



Pázmány Péter Katolikus Egyetem
Információs Technológiai és Bionikai Kar

Kéz-/karmodell neuromechanikai vizsgálata OpenSim szimulációs környezetben

Köves Áron Boldizsár
Molekuláris Bionika mérnöki BSc

2023

Témavezető: Dr. Koller Miklós

Kivonat

A kutatásom célja a személyre szabott biomechanikai modellezés megismerése volt, az adatgyűjtéstől a szimulációk elemzéséig. Az így vizsgált neuromechanikai modell remélhetőleg értékes megfigyelésekkel és tapasztalatokkal gazdagítja és elősegíti a laborban készülő exoszkeleton fejlesztését, mely egy életminőség javító eszköz lehetne testi fogyatékkal élők számára. Az exoszkeleton nem csak kóros izomkilengések kisimítására, hanem a nélkülözhetetlen napi mozgásgyakorlatok koordinálására is lehetőséget adna különösebb emberi odafigyelés igénylése nélkül. A Robotika Labor és a Pető Intézet együttműködésével egy ilyen, atetózis-os gyerekek számára készített exoszkeleton megalkotása a cél.

A biomechanikai szimulációk futtatásához szükséges adatgyűjtéshez egy 3 dimenziós kép rögzítésére alkalmas kamerát, illetve két általam épített EMG mérésre alkalmas műszert használtam. A kamera képéből végtag orientációs adatokat kaphatunk, míg az EMG adatokból az egyes izomcsoportok aktivációja határozható meg. Az EMG csatornák nem pontosan izomcsoportokra való felhelyezése esetén a kapott adatok nem tükrözik tökéletesen a különálló izmok egyenkénti aktivációját, így mindkét műszernél fontos volt számomra, hogy egyes jól definiált pontokra tudjam felhelyezni a mérőelektrodákat. Az egyik EMG mérő eszközt áramköri szinten valósítottam meg. Ennek első változatát egy próbalaapon valósítottam meg. A második változat megfelelő blokk realizációi kiválasztásához különböző áramköri szimulációkat futtattam. Mindkét áramkör eleme volt egy differenciálerősítő, illetve egy sáváteresztő szűrő, továbbá az első áramkör egy notch szűrőt, míg a második egy egyenirányítót tartalmazott. Az így erősített és szűrt jelet egy mikrokontrollerrel lehet digitális jellé alakítani. A második áramkör kinyomtatása, illetve az analóg adatok digitalizálása még folyamatban van. A másik EMG mérő műszert egy Thalmic Labs, Myo Armband EMG karperec csatornáinak izomcsoportokhoz való pontos kivezetésével hoztam létre.

Az adatokat digitális struktúrába rendezésük után OpenSim szimulációs környezetben dolgoztam fel. A számítások futtatásához egy mások által létrehozott felső végtag modellt használtam, melyen szimulációhoz szükséges módosításokat eszközöltem. A gyűjtött

adatokkal skálázási, inverz kinematikai és direkt dinamikai szimulációkat végeztem. Megvizsgáltam, hogy a különböző eredetű adatokkal végzett szimulációkkal mennyire lehet megközelíteni a valóságot.

Tartalomjegyzék

Kivonat	i
1. Bevezetés	1
2. Előzmények	3
2.1. Szakirodalmi megoldások	3
2.2. A felső végtag mint biológiai modell	5
2.2.1. A mozgási szervrendszer	5
2.2.2. A felső végtag passzív mozgásrendszere	6
2.2.3. A felső végtag aktív mozgásrendszere	7
2.2.4. A kar mozgatóműködése	8
2.2.5. Atetózis	9
3. Tervezés	10
3.1. Elektromiográfia	10
3.2. sEMG elvezetés EMG karpereccel	11
3.3. sEMG elvezetés saját tervezésű áramkörrel	13
3.3.1. EMG mérő áramkör építése	14
3.3.2. Összetettebb EMG mérő áramkör tervezése	17
3.4. EMG adatok előfeldolgozása	20
3.5. Képi felvételek feldolgozása	20
3.6. A biomechanikai szimulátor	22
3.6.1. A modell	23
3.6.2. Személyre szabott szimulációk	24
4. Eredmények	27
4.1. A készített áramkör bemérése	27
4.2. Összetettebb EMG mérő áramkör szimulálása	30
4.3. EMG mérés	33

4.4. Szimuláció OpenSimben	37
5. Diskusszió	39
5.1. Diskusszió	39
5.2. Összefoglalás	40
5.3. Jövőbeli tervek	40
Felhasznált irodalom	42

1. fejezet

Bevezetés

A kutatásom célja az OpenSim biomechanikai szimulációs környezet megismerése, képi és EMG alapú információk rögzítése, és szimulációk futtatása volt a felvett adatokkal. A képi és EMG adatok lehetőséget teremtenek arra, hogy egy általános biomechanikai modellt alany specifikusan vizsgáljunk. Az így létrehozott modellek segítségével megismerhetjük az egyes emberek mozgásrendszerében adódó különbségeket, és így személyre szabottan vagyunk képesek segítséget nyújtani.

A modellezés nem csak az anatómiai eltérések felfedésében, megismerésében lehet segítségünkre, hanem egy segédeszköz megalkotásában is, amelynek segítségével az elváltozás tüneteit lehet csökkenteni, vagy akár az elváltozás kiváltó okát enyhíteni. Ezen kutatás is egy részfeladat az egyetem Robotika Laborjában folyó exoszkeleton fejlesztésnek. Az exoszkeleton egy életminőség javító eszköz lesz fogyatékkal élők számára. A laborban folyó kutatás/fejlesztés szoros együttműködésben valósul meg a Pető Intézettel, amelyben tanuló athetosisos gyermekek életminőségének javítása a cél.

Atetózis során különböző izomcsoportok túlzott aktivációja miatt a végtagok rángása figyelhető meg. A különböző rángások lehetetlenné teszik a végtagok finom motoros mozgását, így a mindennapi feladatok ellátásában jelentősen hátráltatják a személyt. Az izomrángások kontrollálására történő figyelem folyamatos fenntartása szellemileg is nagyon megterhelő, így a személy nagyon hamar elfárad. A diszfunkció terápiás lehetőségei között szerepel, hogy különböző testgyakorlatokat kell végezni, tornáztatni kell az egyes izmokat. Az egyes izomcsoportok megerősítésével, illetve az irányított mozgások gyakorlásával lehet javítani az ember motoros képességeit, azonban ez emberi koordinációt, humánenerőforrást igényel, így a gyakorlásra fordítható idő mennyisége limitált.

Az exoszkeleton EMG mérőműszer segítségével lehetővé tenné az egyes túlzott izomaktivációk detektálását még az izomrostok összehúzódása előtt, így lehetőség lenne az

egy-
es izomkilengések azonnali kisimítására. Ez a lehetőség a kiváltó okot nem javítja, azonban egy tüneti kezelést adna a végtagkilengésekre, így a mindennapi mozgások könnyebben lennének végezhetőek. Az exoszkeleton segítségével lehetne továbbá a torna-
gyakorlatok koordinátor nélküli végrehajtásában is. Az előre felvett és beprogramozott mozgásmintázaton való végigvezetéssel az exoszkeleton irányíthatja viselőjét, így csökkentve a tornáztatás embererőforrásnak való kitettségét. Evvel a két aspektussal, az exoszkeleton segítségével mind tüneti, mind a tünetet kiváltó tényezőt csökkentő módon nyújtható segítség a rászorulóknak számára.

A későbbiekben egy ilyen exoszkeleton akár műtét vagy baleset utáni kar rehabilitációban is fontos szerepet kaphatna, hiszen ilyenkor fontos a kar fokozatos óvatos terhelése. A kar tornáztatásában nyújtott segítségadás mellett, kezdeti stádiumban a kar egyes izomcsoportjainak gyengesége az exoszkeletonnal ellensúlyozható, ezt követően, ahogyan az egyes izmok visszanyerik erejüket, a segítség mértéke csökkenthető lenne.

2. fejezet

Előzmények

2.1. Szakirodalmi megoldások

Amilibia és munkatársai az öregedő társadalmakban a várható élettartam növekedésével megjelenő bizonyos új társadalmi és gazdasági kérdésekre adható választ vizsgálta.[1] Az öregedéssel velejáró gyengeségből fakadó balesetek számának csökkentése érdekében előtérbe kerülnek az olyan eszközök, amelyek biztonságos segítséget nyújthatnak a mindennapos testmozgáshoz. Ezeknek az eszközöknek több kritériumnak is meg kell hogy feleljenek. Nem lehetnek sem túl drágák, sem túl nehezek, és a használatuk sem lehet túl komplikált. Ez a munka egy ezeknek a kritériumoknak megfelelő olcsó (Thalamic Labs, Myo Armband) EMG karperecet vizsgál meg, összehasonlítva egy pontos EMG mérő műszerrel.

A vizsgálat a felkar izmain, a bicepszén és a tricepszén történt. A vizsgálat során különböző terhelések mellett kellett az alanyoknak karhajlítást végezniük, miközben az izomaktivitás mind az EMG karszalaggal, mind a precíziós műszerrel mérték. Az adatok feldolgozása személyre szabott modellezéssel történt, CEINMS segítségével. [2]

A mérésből született eredmények azt mutatják, hogy EMG karszalaggal egy közelítő becslés adható az izomaktivításra. A karpereccel mért értékek nem egyeznek a precíziós mérőműszeren mért értékekkel, de ezek a közelítő értékek is értékes és sokszor elégséges információval szolgálnak az alanyról. Alacsony költségük és egyszerű használhatóságuk miatt nagy potenciál van az EMG karszalagos mérésekben.

Liang és kutatótársai a személyre szabott modellezéshez használt adatgyűjtő rendszerek kombinációs lehetőségeit vizsgálta. [3]

A személyre szabott biomechanikai szimulációk futtatásához szükséges adatgyűjtésben a Leap Motion szenzorok nagyon hatékonyak. Segítségükkel valós időben tudunk a

test egyes pontjairól három dimenziós helyzeteket lekérdezni relatív nagy felbontással. Ez a relatív nagy felbontás a mindennapi feladatok modellezéséhez elégséges, azonban léteznek olyan problémák, amelyek modellezéséhez ennél pontosabb információkra van szükség. Az ujjak pontos lekövetéséhez a Leap Motion szenzorok felbontása nem elegendően nagy, így precíziós munkák modellezésére nem alkalmasak. Az ujjak és kézfej helyzete azonban EMG karpánt segítségével meghatározható, így egy EMG-, illetve Leap Motion szenzor együttes használatával lehetőségünk van mind nagy mind finom motoros működések rögzítésére, szimulációjára.

Az adatgyűjtés során a Leap Motion a kar és a tenyér helyzetének meghatározásáért felelős, míg az EMG karszalagból származó adatokból az ujjak pontos helyzete számolható. Az így kapott adatok feldolgozása OpenSim biomechanikai szimulációs környezetben történt. Az adatfeldolgozás során a nagyobb hangsúlyt a Leap Motion kapta.

Első lépésben meghatározták a kéztő és tenyér helyzetét a Leap Motion-ból származó információkból. Ezt követően ugyanezen információkból megbecsülték, hogy az ujjak fedik-e egymást.

Ha igen, akkor a Myo-ból érkező EMG adatok alapján pontosítják az ujjak helyzetét.

Ezen feldolgozási lépésekkel az alkar, kézfej és az ujjak pontos helyzete is meghatározható.

A [4] kutatás tárgya egy alacsony költségű egymást szekvenciálisan követő blokkokból felépülő EMG mérő áramkör szoftveres szimulációja volt. Az alacsony költségük, és magas pontosságuk miatt az ilyen áramkörök jó megoldások lehetnek különböző orvosi felhasználásokra, például alvászavarok monitorozására.

A felületi elektromiográfiás jel egy kis amplitúdójú és magas zajszint tartalmú 5 és 500 Hz közé eső jel. Ahhoz hogy egy mikrokontroller segítségével digitalizálni lehessen a jelet, erősíteni, szűrni és egyenirányítani kell azt, valamint a zajszint csökkentése is elengedhetetlen.

Első lépésben ezért a jel erősítése mellett a zajszint csökkentése is szükséges. Az első blokk tehát egy differenciálerősítő, mely segítségével a zaj elnyomása mellett a kívánt erősítés mértéke is beállítható. Második lépésben a jel szűrése történik meg. Be kell állítani a szűrő karakterisztikájával, hogy az EMG jel karakterisztikus frekvenciáit (5-500 Hz) ne, viszont az ettől távol eső frekvenciákat szűrje. Fontos hogy a hálózati frekvencia (50 Hz vagy 60 Hz) kiszűrése nem megengedett, hiszen ezek a frekvenciák is megjelennek az EMG jelben, így kiszűrésük esetén értékes adatot veszünk.

A mért jel feszültsége pozitív és negatív is lehet a választott nulla ponthoz képest. A

következő blokkban a jel egyenirányítása történik meg, hogy az utolsó blokkban simítani lehessen azt. A simítás lehetővé teszi az egy-egy kiugró érték elsimítását.

David G Loyd és Thor F Besier azt vizsgálta, hogy EMG vezérelt személyre szabott modellezésből inverz dinamikai számítások segítségével meg lehet-e határozni a térd hajlásának mértékét az egyes pillanatokban. [5] EMG mérésük során bipoláris elvezetést használtak, a jelet egyenirányították, és aluláteresztő szűrővel szűrték. A vizsgálatot hat különböző személyen végezték el, a modell kalibrálása öt különböző feladattal történt.

A tanulmány kimutatta, hogy az EMG-vezérelt biomechanikai modellek ígéretesek az izomerők becslésére és az emberi ízületi momentumok előrejelzésére korlátozott vizsgálati adatok alapján.

Manal és társai egy virtuális kart készítettek a kar mozgásának tanulmányozása érdekében.[6] A virtuális kar tartalmazza a könyökízületen átívelő főbb izmokat. Az izmok aktivitását rögzített EMG jelek alapján határozták meg.

Az EMG jelek feldolgozása során először a csatornákon érkező jelet felerősítették 60 dB-el. A következő lépésben a felerősített jelet szűrték sáváteresztő szűrővel, melynek a vágási frekvenciái 30 és 10000 Hz volt. Végül a szűrt jelet ismét felerősítették, és digitalizálták. A digitalizált jelet még egy szűrést hajtottak végre egy negyedrendű szűrővel, majd egyenirányították azt.

2.2. A felső végtag mint biológiai modell

2.2.1. A mozgási szervrendszer

A mozgás létrehozásához három tényezőre van szükség. Szükség van az elmozdulás létrehozásához valamilyen erőhatásra. Ezt az erőhatást az izmok biztosítják a szervezetekben, így az izmok képezik a mozgásrendszerünk aktív részét. Az izmok tapadásához szükség van egy vázrendszerre – a csontrendszerre, melynek különböző egymástól elmozdulásra képes pontjain lép fel az erő. Szükség van továbbá az elmozdulást biztosító pontoknál kényszerekre, amelyek meghatározzák az egyes vázelemek hány szabadsági fokkal, mekkora mértékben mozdulhatnak el egymástól. Ezeket a kényszereket az egyes csontok között megtalálható porcok, illetve az ízületet körbevevő szalagok alkotják. A csontokat illetve az ízületeket, szalagokat a mozgás passzív szervrendszerének nevezzük, mivel nem hoznak létre erőhatást, de passzív jelenlétük nélkülözhetetlen a mozgás létrejöttéhez.

A gerincesek, így az ember is belső vázrendszerrel rendelkezik. Ez azt jelenti, hogy a mozgáshoz szükséges izmok kívülről tapadnak a vázrendszerhez. A csontok összekapcsol-

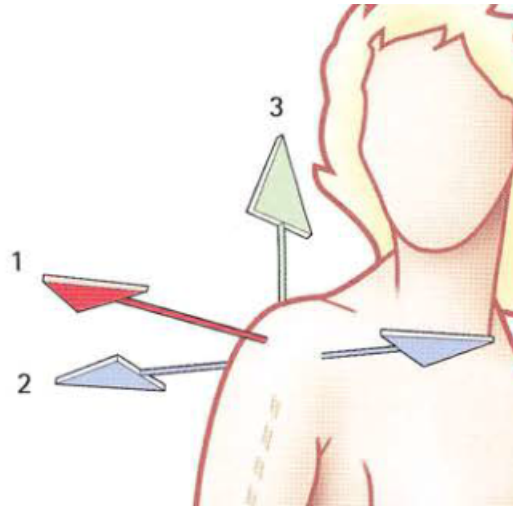
lódása lehet összenövés (pl: medencecsont), varratos (pl: koponyacsontok), porcos (pl: csigolyatestek között) és ízületes (pl: vállízület) is, annak függvényében, hogy mekkora, és hány szabadsági fokú elmozdulásra van szükség a testrésze jellemző mozgásforma létrehozásához. Az összenövés illetve a varratos kapcsolódás nem teszi lehetővé a csontok egymástól való elmozdulását, itt a nagyobb, egybefüggő tapadási felszín létrehozása a cél. A porcos kapcsolat esetén a csontok kis mértékben elmozdulhatnak egymáson (pl: a gerinc felépítése lehetővé teszi az előre, oldalra és hátra hajlást, de ezek csak kismértékű mozgások). Az ízületes kapcsolat biztosítja a legnagyobb fokú szabadságot, mind a szabadsági fokok számában, mind az elmozdulás mértékében. Típustól függően egy (pl: ujjpercek között), két (pl: csuklóízület) vagy többirányú (pl: vállízület) mozgást is lehetővé tud tenni.

2.2.2. A felső végtag passzív mozgásrendszere

Az emberi végtagok vázrendszere két nagy részre osztható, a függesztő övre és a szabad végtagra. Felső végtag estében a függesztő öv szerepét a vállöv, a szabad végtag szerepét a kar és kéz látja el. A vállöv csontjai a lapockacsont illetve a kulcscsont. A lapockacsontot izmok tartják, így csak a vállat a szegycsonttal összekötő kulcscsont biztosít kötött elhelyezkedést, evvel segítve a vállöv nagyfokú mozgékonyágát. Az emberi felső végtag nagymértékű mozgathatósága nagy szerepet játszott a kar, mint multi funkciós eszköz kialakulásában. Az emberi felső végtagot három hosszú csöves csont alkotja. A kart a vállövvel összekapcsolódó felkarcsont, és az evvel könyökízületen keresztül kapcsolódó orsócsont és singcsont. Az orsócsont és singcsont egymással párhuzamosan helyezkednek el az alkarban, oly módon, hogy hüvelykujj felől található az orsócsont, és kisujj felől a singcsont. Az orsócsont és singcsont a kéztőízületen keresztül kapcsolódik a 8 kéztőcsonttal, melyek további ízületes kapcsolatban állnak az 5 kézközépcsonttal. Az 5 kézközépcsont-hoz egyesével kapcsolódó 5 ujj csontjai szintén ízületes kapcsolatban állnak egymással. A kézfej számtalan ízületes kapcsolata lehetővé teszi a biztos fogás kialakítását a tárgyak körül.

A váll a felső végtag törzshöz legközelebb eső pontja. A gömb alakú vállízület az emberi test legmozgékonyabb ízülete, háromfokú szabadsággal rendelkezik, evvel lehetővé téve a három különböző tengely által meghatározott síkokon történő elmozdulását. [7] A kar különböző tengelyei definiálhatóak az emberi test síkjai alapján. Az első tengely a keresztirányú tengely, mely a coronalis síkra fekszik föl. Ez a tengely lehetővé teszi a kar mozgását a sagittalis síkban. A második tengely az antero-posterior tengely, mely a

sagittalis síkkal párhuzamosan helyezkedik el. Ezen tengely mentén hajtható végre a kar törzshöz viszonyított távolítása és közelítése, mely a coronalis síkban történik meg. A függőleges tengely a coronalis- és a sagittalis sík metszetében helyezkedik el, lehetővé teszi a kar elmozdulását az axiális síkon. A gömbízület lehetővé teszi a különböző mozgások kombinálását is. A kar mozgásainak referenciapozíciója a következőképpen van definiálva: a kar függőlegesen a törzs mellett lóg, tehát a felkarcsont hosszanti tengelye egybeesik a függőleges tengellyel. A váll tengelyeit a 2.1. ábra tartalmazza.



2.1. ábra. A vállízület három tengelye. Kép forrása: [7]

A könyökízület a felső végtag középső ízülete. Benne a kar három nagy csontja találkozik össze. Az ízület egytengelyű kialakítása csak a hajlítást és nyújtást teszi lehetővé, így a könyökízület a vállöv legkevesebb szabadsági fokával rendelkező ízülete. [7]

A csukló a felső végtag disztális végén elhelyezkedő ízület. Feladata a kézfej fogáshoz megfelelő pozícióba juttatása. Az ízület kétfokú szabadságot tesz lehetővé, amelyhez az alkar hosszanti tengelye mentén való forgatása egy 3. szabadsági fokot ad. [7] Az ízület mozgásának első tengely a coronalis síkban elhelyezkedő keresztirányú tengely lehetővé teszi a kézfej hajlítását és nyújtását, míg a sagittalis síkban található antero-posterior tengely a kézfej törzshöz viszonyított közelítését és távolítását biztosítja. A csukló ízülete lehetővé teszi ezeknek a mozgásoknak a kombinációját is.

2.2.3. A felső végtag aktív mozgásrendszere

Pusztán a csontok és csontkapcsolatok - passzív rendszerként - nem teszik lehetővé a kar mozgását. A mozgás végrehajtásához vázizmokra is szükség van. Az emberi testben megtalálhatóak orsó alakú, lapos illetve gyűrű alakú izmok is. A végtagokban, így a

karban is az előbbi csoport található meg. Az orsó alakú izmok általánosságban két csonttal állnak kapcsolatban, két végük között található az - elmozdulást lehetővé tevő - ízület. Az izom és csont kapcsolatát a tömött rostos kötőszövetből felépülő ínzszalagok végzik. A végtagokon található izmokat két nagy csoportba tudjuk besorolni funkció szerint. A hajlító izmok feladata a csontok közelítése (a végtag hajlítása), míg a feszítő izmok feladata a csontok távolítása (a végtag kinyújtása). A kar megfelelő pozícióját a feszítő és hajlító izmok automatikusan történő pontos egybehangolásával érhetjük el. Az izom-csont azon kapcsolatát, amelynél az izom nem mozditja el a csontot eredésnek, azon kapcsolatát ahol elmozditja tapadásnak nevezzük. Például a felkart mozgató váll-, és mell izmok eredési helye a törzsön és vállon, a tapadási helye a felkaron található, az alkar mozgatásáért felelős izmok - a bicepsz, és a vele antagonista tricepsz - eredési helye a felkaron, a tapadási helye az alkaron található.

2.2.4. A kar mozgatóműködése

A mozgás létrejöttéhez egy harmadik tényező is szükséges. Ez a tényező az idegrendszer. Az izmok így a kar izmai is mindaddig nyugalomban maradnak, amíg egy idegsejt nem ingerli őket, ezért az idegi hatások nélkül nem jöhetne létre a mozgás. A vázizom mozgásait két nagy csoportba oszthatjuk: akaratlagos mozgásra és reflexre.

A reflex az idegrendszer működésének alapja. A legegyszerűbb reflex a monoszinaptikus reflex ív, melyben a receptorból érkező érző neuron közvetlenül a mozgatóneuronnal képez szinapszist a gerincvelő szürkeállományának elülső szarvában. A reflexív végén a motoros neuron által beidegzett izomsejteket, ritkább esetben mirigysejteket effektornak nevezzük. A poliszinaptikus reflexek esetén az érző- és mozgató neuron között egy vagy több interneuronon keresztül közvetítődik az információ. Az interneuronok bevonása lehetővé teszi az információ módosítását, továbbá különböző célsejtekhöz való eljutását. A reflex által kiváltott hatásról visszacsatoló jellel megvalósul a reflexkör, ami pontosabb megvalósítást tesz lehetővé. A reflexben bekövetkező mozgást az agy nem koordinálja, de vele egy időben értesül róla. A felső végtagban bekövetkező reflexek receptorai a bőrben található hő, nyomás és fájdalom receptorok, valamint az izmokban megtalálható izomorsó receptorok, melyek az izomrost megnyúlását vagy elernyedését érzékelik. Az effektorok szerepét ebben az esetben a vázizmok látják el, azonban bőr eredetű inger esetén a hajlító, izom eredetű inger esetén a feszítő izmok aktiválódnak. Az egyes típusú izmok aktiválásával párhuzamosan gátló idegsejtek biztosítják az antagonista izom inaktivitását, tehát ha egy reflex hatására a hajlítóizmok megfeszülnek, vele párhuzamosan a

feszítő izmok elernyednek.

A felső végtag akaratlagos mozgásainak koordináló központja az agykéreg homloklebenyének hátsó területén található, innen indulnak ki a mozgatópályák a kar felé. Az extrapiramidális pálya piramissejtjei a törzsmagvakban átkapcsolódnak, evvel lehetővé téve az információ oldalirányú áramlását, ami nélkülözhetetlen az egyes folyamatok összehangolásához. Ezt követően a rostok folytatják útjukat a nyúltagyba. Az idegrostok többsége a nyúltagyban átkereszteződik. A pályák, amik nem kereszteződtek át, a középagyban vagy a gerincvelő azon részében, amelyikben kilépnek, oldalt váltanak, végül a gerincvelő elülső szarvában képeznek szinapszist a környéki idegrendszer mozgató neuronjával. A piramisrendszer rostjai átkapcsolás nélkül futnak a nyúltagyba, ahol a többségük átkereszteződik, majd az átkereszteződés után a gerincvelő elülső szarvában kapcsolódnak a motoros neuronokkal. Az át nem kereszteződött rostok a gerinc megfelelő szegmensében kereszteződnek át. A piramispálya felelős a finommozgások koordinálásáért, valamint az új mozgások megtanulásáért, az extrapiramidális pálya a durvább, már betanult mozgásokat irányítja. Idővel egy már betanult mozgás átkerül a piramispályáról az extrapiramidális pályára, ekkor a két pálya együttesen valósítja meg az irányítást. A mozgások elindítását a piramis pálya végzi, ezután az extrapiramidális pályák automatikusan megvalósítják a mozdulatot.

2.2.5. Atetózis

Az atetózis egy neurológiai eredetű mozgászavar. [8] Elsősorban gyermekkorban figyelhető meg. Az érintett személyeken izomrángások, és lassú, nem akaratlagos, kontrollálhatatlan mozgások jelentkeznek. További tünetei lehetnek a test különböző izmainak túlfeszülése, fintorgás és a görnyedet, megfeszült testtartás is. Legtöbb esetben mindezekon kívül még más neurológiai tünetek is megfigyelhetők. A mozgások elsősorban a végtagokat érintik, de előfordulnak a törzsön, nyakon, sőt az arcon is. A mozgások nem az izmok diszfunkciójából következnek be, hanem az agyban található mozgásért felelős magvak meghibásodásától (pl: oxigénhiány miatt). A kilengések abból fakadnak, hogy az izmok pontosan hajtják végre a hibás magok hibás jeleit. Kezelésére korlátozott lehetőségek vannak, elsődleges cél a testtartás kiegyenesítése, kisimítása és a nem akaratlagos mozgások csökkentése. Kezelésében nagy hangsúlyt kapnak a fizioterápiás gyakorlatok, melyek során a természetes testtartás és az akaratlagos mozgások fejlesztése a cél.

3. fejezet

Tervezés

3.1. Elektromiográfia

Elektromiográfia (röviden EMG) során a vázizmok aktivitását mérjük a különböző izmokban, izomcsoportokban. A különböző idegpályák ingerlik a különböző izomcsoportokat. Ez az inger egy elektromos potenciálváltozásként fut végig az izomkötegen. A mérhető jel ez az elektromos változás, amely az izom ingerlésekor jön létre. Az izom EMG aktivitása egyenes arányban áll az általa végzendő munka nagyságával. Enne következményében az EMG aktivitás megmutatja az izom aktiválódásának mértékét. Az EMG jelek általános frekvenciatartománya 5 és 500 Hz közé esik, amplitúdója emberenként, izmonként és a fáradsági szint függvényében változik. [9]

EMG méréshez legalább két elektróda szükséges, hiszen potenciálkülönbség mérése a cél.

Monopoláris elvezetés esetén szükség van egy elektródra, amivel az aktivitást mérjük, ezt az izomcsoport fölé kell helyezni, illetve szükség van egy másikra is, ami a referencia pontot biztosítja a méréshez. [9] A referenciaelektródot a test egy olyan pontjára kell rakni, ami közel van az első elektródához, hogy például a szív elektromos aktivitása ne zavarjon be a mérésbe, viszont az izomaktivitás mértéke legyen megközelítőleg nulla. Ilyen helyek a testen azok a pontok ahol a csont nagyon közel kerül a bőrhöz (pl: a kar izomcsoportjai mérése esetén a könyök külső íve és a csukló).

Bipoláris elvezetés esetén három elektródot használunk a méréshez, egy referenciát, és kettő másikat, amikkel az izom aktivitását vezetjük el. A referenciaelektród elhelyezkedése ugyanaz, mint monopoláris elvezetés esetén. A két mérőelektródot a vizsgálni kívánt izomcsoportra kell felhelyezni egymástól megközelítőleg 2 cm távolságra az izom hosszanti tengelye mentén.[9] A két elektród lehetőséget teremt a zaj mértékének csökkentésére

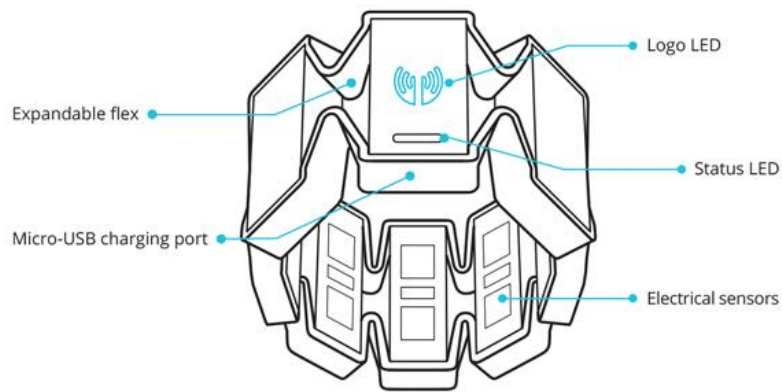
a két mérési pont között végzett differenciálerősítéssel, így a bipoláris mérés pontossága nagyobb lehet, mint a monopoláris elvezetése.

Az EMG méréseket lehet csoportosítani az aktivitást elvezető elektródák elhelyezkedése szerint is. Ezen csoportosítás szerint megkülönböztetünk felszíni (sEMG) és intramuszkuláris elvezetést. Az előbbi esetében az izmok fölött található bőrfelületről, az utóbbi esetében pedig az izomrészbe szúrt vagy izomrész köré helyezett elektródákkal történik az elektromos jel elvezetése.[10] Az sEMG elektród előnye, hogy könnyen fel- és levezethető, noninvazív, tehát nem igényel műtéti beavatkozást a mérés, hátránya azonban, hogy mivel nem közvetlenül az izomcsoportokról történik a jel elvezetése, a jel amplitúdója csökken, és a fellépő zaj mértéke nő a beültetett elektródákhoz képest. További problémát jelenthet, hogy az izomcsoportok nem minden esetben helyezkednek el közvetlenül a bőrfelület alatt, előfordulhat, hogy egyes izomcsoportok átfedik egymást. Ilyenkor felszíni elektródákkal nem lehet az alulfutó izomcsoportokból érdemi információt gyűjteni. Beültetett elektródákkal pontosabb adatokat tudunk rögzíteni, akár a mélyben futó izomcsoportokból is. Nagy felbontóképességük miatt akár kis, egymásmelletti izomcsoportok vizsgálata is megoldható segítségükkel, azonban az invazívságuk miatt nem alkalmazhatóak minden szituációban.

3.2. sEMG elvezetés EMG karpereccel

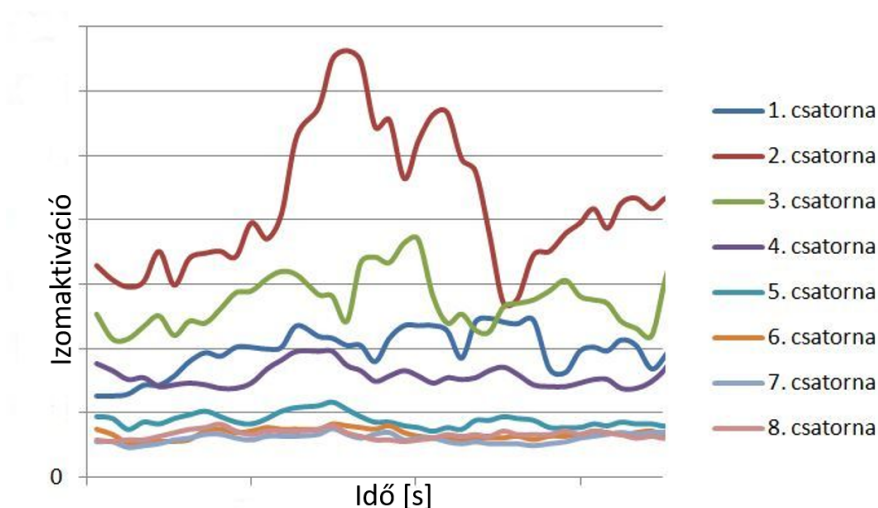
A Thalmic Labs Myo EMG karperec egy karperec alakú nyolccsatornás EMG mérő műszer (3.1. ábra). Csatornánként bipoláris elvezetést alkalmaz, három elektróddal. A műszer egy számított referenciapontot használ, aminek megalkotásához minden csatorna középső elektródját használja. A csatornák egymástól fix távolságra helyezkednek el, mintavételezési frekvenciájuk állítható. Az EMG elvezetés ilyen formája azért előnyös, mert az analóg-digitális konverzió már a mérés helyszínén megtörténik, így kevésbé van kitéve a környezeti hatásoknak a jel. A jelek rögzítése a karperechez járó programmal, vagy C++-hoz és Python-hoz készült API-n keresztül saját programkóddal valósítható meg.

Ideális esetben az egyes izomcsoportokat külön-külön, átfedés-mentesen mérjük, így az egyes csatornán kapott izomaktiváció mértéke megegyezik az izomcsoport aktivációjának mértékével. Ez egy fix csatornatávolságú eszközzel nem megvalósítható. A csatornák nem pontosan izom fölé történő felhelyezése esetén, a csatornán mért aktivitást a környezetben található izomcsoportok különböző súllyal vett szuperpozíciójával kapjuk (ez igazából a pontos felhelyezés esetén is igaz, de abban az esetben az összeg meghatá-



3.1. ábra. A Myo EMG karperec felépítése. A kép forrása: [11]

rozásakor a nem az elektród alatt található izomcsoportok súlya infinitesimálisan kicsi az elektród alatt található izomcsoportokhoz képest). A karpereccel végzett próbamérés (alkaremelés) eredményét a 3.2. ábra mutatja. Éppen ezért a karperec elkülönített izomcsoportok egyedüli vizsgálatára kevésbé alkalmas.

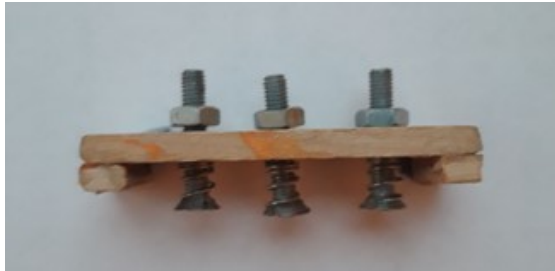


3.2. ábra. Az egyes csatornákon rögzített izomaktivációk mértéke próbamérés során.

Az egyes különálló izomcsoportok vizsgálata megoldható a karperec kábeles kivezérével. Evvel lehetőség van az elektródok pontos felhelyezésére, így az elektromos jelek pontosabb mérésére. Az elektródák kábeles kivezérése azonban számos nehézséget hoz magával. A használt vezetékek vizsgálat közbeni elmozdulása esetén, a mérésben különböző artefaktok jelentkezhetnek, így az kábelek elmozdulásmentes rögzítését is meg kell oldani, ezen kívül a vezetékek antenna hatása miatt egy újabb zajfaktor kerül a mérésbe.

Az általam megvalósított kivezérlés esetén fontos szempont volt, hogy az EMG karperec integritását nem lehetett megbontani. Az egyes csatornák kihelyezését úgy kellett

megvalósítani, hogy az eltávolítható legyen, és eltávolítása esetén a karperec továbbra is működjön, így a vezetékek karperecre forrasztása nem volt megvalósítható. Ennek létrehozása csatornánkénti rugós kontaktállványok használatával valósult meg, melyeket a 3.3. ábra tartalmaz. Az állványok kapcsolatot biztosítanak a karperec elektródjai és a kihelyezett elektródokkal kapcsolódó vezetékek között, így az állványok eltávolításával a karperec használható marad eredeti funkciója szerint. Az elektródák ilyen kihelyezése a rögzítés módját nem változtatja meg.



3.3. ábra. A csatornák kivezetéséhez használt kontaktállványok felépítése.

3.3. sEMG elvezetés saját tervezésű áramkörrel

Egy EMG mérő műszer több egymást követő áramköri blokkból épül fel. Ezeknek a blokkoknak nincs egy kötelező sorrendje, illetve a blokkok megvalósításukban is lehetnek különbségek. A feldolgozás során az izmokból érkező alacsony amplitúdójú zajjal szennyezett jelet kell az analóg digitális konverzióra felkészíteni. A pontos megvalósítás eltér monopoláris és bipoláris elvezetés esetén, ezenkívül a különböző blokkok megvalósításában is lehet eltérés. A továbbiakban a bipoláris elvezetéshez használatos áramkörökkel foglalkozom.

Bipoláris elvezetés esetén az első lépés a két mérőelektródból kapott jel differenciálerősítése. [9] Ebben a lépésben a két elektród által mért jel különbségét erősítjük fel. Evvel egyszerre egy lépésben csökkenthető a zaj mennyisége a jelben, és erősíthető a jel, hiszen a zaj mértéke állandónak tekinthető a térben, míg a tényleges jel nem, így a két jel egymásból kivonásával a zaj mennyisége lényegesen csökken, míg a jel értéke nem változik. Az így szűrt jelet erősítjük a megfelelő mértékben.

A következő lépésben a jel szűrése történik meg. Ez egy sáváteresztő szűrő megvalósításával érhető el. Az értékes EMG frekvenciák 5 és 500 Hz között találhatók, tehát a szűrő megvalósításakor olyan szűrőt kell tervezni, aminek a vágási frekvenciája közel esik ezekhez az értékekhez. [9] A szűrő rendjét és karakterisztikáját aszerint kell megvá-

lasztani, hogy mit kíván meg a felhasználás. Az egyre precízebb, nagyobb fokú szűrők implementációja jelentősen több erőforrást és helyet igényel, mint a kisebb foksámú szűrők megvalósítása. Így a szűrők megtervezésekor oda kell figyelni, hogy a felhasználási területhez szükséges szűrőt hozzuk létre, és nem egy túl egyszerűt, vagy túl bonyolultat.

A hálózati frekvencia (50 vagy 60 Hz helytől függően) kiszűrése notch szűrővel nem megengedett EMG mérés esetén, mert ezek a frekvenciák megjelennek az EMG spektrumban is, így kiszűrésük jelvesztéshez vezet. [4]

Az EMG jel mind pozitív mind negatív irányban helyezkedik el a referenciaponttól, a jel pozitív-sága vagy negatív-sága nem hordoz magában információt a jel amplitúdója szempontjából. A következő blokkban a jel egyenirányításával jelerősséget nyerhetünk, illetve felkészíthetjük azt a simítási lépésre. A jel simításával a kiugró értékek elkenhetőek, így egy simább jelet kaphatunk. Továbbá a mintavételezési frekvenciával is lejjebb lehet menni, mely szempont különösen fontos egyszerűbb mikrokontrollerek / alacsony mintavételezésű analóg-digitál átalakítók használatakor. [4]

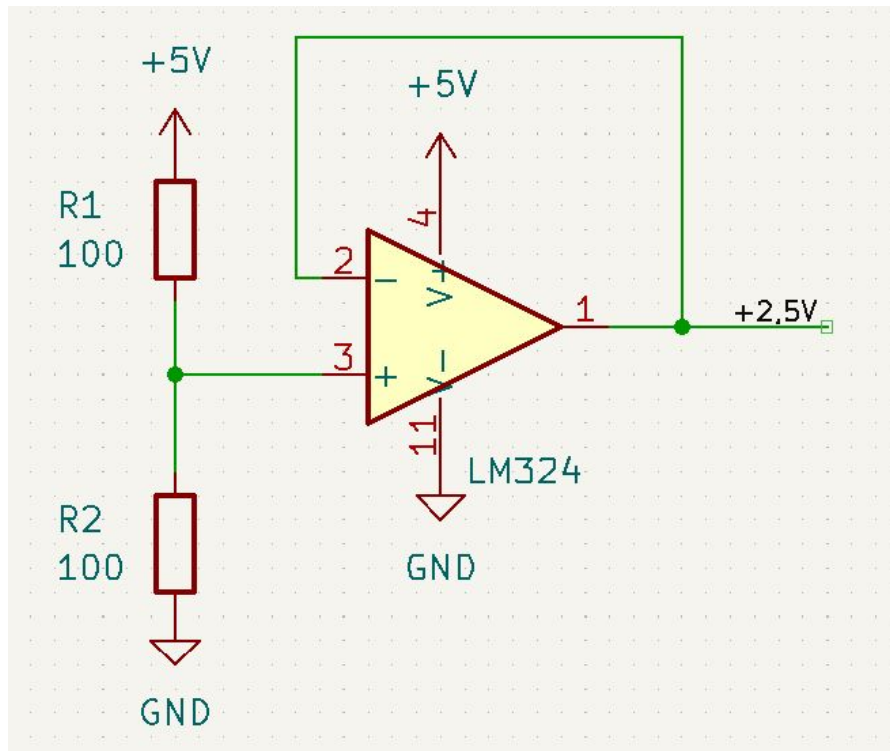
A jel egyenirányítása és simítása egy opcionális lépés EMG mérő áramkör építése esetén.

3.3.1. EMG mérő áramkör építése

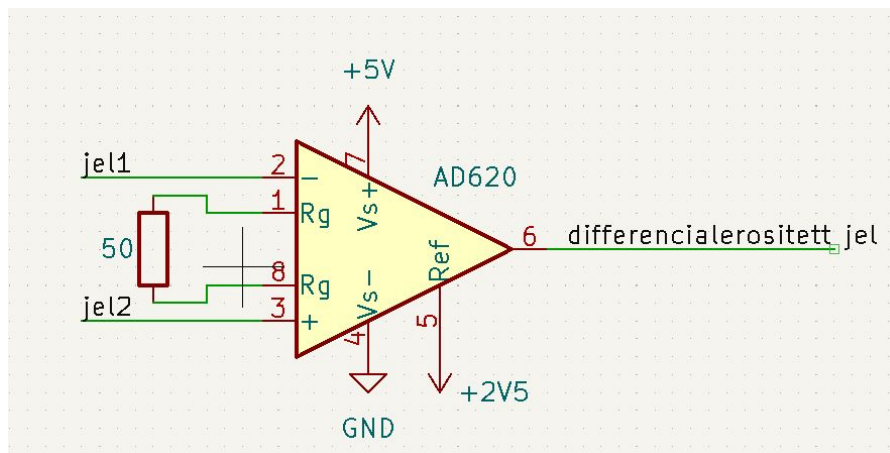
Az előző bekezdésekben leírt pontok szerint készítettem egy fizikai próbaáramkört. Az áramkör négy blokkból épül fel. Az első blokkban DC +5V és 0V-ból előállítottam a referencia 2,5V-ot. Ennek megvalósításához egy 5V-os tápot, két 100 Ω -os ellenállást, illetve egy LM324-es műveleti erősítőt használtam. Az áramkör elrendezését a 3.4. ábra tartalmazza. Az ellenállások értékének arányával megadható, hogy milyen arányban osztjuk fel a feszültséget.

A második blokkban a két elektródából érkező jelek differenciálerősítését hajtottam végre. Ehhez az előző blokkban is használt 5V-os tápot, az előző blokkban előállított 2,5V-os referenciát, egy 50 Ω -os ellenállást illetve egy AD620-as műveleti erősítőt használtam. Az ellenállással beállítható, hogy mekkora erősítést akarunk végrehajtani. 50 Ω -os ellenállással ezerszeres erősítést hajtunk végre a jelen. A második blokk áramköri elrendezését a 3.5. ábra tartalmazza.

A következő blokkban egy 50 Hz-es notch szűrőt valósítottam meg. Meg akartam vizsgálni vele, hogy mennyiben torzítja a kimeneti jelet a szűrő megléte. Ennek megvalósításához két 31,45 k Ω -os és egy 15,7 k Ω -os ellenállást, két 0,1 μ F-os és 1 0,2 μ F-os kondenzátort twin T elrendezésben, valamint további egy 1 k Ω -os és egy 10 k Ω -os ellenál-



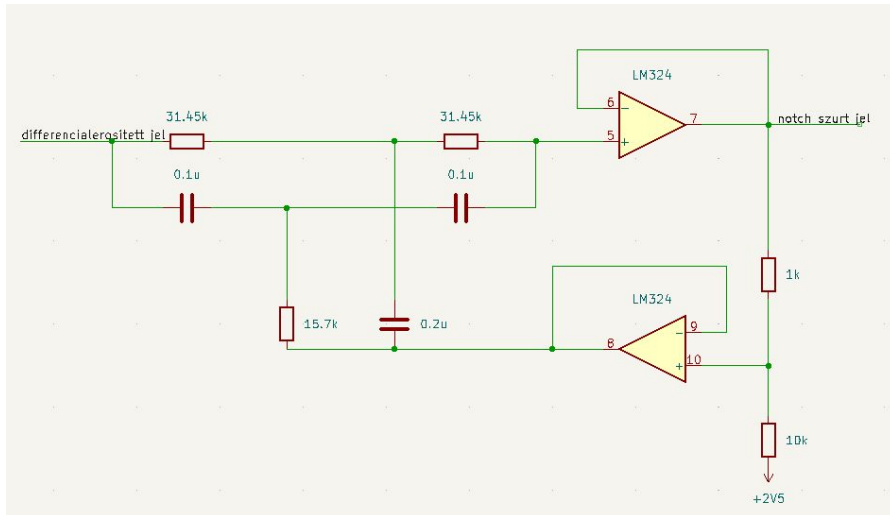
3.4. ábra. A feszültségosztó blokk áramköri elrendezése.



3.5. ábra. A differenciálerősítő blokk áramköri elrendezése.

lást használtam, illetve két további modulját az LM324-nek. A harmadik blokk áramköri elrendezését a 3.6. ábra tartalmazza.

Az utolsó blokkban a jel sáváteresztő szűrését végeztem el. Erre a feladatra egy $33\text{k}\Omega$ -os, egy $330\ \Omega$ -os ellenállást két $0,1\ \mu\text{F}$ -os kondenzátort használtam, illetve az utolsó modulját az LM324 műveleti erősítőnek. Ezekkel az áramköri elemekkel egy harmadrendű szűrőt hoztam létre. A szűrő vágási frekvenciája 5 és 500 Hz-nél van, hogy az értékes EMG frekvenciákat átengedje, míg az alacsony frekvenciás DC jelet, és a magas frekvenciás zajokat elfojtsa. Egy $1,8\ \text{k}\Omega$ -os és egy $17,9\ \text{k}\Omega$ -os ellenállás segítségével végeztem a jelen

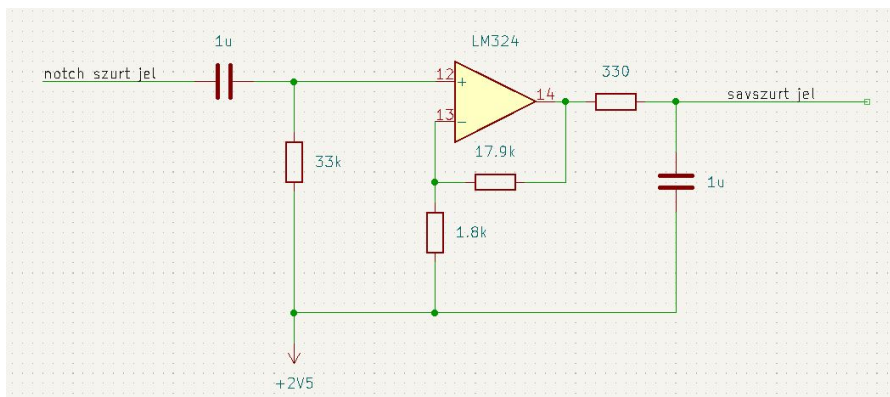


3.6. ábra. A notch szűrő áramköri elrendezése.

egy végső erősítést is, ahol az erősítés mértéke az alábbi képlettel számolható:

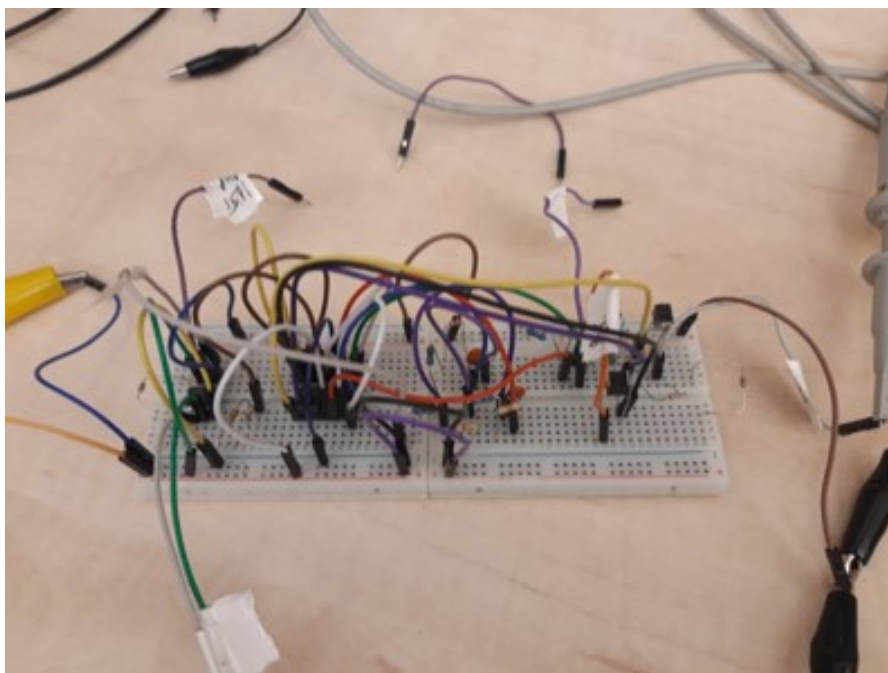
$$G = 1 + \frac{17,9k}{1,8k} \approx 11$$

A sáváteresztő szűrő áramköri elrendezését a 3.7. ábra tartalmazza.



3.7. ábra. A sáváteresztő szűrő áramköri elrendezése.

Az áramkört egy próbaáramkör panelen hoztam létre, a négy darab LM324-es műveleti erősítőt egy darab quad operational amplifier-ként építettem bele a rendszerbe. A fizikailag elkészített áramkör képét a 3.8. ábra tartalmazza. Az áramkör összerakása során 5%-os szórással rendelkező ellenállásokat használtam, a szűrők és osztók lehető legpontosabb beállításához multiméter segítségével mértem ki a legmegfelelőbb ellenállásokat.



3.8. ábra. A fizikailag elkészített áramkör képe

3.3.2. Összetettebb EMG mérő áramkör tervezése

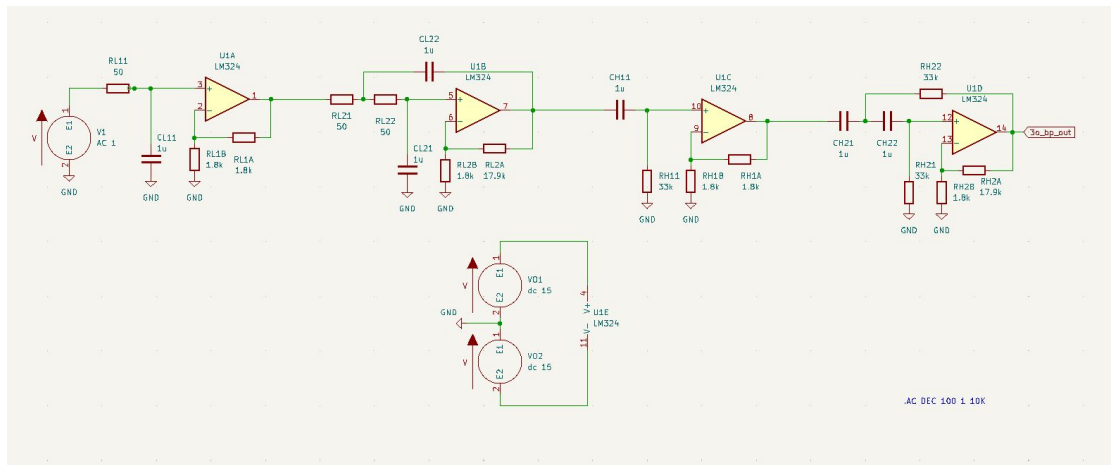
Egy összetettebb mérőáramkör megtervezéséhez KiCad áramkör tervező és modellező szoftvert használtam. A célom az volt, hogy egy magasabb fokú szűrőt tervezek, illetve hogy egy egyenirányítást is végrehajtsak a jelen.

Szoftveresen nem áramosztó segítségével, hanem fix DC áramforrás segítségével állítottam elő a 2,5V-os referencia feszültséget. Így az áramköröm az alábbi blokkokból állt: Az első blokk egy differenciálerősítő, a második blokk egy sávszűrő, a harmadik blokk egy egyenirányító lett. Itt már kihagytam a notch szűrő blokkot, hiszen egy pontosabb EMG mérő megalkotása a cél, így nem engedhetjük meg az 50 Hz-es jelek elvesztését.

A differenciálerősítő megvalósítása megegyezett a fizikai áramkörnél használt elrendezéshez avval az egy különbséggel, hogy az erősítés mértékét a szimulációkhoz százszorosra állítottam ezerszeres helyett, ehhez az 50 Ω -os ellenállást egy 500 Ω -osra cseréltem.

A szimuláció során a következő blokkban egy harmadrendű és nem egy elsőrendű sáváteresztő szűrőt valósítottam meg, erre azért volt szükség, hogy a szűrő vágási frekvencia körüli letörése meredekebb legyen. Az elsőrendű szűrő lapos letörése ugyanis azt okozta, hogy vagy a szűrési tartományt kellett kisebbre venni, evvel értékes EMG adatokat veszítve, vagy nem nyomta el eléggé az alacsony illetve magas frekvenciás komponenseket. A harmadrendű szűrőt egy első- és egy másodrendű szűrő soros kapcsolásával hoztam létre. A szűrés során egy jelerősítő faktort is hozzáadtam a jelhez. A szűrő és erősítő

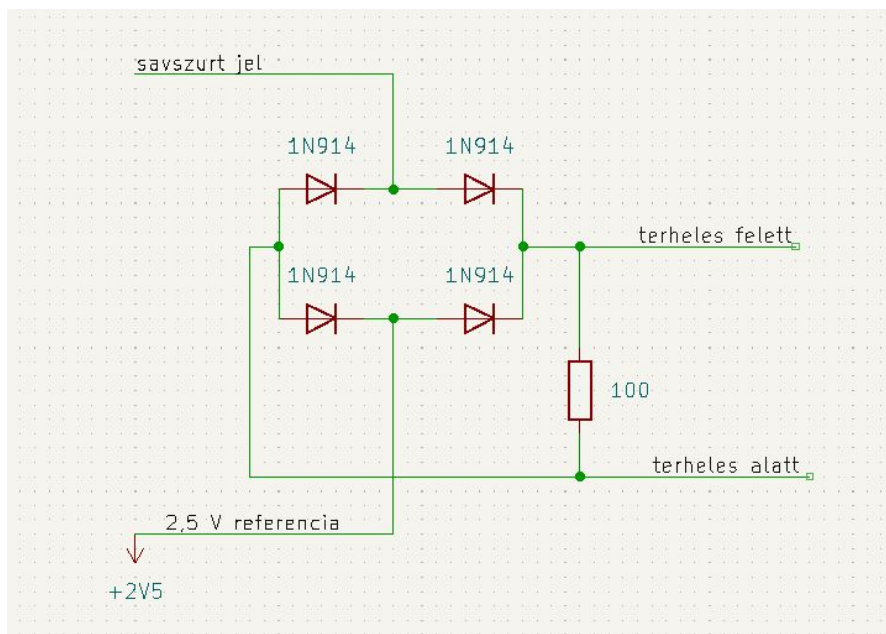
áramköri felépítését és az erősítéshez használt ellenállások értékeit a 3.9. ábra mutatja.



3.9. ábra. A harmadrendű szűrő áramköri elrendezése.

Az egyenirányító blokk megtervezésekor több realizációt is megvizsgáltam, létrehozásához diódákat használtam. Mivel a diódákon csak az egyik irányba folyhat az áram, speciális elrendezésükkel elérhető, hogy a jel abszolútértékét vegyük velük. A diódákon mindig történik egy jelerősség vesztes, így a jel erősítésekor ezt is bele kell számítani a kívánt végső erősítés eléréséhez.

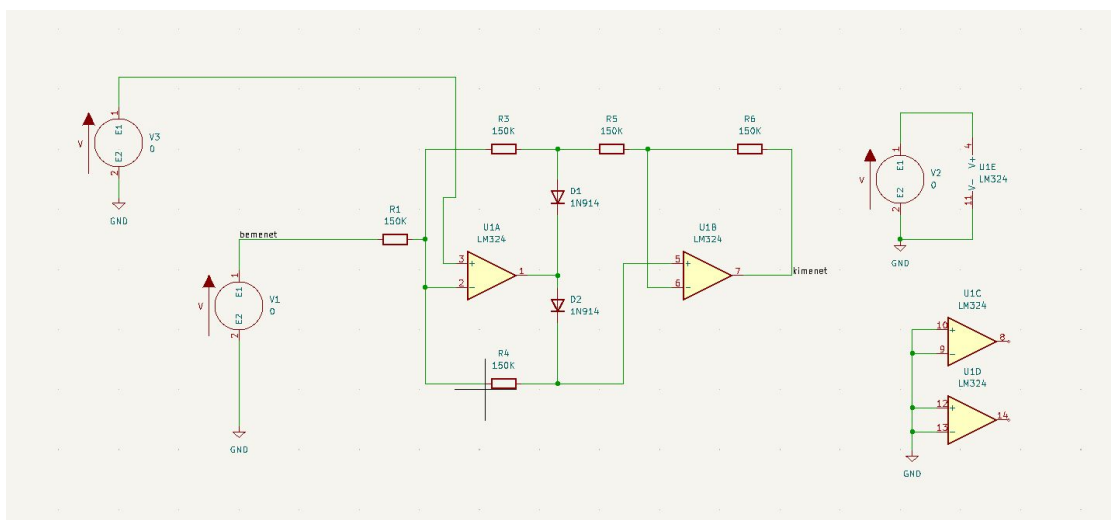
Az első lehetséges összeállításhoz négy darab 1N914-es diódát és egy 100 Ω -os ellenállást használtam full bridge elrendezésben. A blokk elrendezését a 3.10. ábra mutatja.



3.10. ábra. A full bridge elrendezésű egyenirányító áramköri elrendezése.

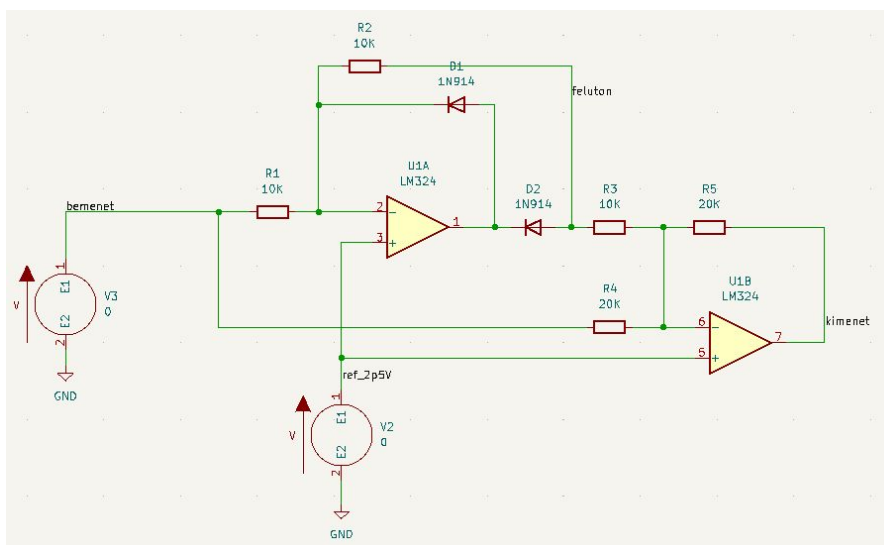
A következő összeállítás a [4] cikkben használt összeállítás volt. A cikkben használt

áramköri elrendezést a 3.11.ábra tartalmazza.



3.11. ábra. A [4] cikkben megvalósított egyenirányító áramköri elrendezése.

Az utolsó elrendezésnek a 3.12.ábra tartalmazza az elrendezését. [12] Ez az áramkör is tartalmaz erősítőt magában, így a jel diódán bekövetkező amplitúdó vesztesége blokkon belül kiküszöbölhető.



3.12. ábra. A harmadik egyenirányító blokk áramköri elrendezése.

A következő lépés az így megtervezett áramkör kinyomtatása. A nyomtatott áramkör beforrasztott alkotóelemeivel már sokkal pontosabb mérések lesznek elvégezhetőek, mint a kézzel próbalaapon összerakott áramkör esetén.

A nyomtatott áramkör létrehozása után, az avval analóg módon feldolgozott jelet digitális jellé kell alakítani. Ez a feladat egy mikrokontrollerrel valósítható meg, melynek segítségével az analóg jel 1000Hz-es mintavételi frekvencia mellett digitális számsorozá-

tokká alakítható.

3.4. EMG adatok előfeldolgozása

Mind az EMG karperecből, mind az áramkörből származó EMG adatok egy időbélyeggel ellátott számsorozatként kerülnek a számítógépre. Az EMG adatok előfeldolgozását, még a modellezési környezetbe való bejuttatás előtt el kell végezni. Első lépésként az adatokat normázni kell, erre két lehetőség van. Az első, és pontosabb lehetőség, hogy bizonyos meghatározott gyakorlatokkal meghatározható az egyes izomcsoportok maximális kontrakciója, ezt lemérve, evvel az értékkel normalizálva egy mérések közt is összehasonlítható számsort kapunk. A második lehetőség, hogy az adott mérés maximális értékével normalizáljuk a számsort, ennek előnye, hogy nem igényel külön mérést, hátrány, hogy az így normalizált értékek csak relatív, és nem abszolút információval bírnak. [9]

A következő lépésben a modellezési környezetnek megfelelő struktúrába kell rendezni az adatokat. A felvett adatokból, az OpenSimbe való juttatáshoz, egy *.sto* kiterjesztésű fájlt kellett létrehozni, melynek a szerkezete a következő: a fájl elején található egy fejléc, mely tartalmazza a mérések számát, illetve azt hogy összesen hány izom kontrakciója szerepel benne, evvel meghatározva a sorok számát, illetve hosszát, ezt követően egy sorban tabulátorral elválasztva a modellben szereplő összes izomcsoport neve szerepel. A fejléct követik maguk az adatok. Minden sor elején egy időbélyeg szerepel, aztán az egyes izomcsoportokhoz tartozó kontrakció mértéke, abban a sorrendben, ahogy a fejléc tartalmazza őket, úgy, hogy amelyik izomcsoport nem szerepel a mérésben, ott nulla kerül az izom kontrakció mértékére. Az így előkészített adatokkal különböző szimulációk futtathatóak a modellezési környezetben.

3.5. Képi felvételek feldolgozása

A szkeletonizáció első feladata az alany fizikai tulajdonságainak rögzítése a térben. Ennek legpontosabb módja, ha a személy minden egymástól függetlenül mozogni képes testrészére 2-3 különböző pozícióban markerpontokat helyezünk, és azt követően több kamerával, különböző szögekből felvesszük a mozgását. A kamerák képe alapján kiszámolható az egyes markerek térbeli pozíciója a mozgás minden egyes pillanatban. Ezen a módon működik például a Vicon és az Optitrack rendszere is.

Egy másik lehetséges módszer, hogy több kamara helyett, egy darab mélységi felvétel készítésére is alkalmas kamerát használunk. Ennek előnye, hogy kisebb az eszközigénye,

viszont kevésbé lesz pontos az eredmény.

A feladatom során én egy Intel RealSense D435i kamerát használtam, mely két RGB, és egy infravörös szenzor segítségével állítja elő a mélységi képet. A D435 háromszögeléssel számolja a mélységet, geometria számítások alapján, a két vga kamera segítségével. Ezen felül van még egy infra projektor + egy infra szűrős vga kamera is benne, ami a projektor által kivetített minta torzulásából számol térbeli információt. Ezt a modult viszont csak akkor veszi figyelembe, amikor a minőségi indexe egy bizonyos szint felett van. A kamera nagyon érzékeny a fényintenzitásra, csak kellően elsötétített szobában használható, különben a külvilágból érkező infravörös fény megzavarja az infravörös szenzort, így elrontva a mélységi képet. A kép minősége még optimális körülmények között sem tökéletes, így az ebből számított adatokhoz és szimulációkhoz ez egy jelentős hibafaktort ad.

A kép rögzítésére az Intel RealSense Viewer programot használtam, mely képes az RGB és mélységi képek együttes rögzítésére.

A kép alapon történő szkeletonizációt a Nuitrack nevű programmal végeztem el, melyet python script formájában futtattam. A program lényege, hogy mesterséges intelligencia segítségével megpróbál a képre illeszteni egy előre definiált markerpontokat tartalmazó vázat. Az előre definiált markerpontok helyzetét a 3.13. ábra mutatja. Ehhez első lépésként egymásra igazítja az RGB és mélységi képet. Erre azért van szükség, mert a két szenzor mérete, illetve látószöge nem egyezik meg. A képek egymásra illesztése után végzi el a mesterséges intelligencia alapú optimalizációt, mely során egy költségfüggvény minimalizálás segítségével illeszti a vázat a képre. [13] A Nuitrack által elvégzett szkeletonizálás nem pontos, statikus felvétel esetén is a markerpontok elmozdulása akár 8-10 cm is lehet, illetve a mesterséges intelligenciából adódóan, a kód kimenetele futtatásonként eltérő lehet még azonos bemenet esetén is, így az abból számított eredmények numerikus értékelésére nincs lehetőség.

A váz megjelölt pontjainak koordinátái a futás során menthetőek, és a megfelelő struktúrában *.trc* kiterjesztésű fájlként bevihetőek a modellezési környezetbe. A struktúra tartalmaz egy fejléctet melyben a rögzítés paramétereit tartalmazza, többek közt az információ érkezésének sebességét, képkockák számát, a markerpontok számát, az értékek mértékegységét és a markerpontok nevét. Ezt követően az egyes képkockák soronként következnek. Minden sor első eleme a képkocka száma, a második az időbeli helyzete, ezt követik a markerpontok koordinátái x,y,z sorrendben. A nuitrack által használt koordinátarendszer nem egyezik meg a modellezési környezet által használt koordinátarendszer-



3.13. ábra. A nitrack által használt előre definiált markerpontok helyzete. Kép forrása: [14]

rel, így a markerkoordináták kimentése előtt, még az alábbi transzformáció elvégzésére is szükség volt:

$$x = -z + 2960, \quad y = y, \quad z = -x - 620$$

3.6. A biomechanikai szimulátor

A dokumentumban az OpenSim 4.3-as verziójával foglalkozom.

Az OpenSim egy nyílt forráskódú biomechanikai modellező szoftver, mely lehetővé teszi a felhasználók számára, hogy biomechanikai modelleket készítsenek, elemezzenek. A szimulációk során a modellekkel különböző dinamikus tesztek futtathatóak le, melyek a grafikus felületen követhetők. A mozgásrendszer modellezése lehetővé teszi annak megismerését nemcsak statikus, hanem dinamikus körülmények között is. Sőt, mi több, lehetővé teszi a különböző mozgásmintázatokért felelős testi elváltozások belsőbb vizsgálatát, az alany sebészi úton történő vizsgálata nélkül.

A modellező környezetben megtalálható a mozgás létrehozására szükséges három tényező megfelelője. A merev testek (csontok), melyek elmozdulása vizsgálható, erők (iz-

mok), melyek az elmozduláshoz szükséges erőhatásokat generálják, és kényszerek (ízületek), melyek két (vagy több) merev test között az elmozdulás szabadsági fokát állítják be.

Az OpenSim rendszere lehetőséget biztosít a felhasználóknak modelljeik megosztására. Így mások által fejlesztett modellek használatára is van lehetőség.

Különböző modellek párhuzamos futtatásával könnyebben vizsgálható a két modell közötti eltérés. Ez a funkció segítséget nyújt egy testi deformitás, műtét során kialakult mozgásszervi változás diagnosztizálásában.

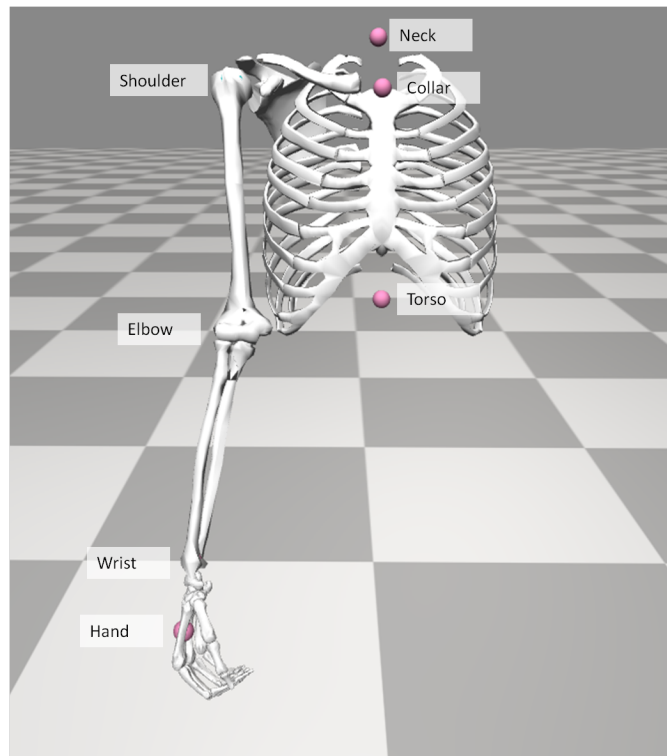
A modellezői felületen lehetőséget teremt az egyes elemek eltüntetésére, megjelenítésére, úgy hogy közben a szimulációban betöltött szerepét betöltve marad, így megkönnyítve, az egyes modelcsoportok vizsgálatát.

Az OpenSim rendszerében lehetőség van alany-specifikus modellezésre. Az alany specifikus modellezés lényege, hogy valós személyek adataival futtathatóak a szimulációk. Ennek megvalósításához lehetőség van egy mozgásszervi laborban markerpontok, EMG jelek felvételével előállított adathalmaz beolvasására. Így az adott modell a vizsgált személyhez igazítható.

3.6.1. A modell

A szimulációim futtatásához a MoBL-ARMS Dynamic Upper Limb modellt használtam. [15] Ez a felső végtag modell egy olyan modell, ami tartalmazza az emberi bordakosarat, a jobb oldali felső függesztő övet, illetve a jobb oldali felső végtagot. A kiválasztás szempontjai között szerepelt, hogy a modell tartalmazza a kar összes jelentős izomcsoportját, illetve hogy ízületei rendelkezzenek minden a karra jellemző szabadsági fokkal. Erre azért volt szükség, hogy mind EMG adatokkal történő direkt dinamikai, mind koordináta lokalizációval történő inverz kinematikai szimulációk során minden mozgásforma megvalósítására alkalmas legyen, hiszen ha a modell nem rendelkezik egy szükséges szabadsági fokkal, abban a tartományban nem képes a mozgás megvalósítására.

A modell eredetileg 10 markerpontot tartalmazott különböző pozíciókban, ezeket kitörölve 7 új markert definiáltam a modellen, melyek pozícióját a 3.14. ábra mutatja.



3.14. ábra. Az általam definiált markeponok helyzete a modellen.

3.6.2. Személyre szabott szimulációk

Az alany specifikus modellezés első modellezési és nem adatrögzítési feladata a választott modell beskálázása. Ebben a lépésben a csontok méretének, helyzetének beállítása történik a modellen. Nélkülözhetetlen ahhoz, hogy a modellen különböző dinamikus szimulációk legyenek futtathatóak a későbbiekben, hiszen két eltérő méretű vázzal nem hozható létre ugyanaz a mozgásmintázat.

A csontok méretének beállítása kétféle módon történhet. Az első lehetőség, hogy a modellben definiált csontok hosszát egyesével, kézzel át lehet állítani, amennyiben a készítő rendelkezik ilyen jellegű anatómiai adatokkal. A második opció, hogy a modellen definiált és a felvételen található markerpontok összeillesztésével skálázzuk a modellt. Ez a lépés is egy költségoptimalizálási lépés, mely során az egymásnak megfelelő markerpontok távolságainak összegéből képzett függvényt minimalizáljuk. A számítás során beállítható hogy a modellen létrehozott markerek elmozdulhassanak a művelet során, a jobb illeszkedés érdekében, vagy mindenképpen maradjanak az előre definiált pozíciójukban.

A skálázásra OpenSimben a 'Tools', 'Scale modell...', menüpontban van lehetőség. A skálázásban szükség van egy *.xml* fájlra, amiben a modellen található markerpontok

helyzetét adjuk meg, egy másik *.xml* fájlra, amiben azt határozzuk meg, hogy melyik markerpontok segítségével melyik csont hossza és helyzete kalibrálható, továbbá tartalmazza a bemeneti modellt, a kalibráláshoz használt koordinátafájl, illetve a kimeneti fájl nevét. A skálázáshoz szükség van továbbá egy *.trc* fájlra, az előző pontban bemutatott struktúra szerint tartalmazza a markerek statikus felvétel alapján számított pozícióját. A skálázás paramétereit megadó, és a többi fájlra hivatkozó *.xml* fájl beolvasásával, az OpenSim automatikusan elvégzi a skálázást, és kimentí egy új modellbe az eredményt.

Az inverz kinematika illesztési szögek kiszámítására szolgál, tehát inverz kinematikával kiszámíthatóak az egyes ízületi szögek egy olyan mozgásszervi modellhez, amely legjobban reprodukálja az alany mozgását. Ennek segítségével különböző mozgások vizsgálhatóak a modellen. Az inverz kinematika az egyes izomaktivációkról még nem ad eredményt, csak a mozgás során bekövetkező pozícióváltozást mutatja be.

Működése mögött, hasonlóan az előző ponthoz, egy költségoptimalizálási folyamat áll, csak ebben az esetben ez az optimalizálás dinamikus-, és nem statikus felvétel alapján történik. A számítás során a simább mozgás érdekében megadható, hogy a markerpontok milyen súllyal vegyenek részt a számításban, így a kevésbé pontos markerpontok által generált kilengések kiküszöbölhetőek.

Megvalósításához az OpenSim 'Tools', 'Inverse Kinematics...' ablakát kell használni, melynek bemenetének a skálázáshoz hasonló *.xml*, illetve *.trc* fájl szükséges. A különbség annyi, hogy itt, már nincs szükség a markerpontokat tartalmazó *.xml* fájlra, hiszen annak az információit már tartalmazza a skálázott modell, illetve hogy a *.trc* fájl egy mozgást tartalmazó, nem statikus felvétel alapján készül.

Az inverz kinematika kimenete egy *.mot* kiterjesztésű fájl, melynek betöltésével a modell végrehajtja a mérés során felvett mozgásokat.

Direkt dinamikai számítások előtt a modellt olyan pozícióba kell mozgatni, mint ahogyan a mérés alanya volt a mérés megkezdés előtt. Erre lehetőség van a modell skálázásával, illetve a koordináta-szögek manuális beállításával is. Ezt követően a mozgás szempontjából nem releváns koordináta-szögeit zárolni kell, hogy a számítás során ne vonjanak el feleslegesen számítási kapacitást azáltal, hogy az optimalizáló olyan koordináta-szögeket is próbál optimalizálni, ami az adott izomcsoportok aktivációja alapján nem meghatározható. A számításhoz szükséges fájl az OpenSim 'Tools', 'Forward Dynamics...' ablakában lehet a modellhez adni.

A szimuláció során a rendszer megpróbálja az izomaktivációkból kiszámolni, hogy a kezdőállapothoz képest hova fog elmozdulni a csont. Ezért is fontos, hogy a kezdeti

állapot definiálva legyen, hiszen ezek relatív, és nem abszolút mozgások a térben, nem úgy, mint az inverz kinematikai számolásoknál. A direkt kinematika számolás abban is más az inverz kinematikához képest, hogy az inverz kinematika nem ad arról információt, hogy az adott mozgás mely izmok milyen mértékű aktivációjával hozható létre, csak térbeli orientációt ad, míg a direkt kinematika a pontos izomaktivációkból számolja a végtag orientációját.

Az előző bekezdésekben említett beállítások után futtatható a szimuláció, melynek a kimenetele egy *.mot* kiterjesztésű fájl lesz, mely tartalmazza az izomaktivációból számított mozgást.

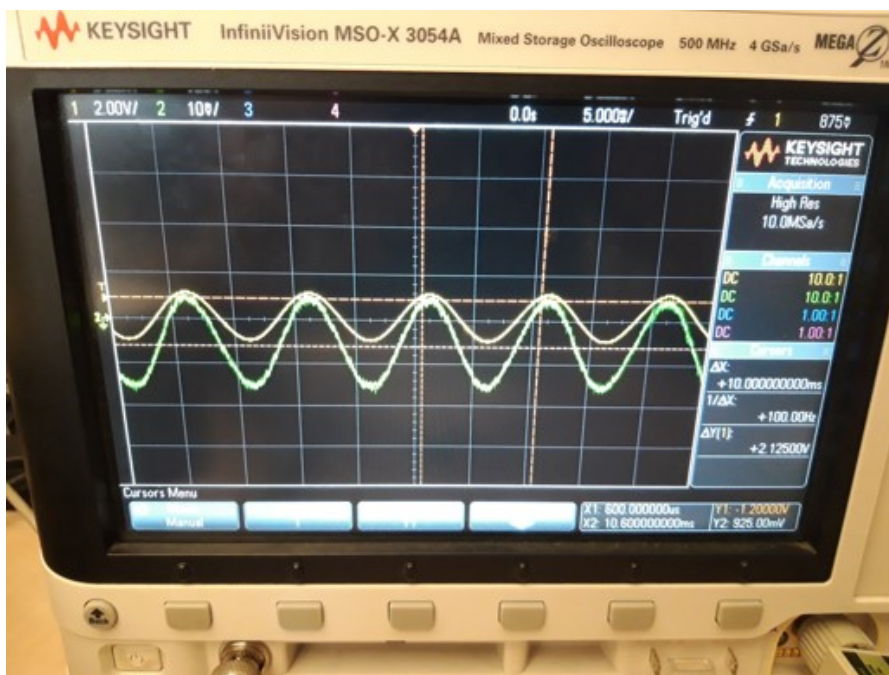
4. fejezet

Eredmények

4.1. A készített áramkör bemérése

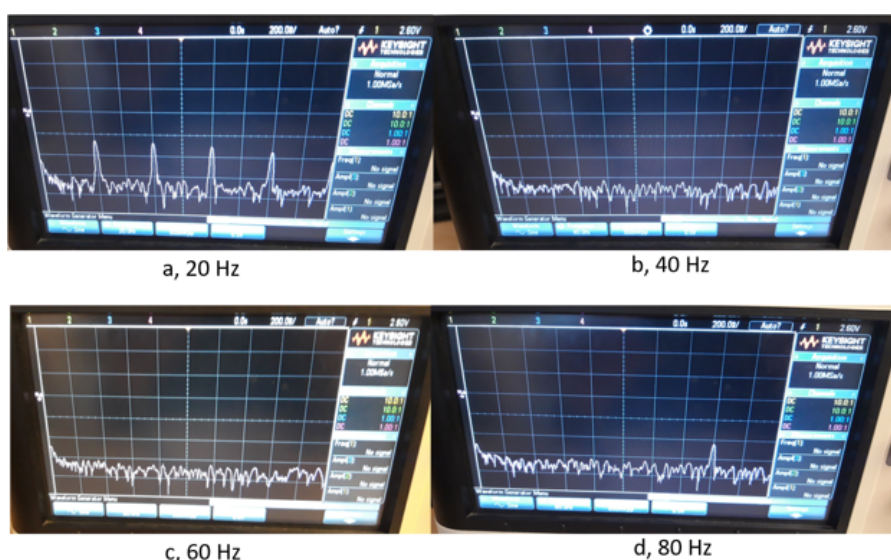
Első lépésként a készített áramkör egyes blokkjait ellenőriztem le egy függvénygenerátor és egy oszcilloszkóp segítségével.

Az első differenciálerősítő blokk bemenetére egy 10 mV amplitúdójú 100 Hz-es szinusz jelet küldtem a függvénygenerátorból. A mérés eredményét a 4.1. ábra tartalmazza. Az ábráról jól leolvasható, hogy az erősítés a jel frekvenciáját nem torzította el, és az amplitúdóját megközelítőleg megszázszorozta (a méréshez egy 470 ohm-os ellenállást használtam).



4.1. ábra. A differenciálerősítő blokkon végzett mérés eredménye.

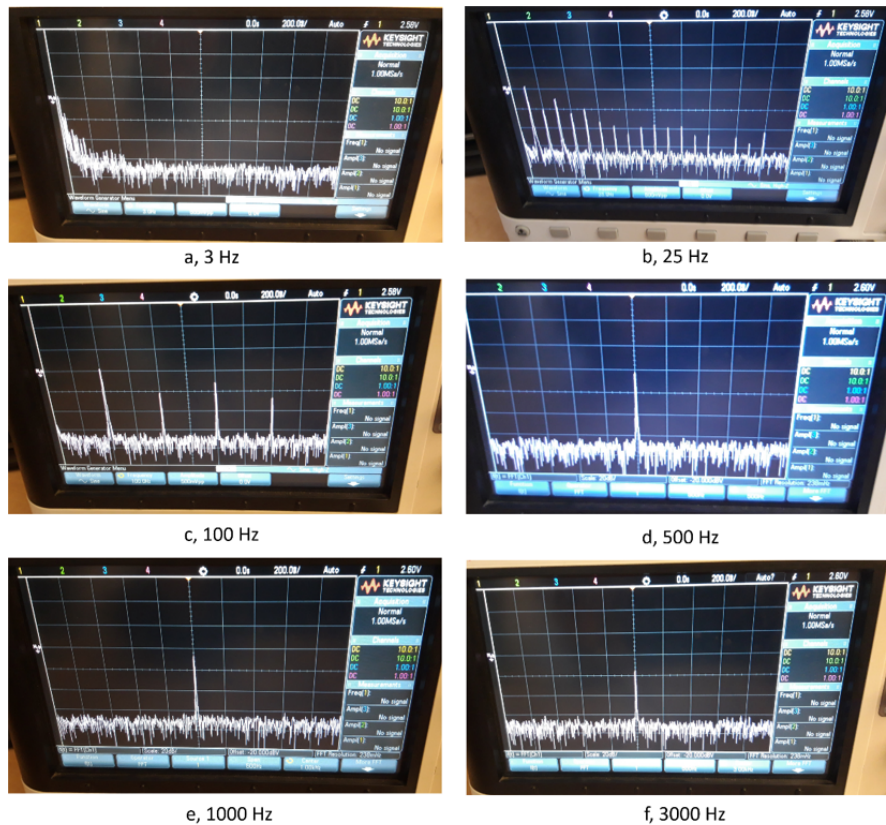
A notch szűrő teszteléséhez kirajzoltam az egyes frekvenciákra adott válasz jel Fourier transzformáltját. A bemeneti jel amplitúdója ebben az esetben is 10 mV volt. A Fourier transzformáció ábrázolásakor az y tengely egy osztása 20 dB különbségnek felel meg, illetve a jelbe belekerül egy -20 dB-es eltolás is. Az ábrázolt tartomány 100 Hz széles, a közepe 50 Hz-nél helyezkedik el. Az első frekvencia, amin leellenőriztem a szűrő átengedési karakterisztikáját, az 20 Hz volt, ezt követően 40, 60, és 80 Hz-en vizsgáltam meg az átengedés mértékét. A 4.2. ábra tartalmazza a négy mérés kimenetét. Jól látszik, hogy a szűrő fojtása nem egyezik meg 20 illetve 80 Hz-nél, tehát nem teljesen szimmetrikus 50 Hz-re. A szűrő fojtása 50 Hz környékén több mint 25 dB, tehát a kimeneti jel energiája megközelítőleg huszad akkora, mint a bemeneti jelé. Precíziós ellenállások használatával a szűrő záró tartományának szélessége csökkenthető lenne.



4.2. ábra. A notch szűrőn végzett mérések eredményeinek Fourier transzformáltjai.

A sáváteresztő szűrő karakterisztikáját is Fourier transzformáció segítségével ellenőriztem le. Az ábrázolásakor itt is 20 dB különbség felel meg az y tengely egy osztásának és itt is került egy -20 dB-es eltolás bele a szép ábrázolhatóság kedvéért. A mérést 3, 25, 100, 500, 1000 és 3000 Hz-en végeztem el. Az ábrázolt ablak szélessége minden esetben 500 Hz, a középvonal 3, 25 és 100 esetén 250, 500 esetén 500, 1000 esetén 1000 és 3000 esetén 3000 Hz. A szűrő átengedését az egyes frekvenciákon a 4.3. ábra tartalmazza. Az ábráról leolvasható, hogy a szűrő átengedési tartománya jelentősen nagyobb, mint a kíván 5-500 Hz-es intervallum 3000 Hz-nél 16 dB-es csökkenés figyelhető meg az átengedő tartományhoz képest, tehát a kimeneti jelerősség a bemeneti jelerősség 15%-ára csökken. A 3 Hz-es jel kiszűrésére nem is alkalmas a szűrő, túl közel található az 5 Hz-es vágá-

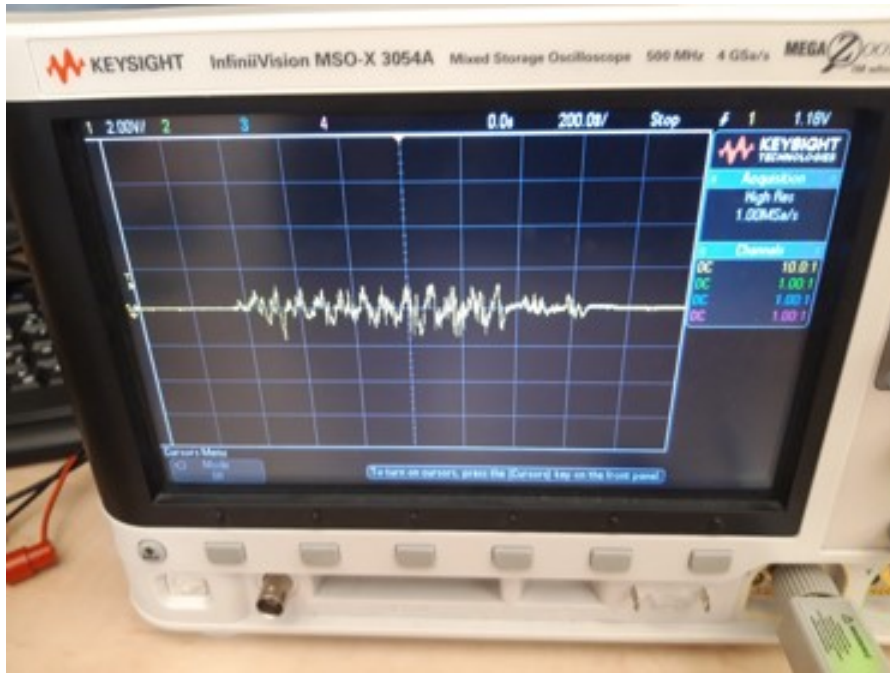
si frekvenciához. Ebben az esetben csak a felharmonikusok elnyomását valósítja meg. Mindennek oka, hogy ez a megvalósítás csak egy elsőrendű szűrő, tehát egy precíziós EMG műszer megalkotásához nem elég az elsőrendű szűrők használata.



4.3. ábra. A sáváteresztő szűrőn végzett mérések eredményeinek Fourier transzformáltjai.

Az áramköri blokkok bemérése után tényleges EMG jelek elvezetését valósítottam meg az áramkörrel. A bipoláris elvezetés mérőelektrodjai a bicepszre, a referenciaelektrod a könyökre került. A testen lévő referenciát az áramkör 2,5 V-os referenciájával kell összekapcsolni. A mérés digitalizálásának hiányából kvantitatív mérések nem végezhetőek az áramkörrel, de egy kvalitatív képet ad a működéséről. A mérés eredményét a 4.4. ábra tartalmazza. Az egyes áramköri blokkok összeillesztése után, az alábbi kimenetet kaptam az alkar terheléses hajlítására. Az y tengely lépésköze 2 V, az x tengelyé 200 ms.

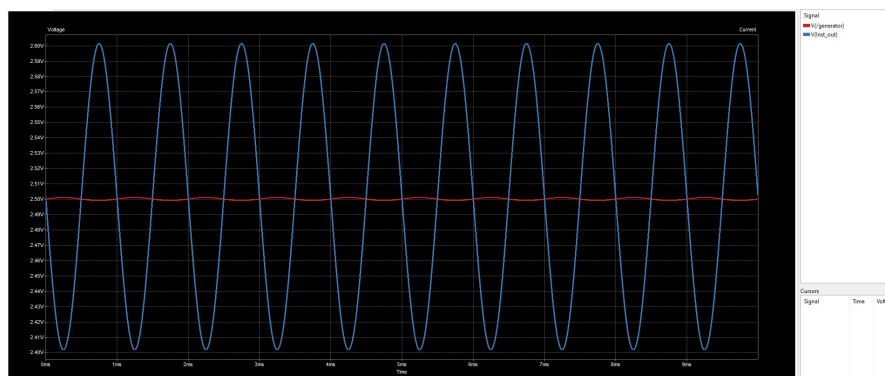
Összességében elmondható, hogy a próbalaapon megvalósítható léptékű áramkörrel a mérés pontatlan, illetve nehézkes. A kábelek kicsúszásával, elmozdulásával a jel eltűnik, az egyes blokkok karakterisztikája elromlik. Nagyobb komplexitású, hosszabb távú felhasználásra szánt áramkörök esetén a nyomtatott áramkörök létrehozása szükséges.



4.4. ábra. Izomaktivitás a bicepsz megfeszítése esetén.

4.2. Összetettebb EMG mérő áramkör szimulálása

A differenciálerősítő blokk teszteléséhez egy 1 mV amplitúdójú 1 kHz-es szinusz jelet kapcsoltam az erősítőre 2,5 v offsettel. Az áramkörön egy tranziens szimulációt futtattam 100 ns-os lépésközzel 0-0,01s-ig. A szimuláció eredményét a 4.5. ábra tartalmazza. Összehasonlítva a kimeneti és bemeneti jelet, jól megfigyelhető, hogy a jel százszoros erősítése megtörténik, fáziseltolódás nélkül.



4.5. ábra. A differenciálerősítő blokk szimulációjából kapott jel amplitúdó diagram.

A sáváteresztő szűrő karakterisztikáját egy ac szimuláció segítségével ellenőriztem. A szimuláció során 1-től 10 kHz-ig vizsgáltam a kimenetet dekádonként 100 pontban. A szimuláció kimenetét a 4.6. ábra mutatja. A szimulációból látszik, hogy a szűrő

áteresztési tartományának csúcspontja 100 Hz-nél van. 5-Hz-nél 17 dB-es csökkenést tapasztalunk az áteresztő tartományhoz képest, tehát az átjutó jel erőssége 14%-a a szűretlen jelének. 500 Hz-nél csak picivel több, mint 3 dB, tehát még egy harmad rendű szűrő sem alkalmas teljes mértékben az EMG jelek szűrésére. Az áteresztő tartomány szűkítésével elérhető a jobb elnyomás 500 Hz-en, viszont evvel az értékes EMG tartomány szűrése is bekövetkezne.

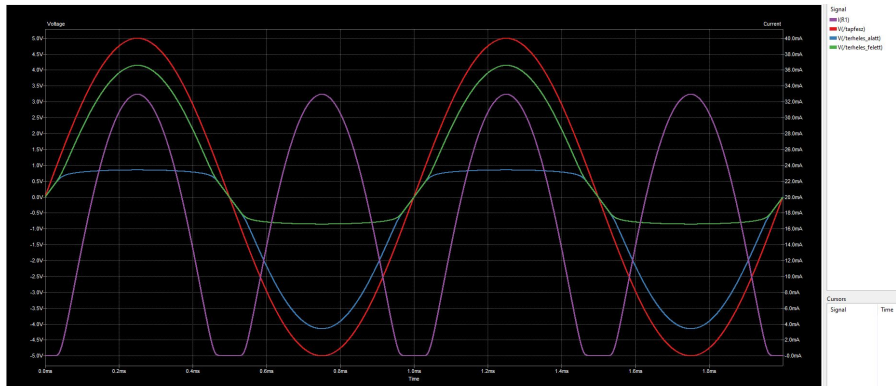


4.6. ábra. A sáváteresztő szűrő frekvencia áteresztési karakterisztikája.

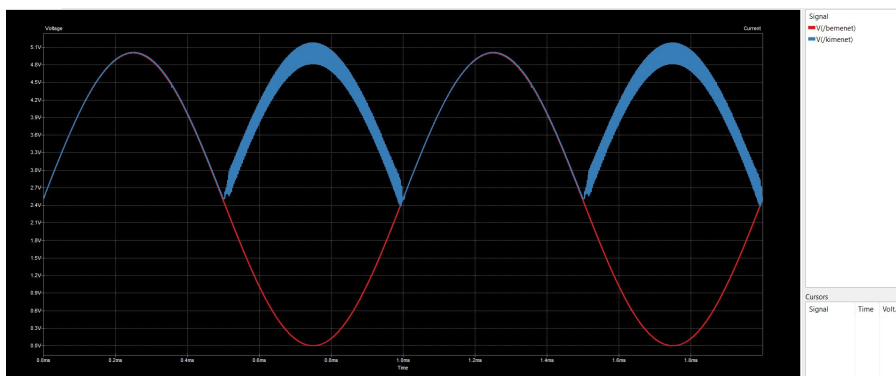
Az első egyenirányító blokk szimulálására egy 5 V amplitúdójú 1000 Hz-es szinusz jelet kapcsoltam 0 V-os DC offsettel. A szimuláció egy tranziens szimuláció, melyet 100 ns-os lépésközzel futtattam 0-2 ms között. A blokk kimenete a terhelő ellenállás két oldala közötti különbség. A szimuláció kimenetét a 4.7. ábra tartalmazza. Megfigyelhető hogy a terhelés feletti jelből kivonva a terhelés alatti jelet visszkapjuk a bemeneti szinusz jel abszolútértékét, csak kisebb amplitúdóval. Ez az amplitúdóvesztés a diódából fakad. Leolvasható továbbá, hogy a terhelő ellenálláson tényleg csak akkor folyik áram, amikor a terhelés fölötti és terhelés alatti pont közötti feszültség különbözik, iránya pedig állandó.

A második egyenirányító blokk szimulálására egy 2,5 V amplitúdójú 1000 Hz-es szinusz jelet kapcsoltam 2,5 V-os DC offsettel. A szimuláció egy tranziens szimuláció, melyet 100 ns-os lépésközzel futtattam 0-2 ms között. A szimuláció kimenetét a 4.8. ábra tartalmazza. Látszik, hogy a jel egyenirányítása megtörténik, amplitúdó veszteség nélkül, de az egyenirányított jel a negatív hullámrészekben erőteljes oszcillációt mutat.

Aharmadik egyenirányító blokk szimulálására egy 1,8 V amplitúdójú 1000 Hz-es szinusz jelet kapcsoltam 2,5 V-os DC offsettel. A szimuláció egy tranziens szimuláció, melyet 100 ns-os lépésközzel futtattam 0-2 ms között. A szimuláció kimenetét a 4.9. ábra tartalmazza. Megfigyelhető, hogy a blokkon belüli erősítéssel kimeneti és bemeneti jel amplitúdója megegyezik.



4.7. ábra. Az első egyenirányító blokk szimulációjából kapott jelforma diagram. A piros görbe a feszültségforrás feszültségét, a kék görbe a terhelő ellenállás alatt, a zöld görbe a terhelő ellenállás fölött mérhető feszültséget mutatja az idő függvényében. Az egyenirányított feszültség nagysága megegyezik a terhelő ellenállás fölötti és alatti feszültségek különbségével. Az ábrán lila görbe jelöli az ellenálláson folyó áram nagyságát.



4.8. ábra. A második egyenirányító blokk szimulációjából kapott jelforma diagram. A piros görbe a feszültségforrás feszültsége, a kék görbe pedig az egyenirányított jel.



4.9. ábra. A harmadik egyenirányító blokk szimulációjából kapott jelforma diagram. A piros görbe a feszültségforrás feszültsége, a kék görbe pedig az egyenirányított jel.

4.3. EMG mérés

A kivezetett EMG karpánt működésének ellenőrzésére végeztem négy kargyakorlatot. A gyakorlat során rögzítettem a bicepsz és a tricepsz longitudinális valamint laterális izomcsoportjának aktivációját. Az így rögzített adatoknak nincsen dimenziója, csak relatív értékek egymáshoz viszonyítva. A mérésekhez ragasztós sEMG tapaszokat használtam kontaktust javító gél nélkül. Az adatokat Microsoft Excel-ben ábrázoltam. A mérés 50 Hz-es mintavételi frekvenciával történt.

Az első felvett gyakorlat az alkar terhelés melletti megemelés volt, ehhez egy ruhafogast emeltem meg és engedtem le. A mozgás legnagyobb kitérését a 4.10. ábra mutatja.

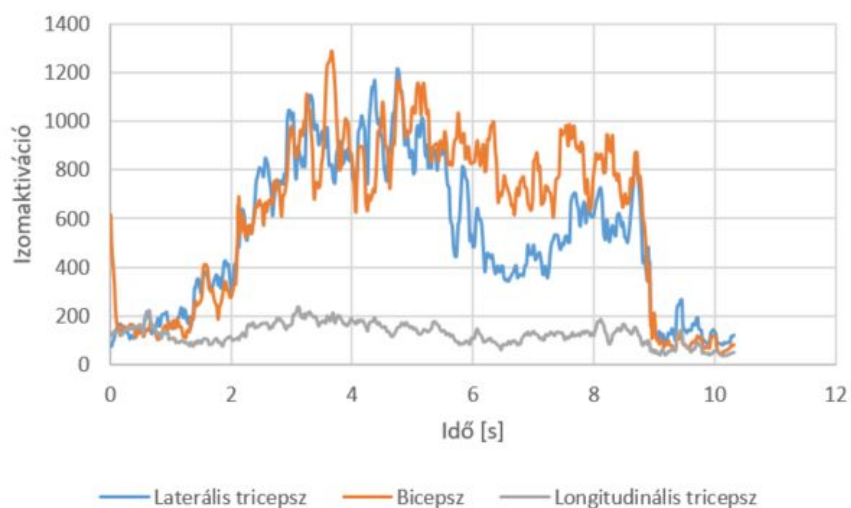


4.10. ábra. A terheléses alkaremelés gyakorlat során bekövetkezett legnagyobb kitérés.

A feladat végrehajtása közben rögzített adatokat ábrázolva az a 4.11. ábrát kaptam. A diagramról leolvasható, hogy a gyakorlat végrehajtása során a bicepsz aktivitása volt a legjelentősebb. A tricepsz izomcsoportjainak aktivitása a súly kartól való eltartása miatt figyelhető meg.

A következő feladatban a kéz erőltetett lefelé irányuló munkáját akartam megmérni. Ehhez a ruhafogasra gumipántot akasztottam, és ezt nyújtottam meg a mérés során. A mozgás legnagyobb kitérését a 4.12. ábra mutatja.

A mérés során rögzített adatokat ábrázolva a 4.13. ábrát kaptam. Az ábrázolt adatokból leolvasható, hogy a felvétel elején, a mozgás megindításáig a karom nem volt



4.11. ábra. A terheléses alkaremelés gyakorlat méréséből kapott EMG adatok ábrázolása.

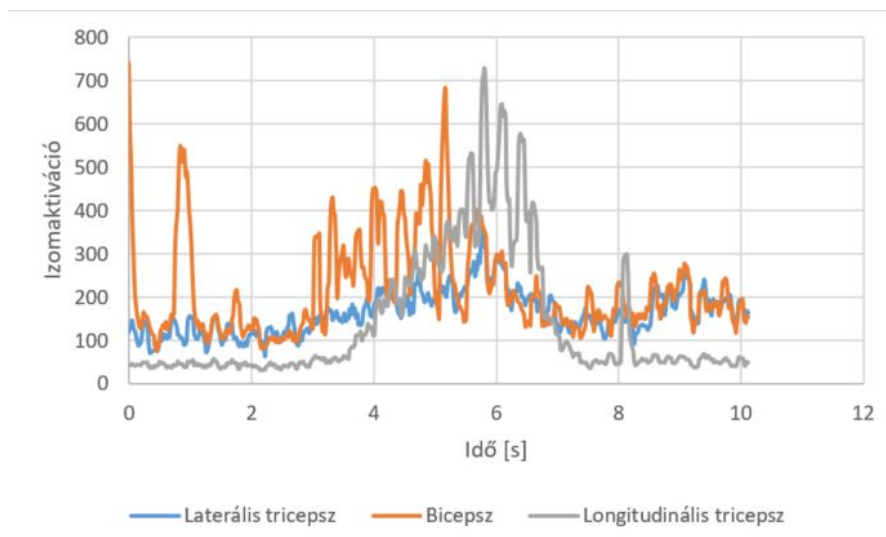


4.12. ábra. Az erőltetett lefelé irányú mozgás során bekövetkezett legnagyobb kitérés.

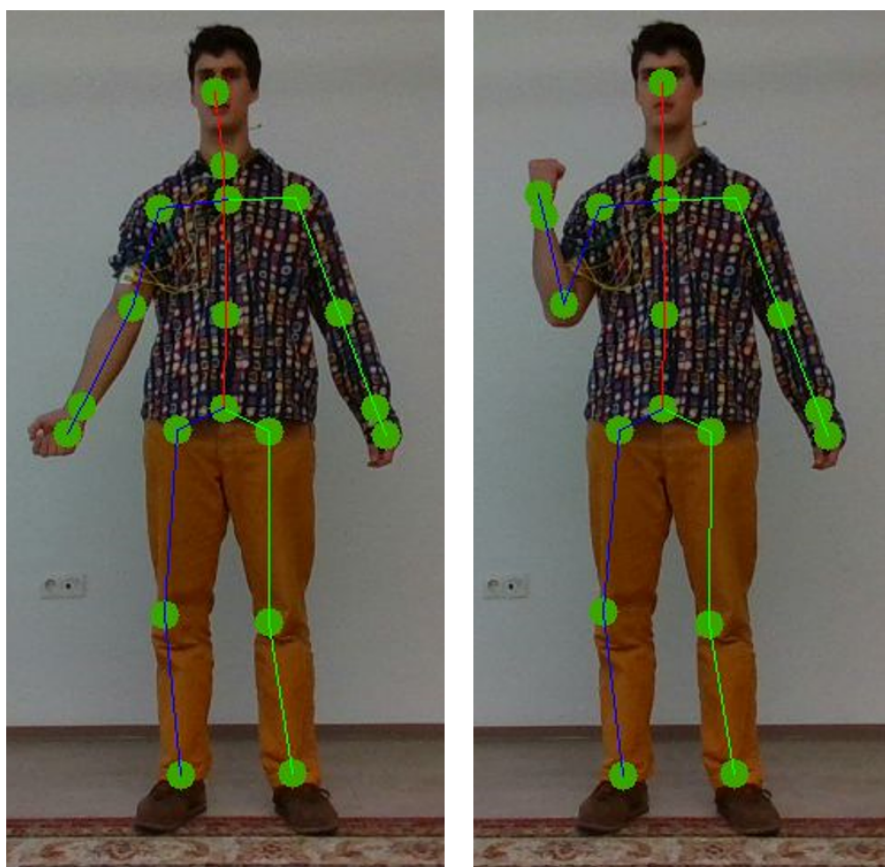
nyugalmi állapotban, hanem erőből tartottam a kezdési pózban, ezért a bicepsz aktivitása magas. Később, ahogyan megkezdődik a gumi nyújtása, a kar kinyújtásáért felelős tricepsz aktivitása válik jelentőssé.

A harmadik elvégzett gyakorlat az alkar egyszerű felemelése és leengedése volt. A mozgás legnagyobb kitérését a 4.14. ábra mutatja.

Ezt a mérést kétféleképpen végeztem el, az első esetben az alkaromat lazán, a második



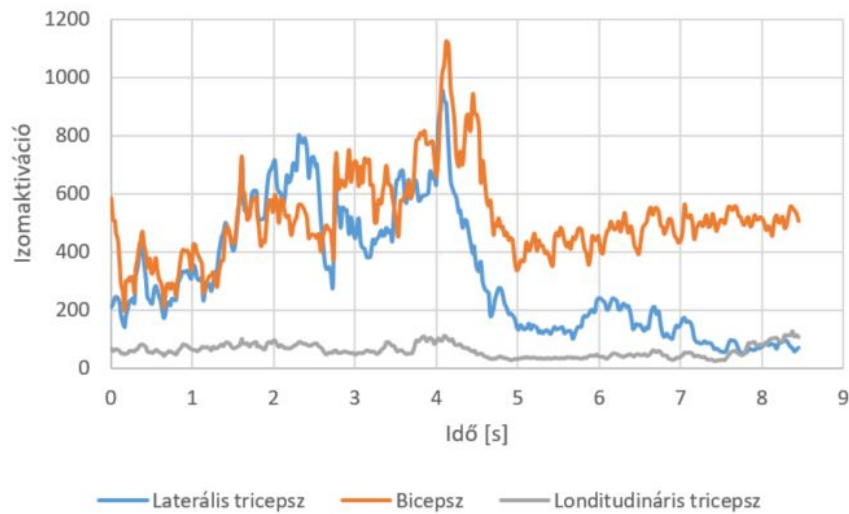
4.13. ábra. Az erőltetett lefelé irányú mozgás gyakorlat méréséből kapott EMG adatok ábrázolása.



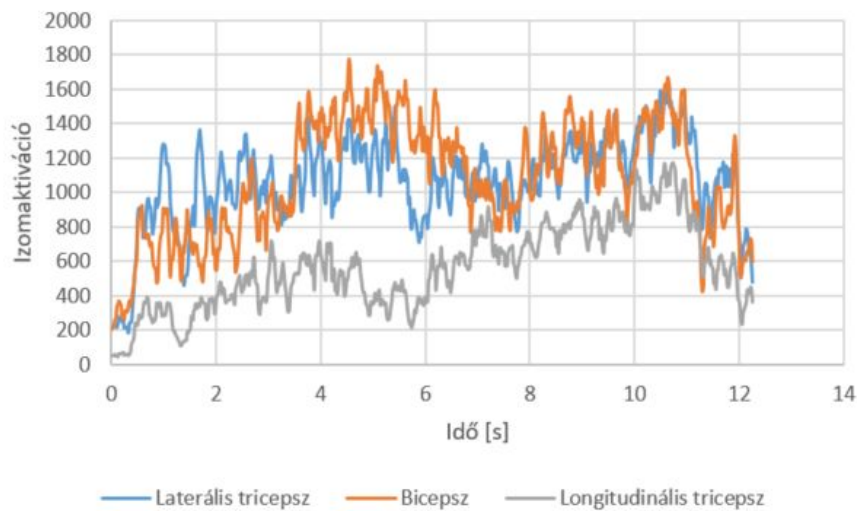
4.14. ábra. A terhelésmentes alkaremelés gyakorlat során bekövetkezett legnagyobb kitérés.

esetben befeszítve emeltem föl. A 4.15. illetve 4.16. ábrák mutatják az ezekből a mérésekből kapott eredményeket. Jól látható, hogy mindkét mérésben a bicepsz aktivitása

a legmagasabb. Ez a mozgás karakterisztikájából adódik. A második esetben azonban mindhárom izomcsoport aktivitása jelentősen magasabb.



4.15. ábra. A lazán történő terhelésmentes alkaremelés gyakorlat méréséből kapott EMG adatok ábrázolása.



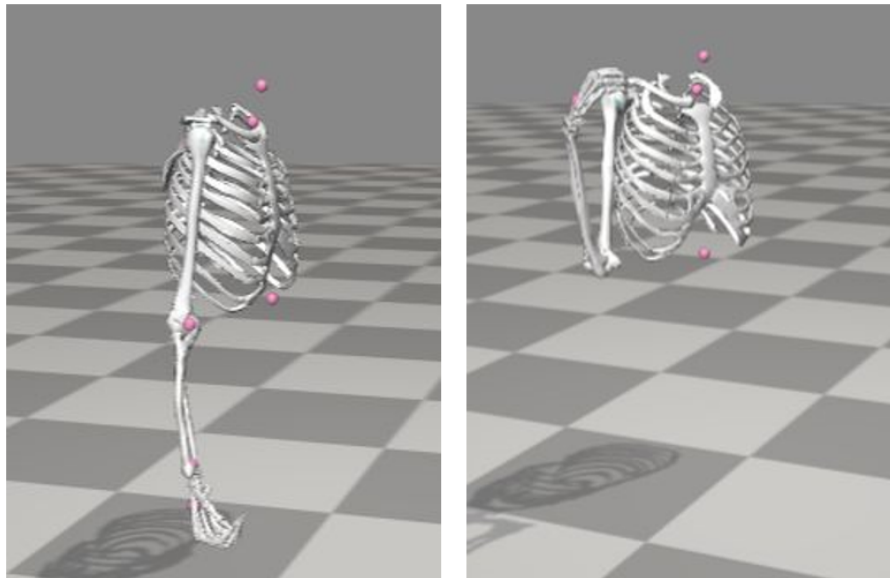
4.16. ábra. A befeszítve történő terhelésmentes alkaremelés gyakorlat méréséből kapott EMG adatok ábrázolása.

Elmondható, hogy az izomcsoportokhoz kivezérelt EMG karpereccel végezhetőek mérések úgy, hogy az izomcsoportonkénti pontosság meghaladja az eredeti karperec pontosságát.

4.4. Szimuláció OpenSimben

Két szimulációt futtattam le OpenSim-ben. Mindkettővel ugyanazt a mozgást modelleztem, csak két ellentétes megközelítéssel. Az első esetben a terhelés mentes karemelésről készített képi felvételből a NuiTracker futtató python kód segítségével kimentettem az egyes meghatározott koordináták idő és térbeli változását. A felvétel tisztasága megfelelő volt, kellően el volt sötétítve a szoba. A markerpontok nem ugráltak a felvétel során. Az adatokat a 'Személyre szabott szimulációk' pontban bemutatott formátumra hoztam. Az így felkészített adatokkal inverz kinematikai szimuláció futtatható, és az ott leírt módon futtattam. A szimuláció előtt, a modell skálázásához egy korábban felvett statikus felvételt használtam.

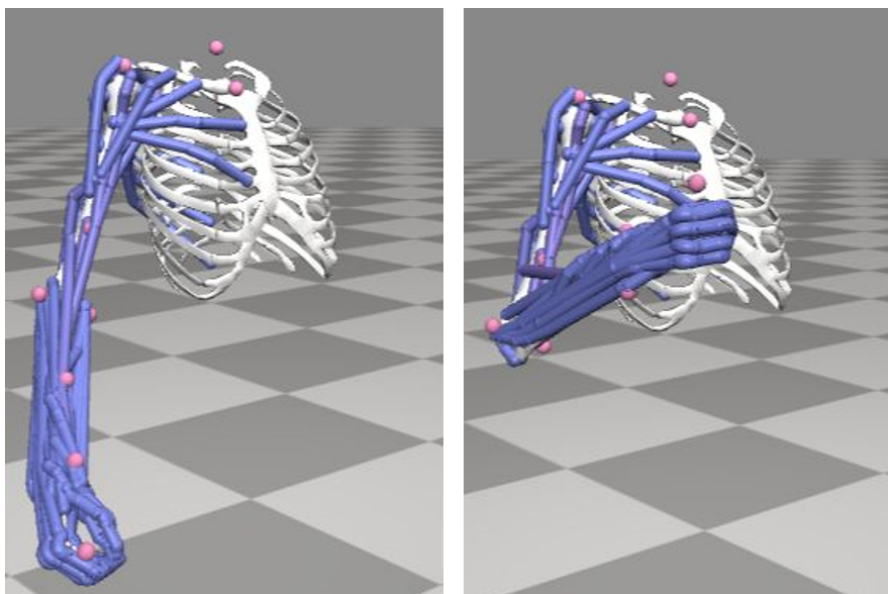
A szimuláció során történt legnagyobb mozgáskitérést a 4.17. ábra mutatja. Elmondható, hogy a szimulált mozgás nagyságrendje megegyezik a mért mozgás nagyságrendjével, azonban iránya nem teljesen azonos avval. Ez a kamera pontatlan mélységlátásából fakad. A modell mozgása ugráló, ezt a költségoptimalizálási függvény, illetve a videóra való pontatlan markerillesztés okozza. Elmondható, hogy egy darab mélységi kamera nem nyújt elég információt a pontos személyre szabott modellezéshez.



4.17. ábra. A kamerából származó adatokkal végzett szimuláció során történt legnagyobb mozgáskitérés.

A második szimulációt az EMG adatokkal végeztem. Ezeket felhasználva egy direkt kinematikai szimulációt futtattam le OpenSim-ben. Ehhez az EMG adatokat az 'EMG adatok előfeldolgozása' pontban bemutatott struktúrára kellett hozni. A szimulá-

ció során a mozgás legnagyobb kitérését a 4.18. ábra mutatja. A mozgás megindítása lassabban történt, mint a valóságban, ennek oka, hogy a mozgás megindításáért felelős kisebb izomcsoportokról (brachialis, brachioradialis) nem történt elvezetés. Ettől eltekintve a szimuláció által létrehozott mozgás sima, nagy kilengésektől mentes volt, mértéke nagyságrendben megegyezett a mért mozgás mértékével. Ezek alapján kijelenthető, hogy EMG karpánt csatornáinak kihelyezésével nagy pontosságot nem igénylő szimulációkhoz elégséges adat gyűjthető.



4.18. ábra. Az EMG adatokkal végzett szimuláció során történt legnagyobb mozgáskitérés.

5. fejezet

Diszkusszió

5.1. Diszkusszió

Az izomcsoportra kivezérelt EMG karpereccel lehet nyugodt körülmények között különböző méréseket végezni, azonban hosszabb távú, bonyolultabb mérésekre nem alkalmas. A nagyobb amplitúdójú mozgásokhoz szükséges kábelek elmozdulása esetén, különböző, már a jel szempontjából is szignifikáns zajokat okozhat, továbbá különböző hirtelen mozgástól megszakadhat a kapcsolat az elektródok között, így a jel megszűnhet. Egy ilyen eszköz labori körülmények között, előre megtervezett mozgásokkal jól használható, azonban labori körülményeken kívül nem nagyon alkalmas mérésre.

Épített áramkör esetén valós mérésekhez nyomtatott áramkört kell készíteni, próbalemenzen készített áramkör használata nagyon nehézkes a kábelek kontaktvesztése miatt. A lehető legjobb jel zaj viszony érdekében az analóg digitális átalakításnak a mérés helyszínéhez a lehető legközelebb meg kell történnie. Az ilyen áramkörök hatékonyságuk és méretük miatt alkalmasak lehetnek hosszabbtávú, akár labori körülményeken kívül eső mérésekre is.

Elmondhatjuk, hogy EMG jelek mérésével pontosan meg lehet közelíteni a valóságot. Nehézsége azonban, hogy pontos, tisztán elvezetett jelekre van szükség a megfelelő minőségű szimulációkhoz. További nehézséget jelent, hogy az EMG adatokkal dolgozó direkt dinamikai szimulációknak nagyon nagy a számításgényük, így teljes több szabadsági fokkal rendelkező mozgások nehezen vizsgálhatóak velük.

Az infravörös fénnel működő mélységkamerás mérés kis eszközigénye miatt egy vonzó megoldás lehet szkeletonizáláshoz, az emberek felméréséhez, azonban nagy fényérzékenysége miatt megvalósítási helyei száma erőteljesen limitált. Amennyiben a megfelelő körülmények megteremthetők, a mérés pontossága elegendő a különböző nagyobb lépés-

közű, és nem finom motoros mozgások vizsgálatára, azonban pontossága így sem fogja megközelíteni a többkamerás, fizikai markerpontos mérések pontosságát.

Az adatok lehető legpontosabb rögzítése mellett, ugyanolyan fontos, hogy a szimulációkhoz használt modell beállításai a lehető legpontosabban történjenek. Ellenkező esetben a modell pontatlanságai is szerepet fognak játszani a szimuláció romlásában. A pontosság mind az adatgyűjtés, mind a modell beállításai szempontjából azért is fontos, mivel a számolások egymásra épülése során a legkisebb hiba is hatványozottan szöl bele a szimulációk kimenetelébe.

5.2. Összefoglalás

Kutatásom során sikeresen megismerkedtem a személyre szabott modellezés lehetőségeivel. Az adatok gyűjtésétől a szimulációk kiértékeléséig tartó folyamat során végigjártam a mérések és szimulációk egyes lépéseit.

A munkám során készített kivezetett EMG mérő eszköz segítségével lehetőségem volt az egyszerűbb szimulációkhoz szükséges pontosság elérésére. Ez a pontosság elégséges volt a nagyobb mozgások szimulációjához, azonban a későbbiekben, kisebb mozgások szimulációja esetén, szükség lesz még pontosabb mérési lehetőségekre is.

Az EMG adatokkal végzett szimulációk megismerése lehetőséget teremthet a Robotika Laborban készülő exoszkeleton finomabb vezérlésére. A kóros kilengések kisimításakor az exoszkeleton EMG jelek vizsgálatával lenne képes érzékelni azokat. Ez a lehetőség a végtagkilengésre adott sokkal gyorsabb választ tenne lehetővé, hiszen az exoszkeleton kilengés miatt bekövetkező orientációváltozása helyett, már a mozgás megindítása előtt érzékelné azt. Ez a mechanizmus képes lenne kisimítani a rándulásokat, így egy kontrollált mozgást tenne lehetővé.

A kamerás és EMG alapú jelekkel végzett szimulációk során bebizonyosodott, hogy a személyre szabott modellezés hatalmas potenciált rejt magában, mind a megismerés, mind a gyógyítás területén.

5.3. Jövőbeli tervek

Az általam tervezett bonyolultabb EMG mérő áramkör fizikai elkészülése után szeretnék vele próbaméréseket végezni, és amennyiben kielégítőek az eredmények, szeretnék különböző mozgásformákat rögzíteni vele. A mozgásmintázatok rögzítéséből származó adatokat különböző szimulációkban értékelném ki.

Szeretnék pontosabb adatokkal végezni szimulációkat. Ehhez szeretném mind az EMG karperec kivezetésének, mind az EMG mérő áramkörnek egy javított változatát elkészíteni. A karperec esetén a pontosabb adatok rögzítéséhez szükség lenne a kivezető kábelezés pontosabb rögzítése, hogy a kábelmozgásokból fakadó zajt, illetve a kontakt-vesztésből származó jelvesztést elkerülhessem. Az áramkörbe szeretnék beleépíteni egy simítási blokkot, ami a jel digitalizálásában segítenie, illetve szeretnék magasabbrendű szűrőkkel próbálkozni a karakterisztikus EMG frekvenciák legjobb kiemelése érdekében.

Irodalom

- [1] Z. Maialen, G. Amilibia, C. Hadjadje és tsai., *Feasibility assessment of muscle force estimation using the Myo armband during arm curl training*. (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [2] C. Pizzolato, D. G. Lloyd, M. Sartori és tsai., „CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks“, *Journal of Biomechanics*, 48. évf., 3929–3936. old., 2015. nov. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2015.09.021](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.021). (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [3] C. Liang, C. Yang, C. Liu és Y. Feng, *MYO Armband and Leap Motion data fusion with OpenSim based Virtual Reality Environment*, 2018. nov. (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [4] J. Garay, A. Singh, M. Martucci és tsai., *An Electromyography Signal Conditioning Circuit Simulation Experience*, 2017. (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [5] D. G. Lloyd és T. F. Besier, „An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo“, *Journal of Biomechanics*, 36. évf., 765–776. old., 2003. jún. DOI: [10.1016/S0021-9290\(03\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00010-1). (elérés dátuma 2019. 04. 06.).
- [6] K. Manal, „Real-Time Control of an EMG-Driven Virtual Arm“, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36. évf., S1., 2004. máj. DOI: [10.1249/00005768-200405001-00005](https://doi.org/10.1249/00005768-200405001-00005). (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [7] I. A. Kapandji és L. H. Honoré, *The physiology of the joints : annotated diagrams of the mechanics of the human joints / Vol. 1, The upper limb*. Churchill Livingstone, 2007.

- [8] S. S. Kapur és C. G. Goetz, *Athetosis*, M. J. Aminoff és R. B. Daroff, szerk., ScienceDirect, 2014. jan. cím: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123851574000087> (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [9] P. Konrad, *The ABC of EMG*, 2005. ápr. (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [10] R. Merletti és D. Farina, *Surface Electromyography: Physiology, Engineering and Applications*. John Wiley Sons, 2016.
- [11] P. Useche Murillo, R. Moreno, O. Avilés Sánchez és S. Titular, „Individual Robotic Arms Manipulator Control Employing Electromyographic Signals Acquired by Myo Armbands“, *International Journal of Applied Engineering Research*, 11. évf., 11241–11249. old., 2016. dec.
- [12] R. Elliott, *Precision Rectifiers*, sound-au.com, 2005. cím: <https://sound-au.com/appnotes/an001.htm> (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [13] A. Tshibulevsky, *3DiVi/nuitrack-sdk*, GitHub, 2022. nov. cím: https://github.com/3DiVi/nuitrack-sdk/blob/master/doc/Nuitrack_AI.md (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [14] *Nuitrack: tdv::nuitrack::Skeleton Struct Reference*, download.3divi.com, 2021. márc. cím: https://download.3divi.com/Nuitrack/doc/structtdv_1_1nuitrack_1_1Skeleton.html (elérés dátuma 2022. 11. 19.).
- [15] K. R. Saul, X. Hu, C. M. Goehler és tsai., „Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model“, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18. évf., 1445–1458. old., 2014. júl. DOI: [10.1080/10255842.2014.916698](https://doi.org/10.1080/10255842.2014.916698). (elérés dátuma 2022. 11. 19.).