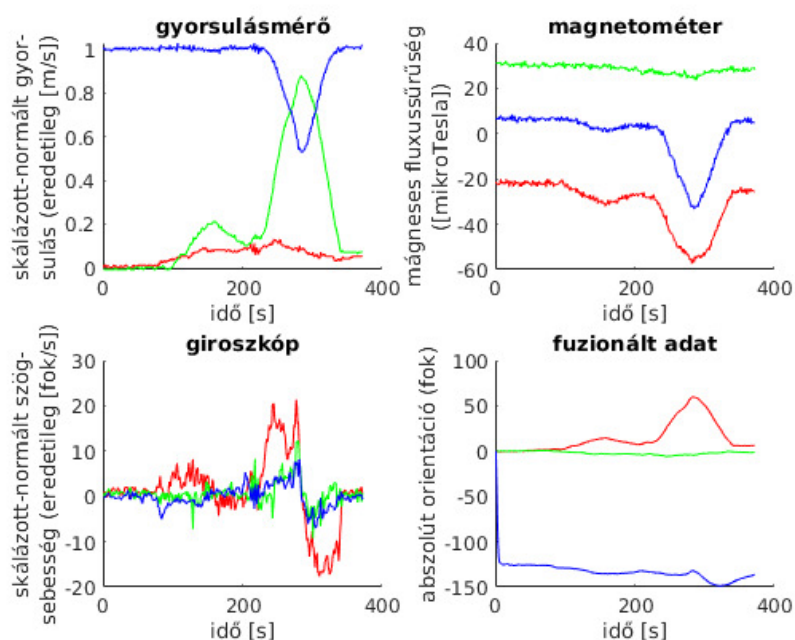
Az ábrákon jól látszik az is, hogy a kalibrálási időszakban a mérési alany karja egyenes maradt, nincs jelen számottevő gyorsulás például. A mérések előtt többször is újra lett kalibrálva az IMU, illetve ki is cseréltük, azonban a minimális térbeli eltérés megmaradt.

A kiindulási helyzetben megtartott kar a kirajzolás során viszonylag konstansnak tűnt, nem ugrált annyira, mint a kamerával felvett adat. Emellett a később mért kóros mozgást imitáló adatoknál nagyon szépen látszódik a legkisebb rángás is, minden rendellenes remegő mozdulat látszik a megjelenítővel. Feltűnt továbbá, hogy több könyökhajlítás és frontális síkbeli lefele-felfelé mozgás után a kiindulási helyzet felvételekor már nem álltak egy vonalban az IMU-k, mintha a könyök behajlítása megzavarta volna a mérés pontosságát, emiatt igyekeztem rövidebb szekvenciákat felvenni, megpróbálva elkerülni a hosszú felvétel miatt fellépő pontatlanságokat.

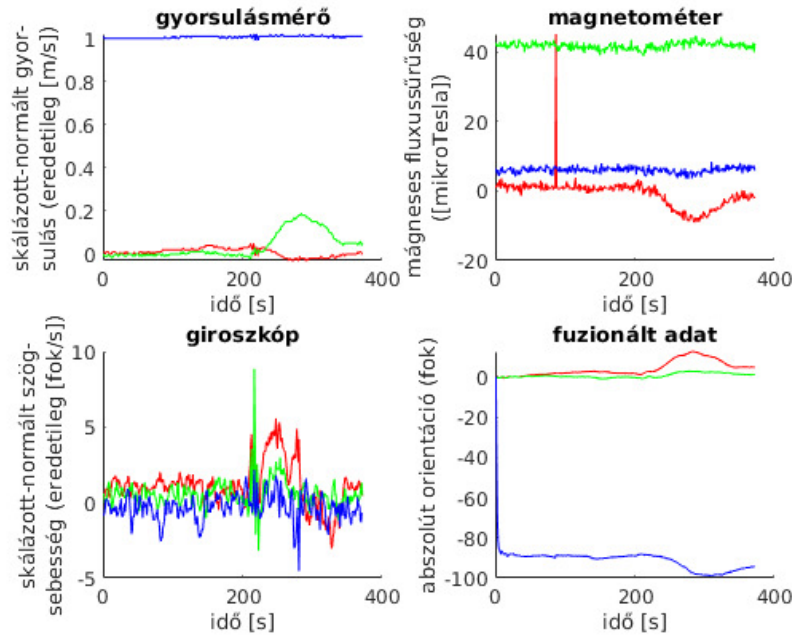
A mérés során számoltam mérési frekvenciát és szórást is. A frekvenciára 14 Hz jött ki (nem használtam megszakítás-kezelést, csak blokkoló-függvényekkel olvastam az eredmény-regisztereket), és a szórás is mindig hibahatáron belül volt, így megállapítható, hogy az IMU-ból kijövő adatfolyam stabil, egyenletes mintavételezésű, csupán a



6.3. ábra. Az alkaron elhelyezkedő, a 6.2. ábrán kékkel jelölt IMU szenzoradatainak és fuzionált adatainak grafikonja az eltelt idő függvényében. Az x koordinátatengely adatai pirossal, a y-é zölddel, a z-é kékkel vannak megjelenítve.



6.4. ábra. Az felkaron elhelyezkedő, a 6.2. ábrán zölddel jelölt IMU szenzoradatainak és fuzionált adatainak grafikonja az eltelt idő függvényében. Az x koordinátatengely adatai pirossal, a y-é zölddel, a z-é kékkel vannak megjelenítve.



6.5. ábra. A lapocka mellett elhelyezkedő, a 6.2. ábrán pirossal jelölt IMU szenzoradatainak és fuzionált adatainak grafikonja az eltelt idő függvényében. Az x koordinátatengely adatai pirossal, a y-é zölddel, a z-é kékkel vannak megjelenítve.

magnetométer adatai nem jók.

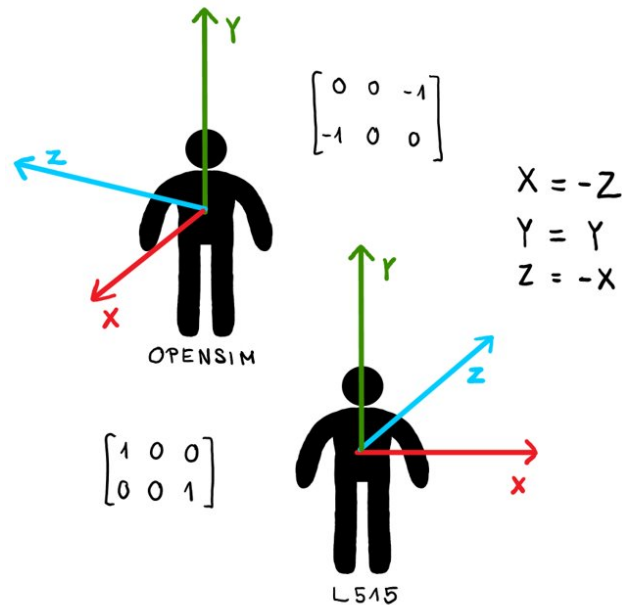
6.2. Biomechanikai szimulátorba illesztés, inverz kinematika

6.2.1. Az adat OpenSIMbe behúzása, a modell személyre szabása

A felvételek elkészítése és a közvetlen kameraadatok elemzése után az adatokat beillesztettem az OpenSIM biomechanikai szimulátorba is. Ehhez a kamerával felvett adatokat használtam, ugyanis a kamerával felvett adatok nagyságrendileg konzisztensek, míg az IMU a magnetométer adatok miatt elcsúszik és emiatt jelen állapotában nem alkalmas mozgásszimulációs vizsgálathoz.

A szkeletonizáló által készített adatokon elvégeztem egy koordinátatranszformációt, ugyanis az OpenSIM az általam használt kamerához képest más koordinátarendszerrel dolgozik. A koordináták közül az x és z tengelyek menti adatokat kellett megcserélni, illetve -1 -el megszorozni, ahogy ezt a 6.6 ábra mutatja.

A használt modellt kicsit átalakítottam a felvett adatok paraméterei szerint – így például módosítottam a modellen elhelyezett markerpontokat, illetve szűrtem is őket, ugyanis a kéz mozgásának modellezéséhez nincs szükség például a láb mozgási adataira,

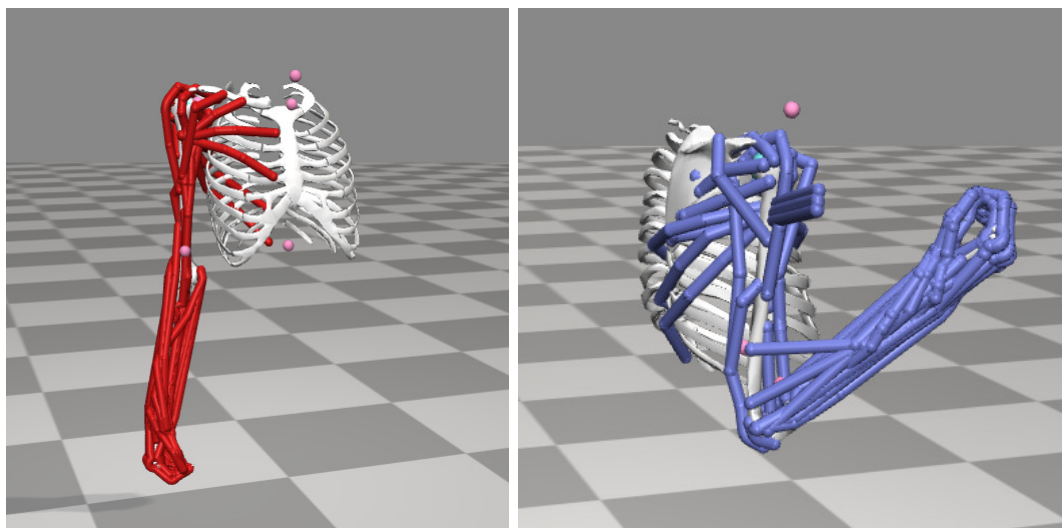


6.6. ábra. Az OpenSIM és az L515 típusú kamera koordinátarendszereinek ábrázolása. A két rendszer között egy transzformációra volt szükség a tengelyek egyeztetése miatt: ez az x és a z tengelyek felcserélését és -1 -el való megszorzását jelentette a gyakorlatban.

a rendszer számítási kapacitását viszont megnöveli, ha plusz markerpontokkal kell dolgoznia. A NuiTrack markerpontjai közül válogattam ki hetet, amelyek a 6.1 ábra szerinti elnevezés alapján a következők voltak: neck, collar, torso, shoulder, elbow, wrist és hand. (A kiválogatott 7 markerpontot az OpenSIM-es modellben is a 6.1 ábra szerinti helyekre húztam.)

A felvett adatokat ezután hozzáillesztettem térben az OpenSIM-es modellhez. A kamera esetében ugyanis a mérési alany nem feltétlenül állt olyan távol a kamerától, illetve annyira oldalt például, mint az OpenSIM-es modell. Az illesztést úgy végeztem, hogy betöltöttem a kétféle markerhalmazt az OpenSIM-be és megnéztem manuálisan, hogy milyen eltolásra van szükség a három sík mentén, azután a statikus adatok mindegyikét eltoltam minden időpillanatban a megfelelő értékkel.

A modell személyre szabását a skálázási modullal végeztem el, amely a szkletonizáló által kimenetként adott statikus adatokból dolgozott. A legjobban a testtől körülbelül 20 centiméterre eltartott kar vált be, itt ugyanis a kamera mélységi képe már elválasztotta a testet és a kart, illetve nem kellett semmiféle bonyolultabb izomkontrakciót számítani, azaz az eltolásokat viszonylag pontosan meg lehetett határozni.



(a) A skálázott OpenSIM-es modell. Jól lát- (b) Az inverz kinematika eredményeként az épp
hatóak az elhelyezett markerpontok. mozgást végző kar.

6.7. ábra. Részletek az OpenSIM modell-megjelenítőjéből

6.2.2. Ízületi szögek és izomaktivációk kiszámítása

A skálázott modellel (6.7a ábra) továbbdolgozva kiszámítottam a mozgásokat tartalmazó fájlokra az ízületi szögeket az inverz kinematikai modullal. A számítás végén az OpenSIM egy mozgás-szimulációt tartalmazó fájlt ad, amivel le tudtam játszani a grafikus megjelenítőn is a mérési alany mozgását. Bár a mozgás nem volt teljes mértékben azonos az elvégzett mozdulatokkal (például nem emelte fel annyira a karját hajlításakor, illetve néha darabos volt a mozgás), dinamikailag nagyon hasonló volt hozzá.

A nettó ízületi szögeket, nyomatékokat tovább lehetséges bontani izomerőkre is, egyfajta optimalizálási lépés során. Az optimalizálás elvégezhető az inverz kinematikával felvett adaton (6.7b. ábra) is, és mivel a következő lépés előfeltétele volt egy optimalizálási folyamat, továbbá bizonyos kontrollok kiszámítása, ezért alkalmaztam az elkészített mozgási adatokat tartalmazó .mot fájlban a statikus optimalizálást. Az optimalizáló futása során megnéz minden lehetséges izomösszeállítást az adott mozdulathoz és a lehetséges állapotok közül a legkisebb négyzetes hibával rendelkezőt választja ki. Azonban látható, hogy minél több szabadsági fok mentén kell az optimalizálónak dolgoznia, annál hosszabb lesz a számítási költség a lehetőségek növekedésével, ez pedig együtt jár a futási idő jelentős meghosszabbodásával is.

Végül egy olyan bemenetet választottam ki az optimalizációhoz, ami viszonylag kevés, azaz 1 vagy 2 db szabadsági fok mentén végzett helyzetváltoztatással megoldható, a

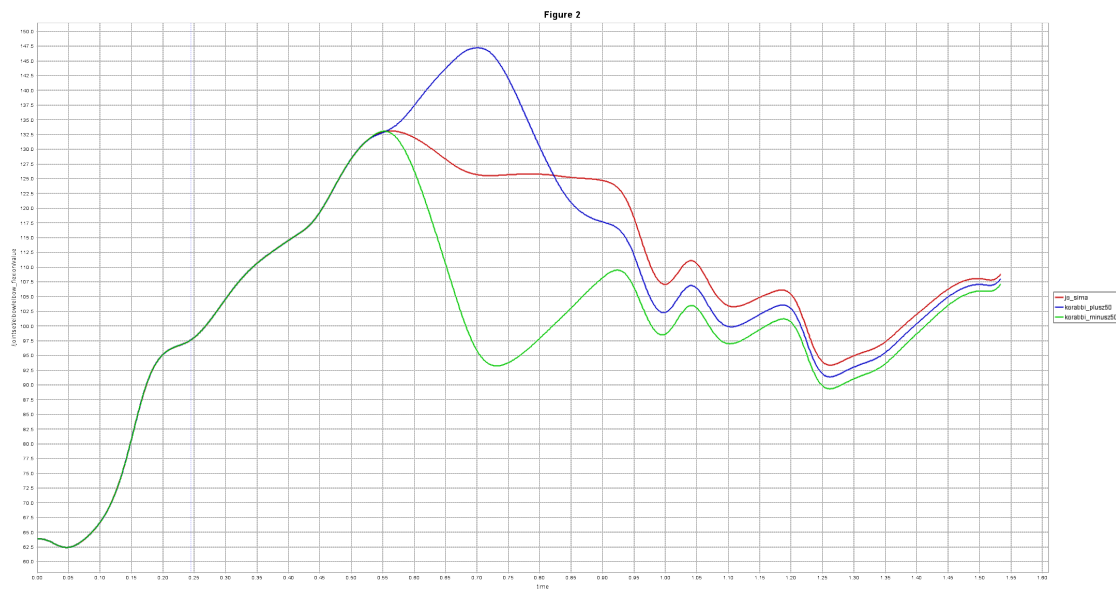
többi szabadsági fok mentén pedig nem engedélyeztem a mozgást. (Az 5.5-ben felsorolt mozgások közül az első mérés első könyökhajlítását használtam a feladathoz, ahol a felkar a testtől kb 20 centiméterre el van tartva és az alkarral végez hajlítást az alany. Ennél a mozgási formánál elegendő volt a könyökre vonatkozó flexiós mozgás nem „lelakatolása”, azaz engedélyezése és a többi mozgási irány teljes gátlása.) A trajektóriák leszűkítésének lehetőségével csökkent a számítási költség és csökkent a futásidő is, az eredetileg több mint másfél órás futás helyett csupán 2-3 percen keresztül futott az optimalizálás (CPU: Intel(R) Core(TM) i5-4300M, 2,60 GHz, RAM 8 GB). A numerikus visszajelzés alapján az optimalizáció jól sikerült, az OpenSIM dokumentációja szerinti a 10^{-13} -onos tartományon kívül egyetlen értékem esett, a többi mind 10^{-14} , 10^{-15} , 10^{-16} -os nagyságrendű volt, de sok esetben láttam nullát is eredményként.

6.3. Szabályozás

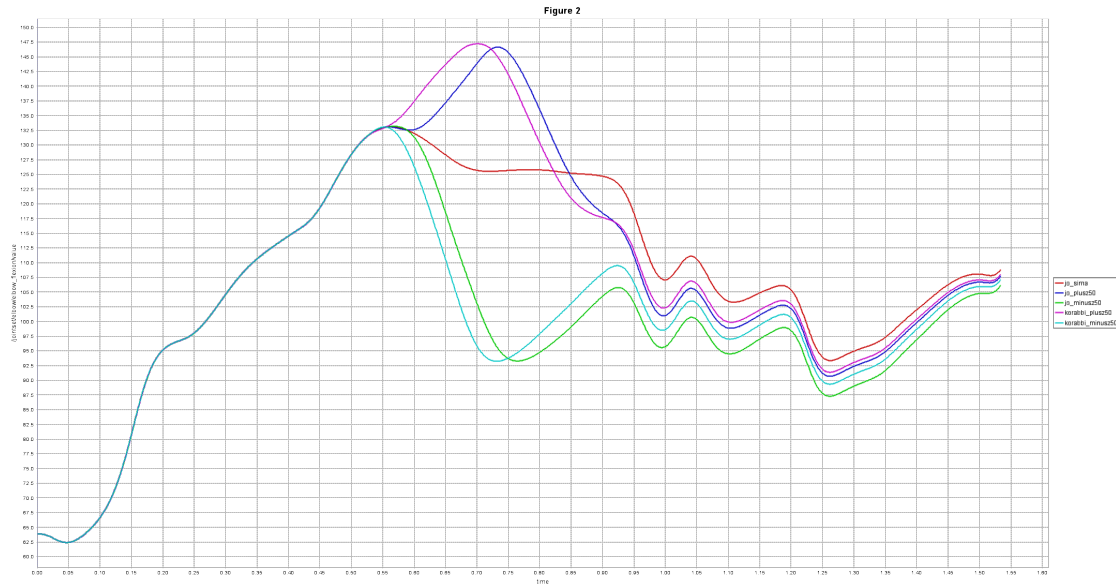
Az exoszkeletonnal való mozgástámogatás tulajdonképpen értelmezhető úgy is, hogy az alany karjának mozgására időnként valamilyen irányú plusz erő hat. Mivel a statikus optimalizálás után már konkrét izomaktivációkkal dolgoztam, ezért ha például azok végbemenetelét támogatom meg külső fájlból konkrét időpillanatban ható plusz erővel, akkor megvalósítható egy offline szabályozás. (A koordinátákra megvalósítva ugyanezt nem lenne hitelesen szimulálható a szabályozás, mivel az exoszkeleton a térben nem engedné a kart arra mozogni, amerre elindult, így az aktuális lépés helyzetének módosításával kéne az összes többi helyzetet is frissíteni, amit offline módon csak a szimuláció minden lépésre való újrafuttatásával tudnék megvalósítani. Az izomaktivációk ellenben akkor is megtörténnek egy kóros mozgás, például remegés során, ha a kar a térben nem vagy nem olyan mértékben mozdul el, mint az izomaktiváció hatására mozdult volna.)

Az offline szabályozást az OpenSIM egy további moduljának használatával valósítottam meg, melynek a neve előrehaladó dinamikai szimuláció (Forward Dynamics). Megnéztem a koordinátákat tartalmazó .trc fájlban, hogy hol kezd el a mérési alany a könyök hajlítását (illetve a konkrét időpont meghatározásához kihasználtam, hogy a grafikus megjelenítőn is le tudtam játszani a mozgást) és egyszer egy támogató, +50N-os tartóerőt adtam hozzá a flexiós lépéshez, utána pedig egy -50N nagyságú nyomóerőt. A külső erőket és nyomatékokat tartalmazó fájl minden más értéke nulla volt minden időpillanatra.

A részletes biomechanikai adatok kiszámítása után a beépített függvényábrázoló segítségével megnéztem, hogy milyen változások következtek be a könyök hajlításában, a



6.8. ábra. Könyök hajlásszöge $^{\circ}$ az idő $[s]$ függvényében. 4 időpillanaton keresztül (0.57 s, 0.6 s, 0.63 s, 0.67 s) ható $+50\text{ N}$ és -50 N erőhatás eredményei (kék és zöld pálya rendre), illetve a nem módosított trajektória (piros pálya) a könyök flexiójának esetében.



6.9. ábra. Könyök hajlásszöge $^{\circ}$ az idő $[s]$ függvényében. 4 időpillanaton keresztül (0.57 s, 0.6 s, 0.63 s, 0.67) ható $+50\text{ N}$ és -50 N erőhatás eredményei (rózsaszín és türkiz pálya rendre), szintén 4 időpillanaton keresztül (0.6 s, 0.63 s, 0.67 s, 0.7 s) ható $+50\text{ N}$ és -50 N erőhatás eredményei (kék és zöld pálya rendre), illetve a nem módosított trajektória (piros pálya) a könyök behajlítása esetében.

kiszámolt erőkben. Az eredmények a 6.8, 6.9 ábrákon láthatóak.

A 6.8. ábrán látható, hogy a könyök magasabbra emelkedik $+50\text{ N}$ -s erőhatás esetében, mint nem módosított esetben, illetve látható, hogy ugyanez -50 N -s erőhatás esetén kevésbé felemelt kezét eredményez. Amennyiben az előző ábrán megjelenített nyomóerőket későbbi időpontban adtam hozzá, akkor azt láttam - ahogy az az időbeli eltolás alapján várható is -, hogy a könyök eredeti emelkedésétől való eltérés későbbi időpontban jelentkezik (6.9. ábra). Megfigyelhető, hogy mind a kettő szabályozott esetben a módosított mozgás közeledik a referencia trajektóriához, azonban a mozgás befejezéséig nem tér vissza teljesen az eredeti állapotba, történik egy kis túllövés.

A mozgás szabályozásának egy interaktívabb módja lehetne az OpenSIM nem fájl-alapú, hanem API-n keresztül történő meghívása és egy például PID szabályzóval végzett szabályozás, azonban az OpenSIM API hívásainak beüzemelése és így az online szabályozás is még folyamatban van.

7. fejezet

Összefoglalás

7.1. Diszkusszió

7.1.1. A mozgás rögzítése során felmerülő kérdések

A mozgás felmérését megvalósítottam mind mélységi kamera és szkeletonizáló-szoftver párosával, mind inerciális mérőegységek összekapcsolt rendszerével is. A vizualizált adatok alapján elmondható, hogy a kamerának hosszútávon nincs jövője a projekt keretein belül, ugyanis nem alkalmas valós helyzetek mozgásainak rögzítésére. Viszonylag speciális felvételi környezetet igényel, jól elkülönülő színeket az RGB kép számára (például egy bőrszínű fotelkarfa már megzavarhatja), illetve megfelelő fényviszonyokat a mélységi kép számára. A hozzá használt AI alapú szkeletonizálónál is akadtak illesztési pontatlanságok, például csak egész testes képet képes megzavarodás nélkül értelmezni. A beépített mesterséges intelligencia pedig minden egyes futás során egy kicsit más eredményt fog visszaadni ugyanarra a bemenetre is, ami szintén egyfajta mérési bizonytalanságot jelent.

Jelen pillanatban az IMU-kkal készített felvételek még nem alkalmasak további analízisre, a magnetométer hibájának okával mindenképp foglalkozni kell. Bár megvalósul hozzá egy megfelelőnek tűnő kalibráció, az alanyra felszerelés után valószínűleg számít a kábel-elrendezés megváltozása és a mikrokontrolleres panel relatív pozíciójának változása is. Egyéb mérési problémát jelenthet a rendszerrel kapcsolatban, hogy a kórosnak titulált karrángásokat csak szimulálta a mérési alany, tehát a chipet „éles” helyzetben még nem próbáltuk ki. A jelenlegi IMU framerate biztosan lassú egyébként a hirtelen, nagy gyorsasággal bekövetkező rángások felvételére. (A felvételek során egyébként 7 és 15 Hz közötti frissítési frekvenciát tudott produkálni az összerakott rendszer.)

További átgondolandó rész az IMU-s felvételekhez a timeout-ok használata. A fúzió

során az imufusion számol a korábbi értékek alapján egy becsült fúziós értéket és vizsgálja a becsült és a friss szenzoradatok alapján számolt érték közötti különbséget. Az eltérés kezdetén egy darabig (a megadott timeout ideig) elviseli a becslő, hogy az egyik friss, nyers szenzoros adattal inkonzisztens az eredménye, a megadott idő után viszont erővel beépíti a friss nyers szenzoros adatot a fúziós értékbe, ami a felhasználó számára a becslés hirtelen ugrásában nyilvánul meg [30]. Én a méréseim során ezeket a timeout-okat kikapcsoltam, nem engedve, hogy a becslő eltérhessen érdemben a mindenkori nyers szenzoros bemenettől. (Ennek hátránya, hogy a pillanatszerűen / rövid ideig véletlenszerűen előforduló hibás nyers szenzoros értékek is direktben beépülnek a fuzionált értékbe, azaz ez a típusú szűrőfunkció nem működhetett így az algoritmusban.)

7.1.2. A felvett adatok kiértékelése során felmerülő problémák

Az OpenSIM-es modell személyre szabása is rejtegetett magában hibalehetőségeket, a markerek ugyanis manuálisan, csak körülbelül lettek elhelyezve. A markerek a Nuitrack által használt markerpontok helyére lettek beillesztve, de nem egészen egyértelmű, hogy a szkkeletonizáló pontosan hova helyezi el a markerpontokat az izmokhoz, csontokhoz képest. Én az OpenSIM-ben a markereket az adott objektum, azaz csont közepébe helyeztem el, feltételezve a Nuitrack dokumentációja alapján, hogy a markerek elhelyezésénél az egy ideálisnak vett karvastagságot is hozzáad a mért adatokhoz.

A felvett adat markerpontjait következő lépésben a személyre szabott modellhez kellett igazítani térben. Sajnos az OpenSIM-ben ez csupán manuálisan megoldható, ráadásul viszonylag nagy lépésközzel. Az OpenSIM koordináta-rendszerében értelmezett tizedes értékű eltolásokat mindig végre tudta hajtani a program, a századok tekintetében pedig 0,05 és 0,03 közötti eltolási értékekkel tudott dolgozni. Így ha például egy igazítás esetében a helyes pozíció egy 5 százados intervallumban helyezkedett el, akkor egy becsült, kettő közötti eltolási értéket alkalmaztam a nyers adatokon.

A későbbi lépések közül a statikus optimalizálás biztosított lehetőséget még a kézi paraméterezésre. Az optimalizáló szabadsági fokainak csökkentése bár jelentős mértékben növeli a modul gyors használhatóságát, egyben hibaforrás is lehet. Ha a mozgást nem sikerül felvenni a megfelelő sík mentén vagy a feldolgozás során egy hiba miatt mégsem egy vagy kettő könnyen meghatározható tengely menti mozgásról van szó, az optimalizáló nem tud megfelelően működni. Lehetségessé válik például, hogy az engedélyezett mozgási formák mentén nem tud eljutni a kívánt pozícióig és a négyzetes hibák ezáltal nagyon

nagyokká válhatnak.

7.2. Összefoglalás, jövőbeli célok, kitekintés

Úgy gondolom, hogy a projekt kitűzött céljainak közelébe kerültem. Sikerült mélyebben megérteni az adatok rögzítéséhez szükséges módszereket és többféle mozgás felvételét is megvalósítottam. Az adatok kiértékelését és megjelenítését mind Matlab, mind OpenSIM szimulációs környezet segítségével is elkészítettem. Sikerült a mozgást közelítőleg hasonlóan szimuláló modellt megalkotnom, azon pedig egy egyszerű offline szabályozást véghezvinni. Habár a már kifejtett mérési módszerek és kiértékelések mentén sikerült megvalósítani a kiírt feladatot, a munka végzése során felmerültek további perspektívák is.

A projektben hosszú távon cél lehetne az adatok rögzítésénél nemcsak a mesterséges laborkörnyezetben megtett felvétel, hanem például az otthoni megvalósítás is. Az otthon végzett mérések pedig számos további ajtót nyitnának ki, hiszen nemcsak speciálisan cerebrális parézisben szenvedő betegek diagnosztikája valósulhatna meg, hanem például lehetséges lenne időskori betegek helyzetének nyomon követése, szorongó, otthoni környezettől eltérő helyzetben szociálisan diszfunkcionális betegek mozgásának felvétele, de akár a teljesen egészséges ember személyi edzésének hétköznapi kiegészítői is lehetnének az IMU-s mérőrendszerek. A kész rendszerben motorszögállás-visszajelzés lesz, aminél az IMU várhatóan reszponzívabb eredményeket tudhat adni. A feladat komplexitása miatt célszerű lenne a kalibráció automatizálása is. Az automatizálás az ehhez tartozó számítások mélyebb megértését és azok implementálását követeli meg, illetve a vezetékezés átalakítását. A jelenlegi helyzetben ugyanis rigid, a hajlításokat kevéssé tűrő vezetékkel vannak az IMU-k összekötve, ezekkel pedig nem lehetséges a mérési alanyra felszerelt IMU-k gömbfelület mentén történő mozgatása. (A problémát megoldaná például egy, közvetlenül az IMU-knál beillesztett rugalmas vezeték.) Emellett a háromnál több IMU használata miatt célszerű lenne a használt Arduino és python nyelven megírt kódok parametrizálása és függvényesítése is. Három IMU esetben ugyanis még megengedhető az egyes kódrészeket megháromszorozása, több esetén már inkább túl komplexé és érthetlenné teszi a kódot.

A modellek kiértékelésének pontossága is növelhető lenne az OpenSIM komplexebb moduljainak beüzemelésével – például rendelkezésre áll egy többlépéses optimalizáló, amely a maradécsökkentő algoritmus (Residual Reduction Algorithm, RRA) és a számított izomszabályozás (Computed Muscle Control, CMC) segítségével pontosabban ki-

számított izomaktivációkkal tudna szolgálni.

Szintén szeretném a szabályozást komplexebb módszerekkel is megvalósítani API-hívásokon keresztül, illetve az exoszkeletonos simítást nem csak modellezőprogram segítségével elvégezni, hanem akár az elkészült exoszkeletonnal is.

Irodalom

- [1] M. Al Borno, J. O'Day, V. Ibarra és tsai., „OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations“, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19. évf., 2022. febr. DOI: [10.1186/s12984-022-01001-x](https://doi.org/10.1186/s12984-022-01001-x). (elérés dátuma 2022. 03. 05.).
- [2] Y. Tian, X. Meng, D. Tao, D. Liu és C. Feng, „Upper limb motion tracking with the integration of IMU and Kinect“, *Neurocomputing*, 159. évf., 207–218. old., 2015. júl. DOI: [10.1016/j.neucom.2015.01.071](https://doi.org/10.1016/j.neucom.2015.01.071). (elérés dátuma 2021. 05. 11.).
- [3] F. Fei, S. Xian, X. Xie és tsai., „Development of a Wearable Glove System with Multiple Sensors for Hand Kinematics Assessment“, *Micromachines*, 12. évf., 362. old., 2021. márc. DOI: [10.3390/mi12040362](https://doi.org/10.3390/mi12040362).
- [4] K. Zhu és L. Shi, *Motion Control in VR — Real-time Upper Limb Tracking via IMU and Flex Sensor*, www.semanticscholar.org, 2016. cím: <https://www.semanticscholar.org/paper/Motion-Control-in-VR-%5C%E2%5C%80%5C%94-Real-time-Upper-Limb-via-IMU-Zhu-Shi/03b080566926e%20%5C%5C%20dec9e547b1986f6a4eac6ca7b05> (elérés dátuma 2023. 01. 11.).
- [5] M. Zabat, A. Ababou, N. Ababou és R. Dumas, „IMU-based sensor-to-segment multiple calibration for upper limb joint angle measurement—a proof of concept“, *Medical Biological Engineering Computing*, 57. évf., 2449–2460. old., 2019. aug. DOI: [10.1007/s11517-019-02033-7](https://doi.org/10.1007/s11517-019-02033-7). cím: <https://link.springer.com/article/10.1007%5C%2Fs11517-019-02033-7> (elérés dátuma 2023. 01. 10.).
- [6] Y. Ganesan, S. Gobee és V. Durairajah, „Development of an Upper Limb Exoskeleton for Rehabilitation with Feedback from EMG and IMU Sensor“, *Procedia Computer Science*, 76. évf., 53–59. old., 2015. DOI: [10.1016/j.procs.2015.12.275](https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.12.275). (elérés dátuma 2020. 03. 03.).

- [7] L. Zhou, Y. Li és S. Bai, „A human-centered design optimization approach for robotic exoskeletons through biomechanical simulation“, *Robotics and Autonomous Systems*, 91. évf., 337–347. old., 2017. máj. DOI: [10.1016/j.robot.2016.12.012](https://doi.org/10.1016/j.robot.2016.12.012). cím: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0921889016301877> (elérés dátuma 2023. 01. 11.).
- [8] A. Zeiaee, R. Soltani-Zarrin, R. Langari és R. Tafreshi, *Design and kinematic analysis of a novel upper limb exoskeleton for rehabilitation of stroke patients*, IEEE Xplore, 2017. júl. DOI: [10.1109/ICORR.2017.8009339](https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009339). cím: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8009339> (elérés dátuma 2023. 01. 11.).
- [9] A. Zeiaee, R. Soltani-Zarrin, R. Langari és R. Tafreshi, „Kinematic Design Optimization of an Eight Degree-of-Freedom Upper-Limb Exoskeleton“, *Robotica*, 37. évf., 2073–2086. old., 2019. jún. DOI: [10.1017/s0263574719001085](https://doi.org/10.1017/s0263574719001085). (elérés dátuma 2021. 11. 15.).
- [10] M. Xiloyannis, D. Chiaradia, A. Frisoli és L. Masia, „Physiological and kinematic effects of a soft exosuit on arm movements“, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16. évf., 2019. febr. DOI: [10.1186/s12984-019-0495-y](https://doi.org/10.1186/s12984-019-0495-y).
- [11] N. Lotti, M. Xiloyannis, G. Durandau és tsai., „Adaptive Model-Based Myoelectric Control for a Soft Wearable Arm Exosuit: A New Generation of Wearable Robot Control“, *IEEE Robotics Automation Magazine*, 27. évf., 43–53. old., 2020. márc. DOI: [10.1109/mra.2019.2955669](https://doi.org/10.1109/mra.2019.2955669).
- [12] I. A. Kapandji, *The Physiology of the Joints, vol. I. Upper Limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1982.
- [13] d. Ö. Z. Ehman Bea Öcsényi Andrásné, *Az emberi test*. Budapest: Medicina Könyvkiadó Rt. - Láng Kiadó, 1992.
- [14] Study.com, 2022. cím: <https://study.com/learn/lesson/humerus-bone-anatomy-function-location.html> (elérés dátuma 2023. 01. 10.).
- [15] Dr. Baksa Gábor, *A kéz ízületei és izmai*, hu. cím: <https://semmelweis.hu/anatomia/files/2017/09/A-kez-izuletei-es-izmai-BG.pdf> (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [16] *Arm Muscle Anatomy / Human muscle anatomy, Muscle anatomy, Arm muscle anatomy*, Pinterest. cím: <https://hu.pinterest.com/pin/arm-muscle-anatomy--961448220424765813/> (elérés dátuma 2023. 01. 10.).

- [17] *A csontok kapcsolódása*, hu. cím: <http://www.naturalstrength.hu/joints.html> (elérés dátuma 2022. 10. 02.).
- [18] *Body Movement Terms Anatomy / Body Planes of Motion / Synovial Joint Movement Terminology*, en. cím: <https://www.youtube.com/watch?v=K04nUz07xoo> (elérés dátuma 2022. 10. 21.).
- [19] Lénárt Zoltán, *Spasztikus cerebrális paretikus tanulók felső végtagi mozgásainak fejlődése*, hu. cím: https://ppk.elte.hu/dstore/document/170/lenart_zoltan_disszertacio.pdf (elérés dátuma 2022. 10. 21.).
- [20] *Intel RealSense LiDAR Camera L515*, en. cím: <https://www.intelrealsense.com/lidar-camera-l515/> (elérés dátuma 2022. 10. 21.).
- [21] *Intel RealSense Viewer SDK 2.0*, en. cím: <https://www.intelrealsense.com/sdk-2/> (elérés dátuma 2022. 10. 21.).
- [22] *NUITRACK SDK*, en. cím: <https://nuitrack.com/> (elérés dátuma 2022. 10. 22.).
- [23] *MPU-9250 Nine-Axis (Gyro + Accelerometer + Compass) MEMS MotionTracking™ Device*, en. cím: <https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/9-axis/mpu-9250/> (elérés dátuma 2022. 10. 21.).
- [24] *MPU-9250 Product Specification Revision 1.1*, en. cím: <https://invensense.tdk.com/download-pdf/mpu-9250-datasheet/> (elérés dátuma 2022. 10. 23.).
- [25] *MPU-9250 Register Map and Descriptions Revision 1.6*, en. cím: <https://invensense.tdk.com/download-pdf/mpu-9250-register-map/> (elérés dátuma 2022. 10. 23.).
- [26] *AK8963, 3-axis Electronic Compass*, en. cím: <https://www.google.com/url?sa=t%5C&source=web%5C&rct=j&url=https://download.mikroe.com/documents/datasheets/ak8963c-datasheet.pdf&ved=2ahUKEwjtlc6Whq77AhUN7rsIHfx9AN8QFnoECBgQAQ&usg=A0vVaw2r5Ux0%20%5C%5C%20N04stItMWdcnhfv3> (elérés dátuma 2022. 10. 23.).
- [27] *MPU9250 – 9-Axis Sensor Module – Part 1*, en. cím: <https://wolles-elektronikkiste.de/en/mpu9250-9-axis-sensor-module-part-1> (elérés dátuma 2022. 09. 25.).
- [28] *MPU9250 – 9-Axis Sensor Module – Part 2*, en. cím: <https://wolles-elektronikkiste.de/en/mpu9250-9-axis-sensor-module-part-2> (elérés dátuma 2022. 09. 25.).
- [29] *Fusion, AHRs algorithm*, en. cím: <https://github.com/xioTechnologies/Fusion> (elérés dátuma 2022. 10. 21.).

- [30] A. Seth, J. L. Hicks, T. K. Uchida és tsai., „OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement“, *PLOS Computational Biology*, 14. évf., D. Schneidman, szerk., e1006223., 2018. júl. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1006223.
- [31] *Upper Extremity Dynamic Model*, en. cím: https://simtk.org/frs/?group_id=657 (elérés dátuma 2022. 04. 12.).
- [32] *OpenSIM Documentation - Scaling*, en. cím: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Scaling> (elérés dátuma 2022. 04. 12.).
- [33] *OpenSIM Documentation - Getting Started with Scaling*, en. cím: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Scaling> (elérés dátuma 2022. 04. 12.).
- [34] *Tutorial 3 - Scaling, Inverse Kinematics, and Inverse Dynamics*, en. cím: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Tutorial+3+-+Scaling%5C%2C+Inverse+Kinematics%5C%2C+and+Inverse+Dynamics> (elérés dátuma 2022. 04. 12.).
- [35] *OpenSIM Documentation - Getting Started with Inverse Kinematics*, en. cím: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Kinematics> (elérés dátuma 2022. 04. 12.).
- [36] *OpenSIM Documentation - Getting Started with Static Optimization*, en. cím: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Static+Optimization> (elérés dátuma 2022. 04. 12.).
- [37] *OpenSIM Documentation - Getting Started with Forward Dynamics*, en. cím: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Forward+Dynamics> (elérés dátuma 2022. 04. 12.).
- [38] *Szabályozástechnika alapok 1. rész*, hu. cím: <https://pid.hu/?module=KnowledgebasePost&ID=23> (elérés dátuma 2022. 11. 02.).
- [39] *Magnetic Calibration with MotionCal*, en. cím: <https://learn.adafruit.com/adafruit-sensordlab-magnetometer-calibration/magnetic-calibration-with-motioncal> (elérés dátuma 2022. 10. 21.).
- [40] *Kinect™ and Intel RealSense™ D435 comparison: a preliminary study for motion analysis*, en. cím: https://www.researchgate.net/figure/The-first-image-a-show-skeletons-obtained-with-the-Kinect-V2-using-the-official_fig1_339554908 (elérés dátuma 2022. 04. 17.).