



Pázmány Péter Katolikus Egyetem

Információs Technológiai és Bionikai Kar

# TDK DOLGOZAT

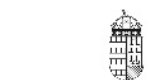
Kéz-/karmodell rendes mozgásának és akaratlan  
kilengéseinek mérése, valamint exoszkeletonos  
simítása OpenSim szimulációs környezetben

Kiss Réka

Info-Bionika mérnöki MSc

2025

Témavezető: Dr. Koller Miklós



NEMZETI KUTATÁSI, FEJLESZTÉSI  
ÉS INNOVÁCIÓS HIVATAL

„A Kulturális és Innovációs Minisztérium

EKÖP-24-2 kódszámú Egyetemi Kutatói

Ösztöndíj Programjának a Nemzeti Kutatási,

Fejlesztési és Innovációs Alapból

finanszírozott szakmai támogatásával készült.”



# Kivonat

A mozgáskoordinációs rendellenességeknek számos formája ismert. Lehetnek veleszületettek, de kialakulhatnak egy súlyosabb fertőzés vagy baleset következtében is. Megjelenési formáik sokrétűek, előfordulhatnak izom alul- vagy túlműködésben, valamint a mozgás feszességének, lazaságának vagy túlmozgásának formájában, állandó vagy időszakos jelleggel. Kialakulásuk módja meghatározza súlyosságukat is, akár olyan mértékben, hogy teljesen ellehetetleníthetik az egyén mindennapi tevékenységeit.

Jelen dolgozat egy olyan eszköz fejlesztésének egy részletével foglalkozik, amely veleszületett központi idegrendszeri rendellenességek egy részhalmazánál tudna életminőségjavító, mozgássegítő hatást kifejteni. A budapesti Pető Intézet diákjainál előforduló cerebrális parézis, amelynek egyik formája az atetózis, egy korai koponya-agyi károsodás következtében kialakult állapot, amely feszes, túlmozgásos vagy laza izomtónusú mozgászavarként jelentkezik, gyakran egyensúlyzavarokkal és kilengésekkel kísérve. A Robotika Laborban fejlesztett exoszkeleton célja egyrészt a mindennapi, jelenleg konduktorok által segített szintentartó gyakorlatok támogatása, másrészt az olyan mérnöki szempontból fókuszált feladatok segítése (például gépelés), amelyek hozzájárulhatnak az érintettek sikerebb munkaerőpiaci és társadalmi integrációjához.

Ez a Tudományos Diákköri Dolgozat (TDK) az egyetemi Érzékelő Robotika Labor protetikai és exoszkeletonos fejlesztési kutatásai közül egyrészt a mozgás felmérésével és digitalizálásával, másrészt a mozgásminták részletes elemzésével foglalkozik, valamint megvizsgálja egy szoftveresen fejlesztett exoszkeleton működését egyedileg fejlesztett vezérlők segítségével.

A szimulációs célokat is elősegítő mozgások rögzítése egy Xsens mérőrendszerrel történik a Pető Intézetben. A rögzített adatokat az OpenSim biomechanikai szimulátor segítségével elemezzük, hogy meghatározzuk, milyen izomaktivációk felelősek az egyes mozgáspályák végrehajtásáért, és milyen erőhatások játszanak szerepet a mozgás során.

Az elemzést követően a fizikai exoskeletonhoz hasonló exoskeleton modell segítségével teszteljük annak különböző mozgásokra gyakorolt hatását. Ennek eredményeként következtetéseket vonhatunk le a fizikai eszköz komponenseinek fejlesztéséhez, és tesztelhetjük a tervezett szabályozást is. A felépített szimulációs rendszer hosszútávon nemcsak a vezérlés megalkotását támogatná, hanem az egyedi, például alany-specifikus mozgásokra való személyre szabást is lehetővé tenné.

# Köszönetnyilvánítás

Szeretném kifejezni köszönetemet mindazoknak, akik hozzájárultak TDK munkám elkészítéséhez és támogattak utam során.

Elsősorban köszönettel tartozom témavezetőmnek, Dr. Koller Miklósnak, aki szakmai iránymutatásával, értékes tanácsaival és folyamatos támogatásával segítette munkámat. Hálás vagyok, hogy mindig számíthattam a szakértelmére és biztatására, amely nélkül ez a dolgozat nem jöhetett volna létre.

Köszönet illeti a Robotika Labor további tagjait is, különösen Földi Sándort, Répai Attilát és Cserey Györgyöt, akik tanácsaikkal és szakmai segítségükkel támogatták a kutatásaimat. Külön hálás vagyok, hogy közreműködésükkel beadásra kerülhetett egy konferenciacikk az ICORR konferenciára.

Továbbá szeretném megköszönni Makk Ádámnak és Kiss Annának (Semmelweis Egyetem Pető András Kar; SE Pető András Gyakorló Általános Iskolája, Szakiskolája, Egységes Konduktív Pedagógiai Módszertani Intézménye és Kollégiuma), hogy támogatásukkal hozzájárultak dolgozatom létrejöttéhez, valamint szakmai publikációs lehetőséget biztosítanak a Semmelweis Egyetem Tudomány és Hivatás szakmai folyóiratában.

Hálás vagyok kollégámnak és barátomnak, Köves Boldizsárnak is, aki meglátásaival és hasznos tanácsaival segítette a munkámat, és ha a szükség úgy hozta, segített eligazodni a formai követelmények néha nehézkes útvesztőjében is.

Végül, de nem utolsósorban szeretném megköszönni családomnak, páromnak és a kutyámnak, hogy az élet nehezebb pillanataiban is mellettem álltak, és mindenben támogattak. Nélkülük mindez nem sikerülhetett volna.

Köszönöm mindenkinek!

# Tartalomjegyzék

|                                                                             |            |
|-----------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>Kivonat</b>                                                              | <b>iii</b> |
| <b>Köszönetnyilvánítás</b>                                                  | <b>v</b>   |
| <b>1. Bevezetés</b>                                                         | <b>1</b>   |
| 1.1. Szakmai háttér . . . . .                                               | 1          |
| 1.2. A TDK dolgozat felépítése . . . . .                                    | 2          |
| <b>2. Szakirodalmi áttekintés</b>                                           | <b>3</b>   |
| <b>3. Biológiai és technikai háttér</b>                                     | <b>6</b>   |
| 3.1. Atetózis . . . . .                                                     | 6          |
| 3.2. Modellezés . . . . .                                                   | 7          |
| 3.2.1. Többtestes rendszerelmélet alkalmazása . . . . .                     | 8          |
| 3.3. A kar anatómiai felépítése . . . . .                                   | 8          |
| 3.3.1. A biológiai és a szimulációs modell összehasonlítása . . . . .       | 10         |
| 3.4. Az OpenSim biomechanikai szimulátor bemutatása . . . . .               | 10         |
| <b>4. Módszertan</b>                                                        | <b>11</b>  |
| 4.1. Kutatási kérdések . . . . .                                            | 11         |
| 4.2. Korábban elvégzett kutatási háttér . . . . .                           | 11         |
| 4.3. Exoskeleton modell . . . . .                                           | 12         |
| 4.4. Egyedileg szabályzott szimuláció . . . . .                             | 16         |
| 4.4.1. Exoskeleton modell validálása iteratív Manager osztály használatával | 16         |
| 4.4.2. Izomaktivációk alkalmazása a szimulációban . . . . .                 | 18         |
| 4.4.3. Egyedi vezérlő építése . . . . .                                     | 21         |
| 4.5. Mozgási adatok . . . . .                                               | 23         |
| 4.5.1. Fizikai mérések a Pető Intézetben . . . . .                          | 23         |
| 4.5.2. Szintetikus adatok generálása . . . . .                              | 24         |
| 4.5.3. Mérés a fizikai exoskeletonnal . . . . .                             | 27         |

|                                                                 |           |
|-----------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>5. Értékelés</b>                                             | <b>30</b> |
| 5.1. Eredmények . . . . .                                       | 30        |
| 5.1.1. Szimulációs számítási igények . . . . .                  | 30        |
| 5.1.2. Szimulációk a szintetikus adatok használatával . . . . . | 31        |
| 5.1.3. Mérések és szimulációk a fizikai eszközzel . . . . .     | 33        |
| 5.2. Diskusszió . . . . .                                       | 38        |
| 5.3. Összefoglalás . . . . .                                    | 43        |
| <b>Felhasznált irodalom</b>                                     | <b>48</b> |

# 1. fejezet

## Bevezetés

### 1.1. Szakmai háttér

A választott kutatás célja egy biomechanikai modellezéssel kapcsolatos probléma megoldása, amely támogatja az egyetemen található Robotika Laborban épülő exoszkeleton fejlesztését. A Pető Intézetben tanuló diákok rendellenes mozgásai két fő csoportba sorolhatóak: feszes, túlmozgásos izomtónus és laza izomtónus. Az előbbi esetben a végtagok, jellemzően a karok hirtelen, nem akaratlagos mozgásokat végeznek, melyek lehetnek időszakosak és nagy amplitúdójúak vagy állandóak és kis amplitúdójúak. A laza izomtónus esetén az izomzat petyhüdt, a mozgások nehezebbek, és az elvégzett feladatokat is lassabban végzik az érintettek az átlagosnál.

Az exoszkeleton célja, hogy támogassa a diákok mindennapi gyakorlatait, amelyek szükségesek állapotuk szintentartásához. Jelenleg sok magasan képzett konduktor vesz részt ezekben a gyakorlatokban, de egy exoszkeleton, amelyet a gyakorlatok elvégzésére programoztak, nagy segítséget jelentene számukra. Az exoszkeleton képes lenne automatikusan szabályozni és segíteni a gyakorlatokat az egyén fejlettségi szintjének megfelelően, így hosszútávon akár kiválthatná az emberi munkaerőt is a gyakorlatok során.

További hosszú távú cél az, hogy a rendellenességgel élők munkaerőpiaci elhelyezkedését is támogassuk. A Pető Intézet diákjai számára a gépelés vagy gépírás egy lehetséges munkalehetőséget jelenthet. Az exoszkeleton segítségével a gépelés pontossága növelhető, mivel a helytelen mozdulatokat javítja, ezáltal a helyes mozdulatok gyorsabban rögzülnek, ami hozzájárulhat a sikeresebb munkaerőpiaci integrációhoz.

A személyre szabott terápiás kezelések lehetősége számomra mindig is kiemelten fontos volt. Amikor jelentkeztem a molekuláris bionika mérnöki alapképzésre, tudtam, hogy ilyen területtel szeretnék foglalkozni, és a mesterképzés tovább erősítette bennem ezt az

elhatározást. Az exoskeletonos kutatásba való bekapcsolódással valóra vált ez a vágyam. A jövőben elkészített és befejezett eszközzel ráadásul nemcsak egy ember, hanem a Pető Intézet összes cerebrális parézissel élő tanulójának fejlesztését segíthetem.

## 1.2. A TDK dolgozat felépítése

A TDK dolgozat a következő fő részeket tartalmazza:

**2. Fejezet** Ez a fejezet a választott tématerület szakirodalmi háttérét tárgyalja, bemutatva a kapcsolódó megoldásokat, aktuális trendeket, valamint a hosszútávú fejlesztési irányokat.

**3. Fejezet** A harmadik fejezet részletesen bemutatja a feladat technikai háttérét, beleértve az atetózist és annak hatásait, a modellezés alapjait összekötve a kar anatómiai felépítésével valamint az OpenSim szimulációs környezetet.

**4. Fejezet** A negyedik fejezet a kutatási irányok és a kutatási kérdések részletes bemutatását tartalmazza, valamint az elvégzett szimulációs folyamat felépítésének részletezését.

**5. Fejezet** Az 5. fejezet a szimulációk során kapott eredményeket foglalja össze és értékeli ki a hosszútávú célokat is figyelembe véve.

## 2. fejezet

# Szakirodalmi áttekintés

A neurális eredetű betegségek kezelése és rehabilitációja a modern orvostudomány jelenleg is aktívan kutatott kérdései közé tartozik. Számos megoldás született már robotikai irányból is a tünetek kezelésére, ezek azonban főként olyan determinisztikus betegségeket céloznak, amelyek jól meghatározható és ismert mechanizmusokkal rendelkeznek, mint például a Parkinson-kór vagy az Alzheimer-kór [1], [2]. Azonban a nem determinisztikus, komplex szabályozást igénylő betegségek esetében az ilyen egyszerűbb megoldások nem mindig működnek hatékonyan, és új típusú, innovatív megközelítésekre van szükség a hatékony kezelési és rehabilitációs megoldások kifejlesztéséhez.

A neurális betegségek esetében az első lépés gyakran a tünetek minél pontosabb meghatározása, különösen a mozgásszervi tünetek esetén, amikor is a mozgások rögzítése és elemzése elengedhetetlen. A mozgásfelvétel általában kamerákkal vagy különféle szenzorokkal, például inerciális mérőegységekkel (IMU) történik, amelyek lehetővé teszik a beteg mozgásának részletes elemzését. A kamerás felvételek számos előnnyel rendelkeznek, mint például az eszközök kis mérete, gyors beüzemelése és a mozgások sokrétű szoftveres feldolgozásának lehetősége [3]. Azonban a kamerás felvétel önmagában sok esetben nem elegendő a komplex mozgások pontos követésére, ezért kiegészítő szenzorok használata válik szükségessé.

A szenzorfüzió alapelve az, hogy különböző típusú szenzorokból származó adatokat kombinálva sokkal pontosabb és megbízhatóbb képet kapjunk a mozgásokról. Példának okáért Mazen Al Borno és csapata IMU-k és mélységi kamerák kombinációjával végeztek méréseket, amely lehetővé tette a mozgások pontosabb modellezését és elemzését [4]. Az IMU-k használata során gyakran probléma a hosszú távú stabilitás, különösen a giroszkópok sodródása miatt, amelyet különféle algoritmusokkal és szűrőkkel lehetséges korrigálni, s többek között validálni biomechanikai szimulátorok (ebben az esetben OpenSim) hasz-

nálatával. Yushuang Tian is hasonló mérési összeállítást alkalmazott. A felsőkar mozgásának követése során a különböző mérési modalitások különálló és együttes használata közül akkor érték el csapatával a legnagyobb pontosságot és sodródásmentes orientációbecslést, amikor azokat a nemlineáris folyamatokkal jól teljesítő Szagtalan Kálmán szűrő (UKF) segítségével kombinálták [5]. Találhatunk azonban olyan megoldásokat is, ahol a kamera teljes mértékben ki van hagyva az elkészített rendszerből, például mert olyan aprólékos, az egész testhez viszonyítva kis területen történik a mérés – csak a kézfejet és az ujjakat használva. Ezekben az eszközökben ujjanként több szenzor is található, mint például a Changcheng Wu és csapata által készített viselhető adatgyűjtő kesztyűben is, amelyben összesen 12 darab IMU található [6]. Cikkünkéből kiderült az is, hogy az IMU-k használata mellett a mágneses szenzorok (magnetométerek) kalibrációja és a szenzorfúzió módja kritikus szerepet játszik a pontos eredmények elérése érdekében. Az IMU-kból és kamerákból nyert szenzoradatok használata mellett az EMG (elektromiográfia) alapú visszacsatolás is gyakran alkalmazott módszer a rehabilitációs eszközök vezérlésében, mivel ez közvetlen adatot szolgáltat a beteg izmairól. Yogeswaran Ganesana és társai könyökhajlító gyakorlatokat végeztek ilyen módszerrel egy gyors prototipizálással készült exoszkeleton segítségével. Az exoszkeleton feladata itt az egészséges kar mozgásának / könyökszög-változásának másolása, az EMG pedig az egészséges kar izmainak aktivitását mérte [7].

A rehabilitációs eszközök tervezésekor nemcsak a pontosság, hanem a kényelem is egyre inkább egy fontos szempont, különösen hogyha a beteg hosszabb ideig használja az eszközt. A puharobotikai megoldások, amelyek rugalmas és könnyű anyagokat alkalmaznak, egyre népszerűbbek a rehabilitációban, mivel jobban alkalmazkodnak a beteg testformájához, így kényelmesebb és biztonságosabb megoldást kínálnak [8]. Ennek egyik innovatív változata a kábel-alapú puha exoszkeleton, mint amelyet Michele Xiloyannis is fejlesztett. A gravitáció-kompenzációt is tartalmazó, PID-szabályzón és EMG méréseken alapuló exoszkeleton ergonomikus és hosszútávon is kényelmes viselhetőséget biztosít használójának [9], [10]. További példaként megemlíthető Amin Zeiaee „CLEVER ARM” elnevezésű felsővégtag exoszkeletonja is, mely megközelíti egy egészséges alany munkaterét csupán 6 aktív és 2 passzív szabadsági fok használatával. Kiemelendő, hogy az össztömege 3.9 kg, ami lehetővé teszi akár az egész napos viselését is [11]. Bár számos, említett előnyük mellett a puharobotikai megoldások valóban megoldást jelenthetnek többféle rehabilitációs problémára, működésük és anyaghasználatuk miatt új mérnöki megközelítéseket is igényelnek. Ilyen például az úgynevezett puha szövet artefakt is, amely dinamikusabb

mérések során jelentős eltéréseket okozhat. 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. E probléma megoldására különféle korrekciós módszereket fejlesztettek ki, amelyek célja, hogy kompenzálják a bőr elmozdulásából adódó hibákat [12].

A szenzorfúzió, az EMG-alapú vezérlés és a puharobotikai megoldások együttes alkalmazása lehetőséget teremt a rehabilitációs eszközök és módszerek személyre szabott fejlesztésére. A szoftveres modellezés kulcsszerepet játszik ebben a folyamatban, mivel lehetőséget biztosít a beteg mozgásának vizualizálására, a különböző szenzoradatok fúziójára, anélkül, hogy azokat fizikai rendszerhez kéne kapcsolni, illetve lehetőséget ad a rehabilitációs eszközök virtuális tesztelésére is, mielőtt azok ténylegesen legyártásra és alkalmazásra kerülnének [13]. Ezen felül az eszközt személyre is tudjuk szabni (például a rögzítőfelületeknél), amivel a kezelések hatékonysága és a beteg komfortérzete is jelentősen növelhető, amit az MDPI Biomechanics folyóiratban megjelent cikk is alátámaszt. A biomechanikai szimulátorok, mint például az AnyBody vagy az OpenSim, alkalmasak a rögzített mozgások vizsgálatától kezdve egyedi eszközök, exoszkeletonok megépítésére is, biztosítva a személyre szabás széles skáláját is. Lelai Zhou és csapata például az AnyBody szimulátort használta a felsővégtag biomechanikai modelljének elkészítéséhez, majd a SolidWorks-ben megtervezett exoszkeletont exportálták a szimulációs környezetbe, hogy teszteljék a mozgásokat és a kinematikát. Ezzel a módszerrel elérték, hogy az exoszkeleton megfelelően támogassa a mozgásokat, és a lehető legjobban illeszkedjen a beteg fiziológiájához is [14].

A beteg kényelme azonban nemcsak ergonomikus kialakítással, lehetőleg kis tömeggel és mérettel rendelkező eszközökkel lehetséges, hanem a rehabilitációs folyamat élvezetesebbé tételével is. A már említett "CLEVER ARM" exoszkeletonhoz tartozik AR/VR-interfész is, ami nagymértékben növeli az élvezeti faktorokat [15], egy 2023-s tanulmány szerint pedig az utóbbi 5 évben 29 releváns cikk született felsővégtag exoszkeletonok és virtuális valóság összekapcsolásának témájában [16]. Hosszútávon természetesen figyelembe kell vennünk az AI és az agy-gép interfészek térhódítását is, amelyek segítségével egészen új szintre emelhető az exoszkeletonok használata [17].

## 3. fejezet

# Biológiai és technikai háttér

### 3.1. Atetózis

A cerebrális parézis (CP) a koponya-agy korai károsodása 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, ugyanakkor a kivezérlés-izommeghajtás rendben van.

Az agyi bazális ganglionok kulcsszerepet játszanak az emberi mozgás szabályozásában. Diszfunkciójuk az agyban a motoros idegpályák gátlásának megszűnéséhez vezethet, ez eredményezi az atetózisban megfigyelhető önkéntelen, kontrollálatlan mozgásokat. Az atetózis elsősorban olyan agyi sérülések következménye, amelyek a születés előtt, a születés környékén, vagy a korai gyermekkorban alakulnak ki. Az egyik leggyakoribb oka a születés közbeni oxigénhiány okozta agyi bénulás. Felnőttkorban kialakulását traumás agysérülés, stroke vagy agyvelőgyulladás is okozhatja[18].

Klinikailag az atetózis önkéntelen mozgások formájában jelentkezik, amelyek csavarodással, forgással és remegéssel járhatnak, és általában a végtagok disztális részein (beleértve a kezeket és az ujjakat is) kifejezettebbek. A mozgások kiszámíthatatlanok (nem determinisztikusak), és mintázatuk nagyon változó, ami nehézséget okoz a célzott cselekvések végrehajtásában. Ahogy az egyén megpróbál akaratlagos mozgásokat végrehajtani, az atetotikus aktivitás gyakran fokozódik, ami a szándékolt mozgás torzulását vagy akár megszakítását okozza. Ez a jelenség, amelyet cselekvés-indukált atetózisnak nevezünk, hozzájárul az érintett egyéneknél megfigyelhető jelentős funkcionális károsodáshoz, különösen a finommotoros készségeket igénylő tevékenységek esetében.

Fontos megjegyezni, hogy az atetózissal élők izomrendszere anatómiailag és élettanilag

ép, az izomrostok megfelelően működnek, azonban a neuromuszkuláris vezérlés zavara miatt a mozgás kivitelezése nem megfelelő [19].

Az atetózissal élők gyakran nem képesek teljesen önálló életet élni, az önállóságuk mértéke nagyban függ az állapotuk súlyosságától és a rendelkezésre álló terápiás támogatástól. Ez egy olyan állapot, amely általában nem vagy csak kismértékben javítható, de rendszeres gyakorlatokkal (Pető módszer) szinten tartható. Az ilyen, konduktorok által vezetett programok kiemelt szerepet játszanak a mozgáskontroll fejlesztésében és a mindennapi tevékenységek megkönnyítésében, speciális gyakorlatokkal és célzott feladatokkal segítve az érintetteket a mozgások irányításában, ezáltal növelve az önállóságukat és az életminőségüket.

A programok közé tartozik például a fizioterápia vagy az ergoterápia, amelyek célja a mozgások koordinációjának és erősítésének fejlesztése, valamint a mindennapi életvitel megkönnyítése. A fizioterapeuták speciális technikákat alkalmaznak a motoros kontroll javítására és az izmok stabilitásának növelésére, míg az ergoterapeuták a finommotoros készségek fejlesztésével segítik az érintetteket abban, hogy nagyobb önállóságot érjenek el a mindennapi tevékenységek során, például az öltözködésben, az étkezésben vagy az írásban. Fontos szerepet játszik továbbá a beszédterápia is, mivel az atetózissal érintett egyének gyakran küzdenek beszéd- és kommunikációs zavarokkal [20].

Az atetózissal élők munkaerőpiaci elhelyezkedése nehézségekkel jár, de nem lehetetlen. Jellemzően olyan munkakörökben tudnak helytállni, ahol nem szükséges gyors vagy precíz finommotoros tevékenység, például adminisztratív feladatokban, ügyfélszolgálati munkakörökben vagy telefonos támogatási szerepekben.

### 3.2. Modellezés

Az állapot modellezése és a hozzá kapcsolt exoszkeleton további vizsgálata biomechanika szimulátor használatát igényli, figyelembe véve a mozgás élettani hátterét, valamint a biomechanikai és mechanikai alapelveket is. A kar biomechanikai modellezése során a biológiai struktúrák leegyszerűsítésére és a legfontosabb komponensek kiemelésére van szükség. A csontok, ízületek és izmok együttesen alkotják a modell alapvető építőelemeit, ahol minden elem a mozgás funkciójának pontos reprodukálásához igazodik. A modell leegyszerűsítése során olyan paraméterek meghatározása szükséges, mint a csontok végeinek helyzete, az ízületi típusok, valamint az izmok tapadási pontjai és funkcionális rövidülése, figyelembe véve ezek reprezentálhatóságát matematikai módszerekkel, kölcsönhatásokkal. A biomechanikai modellek eltérő céloknak megfelelően több szinten is kidolgozhatók: egy

alap mechanikai modell figyelembe veszi a csontok és ízületek geometriáját, míg a fejlettebb modellek a dinamikai tulajdonságokat is magukban foglalják, ezáltal támogatva a valós mozgások élettani és mechanikai elemzését.

### 3.2.1. Töbptestes rendszerelmélet alkalmazása

A felső végtag biomechanikai modellezéséhez gyakran alkalmazott módszer a töbptestes rendszerelmélet (multibody system), amellyel pontosan modellezhetjük a testrészek közötti kapcsolatokat és kölcsönhatásokat. A töbptestes megközelítés lehetőséget biztosít arra, hogy a felső végtag különálló komponenseit, mint például a csontokat és ízületeket, mint merev testeket kezeljük, míg az izmok és szalagok rugókként és csillapítóként szerepelnek a modellben. Ennek a megközelítésnek az előnye, hogy hatékonyan képes reprezentálni a kar összetett mozgásait és az ízületek közötti kölcsönhatásokat, valamint lehetőséget nyújt a különböző erőhatások és izomaktivációk részletes elemzésére. A legtöbb biomechanikai szimulátor is ilyen, töbptestes rendszereket alkalmaz. A rendszerben minden egyes csont és ízület különálló entitásként van definiálva és minden egyes entitás között meghatározott kölcsönhatások vannak jelen. A teljes modellre vonatkozó, összegzett kölcsönhatásokat egyenletrendszerek írják le, és például ezen dinamikai egyenletek megoldásával előre jelezhetők a mozgások [21].

## 3.3. A kar anatómiai felépítése

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

Az emberi felsővégtag, a kar, al- és felkarból, valamint kézfejből áll, összesen 30 csont alkotja. A felkar egyetlen csontja a humerus (felkarcsont), amely a scapulában (lapockában) elhelyezkedő ízületi vápába illeszkedik. A felkar alsó végén a humerus a könyökízületnél kapcsolódik a két alkarcsonthoz: a singcsont (ulna) és az orsócsont (radius). A csukló az alkar és a kéz közötti átmenetet biztosítja, ahol nyolc kéztőcsont (carpus) két sorban helyezkedik el. A kéztőcsontokból indul ki az öt kézközépcsont (metacarpus), amelyek a tenyér alapját képezik, és az ujjakhoz kapcsolódnak. Az ujjak három, míg a hüvelykujj két ujjperccsontból áll, lehetővé téve a finom mozdulatokat és a precíz fogáso-

kat. A különböző ízületek eltérő mozgási szabadságot biztosítanak: a vállízület rendkívül nagy mozgástartománnyal bír, és lehetővé teszi a kar szinte minden irányú elmozdulását, ami fontos a sokrétű és összetett mozgások végrehajtásában; a könyökízület behajlításra és nyújtásra alkalmas, ezzel biztosítva az alapvető funkcionális mozdulatokat, mint például a tárgyak megfogását; míg a csuklóízület összetett szerkezete révén képes a kéz finom irányítására, ami nélkülözhetetlen a precíziós tevékenységekhez. Az ujjak ízületei kifejezetten a finom és kontrollált mozdulatok kivitelezésére specializálódtak, amelyek lehetővé teszik az ember számára a részletes és bonyolult kézi tevékenységeket, például az írást és a különböző tárgyak pontos megfogását.

A kar izmai harántcsíktartó izmok, amelyek az akaratlagos mozgásokat szolgálják. Összesen körülbelül 50-53 izom tartozik a karhoz (csoportosítástól függően, illetve beleszámolva a részben a felsőtesten tapadó, főként a váll mozgátását és a kar súlyának megtartását szolgáló izmokat is). A teljes mértékben a karon tapadó izmokat vállizmokra, felkarizmokra, alkarizmokra és kézizmokra oszthatjuk fel. A vállizmok közé tartozik a deltaizom (deltoid), amely a kulcscsonthoz, a lapockához és a felkarcsonthoz kapcsolódik, és fő feladata a kar emelése, valamint a vállízület stabilizálása. További fontos vállizmok a rotátorköpeny izmai, amelyek a vállízület finomhangolásáért és stabilizálásáért felelnek. A felkaron két fő izom található: a bicepsz (biceps brachii) és a tricepsz (triceps brachii). A bicepsz a könyökízület hajlításáért felelős, és a radiushoz tapad, ami a pronáció és szupináció során is fontos szerepet játszik. A tricepsz ezzel szemben a könyök feszítéséért felelős, és a könyökízület hátsó részén tapad. Az alkar izmai több rétegben helyezkednek el, és két fő csoportra oszthatók: a hajlító (flexor) és a feszítő (extensor) izmokra. A hajlító izmok az alkar elülső részén találhatók, és felelősek az ujjak és a csukló hajlításáért. A feszítő izmok az alkar hátsó részén helyezkednek el, és az ujjak, valamint a csukló feszítéséért felelősek. Az alkar izmai közül néhány az ujjak finommozgásait irányítja, míg mások a csukló stabilizálásában és a kéz mozgásának kontrollálásában játszanak szerepet. A kéz izmai kis méretűek, de rendkívül fontosak a finommotoros mozgások végrehajtásában. Az ujjak hajlítását és feszítését biztosító izmok egy része az alkarból indul ki, és hosszú inakkal kapcsolódik az ujjakhoz, míg más izmok közvetlenül a tenyérben helyezkednek el. A tenyér izmai közé tartoznak a hüvelykujj mozgásáért felelős izmok, amelyek lehetővé teszik a fogás különböző típusait, valamint az ujjak közötti távolítás és közelítés [22].

### 3.3.1. A biológiai és a szimulációs modell összehasonlítása

A kutatás során az OpenSim szoftver került alkalmazásra, amely lehetővé teszi a biomechanikai modellek szimulációját és elemzését. Az OpenSim egy nyílt forráskódú platform, amely a korábban említett többtestes dinamikai rendszerek és biomechanikai mozgások modellezésére szolgál. A kutatás vizsgálataihoz egy, a jobb felső végtagot reprezentáló modell lett választva. A modell 11 test típusú entitást tartalmaz (beleértve a referenciapontként is szolgáló bordakosarat, a kar csatlakozását és a felsőtesten tapadó izmokat segítő kulcs-, illetve lapockacsontot, a felkarcsontot, a sing- és orsócsontot és két, a kézfej összes csontját reprezentáló testet). 50 erő típusú izom tapad ezekhez a testekhez, melyeket mozgástrajektóriák mentén (például könyök flexió/extenzió) ízület típusú komponensek kapcsolnak össze.

## 3.4. Az OpenSim biomechanikai szimulátor bemutatása

Az OpenSim szimulációs környezetet kifejezetten az emberi vagy állati mozgás iránt érdeklődők számára fejlesztették ki. Nagy teljesítményű szoftvereket biztosít az ideg-izom-csontrendszer számítógépes modelljeinek létrehozásához, a kísérleti mozgásadatok elemzéséhez, valamint a mozgás dinamikájának szimulálásához, melyek segítségével a felhasználók betekintést nyerhetnek a mozgás anatómiájába, fiziológiájába, mechanikájába és irányításába. Ezek során az OpenSim lehetővé teszi az ízületi szögek, az izomaktivációk, az ízületi reakcióerők és az egyéb biomechanikai paraméterek részletes elemzését is. A program elsősorban Windows és macOS rendszerekre optimalizált, de forráskódból Linux operációs rendszeren is telepíthető. Grafikus felhasználói felülete (GUI) mellett lehetőség van C++, Python vagy MATLAB segítségével alkalmazásprogramozási felületként (API) is használni, ami nagyban elősegíti az egyedi projektek és a személyre szabott kutatási célok megvalósítását [23].

Az OpenSim API lehetővé teszi a haladó felhasználók és fejlesztők számára, hogy a meglévő kódbázis mellé saját programokat csatoljanak az OpenSim jelenlegi képességeinek bővítésére, beleértve az egyedi elemzéseket, munkafolyamatokat és a komponensek kiterjesztését. A kód modulárisága, újrafelhasználhatósága és könnyen bővíthetősége érdekében az OpenSim a SimTK számítási könyvtárakra épül, amelyek alacsony szintű, hatékony matematikai és mátrixalgebrai könyvtárakra, például a LAPACK-re épülnek. A mögöttes számítási réteg a Simbody, amely egy hatékony többtest-dinamikai megoldó, és egy bővíthető többtestes rendszert és annak állapotát biztosítja [24].

## 4. fejezet

# Módszertan

### 4.1. Kutatási kérdések

A kutatás célja, hogy egy olyan exoszkelletont fejlesszünk, amely támogatja az atetózis-sal élő személyek mozgáskoordinációját és életminőségét. Az exoszkkeleton szimulációs támogatásának kidolgozása során a következő kutatási kérdések lettek feltéve:

1. Hogyan lehetséges a fizikai rendszer terveihez leginkább hasonló exoszkkeleton modell megépítése?
2. Hogyan készíthető egyedileg szabályzott szimuláció és milyen feltételrendszer mentén tesztelhető a kidolgozott exoszkkeleton modell?
3. Hogyan integrálhatóak a kutatócsoport többi tagja által készített felvételek a szimulációs rendszerbe?
4. Milyen módszerekkel és algoritmusokkal lehet az exoszkkeleton mozgásvezérlését személyre szabni, hogy az optimális támogatást nyújtsa a felhasználó számára?
5. Hogyan módosítaná a fizikai eszközt a szimulációs mérések eredményei alapján?

### 4.2. Korábban elvégzett kutatási háttér

A jelenlegi kutatást egy korábbi, részben kapcsolódó kutatási munka előzte meg, amely során különféle mozgásrögzítési módszereket és az OpenSim GUI használatát tanulmányoztam, a releváns szakirodalom alapos áttekintésével. Az egyik legfontosabb kutatási irány egy mélységi kamera alapú mérésrendszer összeállítása volt, amelyet kiegészített a további adatfeldolgozás során szkeletonizáló algoritmus és koordinátatranszformáció is. A

mérés pontosságának növelése érdekében sor került egy IMU-alapú mérőrendszer megépítése is, amelyben különálló IMU chippek segítségével valós idejű jelkiolvasást valósítottam meg egy Arduino mikrokontroller segítségével. A rögzített és feldolgozott adatokat később az OpenSim szimulációs környezetbe integráltam és a GUI által biztosított szimulációs lehetőségekkel alapszintű kiértékeléseket végeztem .

### 4.3. Exoszkeleton modell

A kutatás tárgyát képező exoszkeleton, amelyet jelenleg is a Robotika Laborban fejlesztenek, a jobb kar mozgásának támogatására alkalmas. Működése vezetett (Paracord 350 és 550 típusú ) ejtőernyőzsinórokon alapul, amelyek meghúzásával vagy lazításával képes mozgatni a kart. Az ejtőernyőzsinórok mindegyikének egy része egy hüvelyben van végigvezetve, amelyben a kötélen hossza nem változik (4.1. ábra). A szabadon lévő részt motorok segítségével lehet mozgatni, az exoszkeleton működése során ezeknek a zsinóroknak a hosszváltozásával (feszítés-elernyesztés) hozza létre a támogató erőket. Az eszköz jelenleg hét különböző ponton fejti ki hatását a karra, azonban jelenleg négy motor van a hétből használhatóan bekötve, amelyek a könyök flexió-extenzió és a váll flexió-extenzió mozgását vezérlik.

A jelenlegi állapotban az exoszkeleton pontos szenzoros visszajelzése a rugalmatlan zsinórok feszülésének mérésére alapul, amelyből visszakövetkeztethető az eszköz aktuális állapota. Az elmúlt időszakban történt mérések hatására a könyökízületnél található erőkar megnövelésre került, ezáltal nagyobb nyomatékot lehetséges elérni vele. A zsinórok feszülésén alapuló mérésekkel emellett megállapítható, hogy az aktuált tengely-irány mentén nézve a könyök hajlítás bizonytalansága (lötyögés) 6-8 fok, a teljes, 120-140 fokos könyökhajlítási tartományban pedig a flexor (könyök felső szakaszán futó zsinór) esetében 8-10 cm, míg az antagonista extensor esetében 5 cm. A vállízület esetében a zsinórok húzóerő bizonytalansága jelenleg még nem meghatározott (az érték néhány centiméter körüli). A mérések során kiderült az is, hogy a rendszer képes egyes mozgási alterekben úgy mozogni, hogy az a zsinórok feszüléséből nem érzékelhető. Ennek kiküszöbölésére a tervek között szerepel egy IMU-alapú szenzorrendszer integrálása, amely jelentősen növelné a mérési pontosságot, addig is a csukló térbeli (3D) pontossága az Azure Kinect mélységi kamera segítségével került megmérésre, és 5-10 cm közötti eredményt mutatott (azonban ebből 3-5 cm a Kinect rendszer mérési pontatlanságából adódik).

Az OpenSim-ben definiált főbb objektum típusa illetveok (testek, erők, ízületek, kényszerek) közül a zsinórok erőkként értelmezhetőek. Az erőknek két főbb típusa van jelen

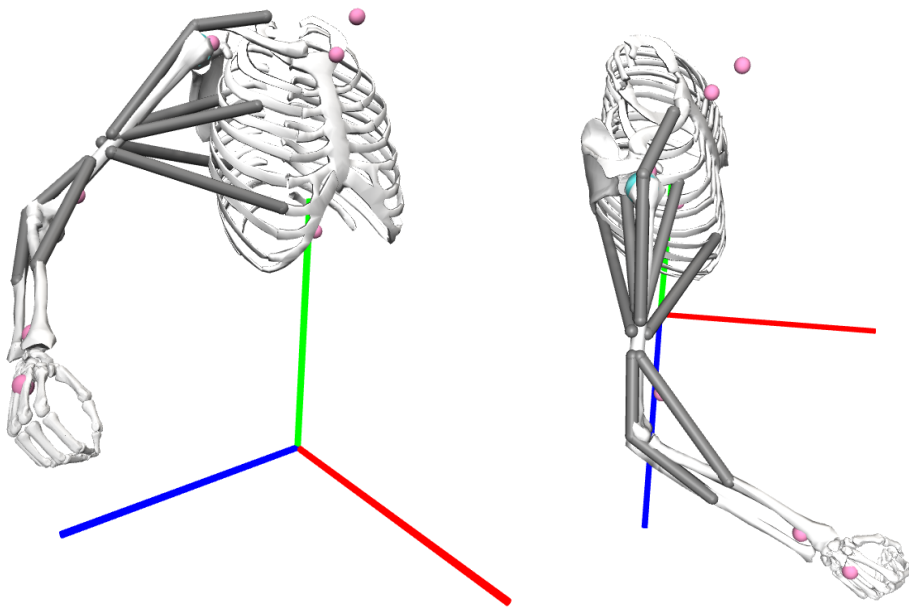


4.1. ábra. Az ábra a Laborban épülő exoszkeleton szerkezetét mutatja be. A világoskék színű részek azok a hüvelyek, amelyekben az ejtőernyőzsinór fut. A zsinórok sötétkékekkel vannak ábrázolva, a motorok nincsenek jelen ezeken a képeken, a fekete heveder pedig az eszköz testhez való rögzítésére szolgál. Ahogy a képen látható, ez egy viszonylag gyorsan és könnyen felvehető, a mozgást alig vagy egyáltalán nem korlátozó, de elhanyagolható súlyú eszköz. (Az ábra forrása: Érzékelő Robotika labor.)

az OpenSim-ben: az izmok és az aktuátorok. Az aktuátorok olyan erők, amelyek meghatározott módon kapcsolódnak a modellhez, és egy vezérlő függvény alapján generálják az alkalmazott erőt vagy nyomatékot. Ezek az aktuátorok lehetnek például két test közötti közös tengely mentén alkalmazott nyomatékok, meghatározott pontok közötti erők, vagy ezek kombinációi, szükség esetén pedig megjelenítés is tartozhat hozzájuk. Bármely aktuátorosztály legfontosabb funkciója az, hogy a vezérlőérték és a modell állapota alapján kiszámítsa és alkalmazza a hozzá tartozó testekre az erőket és nyomatékokat, ami alkalmassá teszi őket a korábban ismertetett zsinór jellegű exoszkeleton komponensek szimulációjára. Az OpenSim több, gyakran használt és egyben különböző mechanizmusokkal és alkalmazási lehetőségekkel rendelkező aktuátor típust is a felhasználó rendelkezésére bocsájt. A PathActuator alapvetően egy egyszerű, vezérelhető feszítést alkalmaz egy meghatározott útvonal mentén, amely lehetőséget biztosít az erő közvetlen szabályozására. A PathSpring egy olyan rugós elem, amely tömeg nélkül működik, értelmezésében az erő arányos a rugó nyúlásával, figyelembe véve a disszipációs tényezőt is. Ez a rugós tulaj-

donság különösen alkalmas az olyan szimulációkra, ahol a rugalmasság fontos tényező. A ClutchedPathSpring pedig egy, a korábbiakon alapuló, de már továbbfejlesztett aktuátor, amely csakis aktiválásakor fejt ki erőt, és egyébként szabad mozgást engedélyez, amikor a kapcsoló inaktív. Ez az aktuátor különösen jól illeszkedik az exoszkeleton működésének szimulálásához, mivel lehetőséget nyújt az erő alkalmazásának rugalmas szabályozására (be és kikapcsolás, szabályozás és mozgástámogatás csak abban az esetben, amikor a használója nem az elvárt trajektória mentén mozog) [25].

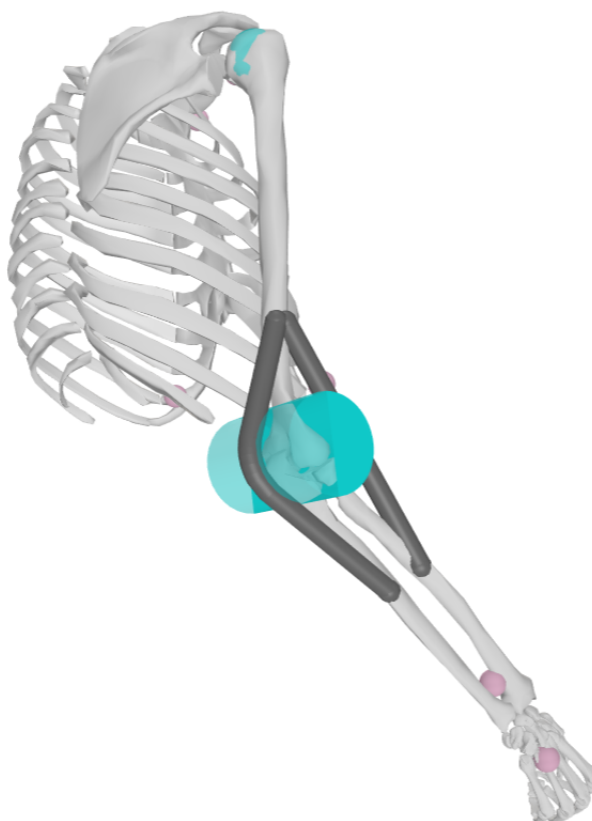
A kiválasztott aktuátor típus megvalósítása az OpenSim API (4.4-s verzió) Matlab interfészének segítségével került megvalósításra. Az aktuátorok paraméterei (merevség, relaxációs idő, kezdeti nyúlás érték, lecsengés mértéke) a dokumentációban meghatározott paraméterek alapján lettek meghatározva [26]. Az aktuátorok mindegyike két ponton tapadt ezen felül a megfelelő testekhez, amelyeket a fizikai modell elvi meghatározásai (például felkarcsont közepe, hetedik borda) alapján szabtam személyre (4.2. ábra).



4.2. ábra. A ClutchedPathSpring típusú aktuátorok segítségével felépített exoszkeleton modell, amely a fizikai exoszkeleton első verziójának hű mása.

A fizikai exoszkeleton második verziója a könyök alsó részén futó zsinórhoz (extensor) egy külön, az erőkar megnövelését segítő komponenst is tartalmaz, ennek implementálása az OpenSim-ben ún. burkoló elemek (WrapObject) segítségével lehetséges [27]. A burkoló elemek az OpenSim-ben olyan speciális komponensek, amelyek segítségével a kötelek vagy rugók meghatározott felületek mentén futnak, így lehetővé téve a testek és az útvonalak közötti helyes kölcsönhatás modellezését. Ezek a burkoló elemek biztosítják, hogy a

rugók vagy kötelek megfelelő irányban és megfelelő pályán mozogjanak, elkerülve például a testeken való áthaladást, ami valós körülmények között nem lehetséges. (Jelen esetben a könyök behajlításakor a modellben az aktuátor keresztülhaladna a fel- és alkar csontjain, mivel a létrehozáskor csupán két pont közé lett kifeszítve, további rögzítési pontok esetén pedig nem tudná hosszváltozását megfelelően kifejezni, mivel hozzá lenne kötve a rögzítési ponthoz). A könyök hajlításának térbeliségét figyelembe véve a megfelelő burkolóelem egy henger alakú komponens, melyet a könyökre merőlegesen szükséges elhelyezni. A pontos elhelyezés a 4.3. ábrán látható.



4.3. ábra. Az ábra az elkészült burkolóelem elhelyezkedését és alakját mutatja be, illetve a két, a könyök mozgására közvetlenül hatással levő aktuátort, melyek közül az extensor (az ábrán bal oldali) a burkolóelem formáját követi le, a másik pedig könyök behajlításánál a könyök belső felén flexiót valósít meg.

## 4.4. Egyedileg szabályzott szimuláció

### 4.4.1. Exoszkeleton modell validálása iteratív Manager osztály használatával

Az OpenSim egyik kulcsfontosságú eszköze az előremutató dinamikai szimuláció (Forward Dynamics Tool), amely lehetővé teszi az izomaktivációk és az alkalmazott erők alapján történő mozgás szimulálását, emellett külső erők is hozzáadhatók a szimulációhoz. Az eszköz grafikus felhasználói felületén (GUI) keresztül értékes információkat nyújtott a kutatás korábbi fázisában az elvégzett szimulációk során a mozgásokról, azonban további részletes analízis az API segítségével végezhető el, amely nagyobb rugalmasságot biztosít az elemzési folyamatokhoz.

Az OpenSim egy alapvetően C++ alapú szoftver, amely Matlab-ból bináris fájlok fordításával képes futtatni az OpenSimet. A bináris kód készítése miatt a megépített eszközkészlet használata nem mindig közvetlen - például nem minden funkció és C++ osztály érhető el közvetlenül. A 4.4-es verziójú OpenSim használata során Matlab alapú API-t alkalmaztunk a kutatásunkban, részben az elérhető C++ fordító és OpenSim verziók közötti kompatibilitási problémák, részben pedig a Matlab nyújtotta egyszerű hibakeresés és beüzemelés miatt.

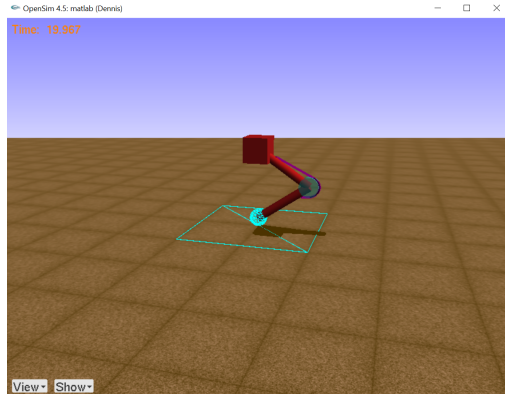
Az előremutató dinamikai szimuláció API-s megfelelője a ForwardTool, amely hasonlóan kötött szerkezetű és komplex eszköz, mint a GUI-n keresztül elérhető változata, így közvetlen használatával nem minden esetben érhető el a kívánt személyre szabás. A forráskód azonban megfelelő alapot szolgáltat a testreszabott megoldások megvalósításához. A számításokat egy, a Matlab-ból is elérhető, Manager nevű osztály végzi, amely biztosítja a szimulációs folyamatok kezelését, beleértve a dinamikai modellek integrációját is [28]. A Manager osztály inputjai magukban foglalják a kezdeti állapotot, az integrálás kezdő és befejezési idejét, az időlépés nagyságát (lehetséges minimum, illetve maximum időlépés nagysága), valamint az integráció pontosságának meghatározásához szükséges paramétereket (pl. pontosság nagysága, alkalmazott integrátor típusa). Az osztály ezután a két megadott időpont között egy nagy szimulációt futtat le, amely során az időlépés nagyságát változtatva a mozgás dinamikusságától, illetve a megadott beállításoktól függően több állapot (state) kerül kiszámításra, így biztosítva a folyamat pontosságát és stabilitását. Az output magában foglalja a szimuláció eredményeként létrejövő mozgás-állapotokat, beleértve a kinematikai és dinamikai változókat, amelyek segítenek értékelni a modell viselkedését a szimuláció során.

A szimulációban megépített exoszkeleton modell tesztelése ennek a megközelítésnek a segítségével történhetett meg, különös tekintettel arra a kutatási kérdésre, hogy az exoszkeleton modell képes-e erőt kifejteni a megépített ClutchedPathSpring típusú aktuátorainak használatával és ezáltal mozgást, állapotváltozást generálni a karmodellben. A feladat egyszerűsítése érdekében a szimulációs eljárások és a módszertan kidolgozása során végig csak a könyökízület szögének változtatásával járó mozgások kerültek elemzésre, ennek megfelelően a könyökre közvetlenül ható két aktuátor alkalmazásával (4.3. ábra). A megfelelő visszacsatolási mechanizmus megvalósítása érdekében az OpenSim Manager osztályát iteratív módon alkalmaztam. Ez azt jelenti, hogy egy ciklus (for loop) segítségével kezeltem az időlépéseket, melyek frekvenciája legalább 60 Hz volt. Az iteráció során minden egyes időpontban a Manager újra lett konfigurálva, az integráció lefutott, majd a szimulációból származó állapot (state) el lett mentve, és a következő időpontban bemenetként használtam fel a további integrációkhoz. Az egyes időlépések között képes voltam a state aktuális állapotának elemzésére, illetve néhány paraméter értékének változtatására is, többek között az aktuátor vezérlőfüggvényének értékét is ilyenkor módosítottam. Az adatok vizualizációjához a Matlab-on keresztül is elérhető OpenSim vizualizátort alkalmaztam, amely lehetőséget biztosított a modellezett mozgások térbeli megjelenítésére és azok valósághű követésére. A szimulációs adatok kimentésére a TableReporter osztályt használtam és az így nyert adatok alapján az könyök hajlítási értékeit külön elemeztem és vizualizáltam, hogy validálhassam az exoszkeleton modell működését.

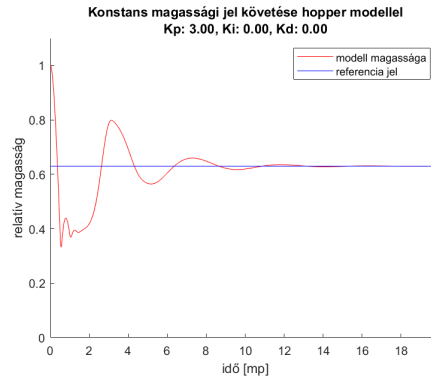
Az aktuátorok használatának elemzéséhez az elkészített szimulációs eljárást a Matlab példái között található Hopper Device modellen alkalmaztam [29]. Ez a modell egy egyszerűbb szerkezetű rendszer, amely csupán egy lábat tartalmaz, benne egy izommal és egy aktuátorral a térdízületnél. Az aktuátorok aktiválási módszerét ennek a modellnek a segítségével definiáltam, majd validációjukat egy PID szabályozó segítségével végeztem. A 4.4 képen bemutatott eredmények alapján az aktuátor képes volt a lábat helyben tartani, illetve különböző térdhajlítási szögek mentén a kívánt trajektóriát lekövetni.

A modellben található aktuátorok vezérlésére a PrescribedController osztályt használtam, amely olyan szabályozási függvényeket definiál, amelyek az idő függvényében meghatározzák az aktuátorok vezérlési értékeit [30]. Vezérlőfüggvényként egy konstans függvényt alkalmaztam, amely az aktiváció pillanatában beállította a vezérlőértéket az aktuátor bemeneteként.

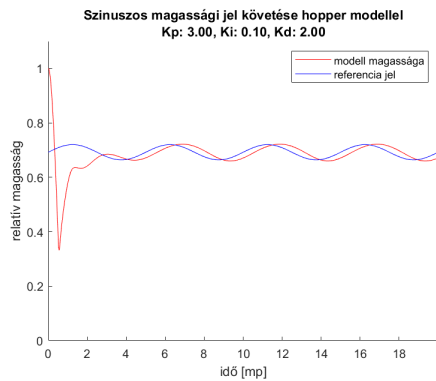
A hopper modellnél alkalmazott vezérlést implementáltam a két aktuátort tartalmazó karmodellen is. A validáció során egy-egy ponton aktivációt alkalmaztam a rendszerben,



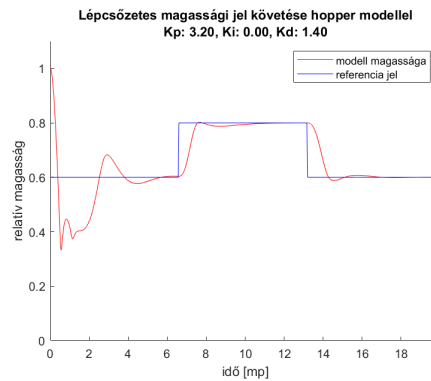
(a) A Hopper modell



(b) Konstans referenciajel



(c) Színuszos referenciajel



(d) Lépcsőzetes referenciajel

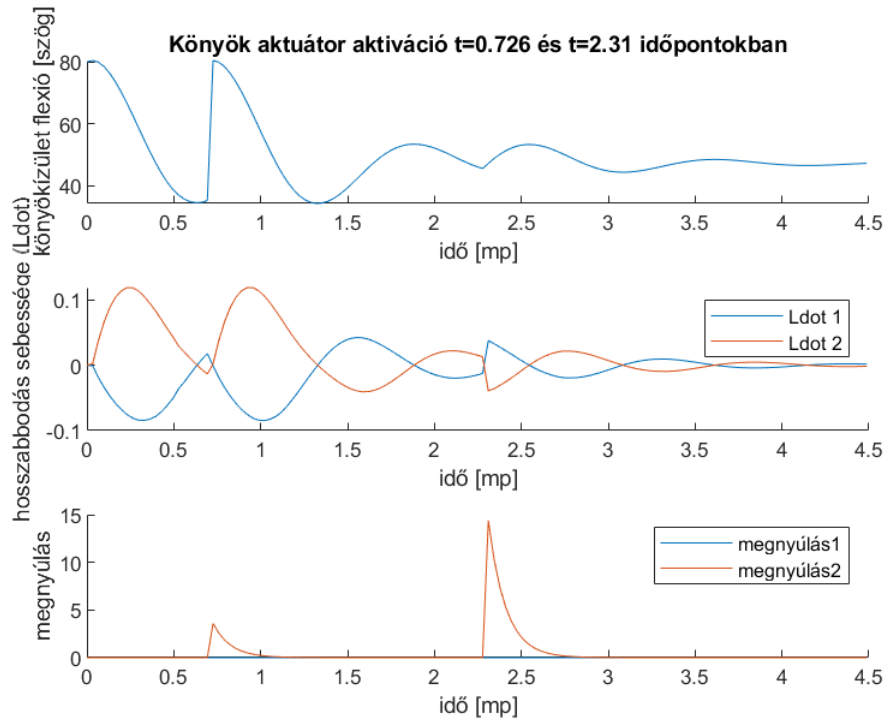
4.4. ábra. Az aktuátorok működésének megértéséhez használt Hopper Device modell, illetve három különböző vezérlési feladat, amelyek során a térd behajlításának szabályozásával a modell lekövette a képeken látható módon a referenciaértékként megadott pályát.

amelynek hatására megváltozott a kar mozgása (4.5. ábra).

#### 4.4.2. Izomaktivációk alkalmazása a szimulációban

Az exoskeleton modell alkalmazhatóságának elemzését követően felmerült a kérdés, hogy hogyan lehetséges a modellt bemeneti adatok alapján irányítani. Bár az aktuátorok aktiválása jó alapot szolgáltat a kérdés megválaszolásához, és tény, hogy az izmok és az aktuátorok is mind erő típusú objektumokként vannak definiálva az OpenSim rendszerben, mégis eltérő tulajdonságaik és felhasználásuk miatt különböző függvényekkel és vezérlési módszerekkel kell őket kezelni.

Az OpenSim mozgási adatainak kezelése során három fő adatformátumot különböztethetünk meg: izomaktivációk, ízületi szögek és koordináták. Ezek az adatformátumok különböző szimulációs és modellezési célokra szolgálnak, és mindegyikük saját eszközökkel



4.5. ábra. Az exoszkeleton aktivációjának rendszerhez adását és megfelelő működését 1-1, különböző időpillanatban hozzáadott vezérlőértékkel teszteltem. A szimuláció során az aktuátorok alapértelmezetten kikapcsolt állapotra vannak állítva. A megfelelő vezérlőjel beállításával az ingerelt aktuátor megnyúlik, ezáltal megváltoztatva a könyökízület szögét és egyben a hosszabbodás sebességét is. Az ábrán megfigyelhető az is, hogy az extensor aktuátor a könyök különböző hajlítási állapotaiban különböző vezérlőjelek mellett különböző erő kifejtésére képes az erőkar jelentős csökkenése miatt.

dolgozható fel az OpenSim környezetében.

A koordináták szinte kizárólag fizikai rendszerek mérései során jelennek meg, és a testen definiált markerpontok helyzetét jelölik a térben. Ezeket az OpenSim balsodrású, 3D-s koordináta-rendszerében használva helyezi el, általában .trc fájlformátumból beolvassa az adatokat. Az Inverz Kinematikai Eszköz segítségével a koordinátákból ízületi szögek és szögsebességek számíthatók ki az idő függvényében. Ezek az adatok általában .mot fájlformátumban kerülnek rögzítésre. A mozgások izomaktivációk segítségével is számon tarthatók, amelyeket különböző optimalizáló algoritmusokkal, például statikus optimalizációval vagy számított izomkontroll segítségével (Computed Muscle Control, CMC) lehetséges meghatározni [31]. Míg az előbbi az izmok aktivációjának minimalizálására szolgál adott mozgás során, mivel egy statikus pillanatra optimalizálja az izmok által kifejtett erőket, addig utóbbi eszköz a mozgások izomkoordinációjának modellezé-

sére alkalmas, figyelembe véve a mozgásvezérlés dinamikáját és időbeli változásait is. Az izomaktivációk eredményei általában .sto vagy .xml fájlformátumban kerülnek eltárolásra, meglehetősen részletes (akár  $10^{-8}$  másodperces) időlépés használatával.

A mozgásadatok iteratív szimulációs rendszerbe integrálásához a leírt módszerek közül a CMC eszköz a legoptimálisabb. A CMC futtatását az OpenSim grafikus felületén keresztül végeztem, mivel nem volt szükség egyedi szimuláció futtatására. A bemeneti fájlokat, mint például a kényszereket és beállításokat, .xml formátumban állítottam elő egy már korábban elvégzett kutatási lépés alapján, a mozgásadatokat pedig .mot fájlokból olvastam be.

Az izomaktivációk integrációjára többféle megközelítést alkalmaztam, azonban egyik sem bizonyult teljes mértékben sikeresnek. A különböző megközelítések során beépített függvényeket is használtam, például a modellben elérhető Millard2012EquilibriumMuscle típusú izom aktivációt és aktuációt szabályozó setActivation/setActuation függvényeket, valamint az aktuátoroknál is felhasznált módszert különböző beállításokkal is teszteltem. Ehhez a PrescribedController osztályt alkalmaztam, amely vezérlő olyan szabályozási függvényeket határoz meg, amik az idő függvényében írják elő az aktuátorok vezérlési értékeit. A szabályozás során minden egyes izomhoz külön konstans, illetve később lineáris típusú szabályozási függvényt rendeltem, majd mindezt külön kontrollerek segítségével is kipróbáltam (nem egy controller tartalmazta az összes szabályozási függvényt, hanem minden izomhoz külön controller tartozott). Ezen kísérletek során azt tapasztaltam, hogy a modell állapotváltozói nem tartották meg a kívánt értékeket (pontosabban a Manager lépések közötti újrainicializáció felülírta azokat), és a megfelelően kicsi időlépések ( $10^{-2}$  másodperc vagy kisebb) alkalmazásakor az izomaktiváció felfutási ideje nem állt rendelkezésre, így az izom nem tudta a kívánt kontrollértéket megfelelően alkalmazni.

Ennek következtében irányt váltottam, és az iteratív Managerrel működő szimuláció helyett egyetlen, nagyobb szimulációs időt felölelő szimuláció futtatását választottam, amely lehetővé tette az izomadatok megfelelő integrációját a modellbe. Az izomaktivációk hozzáadását a már említett PrescribedController segítségével végeztem, a használt vezérlőfüggvény egy PieceWiseLinearFunction típusú vezérlőfüggvény volt, amely lineáris interpolációt alkalmazott a megadott idő-vezérlőjel pontok között. A szimuláció során összesen 50 izom vezérlését végezte el a vezérlő, és ennek segítségével sikerült a tesztmozgásokat reprodukálni.

### 4.4.3. Egyedi vezérlő építése

Az izomaktivációk szimulációs rendszerbe való integrálása szimulációs szemléletváltást eredményezett, amely szükségessé tette az exoskeleton szabályozásának és visszacsatolásának újragondolását. Az egyedi vezérlő kialakításának folyamata során a Matlab interfész korlátai nehézségeket jelentettek, mivel a vezérlőparaméterek közvetlen beállítása Matlab-ból lehetséges ugyan, azonban bármilyen további módosításhoz C++ kód fordítása szükséges. A C++ nyelven történt kiegészítésekből származó kódot először le szükséges fordítani, majd .dll (dinamikus linkkönyvtár) fájl szükséges generálni annak érdekében, hogy az Matlab-ban futtatható legyen. A korábban fennálló verziókompatibilitási problémák megoldásában jelentős előrelépést hozott a 2024 nyarán alkalmazott OpenSim frissítés (4.4-ről 4.5-s változatra), amely végül lehetővé tette a C++ interfész használatát és ezáltal egyedi vezérlő elkészítését [26]. A vezérlő fejlesztése során két, különböző elven működő (1-s, illetve 2-s verziószámmal ellátott) szabályzó lett létrehozva.

#### 1-s verziójú szabályzó

Az objektumorientált nyelvek (például C++) alapelveinek megfelelően az OpenSim szoftver osztályai hierarchikus struktúrában szerveződnek. Az OpenSim alapvető osztályai, mint például a 'Model', 'Body', 'Joint' és 'Force' osztályok, a biomechanikai modellezés különböző aspektusait fedik le, és számos, a szimulációkhoz szükséges tulajdonságot tartalmaznak. Ezen osztályok leszármazásának használatával képesek vagyunk egyedi funkciókat megvalósító komponensek létrehozására, miközben azok megőrzik az eredeti osztály tulajdonságait és viselkedését, ami lehetővé teszi a meglévő komponensek testreszabását és továbbfejlesztését anélkül, hogy az alapvető működési logikát újra kellene írni.

A megvalósított könyök aktuátorok szabályozója is egy olyan egyedi vezérlőosztály, amely az OpenSim Controller osztályából származik le. Ennek köszönhetően az új könyökvezérlő minden egyéb fejlesztés nélkül képes az alapvető szabályozási funkciók megvalósítására, mint például a hozzá kapcsolt aktuátorhalmaz frissítésére. A szabályozó célja az, hogy a könyökízület hajlási szögét egy referenciaértékhez igazítsa, miközben figyelembe veszi az aktuális szöget és annak eltérését a kívánt értéktől. A szabályozás PD (Proporcionális-Derivált) komponensek alkalmazásával történik: a P (arányos) tag az aktuális és a referencia szög közötti különbséget szabályozza, míg a D (derivált) tag a változás sebességét, azaz a hiba deriváltját veszi figyelembe, ezzel csökkentve az esetleges túllövéseket [32]. A vezérlő által számított kontrolljel alapján a kettő közül a megfelelő

aktuátor kerül aktiválásra. A vezérlő kimenetétől függően az aktuátorok feszítése vagy lazítása történik meg (és mivel a két aktuátor ellentétes irányú mozgást eredményez, az aktuátor vezérlőjelének előjele alapján kerülnek aktiválásra). A vezérlő emellett gondoskodik arról is, hogy a kontrolljel ne lépje túl az adott határértékeket (a ClutchedPathSpring típusú aktuátor 0 és 1 közötti vezérlőjel fogadására képes). A mérési eredmények numerikus kiértékelése érdekében az épített vezérlő átlagos négyzetes hiba (Mean Square Error, MSE) számítását is elvégzi.

A szimulációs interfészváltás lehetővé tette egyéb, OpenSim rendszerbe integrált vezérlők használatát is, így az izomaktivációk hozzáadását illetően áttértem a ControlSet-Controller elnevezésű vezérlő használatára, amely lényegében ugyanazt a hatást képes elérni, mint a korábban PrescribedControllerrel megvalósított megoldás. Az áttérés oka a vezérlő függvényeibe épített hibák szűrésére vonatkozó mechanizmusok jelenléte volt.

## 2-s verziójú szabályzó

A megvalósított szabályozó működési elve nem illeszkedik a fizikai exoskeleton jelenlegi logikájához (melyben a mérhető numerikus értékek a rugók, azaz az ejtőernyős zsinórok hosszának változása), illetve a valóságban ez a fajta vezérlés csupán a rendszeres torna-gyakorlatok végzése közben lenne alkalmazható (ahol ismert az elvárt pontos referencia-mozgás), így a szabályozó módosításra került, hogy jobban illeszkedjen a hardverhez.

A módosítás során többek között finomhangolva lett a szimulációs időlépések hossza (az eredetileg, az OpenSim által ajánlott  $10^{-3} - 10^{-8}$  másodperces részletességet nem képes a fizikai eszköz lekövetni), a megállapított ideális tartomány az 1 - 0.01 másodperc lett. Emellett a szimuláció aktuális állapotát leíró mérték is változtatva lett, ugyanis a módosított, második verziójú szabályozó a modellben található aktuátorok hosszát frissítette minden szimulációs időpillanatban a könyök hajlítási szöge helyett. A normálásra a Manager osztály működése miatt volt szükség, ugyanis az integrálás során az időlépés a megadott tartományon (1 - 0.01 másodperc) belül, de a lehető legnagyobb időlépéssel dolgozik a számítási kapacitás csökkentése érdekében. A vezérlő vizsgálja az előző időpillanatokhoz képest az aktuátorok egységnyi hosszváltozását, küszöbértékek segítségével detektálva a szokatlan (abnormálisnak tekinthető) gyorsaságú mozgásokat. A vezérlőjel kiszámítása az 1-s verzióhoz hasonlóan PD szabályzóval történik.

## 4.5. Mozgási adatok

### 4.5.1. Fizikai mérések a Pető Intézetben

A Pető Intézetben az Xsens rendszerrel végzett mérések során több atetózisban szenvedő beteg mozgásának rögzítésére került sor [33]. A mérések az Xsens rendszer mérési lehetőségeinek feltérképezését szolgálták, utólagos igény ezekből a szimuláció bemeneti adatainak kinyerése. Az Xsens mérőszoftver a beépített eszköztárával, amely hasonló az OpenSim-hez, képes inverz kinematikai számítások elvégzésére. Ez lehetővé teszi az adatok közvetlen .mot fájlba való átalakítását, ezáltal közvetlen bemenetet biztosítva a számított izomkontrollhoz (CMC). A 4.2. szakaszban részletezett tudást felhasználva Matlab segítségével szűrtem és koordináta-transzformációt végeztem az Xsens mozgási adatait tartalmazó .csv fájlokon, hogy azok megfeleljenek az OpenSim formátumkövetelményeinek (beleértve a fejléct, az adatmátrixban tabulátorokkal elválasztott értékeket, az első oszlopban az időadatokat, valamint a modell markerpontjainak megfelelő ízületi adatokat). A koordináta-transzformációt a két mérési modalitás közötti koordináta-rendszer különbség tette indokoltá (az Xsens rendszer jobbsodrású koordinátarendszert használ, míg az OpenSim balsodrásút).

A kapott és OpenSim GUI-ban vizualizált adatok néhol pontosan tükrözik a mozgásokat, míg más esetekben az időbeli felbontás nem volt elegendő a remegés részleteinek rögzítéséhez. Emellett a nagyszámú adat (több százezer sor 50-300 oszloppal) jelentősen lassítja a feldolgozást. További kihívást jelent az Xsens mérőrendszer kamerája és az alany közötti távolság figyelembevétele (a kamera origója a (0,0,0) pontban van, míg az OpenSim a modellt helyezi oda). Ez a távolság nem mindig volt pontosan meghatározva az eddigi mérések során, ami nehezíti a modell előzetes skálázását. Erre azért van szükség, mert a jelenleg használt karmodell egy felnőtt férfi méreteihez igazodik, míg a felvételek jelentős része eltérő méretű és nemű alanyokon készült. Ennek kiküszöbölésére használhatóak a felvételben kevés dinamikus mozgást mutató pillanatok, amelyekből átlagolással statikus adatot tartalmazó skálázási fájl generálható.

Ugyanakkor megállapítható, hogy a felvételek ilyen módon történő feldolgozása a jelenlegi szimulációs környezetben jelentős munkát igényel, mivel a felvételek komplex (dinamikus és néhol nem determinisztikus) mozgásokat tartalmaznak, és nem rendelkeznek egységesen követhető mozgássíkokkal, mindemellett többségük több óra hosszú. Emellett gyakran előfordul, hogy a mozgások szimulációs határokon kívüli értékeket (például egy-egy ízület minimum és maximum hajlítási szögén kívül eső értéket) vesznek fel az ab-

normális mozdulatok és aktivációk miatt, valamint a konduktor által vezetett mozdulatok referencia trajektóriája sem ismert. Ennek következtében ezek az adatok egyelőre nem alkalmasak a szimulációs folyamatok – különösen a referencia tornagyakorlatok elvégzéséhez szükséges egyedi vezérlők tesztelése – számára, mivel túlzottan összetett szabályozást igényelnének. Ennek ellenére, amennyiben a szimuláció és a fizikai mérés összeegyeztethető állapotba kerülnek, a mérési adatok OpenSim-be való integrálása már kidolgozott módszer alapján történhet meg.

#### 4.5.2. Szintetikus adatok generálása

A vezérlés mélyebb megismerése és validálása érdekében szintetikus adatok legenerálására került sor, amelyek egyszerűsítették a mozgások vizsgálatát. Kezdetben a könyökhajlítási trajektória mentén egyenes vonalú mozgások lettek létrehozva, majd ezekhez hozzáadásra kerültek különböző remegések is. A szintetikus adatok generálása Matlabon keresztül történt, ízületi szögeket tartalmazó .mot fájlok formájában. Ötféle különböző mozgás lett legenerálva a következő szempontok mentén:

1. A szintetikus mozgások szorítkozzanak egy mozgási sík használatára.
2. A szintetikus mozgások egyike szolgáljon referenciaként és emellett mutassa be egy egészséges ember karhajlítását.
3. A szintetikus mozgások egy része tartalmazzon lehetőleg random jellegű remegéseket.
4. A szintetikus mozgások tartalmazzanak mind amplitúdóban, mind fázisban különböző jellegű remegéseket.
5. Kerülje el a választott mozgássík mentén a szélsőséges állapotok elérését, hogy megelőzze a szimulációs környezetben az emiatt mesterségesen létrejövő túllövéseket/visszapattanásokat.
6. A remegések helyezkedjenek el a kar hajlításának különböző állapotában, ezzel lehetővé téve az agonista-antagonista aktuátorok erőkarának arányának változását is.

A meghatározott kritériumok alapján a szabálytalannak tűnő remegéseket két szinuszos és egy koszinuszos hullám összegzésével generáltam. A generálás során random fázis és amplitúdó értékeket generáltam, a random értékeket korlátok közé helyezve. A

megszorítások értékeinek meghatározását az OpenSim-ben való mozgásvizualizálás is segítette. A szabálytalannak tűnő remegés amplitúdója végül 0.150 és 1.984 közé eső random értéket vett fel, míg a fázis randomgenerált paramétere 0.277 és 0.420 közé esett. A randomgenerált értékek segítségével 20 különböző remegést készítettem, amelyekből a legkevésbé szabályosnak tűnők értékeit külön változóban is eltároltam a reprodukálhatóság érdekében. Emellett meghatározott értékek mellett hozzáadtam egy extra amplitúdó és fázisszabályzó paramétert is, ami nem a három trigonometrikus függvény egymáshoz viszonyulásának súlyát, hanem a már meglévő szabálytalanságot paraméterezte (4.1. ábra).

| Remegés mértéke | Nagy    | Közepes    | Kicsi     | Nagyon kicsi |
|-----------------|---------|------------|-----------|--------------|
| Amplitúdó       | 1 - 1.2 | 0.75 - 0.9 | 0.4 - 0.6 | 0.25 - 0.35  |
| Fázis           | 1       | 1.5        | 2         | 4            |

4.1. táblázat. A randomnesszámok által létrehozott remegések amplitúdója és fázisa különböző méretű remegésekhez.

Az elkészített remegések közül kettőt típus lett felhasználva a szintetikus remegések generálásához, amelyek segítségével 5 különböző mozdulatsor került legenerálásra. A mozdulatsorokhoz tartozó remegési paramétereket a 4.2. táblázat tartalmazza.

Annak érdekében, hogy a szélsőségeket elkerüljük, a mozdulatok trajektóriája a könyök hajlítási szögeinek kényelmes tartományában helyezkedik el, amely a 0-130 fokos minimum és maximum értékek között található. A generált mozdulatok a következők voltak:

- 1. mérés:** Egészséges karhajlítás a könyök 32 fokos állapotából 82 fokig. Az első tesztelési lépések során 0.03-1,67 másodperc alatt történt meg a karhajlítás, majd ez 0-5 másodperc hosszúságúra lett bővítve, ezáltal egy lassabb karhajlítást eredményezve.
- 2. mérés:** Az 0-5 másodperc közötti egészséges karhajlításra nagy remegés (4.2. táblázat, 2. mérés elnevezésű oszlop) került ráillesztésre.
- 3. mérés:** Az 0-5 másodperc közötti egészséges karhajlítás elejére (0.33-0.92 mp) közepes mértékű remegés (4.2. táblázat, 3. mérés elnevezésű oszlop) került ráillesztésre.
- 4. mérés:** Az 0-5 másodperc közötti egészséges karhajlítás közepére (1.33-2.33 mp)

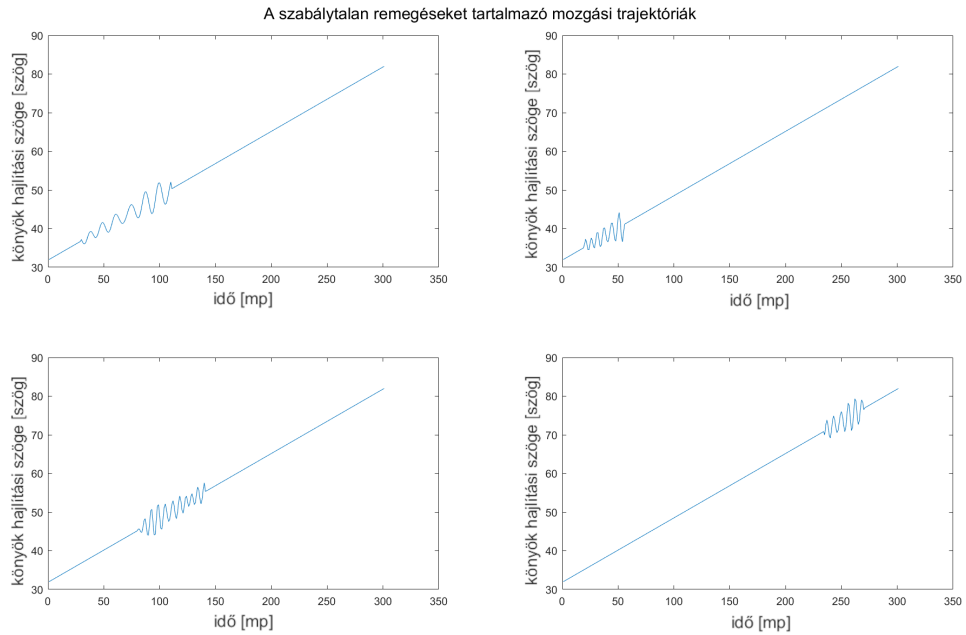
| Sorszám                 | 1. mérés | 2. mérés | 3. mérés | 4. mérés | 5. mérés |
|-------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| sin1 ampl.              | 0        | 0.55     | 0.34     | 0.34     | 0.34     |
| sin1 fázis              | 0        | 0.3      | 0.9      | 0.9      | 0.9      |
| sin2 ampl.              | 0        | 0.74     | 0.37     | 0.37     | 0.37     |
| sin2 fázis              | 0        | 0.19     | 0.11     | 0.11     | 0.11     |
| cos ampl.               | 0        | 0.69     | 0.78     | 0.78     | 0.78     |
| cos fázis               | 0        | 0.18     | 0.39     | 0.39     | 0.39     |
| amplitúdó               | 0        | 1        | 2        | 2        | 2        |
| fázis                   | 0        | 1        | 1.2      | 1.2      | 1.2      |
| remegés<br>kezdeté (mp) | 0        | 0.5      | 0.33     | 1.33     | 3.92     |
| remegés<br>vége (mp)    | 0        | 1.83     | 0.92     | 2.33     | 4.5      |

4.2. táblázat. A különböző karhajlítások randomgenerált trigonometrikus együtthatói, amplitúdója, fázisa, valamint a remegések kezdetének és végének paraméterei.

közepes mértékű remegés (4.2. táblázat, 4. mérés elnevezésű oszlop) került ráillesztésre.

**5. mérés:** Az 0-5 másodperc közötti egészséges karhajlítás végére (3.92-4.5 mp) közepes mértékű remegés (4.2. táblázat, 5. mérés elnevezésű oszlop) került ráillesztésre.

A generált mozgulatok vizuálisan összehasonlíthatóak a 4.6. ábra segítségével.



4.6. ábra. A 4.2. táblázatban is összefoglalt, 2-5 sorszámú, remegést tartalmazó karhajlítások (sorrendben balról-jobbra, fentről-lefelé) Matlabos vizualizációja.

#### 4.5.3. Mérés a fizikai exoszkeletonnal

A hardver és a szoftver fejlesztésének közelebb hozása érdekében mérések lettek elvégezve a Robotika Laborban található exoszkeletonnal. A megvalósított mozgásforma a következő szempontok alapján lett kialakítva:

1. A mozgás történjen egy mozgási sík, a könyök flexiója és extenziója mentén.
2. A mozgás tartalmazzon ismétlődő kilengéseket, amelyek a reprodukálhatóságot és az emberi hiba kiküszöbölését segítik elő.
3. A kilengések legyenek a fizikai eszköz által megfelelően mérhető tartományokon belül (mind gyorsaságban, mind időben).

A megvalósított mérések során egy olyan mozgást rögzítettünk, amelyben a váll vízszintesig felemelt helyzetében a könyök kifeszített helyzetből (0 fok körül, 4.7a. ábra) behajlítódik nagyjából 90 fokig (4.7c. ábra), majd egy akaratlan kilengést követően visszatér az eredeti (nagyjából derékszögben behajlított) helyzetébe. A mérések során a flexor és az extensor rugók hosszváltozását követtük nyomon, továbbá négy darab, Cometa márkájú EMG-t és gyorsulásmérőt tartalmazó szenzort is alkalmaztunk. A szenzorok elhelyezése az alábbiak szerint történt:

- Bicepsz: 1-es és 5-ös csatorna, a 4.7b. ábrán piros nyíllal jelölve.
- Tricepsz: 3-as csatorna
- Kézfej: 4-es csatorna (csak gyorsulásmérő), a 4.7c. ábrán piros nyíllal jelölve.



(a) A kar kezdeti, 0 fok körüli kifizített állapota. Az ábrán továbbá megfigyelhető a piros nyilakkal jelölt részen az exoszkeleton flexor rugója (a fekete színű ejtőernyőszén) is.



(b) A kar egy közepesen behajlított állapota. A piros nyíl a bicepszen elhelyezett szenzorokat mutatja.



(c) Behajlított kar. A piros nyíllal jelölt terület a kézfejen található szenzor helyét mutatja.

4.7. ábra. A fizikai mérések során megvalósított mozgássorozat 3 állapota.

A mérőrendszer segítségével három különböző mozdulatsort rögzítettünk:

- 6. mérés:** Egészséges karhajlítás bekapcsolt exoszkeletonnal, amely során a kar háromszor be- és kihajlott.
- 7. mérés:** Kilengéseket tartalmazó mozdulatsor kikapcsolt exoszkeletonnal, három ismétléssel (kilengéssel).

**8. mérés:** Hat darab kilengést tartalmazó mozdulatsor, bekapcsolt exoszkeletonnal rögzítve.

A rögzített mozdulatsorokat kvalitatív módon reprodukálva szimulációs bemeneti adatok is elkészítésre kerültek. A reprodukció során a flexor rugójának hosszváltozásai szolgáltak alapként, ugyanis a könyökhajlítás során rögzített hosszváltozások közül ez a leginkább megbízható. A szűrt nyers adatok konvertálása során a flexor mozgási tartományának ismeretében (cm) kiszámításra kerültek a könyökízület hajlítási szögei, továbbá átváltásra kerültek nanomásodpercből másodpercebe is az adatok. Az ilyen módon feldolgozott adatok .mot mozgási fájlba kerültek beillesztésre az OpenSim által meghatározott fejlécek és kötelező elemek használatával.

## 5. fejezet

# Értékelés

### 5.1. Eredmények

#### 5.1.1. Szimulációs számítási igények

Az elkészített .mot, ízületi szögeket tartalmazó mozgási fájlokat felhasználva először a CMC módszerrel számítottam ki az izomaktivációkat, majd a C++ alapú szimulációval elvégeztem a remegések/kilengések simítását. A szimulációk és számítások elvégzéséhez használt eszköz egy Microsoft Surface Pro 3 típusú laptop volt (Intel Core i5-4300U, 8GB RAM, 256 GB SSD, Windows 10 Pro).

Az elsőként teszteléshez használt **1. számú mérési adat** kezdetben 0.03-1,67 másodperc közötti időtartamú volt, a használt biomechanikai modell pedig minden szabadsági fok mentén szabadon mozgott. Az ezzel megvalósított CMC számítások, illetve C++-s szimulációk 3 óra, illetve 1 óra számítási időt igényeltek. Ez egy hosszabb mérési adat esetén megsokszorozódott volna, nehézkessé téve a tesztelési fázist, így a CMC szimulációkat korlátozott szabadsági fokok mellett futtattam, hogy felgyorsítsam a folyamatot. A szabadsági fokok zárolása az OpenSim modell koordináták elnevezésű (magyarul talán a mozgássíkok célszerűbb kifejezés) komponenseinek segítségével lehetséges. Mivel mind a szintetikus generált adatok, mind a fizikai mérések egy mozgássík mentén tartalmaztak csak mozgást, és a többi mozgássík konstans értékűnek tekinthető, így a mozgás szempontjából nem releváns mozgássíkok rögzítése nem befolyásolja a szimuláció kimenetét. Sőt, a módszer alkalmazása csökkenti a bizonytalanságot a rendszerben (kevesebb irányba mozoghat a kar, az optimalizáló kevesebb lehetőség közül kell kiválassza a beállított paraméterek szerinti legjobbat), illetve jelentős mértékben javul a szükséges számítási idő is. A technika használatával az **1-5. számú mérések** CMC szimulációjának hossza 2-4 óra volt (a szimulációk maguk 5 másodperc hosszú mozgást tartalmaztak), míg a

hosszabb (20-35 másodperc hosszú mozgást tartalmazó, **6-8. számú mérések**), emiatt több időt igénylő szimulációk hossza 10-15 órás intervallum belül volt tartható.

A C++ alapú szimulációk futási ideje függ többek között a Manager osztály integrációs beállításaitól (például maximális lépésköz és pontosság), valamint az adatok ki mentésére használt TableReporter konfigurációjától is, amely annál hosszabb futási időt eredményez, minél kisebb lépésközzel történik az adatok rögzítése. Ezen kívül a konzolra történő időközi kiíratások gyakorisága is hatással van a szimuláció időtartamára. A validálási folyamatok során a Reporter használatát mellőztem, és minimalizáltam a további paramétereket, aminek eredményeképpen a szimulációs idő 2-10 percre csökkent. A részletesebb analízisek során – amikor mindhárom fent említett tényezőt alkalmaztam – egy 5 másodperces szimuláció esetében a referencia mozgás futási ideje 1 óra, míg a remegéseket tartalmazó mozgási adat szimulációs ideje 3-4 óra volt. A **6-7. számú mérési adatok** esetében a legrészletesebb szimuláció is 3 óra körüli futási idővel dolgozott, ami nagymértékben köszönhető az integráló, azaz a Manager osztály legkisebb lépésközének korábbihoz képest való növelésének (a fizikai rendszer nem képes  $10^{-7}$  másodperc részletességű szabályozásra).

### 5.1.2. Szimulációk a szintetikus adatok használatával

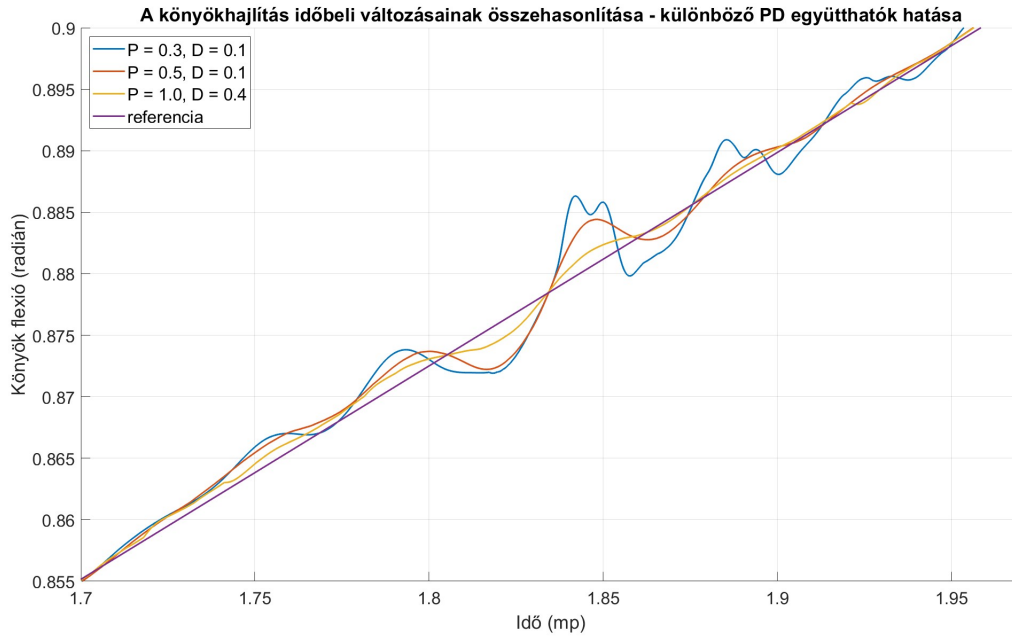
A generált szintetikus adatokat bemenetként az egyes verziójú (könyök hajlítási szög alapon működő) egyedi szabályzóval kombináltam. Az ezen verziójú C++-s szimuláció működésének ellenőrzésére az **1. számú mérési adat** lett használva. Az OpenSim szoftverrel szerzett tapasztalatok alapján a teljes rendszer szimulálása különösen érzékeny a modellhez hozzáadott plusz komponensekre (például aktuátorokra), amelyek könnyen destabilizálhatják a szimulációt. Az izomaktivációk közvetett hatásuk miatt - mivel az aktiváció az idegi jelet helyettesíti, amelyből az izommodell aktuációt számol, például összehúzó erő formájában - gyakran olyan állapotokhoz vezethetnek, amelyek az izmok számára kényelmetlenek vagy fiziológiailag nem lehetségesek. Például az egészséges referenciaadat validációja során a DELT1 izom esetében tapasztaltam, hogy az izom meg rövidülése negatív értéket vett fel, ami a szimuláció megszakadásához vezetett. Ennek elkerülése érdekében az izom paramétereit módosítottam, és merevként definiáltam az *ignore\_tendon\_compliance* beállítás alkalmazásával, amely figyelmen kívül hagyja az inak rugalmasságát, és ezzel megakadályozza az izmot abban, hogy fiziológiailag nem megfelelő állapotba kerüljön [34].

Az **1. számú mérési adat** a későbbi szimulációk során referenciaértékként szolgált a

vezérlőjelekhez. A simításhoz használt bemeneti adatok a **2-5. számú mérési adatok** voltak, amelyek különböző amplitúdójú és fázisú remegéseket tartalmaztak, lehetővé téve a vezérlő dinamikai jellemzőinek részletes vizsgálatát. A remegések simítását és a PD szabályozó paramétereinek tesztelését a **2. számú mérési adatok** segítségével végeztem el. A cél az volt, hogy olyan PD együtthatókat találjak, amelyek képesek a vezérlőjelet a 0-1 közötti tartományban tartani és emellett eredményes simítást végeznek, azaz képesek a dinamikus mozdulatokra is reagálni, mégsem terelik a rendszer állapotait szélsőséges értékek felé (azaz nincs túllövés). Ennek elérésében nemcsak a PD szabályozó helyes beállítása volt meghatározó, hanem a szimuláció integrátorának paraméterezése is kulcs szerepet játszott. Különböző integrátorok eltérő mértékben reagálnak az egyes bemeneti jelekre: míg az egyik stabilabban tartja az izomaktivációkkal létrehozott mozgásértékeket, a másik inkább a mozgás dinamikus lekövetésre fókuszál. Emellett megállapítható az is, hogy minél részletesebb volt a szimuláció, annál kisebb lépésekben lehetett kiszámítani a hibajeleket, ami gyorsabb és pontosabb konvergenciát tesz lehetővé.

Az elemzésekhez kiválasztott PD paraméterek a következők lettek:  $P = 1.0$ ,  $D = 0.4$ . Az integrátor (Manager osztály) a RungeKuttaMerson típusú matematikai módszert használta,  $10^{-5}$  pontossággal,  $10^{-7}$  legkisebb és  $10^{-0}$  legnagyobb lehetséges lépésközzel. A PD paraméterek beállítása kísérleti úton történt, 10 különböző paraméterpár kipróbálásával. Az együtthatók a szimuláció részletessége miatt a végeredményben nem okoztak szemmel látható eltérést, az viszont egyértelműen megfigyelhető, hogy az egyes beállítások mennyire voltak simák - és a fizikai eszköz vezérlése szempontjából a kevesebb kiugrást mutató megoldás preferált. Ezt mutatja be a **2. mérési adaton** tesztelt három, különböző arányban megválasztott PD együtthatóval történő simítás egy részét ábrázoló 5.1. ábra.

Az **első két mérési adat** alapján beállított PD paraméterekkel és a Manager osztály paramétereivel megvizsgáltam a simítás **2-5. számú mérési adatokra** gyakorolt hatását, továbbra is az **első mérési adatot** használva referenciaértékként. Ezen eredmények elemzése során a vizsgálat középpontjában a CMC által meghatározott könyök hajlítási szögek, valamint a Manager osztály által számított, simítást nem tartalmazó és simítást tartalmazó könyök hajlítási szögek összehasonlítása állt. A kapott eredményeket elsősorban Matlabbal végzett vizualizáció, illetve a számított átlagos négyzetes hibák segítségével hasonlítottam össze. A következő négy ábra (5.2, 5.3, 5.4, 5.5) ezen elemzések eredményeit szemlélteti.

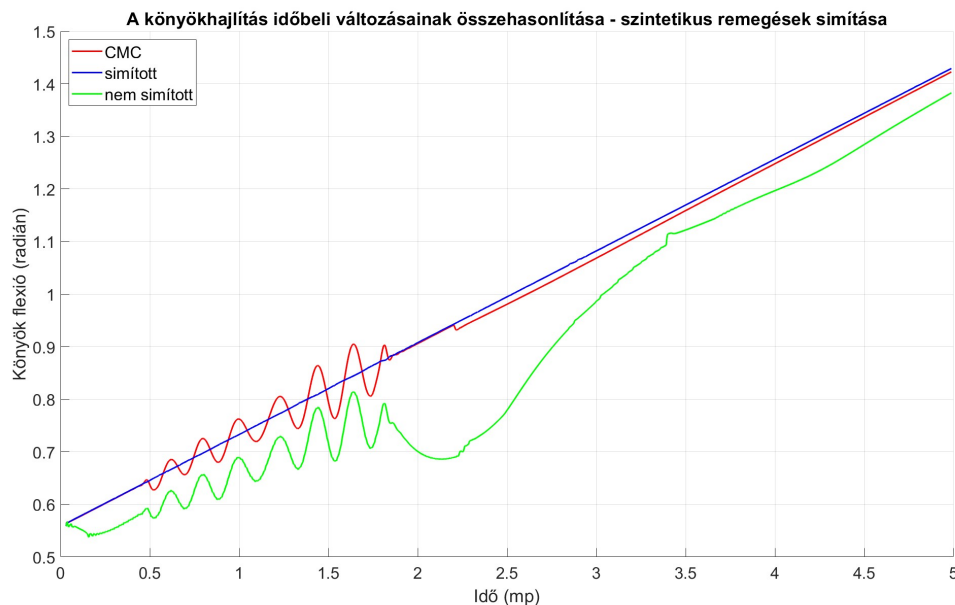


5.1. ábra. A három különböző PD együtthatóval simított mozgulat könyökhajlítási szögeinek összehasonlítása. Az ábrán látható mozgási pályák közül a zöld színnel jelölt paraméterekkel ( $P = 1.0$ ,  $D = 0.4$ ) végzett szimuláció bizonyult a leghatékonyabbnak az átlagos négyzetes hibát (Mean Square Error, MSE) tekintve. Az egyes pályákhoz tartozó átlagos négyzetes hibák sorrendben:  $3.528632 \cdot 10^{-6}$  (piros),  $7.126799 \cdot 10^{-6}$  (kék),  $3.947505 \cdot 10^{-7}$  (zöld).

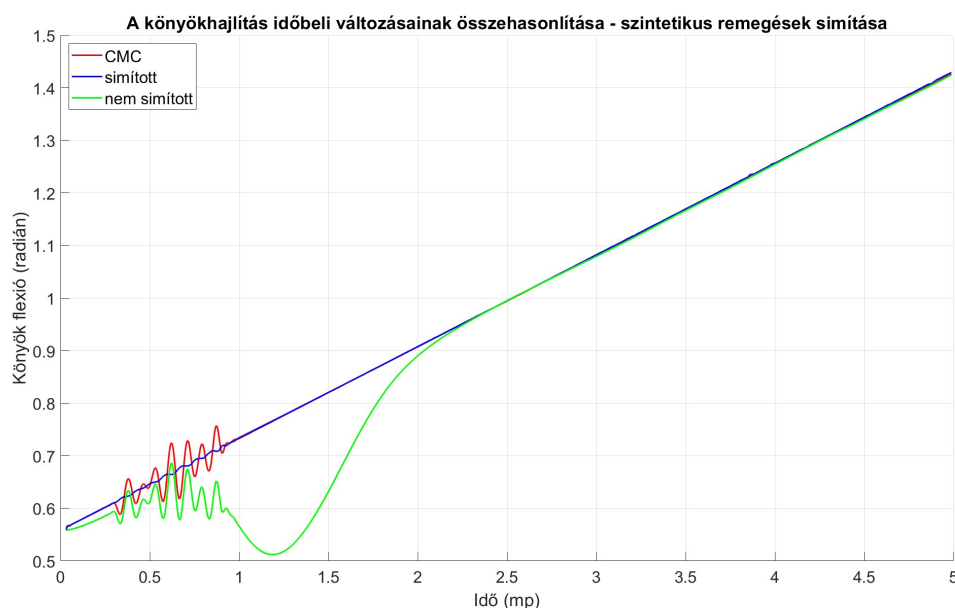
### 5.1.3. Mérések és szimulációk a fizikai eszközzel

A Robotika Laborban található fizikai exoszkeletonnal három mérés került elvégzésre, amelyek közül kettő a fizikai rendszer működésére vonatkozott, míg kettő a kettős verziójú C++ szimulációkhoz szolgált bemenetként. A fizikai rendszer működésével kapcsolatosan a **6. és 8. mérések** relevánsak. A mérések során felvett nyers adatokat vizualizáltuk, és időben egymáshoz igazítottuk (figyelembe véve, hogy különböző mérési modalitásokat alkalmaztunk, így az időbélyegek nem mindig pontosan egyeznek meg). Az eredmények között az fizikai eszközzel tett első mérés az egészséges mozgást mutatja be (5.6. ábra), míg a második a kilengést és az exoszkeletonnal való simítást (5.7. ábra).

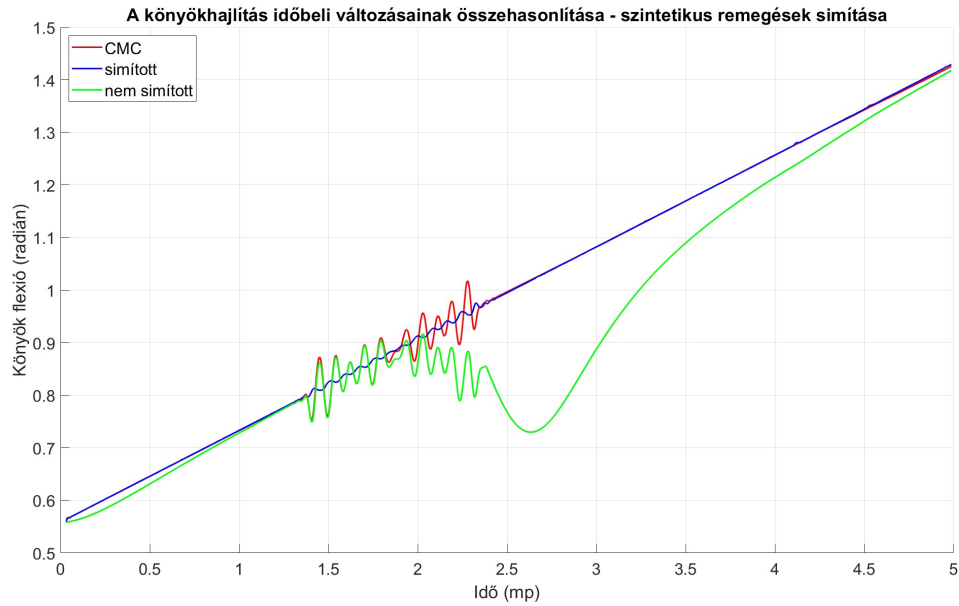
A szimulációs reprodukcióhoz a **6. és 7. méréseket** használtuk fel. A CMC, illetve a szimuláció simított kimeneteit a korábbiakhoz hasonló módon MATLAB segítségével vizualizáltam.



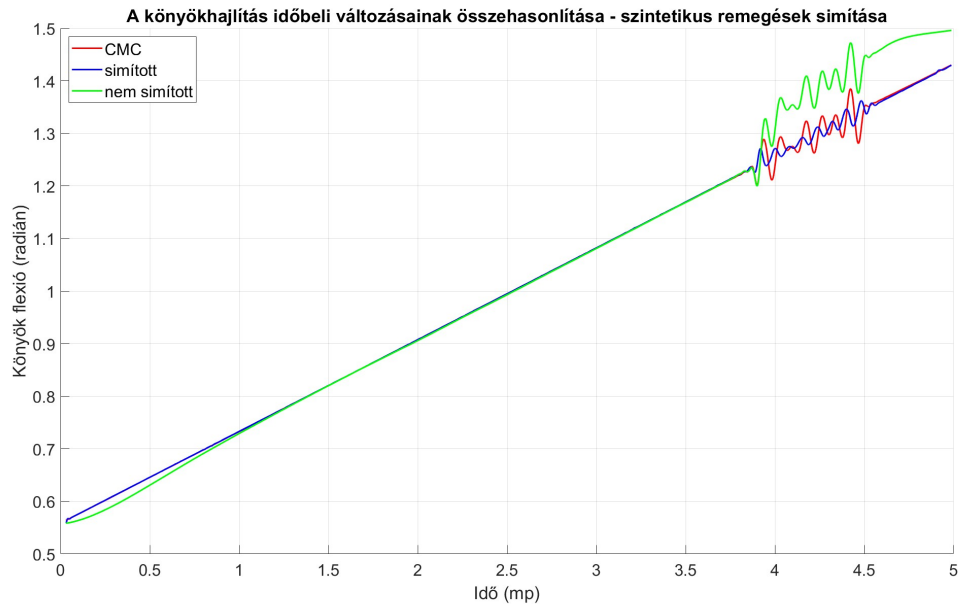
5.2. ábra. A **2. számú mérési adatot** használó, nagy fázisú és fokozatosan növekedő amplitúdójú remegés és simítása. Az egyes pályákhoz tartozó átlagos négyzetes hibák sorrendben:  $3.050577 \cdot 10^{-4}$  (piros),  $3.528632 \cdot 10^{-7}$  (kék),  $5.053700 \cdot 10^{-3}$  (zöld).



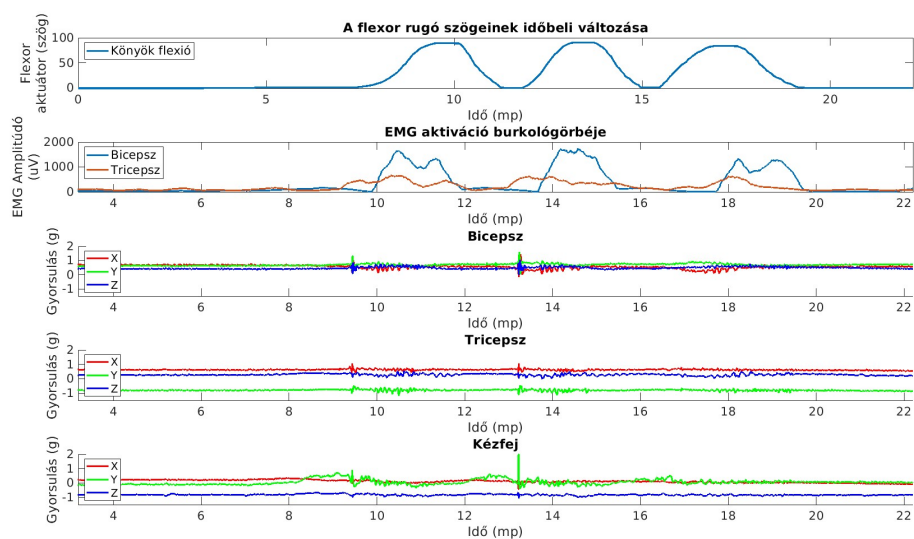
5.3. ábra. A **3. számú mérési adatot** használó, közepes fázisú, vegyes amplitúdójú remegés és simítása a könyök 34 fokhoz közeli állapotában. Az egyes pályákhoz tartozó átlagos négyzetes hibák sorrendben:  $8.419648 \cdot 10^{-5}$  (piros),  $1.328081 \cdot 10^{-6}$  (kék),  $7.514043 \cdot 10^{-3}$  (zöld).



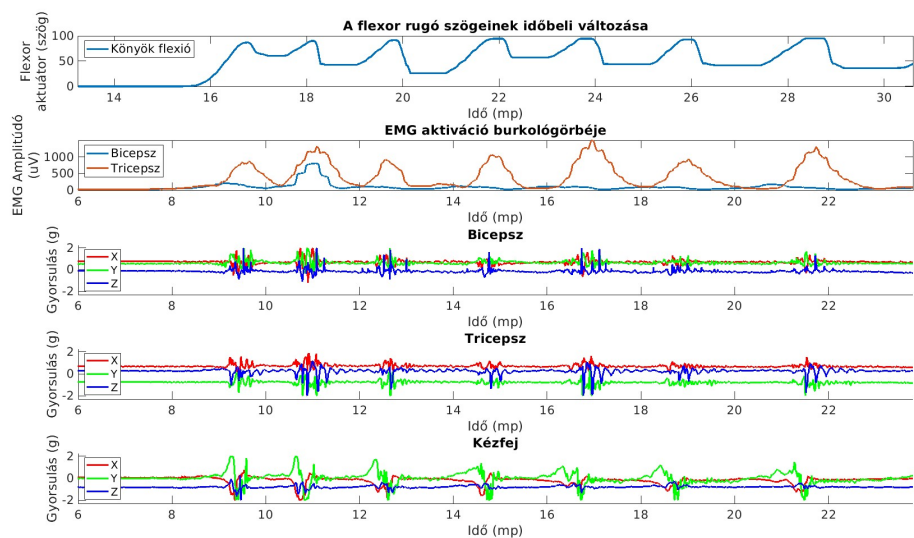
5.4. ábra. A **4. számú mérési adatot** használó, közepes fázisú, vegyes amplitúdójú remegés és simítása a könyök 50 fokhoz közeli állapotában. Az egyes pályákhoz tartozó átlagos négyzetes hibák sorrendben:  $2.306359 \cdot 10^{-4}$  (piros),  $2.579348 \cdot 10^{-6}$  (kék),  $9.428398 \cdot 10^{-3}$  (zöld).



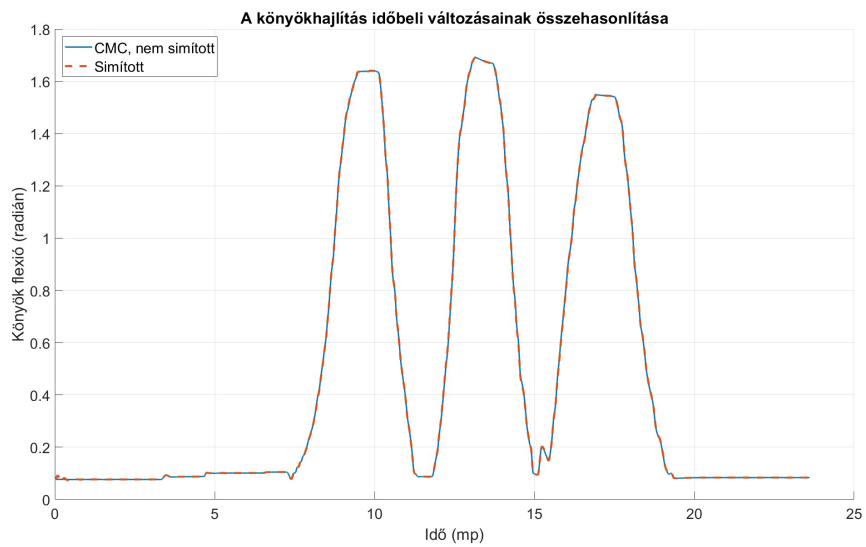
5.5. ábra. Az **5. számú mérési adatot** használó, közepes fázisú, vegyes amplitúdójú remegés és simítása a könyök 70 fokhoz közeli állapotában. Az egyes pályákhoz tartozó átlagos négyzetes hibák sorrendben:  $1.097214 \cdot 10^{-4}$  (piros),  $1.484697 \cdot 10^{-5}$  (kék),  $1.822021 \cdot 10^{-3}$  (zöld).



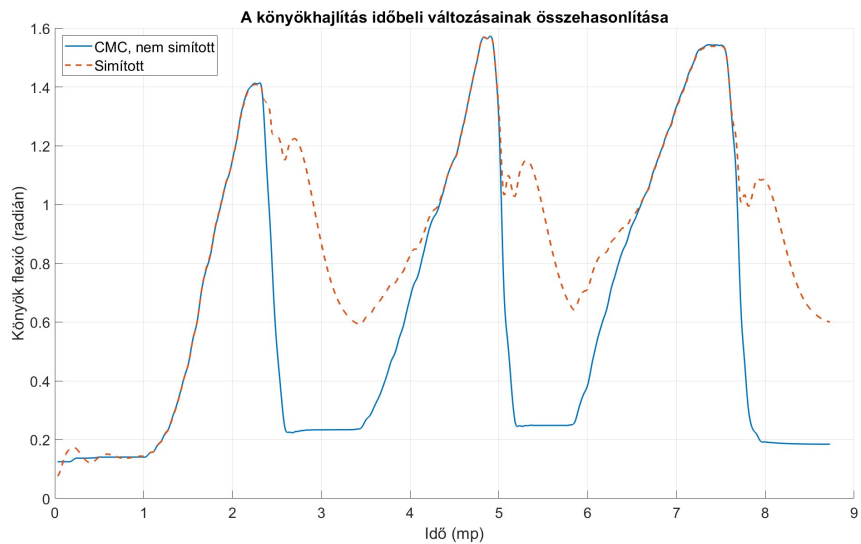
5.6. ábra. Az alapmozgás eredményei, amely során a hajlító nem hajtott végre működtetést. Az ábra a könyökszögeket (a flexorból származtatva), a bicepsz és a tricepsz EMG-aktivációját, valamint a karon elhelyezett három EMG-szenzor gyorsulási adatait mutatja. Az időeltolások az 1. alábrán eltérnek a 2–5. alábrán lévőktől, a jelek a hullámok alapján egymáshoz lettek igazítva.



5.7. ábra. A fizikai exoszkeleton modellel mért akaratlanul történő mozgások eredményei. Az ábrán a könyökszögek, a bicepsz és a tricepsz EMG-aktivációja, valamint a három EMG-érzékelő gyorsulása látható. Az időeltolások az 1. alábrán eltérnek a 2–5. alábrán lévőktől, a jelek a hullámok alapján egymáshoz lettek igazítva.



5.8. ábra. A fizikai exoszkeletonnal végzett egészséges mérés szimulációs reprodukciója.



5.9. ábra. A fizikai exoszkeletonnal végzett akaratlanak tűnő mérés szimulációs reprodukciója (simítás nélkül, illetve simítással).

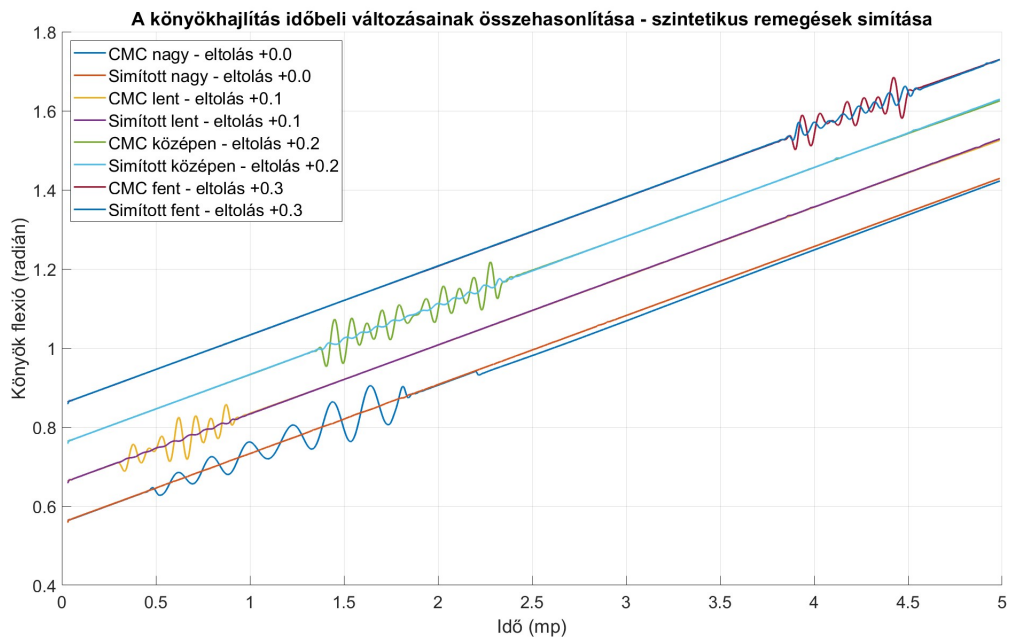
## 5.2. Diszkusszió

Az eredmények alapján megállapítható, hogy a fizikai rendszerhez hasonló exoszkeleton modell alkalmas a mozgások hatékony simítására. Az elvégzett szimulációk során különböző típusú remegésekre, illetve élő rendszerben felvett kilengésekre adott válaszokat is megvizsgáltam, és mindegyik esetben sikerült jelentős simítást elérni.

A nagyobb fázisú remegések esetében (például a **2. mérési adat**) a rendszer különösen eredményesnek bizonyult ( $MSE = 3.528632 \cdot 10^{-7}$ ), míg a kisebb fázisú remegések esetén (**3-5. mérési adatok**) egy nagyságrenddel magasabb hibával ( $MSE_{lent} = 1.328081 \cdot 10^{-6}$ ,  $MSE_{kozep} = 2.579348 \cdot 10^{-6}$ ,  $MSE_{fent} = 1.484697 \cdot 10^{-5}$ ) volt képes simítani a mozgást. Ez legfőképpen a vezérlő viszonylag egyszerű mivoltából adódik, illetve részben abból a tényből is, hogy a szabályzó PD paraméterei a szimulációs eljárás során a nagyobb fázisú remegésekhez voltak beállítva. További fejlesztések során érdemes lehet meghatározni (amennyiben lehetséges) a simítandó legkisebb remegés mértékét, és ahhoz beállítani a paramétereket.

A **3-5. mérési adatok** alapján összehasonlítás végezhető annak vizsgálatára is, hogy van-e jelentős különbség a simítás mértékében az agonista-antagonista aktuátorok erőkarának aránya és a könyök hajlítási szöge között (5.10. ábra). Mind a vizuális megfigyelések, mind a számított négyzetes hibák alapján egyértelműen kimutatható, hogy a könyök extenzor aktuátora nagyobb erőt képes kifejteni nyújtott állapotú könyök esetén ugyanazon vezérlőjel alkalmazása mellett, mint behajlított állapotban. Ez a megfigyelés rámutat arra, hogy az erőkar változása jelentős hatással van az aktuátor teljesítményére, ami fontos szempont a vezérlő paramétereinek finomhangolásakor.

A simítási módszer sikerességének további ellenőrzését a referenciaérték módosításával is elvégeztem, amely lehetővé tette a vezérlő teljesítményének vizsgálatát módosított környezetben. Az eredmények igazolták, hogy az elkészített vezérlő képes a kar állapotának szabályozására különböző bemeneti és kimeneti feltételek mellett is. Ez jelentős előrelépés, mivel azt mutatja, hogy a rendszer képes alkalmazkodni a komplexebb szabályozást igénylő mozgásformákhoz is. Ezen túlmenően a kapott eredmények megfelelő alapot biztosítanak a szimulációs eredmények és a fizikai exoszkeleton összekapcsolásához, ami lehetőséget nyújt a modell valós környezetben történő alkalmazására. Az elkészített szimulációs rendszer emellett már egy olyan szabályozást valósít meg, ami ugyan 1 mozgássík mentén, de akár később is használható lesz, amikor a gyerekek a konduktorok segítségével edzeni fognak és a feladatuk a gyakorlatok többszöri, pontos ismétlése lesz.

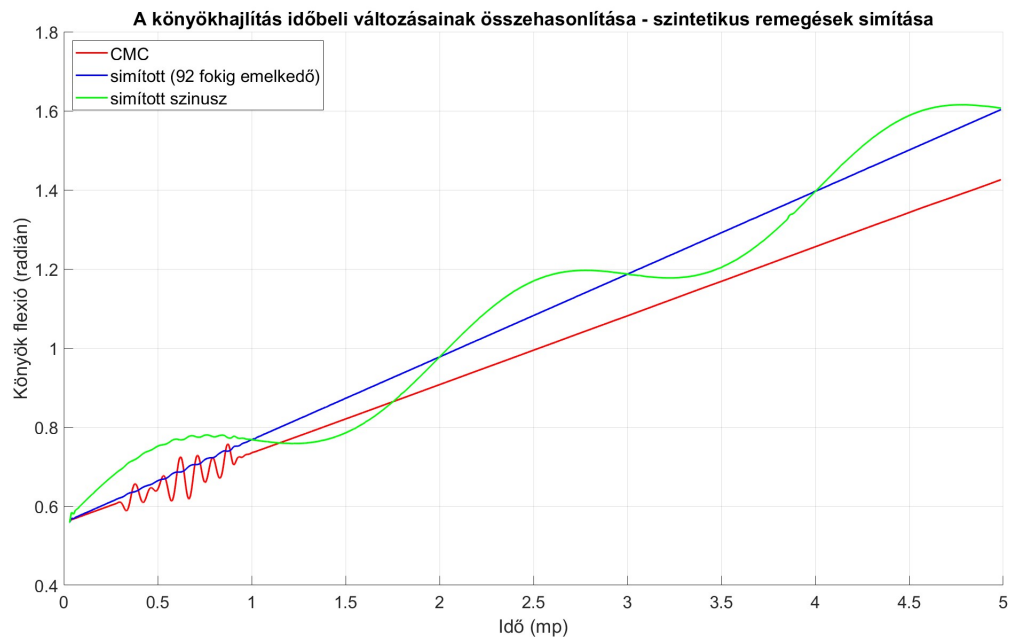


5.10. ábra. A generált remegési adatok és simított eredményeik rendre 0.0, 0.1, 0.2 és 0.3 radiánnal eltolva, hogy ne fedjék egymást.

A kettes típusú, rugóhossz alapú szimuláció (például **6-8. számú**) méréseinek nyers adatainak elemzése alapján megállapítható, hogy a három mért EMG jel közül kettő szolgáltat megfelelő minőségű adattal. A bicepsz belső oldalára rögzített szenzor (5-ös csatorna) a karhajlítás során egyrészt érintkezett az alkar felületével, másrészt az exoszkeleton anyaga is hozzáért a bőr gyűrődése miatt a szenzorhoz. Valószínűsíthető, hogy ezek a tényezők vezettek a nem megfelelő jelminőséghez (5.12. ábra). A későbbi elemzések során ezért a bicepsz 3-as csatornáján rögzített adatokat használtam fel. A flexor és extensor rugók összehasonlítása alapján egyértelmű, hogy a flexor nagyobb tartományban képes érzékelni, így pontosabb visszajelzést nyújt a valós mozgulatokról, ezért a kiértékeléshez és a kvalitatív szimulációs reprodukcióhoz is ezt használtam alapul (5.13. ábra).

Az elemzések alapján megállapítható, hogy a fizikai exoszkeleton képes hatékony mozgatóerő létrehozására és a kar mozgásának módosítására. A mozgás hatása jól megfigyelhető a 5.6. és a 5.7. ábrákon. Az előbbi ábrán a bicepszen mért EMG amplitúdója az 1500-2000  $\mu V$  tartományban helyezkedik el, míg az exoszkeletonnal támogatott esetben ez az érték 0-200  $\mu V$  közé csökken. A tricepsz aktivációja viszont nőtt, mivel az egészséges alany igyekezett véghez vinni a kilengést, amit az exoszkeleton akadályozott és megpróbált simítani, ez pedig megnövekedett tricepsz aktivitást eredményezett.

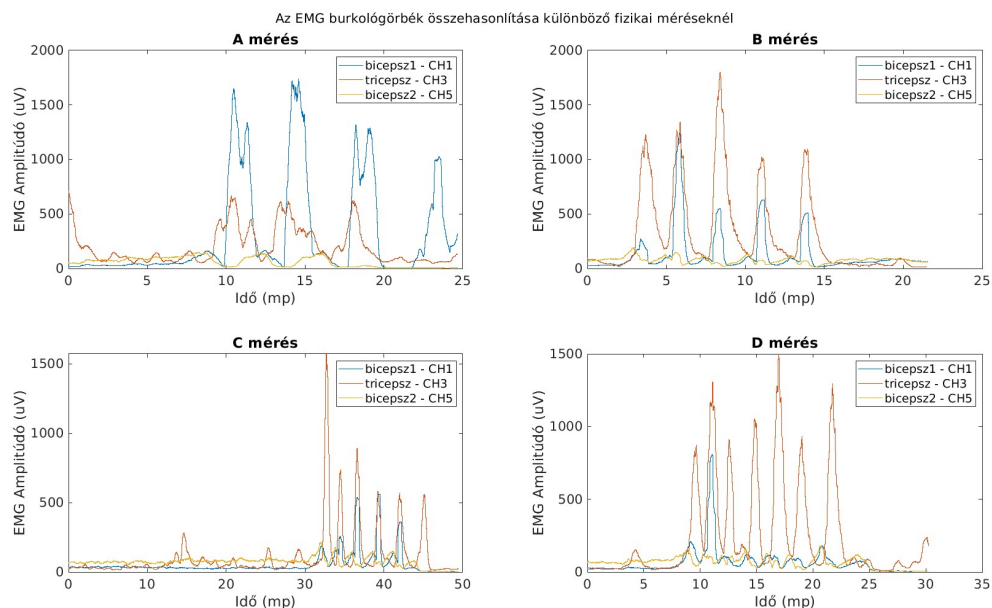
Az EMG aktivitás önmagában történő összehasonlítása nem szolgáltat elegendő bi-



5.11. ábra. A vezérlő referenciajelének módosításával is tesztelhető, hogy az elkészített szimulációs rendszer mennyire képes valóban simítani a remegést és egyben a kívánt pályát elérni. Az ábra egy szinuszos (zöld), illetve egy, a korábbinál 10 fokkal magasabbra emelt karhajlítás (piros) eredményét mutatja be az eredeti, remegést is tartalmazó mozgás mellett (kék). Az egyes pályákhoz tartozó átlagos négyzetes hibák sorrendben:  $8.419648 \cdot 10^{-5}$  (piros),  $3.793964 \cdot 10^{-3}$  (kék),  $3.519667 \cdot 10^{-6}$  (zöld).

zonyítékot arra, hogy milyen mozgást valósított meg a mérési alany (például hogy az alany leállította volna a mozgást, vagy hogy valóban az exoskeleton flexora lépett működésbe és emiatt változott meg a bicepsz aktivációja). A flexor hosszváltozásának és az EMG szenzorokba épített gyorsulásmérők adatainak elemzésével megállapítható, hogy a mozgást a flexor okozta, mivel mindkét típusú adaton egyértelműen látszik a mozgás.

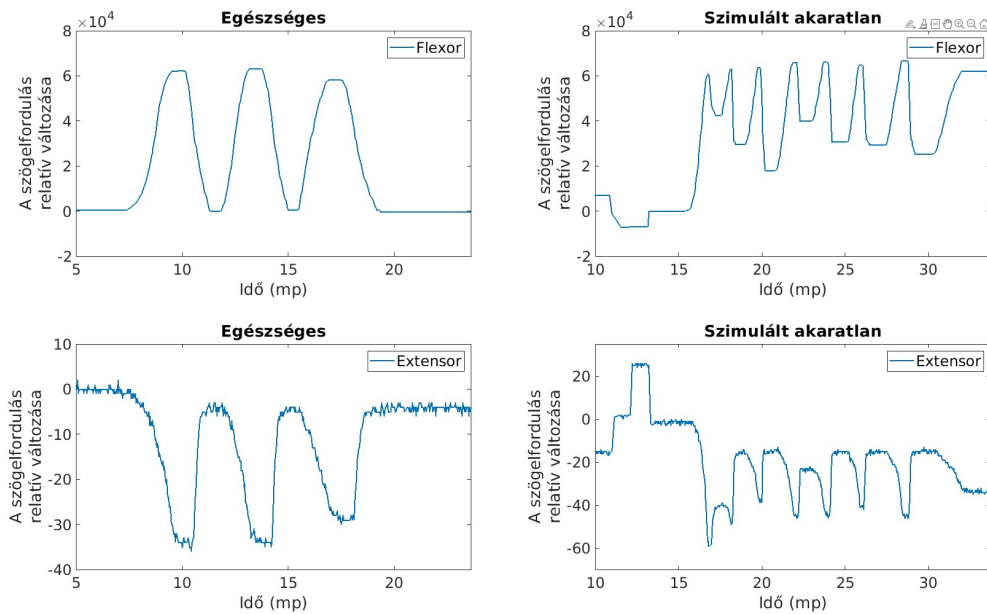
A fizikai méréseken alapuló szimulációs reprodukció is sikeres volt. A szimulációs eredmények vizsgálata alapján megállapítható, hogy a szimuláció képes hasonló működést megvalósítani, mint a fizikai rendszer, amint azt a 5.8. és 5.9. ábrák is mutatják. Az előbbi ábrán a szimuláció szinte meglehetősen jól lekövette az eredeti, egészséges mozgást ( $MSE = 1.813641 \cdot 10^{-4}$ ), míg az akaratlan mozgás szimulációja során az ábrán is jól látható módon megtörtént a nem kívánt kilengés detektálása és annak simítása ( $MSE = 1.427808 \cdot 10^{-1}$ ), a kar hajlítási szöge nem érte el az eredeti kilengések során elért nagyjából 15 fokot. A szimulációban simított mozgás karakterisztikája megegyezett a fizikai rendszer által létrehozott simított mozgás karakterisztikájával. A fizikai szimulá-



5.12. ábra. Különböző fizikai mérések során rögzített EMG burkológörbék ábrázolása. Jól látható, hogy az 5-s csatornán felvett bicepsz jelek sokszor zajosak és amplitúdó értékekben is jóval elmaradnak a másik méréstől.

ció során kiszámított MSE értékek habár nagyobbak, mint a szintetikus adatok esetében, ez részben az időlépés részletességének is köszönhető, másik részben pedig a fizikai mérés során létrejövő zaj, illetve emberi tényezőknek (egy ember valószínűleg soha nem lesz képes  $10^{-7}$  másodperc részletességgel lineárisan behajlítani a karját).

A szimulációs eredmények elemzése során megemlítenéd továbbá, hogy a csupán izom-aktivációk segítségével vezérelt szimulációk során a kar nem mindig követi jól le a kívánt mozgást. A tapasztalható "elsodródás" oka valószínűleg a kiszámolt izomaktivációk pontatlanságában és az optimális megoldások nehézkes megtalálásában rejlik. Az optimalizáló futása során az adott ízületi szög eléréséhez a rendelkezésre álló, sokszor redundáns izomaktivációk közül választ. Rosszul megválasztott kalkulációs paraméterek esetén ez az eredetihez képest elsodródásokat okozhat, amik összeadódva okozzák az ábrákon is látható, olykor igencsak jelentős különbségeket. A CMC a szimuláció során létrejött hiba mértékét kimeneti fájlba menti ki, így ezek ellenőrzése hasznos információkkal szolgálhat a kiszámított izomaktivációk helyességéről más validációs forrás hiányában. A hibák javítása a paraméterek mozdulathoz igazításával lehetséges, például az ún. *lookaheadwindow* paraméter állításával. Ez a beállítás egy olyan időablakot jelent, amelyben az optimalizáló algoritmus előre tekint a célzott mozgás pályájára, hogy meghatározza a szükséges izomaktivációkat. A Manager osztályhoz hasonlóan további paraméterek megfelelő



5.13. ábra. A fizikai mérések (6-8. számú) során a flexor és az extensor hosszváltozása is rögzítésre került. Jól látható, hogy a két rugó számított nyomatékai között  $10^{-4}$  nagyságrendű különbségek vannak. Bár mindkét mérés hűen tükrözi a könyökhajlítás változásait, a valóságban létező fizikai különbségek (8-10 cm mozgástartomány a flexor esetében, kb. 5 cm a extensor esetében) szintén befolyásolják a mérés pontosságát.

beállításával is tudunk javítani a szimuláció minőségén, például a konvergencia elvárt gyorsaságával, illetve az alkalmazott iterációk maximum számának és algoritmus típusának módosításával. A fizikai méréseket reprodukáló CMC számítások már mellőzik az elsodródásokat, ugyanis a szimulációs idő hátrányára ugyan, de a paraméterek megfelelő részletességű szimulációt tettek lehetővé.

A kutatás további, aktívan folyamatban lévő lépései során célom egyrészt a kidolgozott szimulációs rendszer gyorsítása, amely az adat feldolgozásától kezdve, a végső, kiértékelésre alkalmas adatok vizualizációjával együtt jelen pillanatban 12-15 óra (egy átlagosnak mondható, nagyjából 20 másodperces mozgási adattal dolgozva). Ezt egyrészt a CMC eszköz API-ból való futtatásával szeretném megvalósítani, amely gyorsabbá tenné a rendszer paraméterezhetőségét, másrészt az API segítségével szeretném a problémára specifikusan személyre szabni a CMC eszközt (ahogy például a GUI Forward Dynamics eszközből is a Manager osztályt használtam csak az API-ban megvalósított egyedi szabályzóval kiegészített szimulációhoz).

További cél, hogy a szimuláció képes legyen több szabadsági fok mentén történő (3D-s) mozgásokat is kezelni. Ennek a kidolgozott szimulációs módszerek alapján nincs akadály.

lya, hiszen az exoszkeleton modell elkészítése során mind a 7 aktuátor megépítésre került, emellett a C++-os szimuláció az alkalmazott ControlSetController segítségével képes az összes izom adatainak vezérlésére, ahogy a CMC eszköz is teljes mértékben alkalmas 3D térben történő izomaktiváció kiszámítására. A rendszer validálása után lehetőség nyílik a Pető Intézetben rögzített valós mozgások integrálására is a szimulációs környezetbe, amely lehetővé tenné komplexebb szabályozási módszerek további tesztelését és finomítását is. Az azonban látszik a jelenleg kidolgozott szimulációs rendszer alapján is, hogy az elkészült rendszer alkalmas lehet az aktuátorok optimális elhelyezkedésének megtalálására, ahogy az exoszkeletonon elhelyezkedő IMU-k ideális számának és pozíciójának meghatározására is, a szimuláció során foglalkozva például az exoszkeleton modell komponenseinek tömegével is. A vezérlés szempontjából lehetőség nyílik az IMU szenzorokkal megalkotott valós idejű visszacsatolás finomítására, ahogy a paraméterek beteghez vagy mozgásformához, esetleg az IMU-s adatok kiolvasásának gyorsaságához való adaptálására is. Ebben további segítséget jelentene a rendszer teljes automatizálása is, amely alapvetően az elkészített szimulációs rendszer egyféle platformba (C++) integrálását, illetve minden, az OpenSim GUI-hoz kapcsolódó folyamat API-ból futtatását igényli.

### 5.3. Összefoglalás

A kutatás célja egy exoszkeleton modell fejlesztése és annak szimulációs környezetben történő tesztelése volt, hogy hatékonyan támogathassa a mozgáskoordinációt az atetózis nevű idegrendszeri rendellenességekkel küzdő felhasználók számára. A kutatás legelső lépései között szerepelt a korábban felvett adatok OpenSim GUI-ban való kiértékelése. Az OpenSim GUI lehetőséget nyújtott a kezdeti modell tesztelésére és a mozgások elemzésére, azonban a további fejlesztési lépésekhez szükségessé vált az API-ra történő áttérés, amely nagyobb rugalmasságot és precízebb irányítást biztosított a szimulációk fölött.

Az exoszkeleton modell megépítése során a cél egy olyan rendszer létrehozása volt, amely hűen tükrözi a fizikai prototípus terveit. Ennek érdekében olyan aktuátorok kerültek beépítésre, amelyek a ki- és bekapcsolási mechanizmusuk alapján nagyon hasonló működést valósítanak meg, mint a fizikai rendszerben a hüvelyben vezetett kábelek rövidítése-elengedése során generált mozgástámogatás.

A szimulációs környezetben végzett CMC számítások fontos szerepet játszottak az izomaktivációk meghatározásában. A CMC által kiszámított izomaktivációk alapját képezték a szimulációs rendszerben később futtatott előremutató dinamikai szimulációknak, amelyek során a mozgásokat a korábban meghatározott izomaktivációk segítségével vezé-

reltem. Az előremutató dinamikai szimulációk a Manager osztály segítségével valósultak meg.

Az izomaktivációk rendszerhez adása az exoszkeleton hasonló módon az iteratív Manager használatával nem volt hatékonyan lehetséges, csak egy, hosszabb idejű szimuláció segítségével. Ez viszont hozta magával az igényt egy egyedi vezérlő építésére, amit a szimulációk MATLAB-ból C++ környezetbe való áttérése oldott meg.

A kutatás során több szimulációt is futtattam mind szintetikus, mint fizikai mérés alapú adatok felhasználásával. A generált adatok lehetővé tették a szimulációs rendszer különböző aspektusainak tesztelését, beleértve a generált remegések simítását és a mozgások követését is. A fizikai rendszerrel végzett szimulációk is eredményes simítási hatást értek el és hasonló működést valósítottak meg, mint az exoszkeleton, amely alapján megállapítható, hogy a kutatás során sikerült egy olyan exoszkeleton modellt és szimulációs rendszert kialakítani, amely képes hatékonyan támogatni a mozgáskoordinációt és a kilengések kezelését. Az elért eredmények biztatóak, és megfelelő alapot biztosítanak a rendszer további fejlesztéséhez. A következő lépések során a cél a fizikai exoszkeleton fejlesztésének támogatása és azzal párhuzamosan a szimuláció fejlesztése is, hogy az exoszkeleton modell a valós környezetben is optimális támogatást nyújtson a felhasználók számára.

A dolgozat megírását követően a dolgozatban is összefoglalt eredmények egy konferenciakik formájában beadásra kerültek az ICORR (International Conference on Rehabilitation Robotics, 2025) konferenciára.

# Irodalom

- [1] D. T. Dexter és P. Jenner, „Parkinson disease: from pathology to molecular disease mechanisms“, *Free Radical Biology and Medicine*, 62. évf., 132–144. old., 2013.
- [2] L. Crews és E. Masliah, „Molecular mechanisms of neurodegeneration in Alzheimer’s disease“, *Human molecular genetics*, 19. évf., R1. sz., R12–R20., 2010.
- [3] L. Wade, L. Needham, P. McGuigan és J. Bilzon, „Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics“, *PeerJ*, 10. évf., e12995., 2022.
- [4] 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.).
- [5] 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.).
- [6] 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).
- [7] Y. Ganesan, S. Gobeel 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.).
- [8] L. Morris, R. S. Diteesawat, N. Rahman, A. Turton, M. Cramp és J. Rossiter, „The-state-of-the-art of soft robotics to assist mobility: a review of physiotherapist and patient identified limitations of current lower-limb exoskeletons and the potential soft-robotic solutions“, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 20. évf., 1. sz., 18. old., 2023.

- [9] 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.
- [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.
- [11] 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. cím: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8009339> (elérés dátuma 2023. 01. 11.).
- [12] 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. cím: <https://link.springer.com/article/10.1007%5C%2Fs11517-019-02033-7> (elérés dátuma 2023. 01. 10.).
- [13] D. Scherb, S. Wartzack és J. Miehl, „Modelling the interaction between wearable assistive devices and digital human models—A systematic review“, *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 10. évf., 1044275. old., 2023.
- [14] 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. cím: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0921889016301877> (elérés dátuma 2023. 01. 11.).
- [15] 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. (elérés dátuma 2021. 11. 15.).
- [16] D. Huamanchahua, S. Loayza-Bautista, D. Sánchez-Vílchez, A. Ponce-Bohórquez, A. Flores-Leyva és R. Díaz-Sánchez, „Upper limb Exoskeletons for Motor Reha-

- bilitation using Virtual Reality: A Technological Review“, *2023 IEEE Colombian Caribbean Conference (C3)*, IEEE, 2023, 1–6. old.
- [17] Z. Tang, H. Wang, Z. Cui és tsai., „An upper-limb rehabilitation exoskeleton system controlled by MI recognition model with deep emphasized informative features in a VR scene“, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2023.
  - [18] F. Cardoso, „Chorea, Ballism, and Athetosis“, *Movement Disorders Curricula*, 275–282. old., 2017.
  - [19] Lénárt Zoltán, *Spasztikus cerebrális paretikus tanulók felső végtagi mozgásainak fejlődése*, hu. cím: [https://ppk.elte.hu/dstore/document/170/lenart\\_zoltan\\_disszertacio.pdf](https://ppk.elte.hu/dstore/document/170/lenart_zoltan_disszertacio.pdf) (elérés dátuma 2022. 10. 21.).
  - [20] D. R. Patel, „Therapeutic interventions in cerebral palsy“, *The Indian Journal of Pediatrics*, 72. évf., 979–983. old., 2005.
  - [21] W. Schiehlen, „Multibody system dynamics: roots and perspectives“, *Multibody system dynamics*, 1. évf., 149–188. old., 1997.
  - [22] S. Standring, H. Ellis, J. Healy és tsai., „Gray’s anatomy: the anatomical basis of clinical practice“, *American journal of neuroradiology*, 26. évf., 10. sz., 2703. old., 2005.
  - [23] 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.
  - [24] OpenSim API 4.5, 2024. cím: [https://simtk.org/api\\_docs/opensim/api\\_docs/md\\_doc\\_APIGuide.html](https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/md_doc_APIGuide.html) (elérés dátuma 2024. 11. 05.).
  - [25] OpenSim API 4.5, 2024. cím: [https://simtk.org/api\\_docs/opensim/api\\_docs32/classOpenSim\\_1\\_1Actuator.html](https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs32/classOpenSim_1_1Actuator.html) (elérés dátuma 2024. 11. 14.).
  - [26] OpenSim 4.5 API Guide Documentation, OpenSim API 4.5, 2024. cím: [https://simtk.org/api\\_docs/opensim/api\\_docs/md\\_doc\\_APIGuide.html](https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/md_doc_APIGuide.html) (elérés dátuma 2024. 11. 14.).
  - [27] OpenSim 4.5 API Namespace Documentation, OpenSim API 4.5, 2024. cím: [https://simtk.org/api\\_docs/opensim/api\\_docs/namespaceOpenSim.html](https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/namespaceOpenSim.html) (elérés dátuma 2024. 11. 14.).

- [28] Manager Class Documentation, OpenSim API 4.5, 2024. cím: [https://simtk.org/api\\_docs/opensim/api\\_docs/classOpenSim\\_1\\_1Manager.html](https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/classOpenSim_1_1Manager.html) (elérés dátuma 2024. 11. 14.).
- [29] Hopper Device Example in MATLAB and Java, OpenSim Core, 2024. cím: [https://github.com/opensim-org/opensim-core/tree/main/Bindings/Java/Matlab/Hopper\\_Device](https://github.com/opensim-org/opensim-core/tree/main/Bindings/Java/Matlab/Hopper_Device) (elérés dátuma 2024. 11. 14.).
- [30] Controller Class Documentation, OpenSim API 4.5, 2024. cím: [https://simtk.org/api\\_docs/opensim/api\\_docs/classOpenSim\\_1\\_1Controller.html](https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/classOpenSim_1_1Controller.html) (elérés dátuma 2024. 11. 14.).
- [31] Computed Muscle Control Documentation, OpenSim, 2024. cím: <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089719/Computed+Muscle+Control> (elérés dátuma 2024. 11. 14.).
- [32] *Szabályozástechnika alapok 1. rész*, hu. cím: <https://pid.hu/?module=KnowledgebasePost&ID=23> (elérés dátuma 2022. 11. 02.).
- [33] MVN Analyze Motion Capture System, Movella, 2024. cím: <https://www.movella.com/products/motion-capture/mvn-analyze> (elérés dátuma 2024. 11. 14.).
- [34] Discussion on SimTK Forum, SimTK, 2024. cím: <https://simtk.org/plugins/phpBB/viewtopicPhpbb.php?f=91&t=13307&p=38202&start=0&view=> (elérés dátuma 2024. 11. 14.).