



PÁZMÁNY

Pázmány Péter Catholic University

Faculty of Information Technology and Bionics

Nagy sűrűségű EMG protetikai interfész kutatása és fejlesztése

KÖVES, Boldizsár

Info-Bionics Engineering MSc

Témavezető: dr. KOLLER, Miklós

2025



Absztrakt

A kutatásom célja az eltérő bonyolultságú EMG-mérésekben rejlő lehetőségek feltárása volt. A kutatás során szerzett ismeretek és tapasztalatok reményeim szerint értékes hozzájárulást nyújthatnak a laborban fejlesztett művégtag-vezérlési megoldások megvalósításához.

Számos módszer létezik az EMG-jelek rögzítésére, amelyek különböző alkalmazásokhoz eltérő adatmennyiséget és adatminőséget igényelnek. Kutatásom kezdetén a legegyszerűbb felszíni EMG-rögzítési technikákat vizsgáltam, majd az összetettebb, HD-EMG rendszerek irányába indultam el. Az alkalmazások igényeinek alapos ismeretében ki kell választanunk a legmegfelelőbb mérési rendszert az adott célhoz, figyelembe véve a pontosságot és az ár/érték arányt, hogy az optimális mérést végezhessük el.

Eleinte egy kereskedelmi forgalomban kapható EMG-mérő karperecet használtam, amelynek pontosságát és lehetőségeit vizsgáltam. Ezek a rendszerek bizonyos, nagy pontosságot nem igénylő feladatokhoz ideálisak, mivel nem igényelnek speciális szaktudást, és vezeték nélküli működésük révén nagy szabadságot biztosítanak a mérési formátumok tekintetében. Ezt követően olyan rendszerek fejlesztésébe kezdtem, amelyek lehetővé teszik a mérések jól definiált pontokon történő elvégzését.

Első lépésként kiegészítést készítettem a karperechez, amely lehetővé tette a csatornák elhelyezésének szabadságát a karperec fix elektródaelhelyezésének korlátozásai nélkül. Később egy bipoláris mérésekre alkalmas EMG-előfeldolgozó áramkört terveztem. Az első verziót próbapanelen készítettem el, majd szimulációs környezetben továbbfejlesztettem. Az áramkört úgy módosítottam, hogy mind hagyományos, mind HD-EMG mérésekhez alkalmas legyen, és terveztem egy egy rétegű nyomtatott áramkört (NYÁK). A laborban lépcsőről lépcsőre legyártottam egy tesztverziót, amelyet fizikai mérésekkel tovább finomítottam. Ezt követően egy két rétegű NYÁK-verziót terveztem, amely kisebb helyigényű, és légkábelek nélkül gyártható. Az áramkört végül külső NYÁK-gyártó cégnél rendeltem meg, majd függvénygenerátorral és egy egyszerű, négycsatornás alkar mérés végrehajtásával ellenőriztem. Ezután 10 csatornás méréseket végeztem, amelyeket ultrahanggal és

egy kereskedelmi forgalomban kapható EMG-mérő műszerrel validáltam. Végül terveztem egy mérési összeállítást (jelfeldolgozó áramkör és elektródháló), amely 64 csatornás mérések elvégzését is lehetővé teszi.

A kutatás során megismertem egy forrásszeváparációs algoritmust HD-EMG alkalmazásokhoz, amelyet implementáltam. Az algoritmus tesztelését kezdetben szintetikus adatokon végeztem, majd megvizsgáltam, hogy a 64-128 csatornára optimalizált algoritmus hogyan teljesít 10 csatornás adatokon. A forrásszeváparáció pontosabb eredményeinek elérése érdekében néhány módosítást végeztem az algoritmuson, és összehasonlítottam az eredményeket egy nyílt forráskódú forráselválasztó szoftver kimenetével.

Természetesen a művégtag-vezérlés csupán egy a számos potenciális alkalmazás közül. Három éve végzek kutatásokat a biomechanika és a művégtag-vezérlés területén. Az "karperec - kiegészített karperec - első szimulált (de nem megvalósított) áramkör" epizódok korábbi OTDK-m részét képezték, amely a biomechanikai analízisről és szimulációról szólt. Ezeket a korábbi munkákat a dolgozat teljessége érdekében, egy külön alfejezetben, "Korábbi tanulmányok" címmel foglaltam össze.

Tartalomjegyzék

Absztrakt	I
1. Bevezetés	1
2. Háttér és előzmények	3
2.1. Alapok	3
2.1.1. Elektromiográfia	3
2.1.2. Az EMG mint protézisszabályozási jel	5
2.1.3. Nagy felbontású elektromiográfia	6
2.1.4. Vakforrás-szeperáció	8
2.2. Szakirodalmi áttekintés	9
2.3. Korábbi tanulmányok	12
2.3.1. sEMG mérések EMG karpánt használatával	12
2.3.2. sEMG mérése saját tervezésű áramkörrel	14
2.3.3. EMG mérőkör megépítése próbapanelen	15
2.3.4. Bonyolultabb EMG mérőkör tervezése	17
3. Áramköri iterációk (Analóg szakasz)	19
3.1. Frekvenciahangolás	19
3.2. Feszültséghangolás	20
3.2.1. Egyenirányítás	20
3.2.2. Előkészítés analóg-digitális átalakításhoz	20
3.3. Nyomtatott áramköri lap készítése	23
3.3.1. Tervezés	24
3.3.2. Gyártás	25
3.3.3. PCB teszt	26
3.3.4. Többcsatornás nyomtatott áramkör (PCB)	34
3.3.5. Elektróda hálózat tervezése	35
3.3.6. A rendszerem előnyei	37

4. Számítási lépések (Digitális szakasz)	39
4.1. Analóg-digitális átalakítás	39
4.2. Vakforrás-szeparáció	40
4.2.1. Algoritmus	40
4.2.2. Algoritmus kiértékelése	42
4.2.3. Forrásszeparáció a 10 csatornás mérési adatokon	42
4.2.4. MUedit	44
5. Összefoglalás	45
5.1. Diskusszió	45
5.2. Összefoglalás	46
5.3. Kihívások és jövőbeli irányok a HD-EMG-alapú protézisirányítás területén	47
5.4. Jövőbeli tervek	48
Irodalomjegyzék	53

1. fejezet

Bevezetés

A dolgozat eredeti nyelve angol volt. Az OTDK formai követelményeire hozása során a dolgozatot magyarra fordítottam. Az idő rövidsége miatt bizonyos megfogalmazásokon - minden törekvésem ellenére - ez lehet, hogy érződik. A fordítást önállóan, automata fordítássegítő nélkül végeztem. A képeken szereplő szövegek nyelve továbbra is angol maradt.

A művégtagok fejlesztése jelentős előrelépéseket tett az elmúlt években, amelyeket az egyre intuitívabb és funkcionálisabb mesterséges végtagok iránti igény vezérelt. Ennek az evolúciónak kulcsfontosságú eleme egy jól használható vezérlőrendszer létrehozása. Egy lehetséges megoldás az elektromiográfiás (EMG) jelek alkalmazása, amelyek közvetlen interfészt biztosítanak a felhasználó neuromuszkuláris rendszere és a protézis között. Az EMG-jelek, amelyeket az izomösszehúzódások generálnak, gazdag információforrást nyújtanak, evvel precíz és gyors vezérlést tesznek lehetővé a művégtagok számára.

Számos módja van az EMG-jelek rögzítésének. Ezek történhetnek a testfelszínről vagy közvetlenül az izomrostokból. Az intramuszkuláris mérés előnye a magas térbeli felbontás és a jó jel-zaj arány, azonban míg az elektródák invazivitása egyetlen mérés során megoldható probléma, hosszú távon nem annyira praktikus a protézisek vezérlése során. Ebben a dolgozatban a testfelszíni (surface EMG, sEMG) mérések lehetőségeit veszem sorra.

Az alapvető, egy- vagy kétcsatornás sEMG-mérések nem teszik lehetővé az összetettebb méréseket, így nem alkalmasak bonyolultabb rendszerek vezérlésére. Kutatásom elején egy kereskedelmi forgalomban kapható, 8 csatornás EMG-karperecet használtam. Egy ilyen eszköz nem képes nagy felbontású, pontos mérésekre, azonban alacsony szabadsági fokú (degree of freedom, DOF) rendszerek vezérlésére alkalmazható. A karkötő fő hátránya, hogy a csatornák közötti távolság fix, így azok nem helyezhetők el függetlenül különböző izmokon vagy izomcsoportokon.

A karkötőhöz csatlakoztatott külső elektródák növelhetik a mérések pontosságát, így jobban feldolgozhatóak az egyes mozdulatok. Ha hosszú távú használatra szánt mérőműszert szeretnénk, egy könnyű, hordozható eszközre van szükség, ennek érdekében kezdtem el tervezni egy EMG-előfeldolgozó áramkört. Kezdetben egy hagyományos mérésekre (monopoláris és bipoláris) alkalmas rendszert szerettem volna tervezni, később azonban a nagyobb felbontású EMG (high density EMG, HD-EMG) mérések előkészítésére összpontosítottam.

A HD-EMG lehetővé teszi, hogy a testfelszínről kövessük az egyes izomcsoportok vagy akár motoros egységek különálló aktivációit, így nemcsak nagy időbeli, hanem nagy térbeli felbontással is rendelkezik. Egy HD-EMG-alapú vezérléssel ellátott protézis nagy szabadsági fokkal lenne vezérelhető, ami hagyományos sEMG-jelekkel nem lenne megvalósítható. A nagyszámú csatornán (32 - 64 vagy még több) végzett párhuzamos mérések lehetővé teszik fejlett forrásszeválasztási algoritmusok alkalmazását, amelyek révén az izomműködés visszabontható annak alapvető egységeire: a motoros egységekre.

Kutatásomban arra keresem a választ, hogy a hagyományos HD-EMG mérésekhez kifejlesztett forrásszétválasztó algoritmusok alkalmazhatók-e kevesebb elektróda használata esetén. Ha sikerül megtalálni az egyensúlyt a rendszer pontossága és a megvalósítás bonyolultsága között, egy rendkívül hatékony eszköz állhat rendelkezésünkre a művégtagok költséghatékony vezérlésére.

2. fejezet

Háttér és előzmények

2.1. Alapok

2.1.1. Elektromiográfia

Az elektromiográfia (EMG) a vázizmok aktivitását méri különböző izmokban és izomcsoportokban. Különböző idegi pályák stimulálják a különböző izomcsoportokat. Ez a stimuláció olyan elektromos potenciálváltozást hoz létre, amely végighalad az izomkötegen, és ez az EMG által rögzített jel. Az EMG által rögzített aktivitás közvetlenül arányos az izom által végzett munka mennyiségével, tükrözve az izom aktiválásának mértékét. Az EMG jelek általános frekvenciatartománya 5 és 500 Hz között van, amplitúdója pedig egyéni jellegektől, specifikus izmoktól és a fáradtság szintjétől függően változik [1].

Az EMG mérésekhez legalább két elektróda szükséges, mivel az EMG potenciálkülönbséget rögzít. Monopoláris vezetés esetén az egyik elektróda méri az izomaktivitást, és a mérés középpontjában álló izomcsoport fölé helyezik, míg a másik elektróda referencia-pontként szolgál (2.1. ábra). A referenciaelektródát a testen olyan helyre kell elhelyezni, ahol az izomaktivitás minimális, lehetőleg közel a mérőelektródához, hogy elkerüljük más szervek, például a szív elektromos aktivitásából származó interferenciát. Megfelelő referenciapontok például olyan területek, ahol a csont nagyon közel van a bőrhöz, mint például a könyök külső íve vagy a csukló, amikor a kar izmait mérjük.

Bipoláris vezetés esetén három elektródát használnak: egy referenciaelektródát és két aktív elektródát az izomaktivitás mérésére. A referenciaelektróda elhelyezése megegyezik a monopoláris mérésnél alkalmazottal. A két aktív elektródát a vizsgált izomcsoporton helyezik el, körülbelül 2 cm távolságra egymástól, az izom hosszanti tengelye mentén (2.1.

ábra) [1]. Ez a beállítás lehetővé teszi a két mérési pont közötti differenciális erősítést, amely segít csökkenteni a zajt és javítani a mérések pontosságát. A két aktív elektróda jeleinek összehasonlításával a differenciális erősítő hatékonyan ki tudja szűrni a közös zajokat, így tisztább jelet kapunk. Ez a megnövekedett pontosság különösen hasznos olyan alkalmazásokban, ahol az izomaktivitás precíz mérése kritikus.

Az EMG méréseket az elektródák elhelyezése alapján is csoportosíthatjuk. A felszíni elektromiográfia (sEMG) az elektródák bőr felszínére helyezését jelenti az izmok fölé, így ez egy nem invazív és könnyen alkalmazható módszer. Ez a megközelítés előnyös, mivel nem igényel sebészeti beavatkozást, és viszonylag egyszerű beállítani és eltávolítani. Mivel a jelet nem közvetlenül az izomrostokból rögzítik, az sEMG jelek amplitúdója általában alacsonyabb, zajszintjük pedig magasabb, mint az intramuszkuláris mérések esetében, továbbá a felszíni elektródák nem biztos, hogy képesek jelentős adatokat rögzíteni a mélyebb izmokról vagy az egymást átfedő izomcsoportokról. Ez a korlát jelentős lehet olyan esetekben, amikor pontos adatokra van szükség a mélyebb izmokról [2].

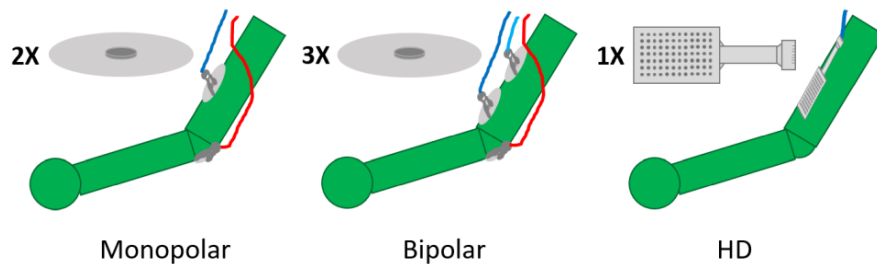
A felszíni EMG jelek rögzítésének másik problémája, hogy bármennyire pontosan helyezzük is az elektródákat az alatta lévő izomcsoportokra, a rögzített jel soha nem fogja csak egy izomköteg aktivációját tükrözni (2.2. ábra). A mért elektromos jel mindig tartalmazni fogja a környezet elektromos jeleit különböző súlyozásokkal. Ez különösen problémás lehet, ha nem nagy homogén izmokat szeretnénk mérni, hanem olyan területeket, ahol funkcionálisan különböző izomcsoportok koncentrálnak (például az alkar).

Az intramuszkuláris vezetés ezzel szemben közvetlenül az izomorsókba vagy azok köré behelyezett elektródákat használ. Ez az invazív módszer pontosabb és részletesebb izomaktivitási méréseket tesz lehetővé, még a mélyen elhelyezkedő vagy kisméretű izomcsoportok esetében is. Az intramuszkuláris elektródák nagy térbeli felbontásuk miatt egyedi motoros egységek és kis, szomszédos izomcsoportok vizsgálatára is alkalmasak nagy pontossággal, azonban az eljárás invazív jellege korlátozza alkalmazhatóságát, mivel sebészeti beavatkozást igényel, és ez nem minden helyzetben elfogadható [2].

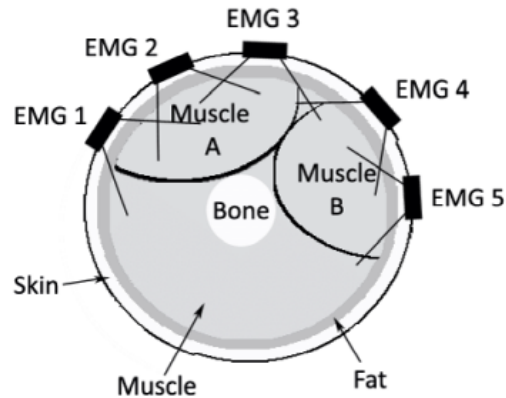
A motoros neuronok akciós potenciálokat generálnak, amelyeket az izmokhoz továbbítanak, és ezek az idegi jeleket erővé és mozgássá alakítják. Egy motoros egység (motor unit, MU) egy motoros neuronból és az általa beidegzett izomrostokból áll. Az izomrostok akciós potenciáljainak összessége egy motoros egységen belül alkotja a motoros egység akciós potenciálját (motor unit action potential, MUAP). A felszíni EMG az aktív motoros egységek elektromos hozzájárulásainak összegét (lineáris kombinációját) rögzíti, amelyeket az elektródák a bőrön, az izom felett rögzítenek. Ez az információ gyakran a

motoros egységek aktivitásának globális mércéjeként jelenik meg, mivel a hagyományos két elektródás rögzítési konfiguráció nem képes az egyes motoros egységek szintjén lévő aktivitást detektálni [3].

Az izom EMG aktivitása közvetlen kapcsolatban áll az általa végzett munka mennyiségével, és közvetve a gerincvelőből származó kimeneti jeleket tükrözi. Az egyedi MUAP-ok azonosítása és nyomon követése EMG segítségével lehetővé teszi a mozgást megalapozó idegi kód tanulmányozását, betekintést nyújtva abba, hogyan fordítják le az idegi jeleket az izomösszehúzódások.



2.1. ábra. Különböző EMG mérések elektródaelhelyezései.



2.2. ábra. EMG mérés keresztmetszeti képe, amely bemutatja az áthallás okát. (A kép forrása: [4])

2.1.2. Az EMG mint protézisszabályozási jel

Az elektromiográfia rendkívül ígéretes szabályozási jellé vált a protézisek számára, mivel közvetlenül tükrözi az izomaktivitást, amely a mozgási szándékkal áll összefüggésben. Az izomösszehúzódások által generált elektromos aktivitás rögzítésével az EMG értékes, valós idejű visszajelzést nyújt arról, hogy mely izmok aktiválódnak és milyen mértékben, lehetővé téve a protézis végtagok intuitív és reszponzív szabályozását. Mivel az izomak-

tivitást közvetlenül jelekké alakítja, az EMG természetes interfészként szolgálhat a felhasználó neuromuszkuláris rendszere és egy protéziskar között, tükrözve egy természetes végtag intuitív irányítását. Ez az intuitivitási szint megkönnyíti a felhasználók számára, hogy könnyebben alkalmazkodjanak ezekhez az eszközökhöz, és napi tevékenységeik során hatékonyan használják azokat.

A felszíni EMG nem invazív jellege szintén ideális jelöltté teszi a protézisszabályozáshoz. Ugyan az intramuszkuláris mérések, nagyobb térbeli felbontást kínálnak, de invazív mivoltjuk miatt az sEMG felhasználóbarátabb beállítást kínál a bőrön elhelyezett elektródákkal. Az elektródatervezés és a jelfeldolgozás terén elért fejlesztések egyre precízebbé tették a felszíni rögzítéseket, lehetővé téve, hogy azok megközelítsék az invazív technikákkal korábban elérhető részletes szabályozási szintet.

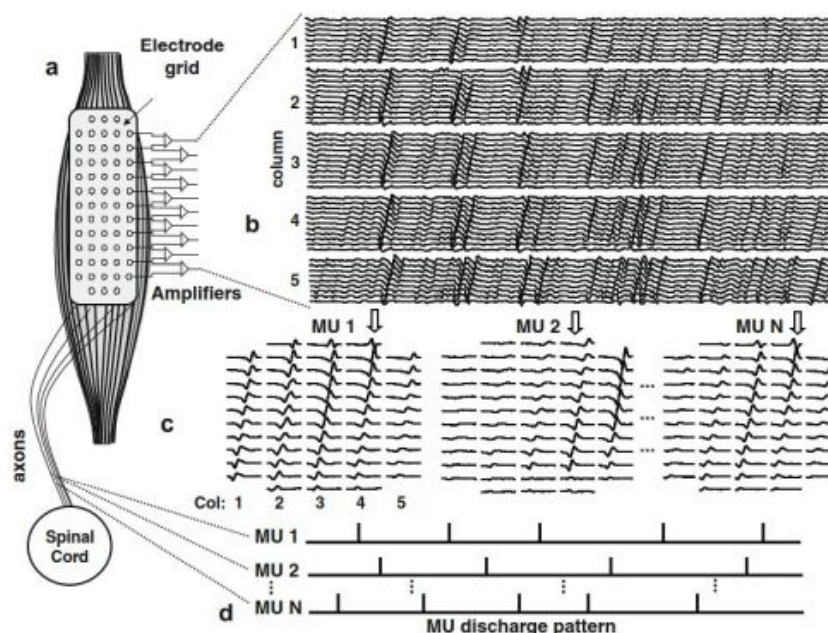
Ahogy a protézis végtagok komplexitása és funkcionális követelményei növekednek, úgy növekszik az igény a fejlett jelfeldolgozási módszerek iránt, amelyek képesek kezelni az EMG által generált hatalmas adatmennyiséget. Ebben a kontextusban a nagy felbontású EMG mutat ígéretes lehetőségeket. A felszíni elektródák sűrű hálózatának alkalmazásával a HD-EMG képes egyedi izomcsoportokat vagy akár specifikus motoros egységeket monitorozni, javítva a protézisek szabályozási minőségét, és lehetővé téve a felhasználók számára a finom motoros feladatok pontosabb végrehajtását [5].

2.1.3. Nagy felbontású elektromiográfia

A következő részhez az alábbi forrásokat használtam: [2], [4], [6].

Nagy felbontású elektromiográfia (HD-EMG) során az EMG jeleket kis elektródatávolságú elektródarács segítségével rögzítik. Az elektródarácsokat általában a test felszínére helyezik, így a HD-EMG legtöbb esetben a hagyományos sEMG kiterjesztése. Az elektródák egy dimenzióban (vonalban) vagy két dimenzióban (rácsban) helyezhetők el. A HD-EMG elektródarácsot az izomhasra, az izomrostok irányával párhuzamosan kell elhelyezni (2.1. ábra). Az elektródák nagy sűrűsége lehetővé teszi nemcsak az amplitúdó, hanem az elektromos jel időbeli és térbeli változásainak mérését is (2.3. ábra).

A testen mért jel a motoros egységek különböző aktivációinak lineáris kombinációjából, valamint zajból áll. Megfelelően magas térbeli és időbeli felbontás esetén a HD-EMG mérések felhasználhatók a rögzített elektromos jel bontására, és különböző jelfeldolgozási technikákkal visszakövethető az egyes motoros egységek aktivációja. Az egyes motoros egységek akciós potenciáljainak azonosításával pontosan meghatározható az az idegi aktivációs minta, amely egy adott mozgást eredményezett. Ezáltal a HD-EMG alkalmas a



2.3. ábra. HD-EMG elektróda-rács elhelyezése és MUAP bontás. a) az elektróda-rács pozicionálását mutatja, b) a mért nyers jeleket, c) az elektromos változásokat a MU szinten, d) az akciós potenciálok időzítését a MU-k között bináris szinten. (A kép forrása: [7])

különböző idegrendszeri patológiákból eredő mozgásszervi rendellenességek vizsgálatára is.

Ezenfelül a HD-EMG az izom állapotát is értékelheti az izmon belüli jelterjedés sebességének mérésével. Ez az autokorrelációs érték kiszámításával történik, amely különböző betegségekkel (pl. izomsorvadás) változik, így a HD-EMG értékes diagnosztikai eszköz szerepét is betöltheti.

A HD-EMG a bipoláris mérés kiterjesztéseként is értelmezhető. A rendszer lehetővé teszi, hogy bármely két pont közötti különbséget kiszámítsuk az elektróda-rácson, hasonlóan a bipoláris méréshez, azonban a HD-EMG elektródái kisebbek, és közelebb helyezkednek el egymáshoz. Ennek ellenére a HD-EMG méréseket gyakran monopoláris mérésként említik az irodalomban. Ez azért van, mert a különbséget nem fix módon két elektróda között számítják a mérés során, hanem bármely kettő vagy több elektróda között a mérés utáni számítógépes feldolgozás során, így maga a mérés monopoláris. A korábbi két módszertől eltérően a HD-EMG rácsok használhatók referenciaelektródával vagy anélkül, utóbbi esetben a referencia a jelfeldolgozás során kerül meghatározásra.

Egy HD-EMG rendszer tipikusan legalább 32-64 csatornát tartalmaz. Ezeknek a csatornáknak az elrendezése, az elektródák mérete és azok távolsága az alkalmazástól

függően változhat. A legtöbb esetben az elektródák átmérője 2-4 mm, az elektródák közötti távolság pedig körülbelül 4-10 mm. [8] A HD-EMG jelek előfeldolgozása megegyezik a monopolaris méréseknél alkalmazottal. A jelet 2048 Hz-en mintavételezik, és az 5-500 Hz-es tartományon belül előszűrik. Ezenkívül a jelet erősítik, hogy elkerüljék az analóg-digitális átalakítási folyamat során fellépő problémákat.

A HD-EMG jelentős előnyökkel jár a protézisek szabályozása terén is, mivel részletes megfigyelést tesz lehetővé az izomaktivációs mintákra vonatkozóan. A hagyományos sEMG-vel ellentétben a HD-EMG lehetővé teszi az egyes motoros egységek aktivációinak megkülönböztetését, térbeli és időbeli nagy felbontású adatokat biztosítva.

2.1.4. Vakforrás-szeperáció

A következő részhez az alábbi forrást használtam: [9].

A vakforrás-szeperáció (Blind Source Separation, BSS) egy jelfeldolgozási technika, amely vegyes jeleket bont szét eredeti forráskomponenseikre anélkül, hogy előzetes ismeretekkel rendelkeznenk a forrásokról vagy a keverési folyamatról. A BSS alapfeltételezése, hogy a források statisztikailag függetlenek vagy valamilyen nem-Gaussi eloszlást mutatnak. Ez a függetlenség vagy nem-Gaussi jellemző kulcsfontosságú a kevert jelek sikeres szétválasztásához.

A többcsatornás EMG jelek esetében a BSS alkalmazható az egyes izomaktivitási mintázatok elkülönítésére a rögzített jelekből. A szeperációs folyamat több előfeldolgozási lépéssel kezdődik. Az egyik kulcsfontosságú előfeldolgozási lépés a fehérítés, amely a kevert jeleket dekorrelálja, és egységnyi szórásra méretezi. A fehérítés biztosítja, hogy a kevert jelek normalizáltak legyenek, ezáltal egyszerűsítve a szeperációs folyamatot.

Az előfeldolgozás után olyan algoritmusokat alkalmaznak, mint például a FastICA (Fast Independent Component Analysis, Gyors Független Komponens Analízis), amelyek becsülik a keverést feloldó mátrixot. Ez a mátrix alapvető fontosságú a források szeperációjához. A FastICA különösen hatékony, mivel a források statisztikai függetlenségét kihasználva iteratíván számítja ki a keverést feloldó mátrixot, amíg a források hatékonyan el nem különülnek.

Az EMG jelek esetében a szeperációs folyamat gyakran további lépéseket igényel a BSS alapvető keretrendszerén túl. Az egyik ilyen lépés a csúcsdetektálás, amely az izom motoros egységeinek akciós potenciáljait azonosítja. Ezután klaszterezési technikák alkalmazhatók a detektált akciós potenciálok csoportosítására, biztosítva, hogy az egyes motoros egységekhez tartozó jelek pontosan azonosíthatók legyenek.

A szeparáció minőségének értékelése a BSS kritikus aspektusa. Az egyik gyakran használt mérőszám erre a sziluett-érték (silhouette score). A sziluett-érték a becsült források és a valós adatok közötti egyezést számszerűsíti, ezáltal mérhetővé teszi a BSS algoritmus teljesítményét.

A BSS algoritmusok hatékony eszközt kínálnak a kevert jelekből származó értelmes információk kinyerésére különböző valós alkalmazásokban. A kevert jelek eredeti komponensekre való szétválasztásával a BSS jelentős mértékben hozzájárul a jelfeldolgozás és elemzés fejlődéséhez. Ez a képesség különösen értékes a nagy felbontású EMG jelfeldolgozási lépéseiben, ahol az EMG jelek pontos szétválasztása javíthatja az izomműködés megértését, valamint elősegítheti az ideg-izom rendellenességek diagnosztizálását és kezelését.

2.2. Szakirodalmi áttekintés

Feasibility assessment of muscle force estimation using the Myo armband during arm curl training

Amilibia és kollégái az idősödő társadalmakban növekvő várható élettartam által előidézett szociális és gazdasági kihívásokra adott válaszokat vizsgálták [10]. A kutatás célja az időskori törekenységhez kapcsolódó balesetek mérséklése volt, amely biztonságos, napi fizikai tevékenységeket segítő eszközök fejlesztését helyezte előtérbe. Ezeknek az eszközöknek megfizethetőnek, könnyűnek és felhasználóbarátnak kell lenniük. A tanulmány egy megfizethető EMG karkötőre (Thalamic Labs, Myo Armband) fókuszált, amely megfelel ezeknek a kritériumoknak, és egy precíz EMG mérőműszerrel hasonlították össze.

A kísérlet során a felkar izmait, konkrétan a bicepszet és a tricepszet vizsgálták. A résztvevők különböző terhelés alatt végezték az alkarhajlítást, miközben az izomaktivitást mind az EMG karkötővel, mind a precíziós műszerrel mérték. Az adatokat személyre szabott modellezéssel dolgozták fel a CEINMS segítségével [11].

Az eredmények azt mutatták, hogy az EMG karkötő észszerű becslést ad az izomaktivitásról. Bár a karkötő mérései nem egyeztek tökéletesen a precíziós műszer adataival, a közelítő értékek mégis értékesek és gyakran elegendőek voltak gyakorlati alkalmazásra. Az EMG karkötők megfizethetősége és egyszerű használata jelentős potenciált rejt magában.

An Electromyography Signal Conditioning Circuit Simulation Experience

A kutatás [12] egy alacsony költségű EMG mérő áramkör szoftveres szimulációjára

fókuszált, amely egymást követő blokkokból állt. Ezek az áramkörök megfizethetőségük és magas pontosságuk miatt ígéretes megoldást nyújthatnak különböző orvosi alkalmazásokhoz, például alvászavarok monitorozására.

A felszíni elektromiográfiai jelek alacsony amplitúdójúak, és magas zajszinttel rendelkeznek. A jel legfőbb tartománya 5 és 500 Hz közé esik. Ahhoz, hogy ezeket a jeleket egy mikrokontrollerrel digitalizálni lehessen, szükség van erősítésre, szűrésre, egyenirányításra és jelentős zajcsökkentésre.

Az első lépés a zaj csökkentése és a jel erősítése. Így az első blokk egy differenciális erősítő, amely nemcsak a zajt nyomja el, hanem beállítja a kívánt erősítést is.

A következő lépés a jel szűrése. A szűrőnek át kell engednie az EMG jelre jellemző frekvenciákat (5–500 Hz), miközben kiszűri az ettől távol eső frekvenciákat. Fontos, hogy ne szűrjük ki a hálózati frekvenciát (50 Hz vagy 60 Hz), mivel ezek a frekvenciák az EMG jelben is megjelennek, és kiszűrésük adatvesztést eredményezne.

A mért jel feszültsége lehet pozitív vagy negatív a választott nullaponthoz képest. Ez az előjel nem hordoz magában jelentős információt, így egy következő blokkban egyenirányíthatjuk a jelet. Az egyenirányítás lehetővé teszi a jel simítását az utolsó blokkban, ezzel csökkentve a kiugró értékek hatását.

Real-Time Control of an EMG-Driven Virtual Arm

Manal és kollégái egy virtuális kart fejlesztettek ki, amely az alkar mozgását és a könyökízületet áthidaló fő izmokat tanulmányozza [13]. Ezeknek az izmoknak az aktivitását rögzített EMG jelekből határozták meg.

Az EMG jelek feldolgozása több lépésből állt. Kezdetben a csatornákon áthaladó jeleket 60 dB-lel erősítették. A következő lépésben a felerősített jeleket egy 30 és 10 000 Hz közötti áteresztési tartományú szűrővel szűrték. A szűrés után a jeleket ismét felerősítették, majd digitalizálták. A digitalizált jelek további szűrésen estek át egy negyedrendű sáváteresztő szűrővel, majd egyenirányították őket.

Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation

A tanulmány [9] célja egy keretrendszer kidolgozása többcsatornás intramuszkuláris és felszíni EMG jelek bontására. A szerzők egy konvolutív vakforrás-szeparációs modellt javasolnak, feltételezve, hogy a megfigyelt EMG jelek a forrásjelek ismeretlen szűrőkkel konvolvált keverékei. Megközelítésük során a megfigyelt jeleket egy olyan térbe transzformálják, ahol a források nem korreláltak. Ezt követően egy iteratív forráskivonó algoritmus

becsüli meg a keverést feloldó szűrőket az eredeti forrásjelek visszanyeréséhez.

Módszerük validálásához a kutatók intramuszkuláris jeleket rögzítettek új, többcsatornás vékonyfilm-elektrodákkal és HD-EMG jeleket elektródarácsok segítségével. Az eredmények átlagosan 14 közös forrást mutattak ki a kísérletek és alanyok között, magas egyezési arány mellett a MUAP időkben. Az általuk javasolt Decomposability Index szoros összhangban állt a manuális bontással, jelezve a jelbontás minőségét.

Az algoritmus jelentősége abban rejlik, hogy képes nagy számú egyidejűleg aktív motoros egységet elemezni, ami alapvető az izomműködés megértéséhez. Alkalmazási területek közé tartozik a neurorehabilitáció és az ideg-izom rendellenességek vizsgálata. Összességében a tanulmány robusztus keretrendszert biztosít az EMG jelanalízishez, áthidalva az invazív és nem invazív módszereket.

Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals

Az utóbbi kutatások kimutatták, hogy HD-EMG jelek bontásával azonosíthatók a motoros egységek kisülési időpontjai. Ezt követően jelentősen megnőtt a HD-EMG mérések forrás szeparációját alkalmazó motoros egység vizsgálatok száma. Ugyanakkor, míg a HD-EMG bontás félautomata folyamat, a motoros egységek impulzussorozatainak elemzése és értelmezése gondos ellenőrzést igényel a bontási eredmények szempontjából.

A cikk [14] útmutatást nyújt a motoros egységek kisülési időpontjainak pontos kinyeréséhez és a jelek értelmezéséhez. Tartalmaz egy leírást az EMG globális jellemzőinek kinyerése és a motoros egység aktivitásának azonosítása közötti különbségekről fiziológiai vizsgálatok céljából. Ezenkívül a tanulmány átfogó útmutatást nyújt a HD-EMG jelek rögzítésére, ellenőrzésére és bontására, valamint a motoros egységek kisülési jellemzőinek robusztus kinyerésére.

High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles

A tanulmányban Rojas-Martinez és munkatársai [15] a nagy felbontású EMG valós idejű alkalmazását vizsgálták több alkarizom aktivitásának monitorozására protetikai vezérlés céljából. Rendszerük egy 64 elektródából álló rácsot tartalmazott, amely az alkarra helyezve rögzítette az EMG aktivitást az ujjak és kézmozdulatokhoz kapcsolódó izomcsoportokból. A HD-EMG jeleket feldolgozták, hogy azonosítsák az egyes motoros egységek kisüléseit, amelyeket valós időben használtak egy virtuális műkéz vezérlésére.

A szerzők egy gépi tanulás alapú osztályozót fejlesztettek ki, amelyet a HD-EMG

jellemzőire képezték ki, hogy felismerje a különböző kézgesztusokhoz kapcsolódó specifikus izomaktivációs mintákat. Az egészséges résztvevőkön végzett validációs tesztek azt mutatták, hogy a rendszer megbízhatóan meg tudta különböztetni a különböző kézmozdulatokat, átlagosan 90%-ot meghaladó pontossággal.

A tanulmány arra a következtetésre jutott, hogy a HD-EMG részletes tér-időbeli információt biztosít az alkar izomaktivitásáról, lehetővé téve a pontosabb protetikai vezérlést. Ez a megközelítés jelentősen javíthatja a protézisek funkcionalitását, különösen azokat az alkalmazásokat, amelyek precíz ujjmozgás-vezérlést igényelnek.

A Quantifying Forearm Muscle Activity during Wrist and Finger Movements by Means of Multi-Channel Electromyography

A Gazzoni és munkatársai által készített tanulmány [16] az alkar izomaktivitásának térbeli és időbeli lokalizációját vizsgálja nagy felbontású felszíni EMG (HD-sEMG) alkalmazásával. A kutatás során elektródarácsot használtak az alkar izmairól származó EMG jelek rögzítésére, miközben a résztvevők különféle csukló- és ujjmozdulatokat végeztek. Ezek a mozdulatok dinamikus izomaktivációkat eredményeztek, amelyeket a kutatók részletesen elemeztek a HD-EMG adatok alapján.

Az eredmények azt mutatták, hogy minden mozgáshoz egyedi izomaktivációs mintázatok társulnak, amelyek térben és időben is jól elkülöníthetőek. A kutatók a mozdulatokhoz kapcsolódó izomaktivitás pontos kvantifikálására és vizualizációjára idő-frekvencia elemzést és térbeli jellemzők kinyerését alkalmazták. Ez az átfogó elemzés részletes betekintést nyújtott az egyes mozgások mögötti neuromuszkuláris vezérlés mechanizmusába.

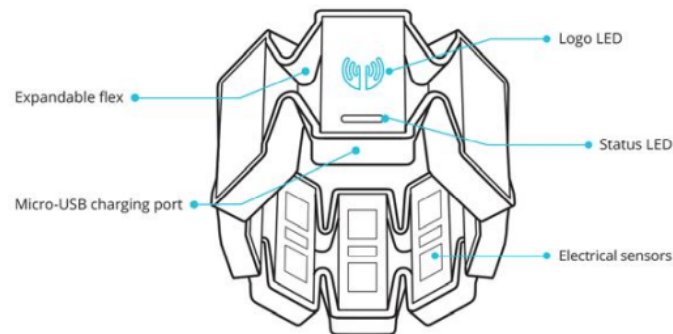
A kutatás eredményei értékes információkat nyújtanak a neuromuszkuláris diagnosztika és a motoros vezérléssel kapcsolatos alkalmazások területén, beleértve a fejlett protetikai rendszerek fejlesztését, amelyek az izomaktiváció pontos leképezésére támaszkodnak.

2.3. Korábbi tanulmányok

2.3.1. sEMG mérések EMG karpánt használatával

A Thalmic Labs Myo EMG karpánt egy nyolccsatornás EMG mérőeszköz, amely karkötő formájú (2.4. ábra). Csatornánként bipoláris vezetést alkalmaz, három elektródával. Az egyes csatornák középső elektródájának felhasználásával egy számított referenciapont kerül meghatározásra. A csatornák fix távolságra helyezkednek el egymástól, mintavételezési frekvenciájuk pedig állítható. Ez az EMG rögzítési konfiguráció előnyt jelent, mivel az analóg-digitális átalakítás a mérési ponton történik, csökkentve a környezeti ha-

tásoknak való kitettségét. A jeleket a mellékelt szoftverrel vagy C++ és Python API-n keresztüli programozással lehet rögzíteni.



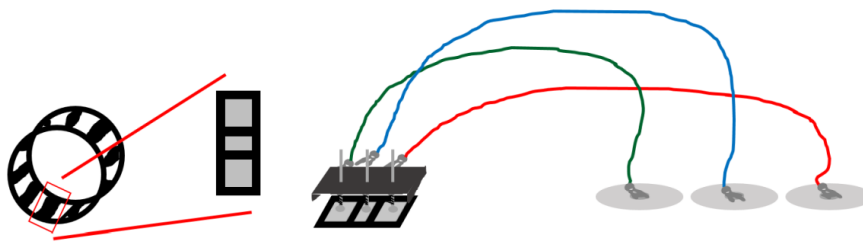
2.4. ábra. A Myo karkötő szerkezete (A kép forrása: [17])

Ideális esetben minden izomcsoportot külön kellene mérni átfedés nélkül, biztosítva, hogy az egyes csatornákon mért izomaktiváció pontosan megfeleljen a célzott izomcsoport aktivációjának. Ez azonban nehezen érhető el egy fix csatornakiosztású eszközzel. Ha a csatornákat nem pontosan az izom fölé helyezik, a mért aktivitás a környező izomcsoportok kombinációjából származik, különböző súlyozásokkal. Bár ez még pontos elhelyezés mellett is igaz, a csatornák eltolódása jelentős eltéréseket eredményez, amikor nem közvetlenül az érdeklődés középpontjában álló izom felett helyezkednek el. Ez kevésbé pontos méréseket eredményez.

Ennek a korlátozásnak a kezelésére az egyes izomcsoportok külső elektródákkal mérhetőek, amelyeket kábeleken keresztül csatlakoztathatunk a karkötőhöz, lehetővé téve a precíz elektródaelhelyezést és pontosabb jelmérést. Azonban a kábelvezérelt elektródaelhelyezés új kihívásokat hoz magával. A vezetékek elmozdulása a tesztelés során különféle zajokhoz vezethet, ezért a kábel mozgásának megakadályozása érdekében biztonságos rögzítés szükséges. Emellett a vezetékek antennaként működve további zajt vihetnek a mérésbe.

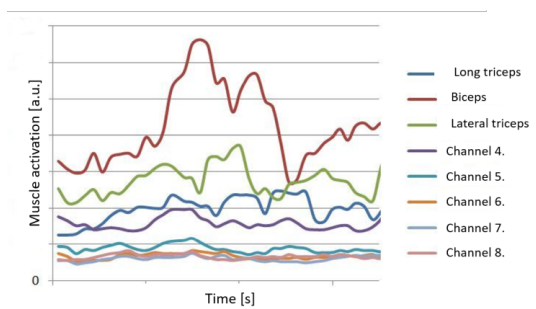
A karkötő integritásának megőrzése kritikus szempont volt az átalakítás végrehajtása során. Az egyes csatornák kivezérlését anélkül kellett megvalósítani, hogy a karkötő funkcionalitása sérülne, így a vezetékek karkötőhöz való forrasztása nem volt opció. Ennek a követelménynek rugós érintkezőfelületek használatával tudtam megfelelni (2.5. ábra). Ezek a tartók kapcsolatot teremtenek a karkötő elektródái és a csatlakoztatott elektródához vezető kábelek között, biztosítva, hogy a karkötő a csatlakozók eltávolítása után is működőképes maradjon. Ez az eljárás nem módosítja a rögzítési folyamatot.

Az így hangolt karkötő használata nem olyan kényelmes, mint korábban, de jelentősen növeli a mérések jel-zaj arányát a pontos elektródaelhelyezés biztosításával (2.6.

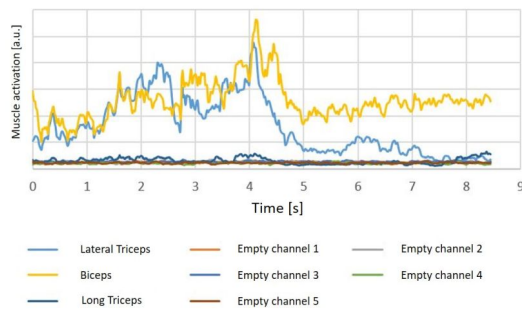


2.5. ábra. A kivezetett kábelekkel ellátott karkötő szerkezete. Az elektródák csatlakoztatásához krokodilcsipeszeket használtam.

ábra). Az ilyen beállítással végzett mérés jobban bemutatthatja a mozgás alapját képező izomaktivitásokat, ezáltal jobb vezérlési lehetőséget biztosíthat. Az alábbi ábra ugyanazon mozgássorozat (alkar vállhoz emelése és visszaengedése) EMG méréseit mutatja az eredeti (2.6a) és a továbbfejlesztett karkötővel (2.6b).



(a) Eredeti karkötő



(b) Továbbfejlesztett karkötő

2.6. ábra. EMG jelek alkar emelés során két mérési beállítással.

2.3.2. sEMG mérése saját tervezésű áramkörrel

Egy EMG mérőeszköz több egymást követő áramköri blokkból áll, és ezeknek az elemeknek nincs rögzített sorrendje, ami rugalmasságot biztosít a megvalósítás során. A jelfeldolgozás során, amely magában foglalja az alacsony amplitúdójú zajjal szennyezett jel előkészítését az analóg-digitális átalakításhoz, a konkrét megvalósítás eltérő lehet a monopoláris és bipoláris elvezetés, valamint az egyes blokkok kialakításában is.

Bipoláris mérés esetén az első lépés a két mérőelektróda jelének differenciális erősítése lehet [1]. Ez az erősítés a két elektróda által rögzített jelek közötti különbség kiemelésére összpontosít, hatékonyan csökkentve a zajt, miközben a kívánt jelet erősíti. Mivel a zaj általában térben állandó, míg a valós jel nem, a jelek egymásból való kivonása jelentősen csökkenti a zajt, miközben megőrzi a jel integritását. Ezt követően a szűrt jel további erősítésen megy keresztül.

A következő lépés a jel szűrése, amelyet általában sávszűrő alkalmazásával érnek el. Mivel az alapvető EMG frekvenciák az 5 és 500 Hz közötti tartományba esnek, elengedhetetlen az olyan szűrő tervezése, amely vágási frekvenciái ezen értékekhez közel esnek [1]. A szűrő rendjének és jellemzőinek kiválasztása az adott alkalmazás követelményeitől függ. A precízebb, magasabb rendű szűrők megvalósítása több erőforrást és helyet igényel, ezért gondos mérlegelés szükséges az alkalmazhatóság és a komplexitás közötti egyensúly megtalálása érdekében.

Fontos megjegyezni, hogy az EMG mérések esetében nem ajánlott a hálózati frekvencia (50 vagy 60 Hz) kiszűrése. Ez a frekvencia az EMG spektrumban is megjelenik, és kiszűrése jelvesztést eredményezhet [12].

Az EMG jel a referenciaponthoz képest pozitív és negatív polaritást is mutat, de a polaritás nem hordoz információt a jel amplitúdójáról. A jel egyenirányítása a következő blokkban növeli a jel erősségét, és előkészíti a simításhoz. A jel simítása segít kiküszöbölni a kiugró értékeket, ezáltal egységesebb jelet eredményez, továbbá ebben a szakaszban valószínűsíthető a mintavételezési frekvencia csökkentése, amely különösen fontos egyszerűbb mikrokontrollerek vagy alacsony mintavételezési frekvenciájú analóg-digitális átalakítók használata esetén [12].

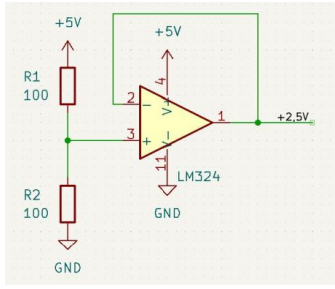
Fontos megjegyezni, hogy a jel egyenirányítása és simítása opcionális lépések az EMG mérőkör építésében, így rugalmasságot biztosítanak az adott alkalmazási igények alapján.

2.3.3. EMG mérőkör megépítése próbapanelen

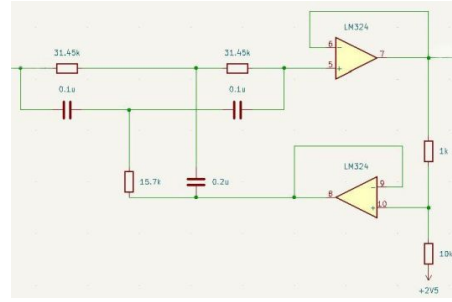
A fizikai tesztáramkört az előző bekezdésekben leírtak szerint építettem meg. Az áramkör négy egymást követő blokkból áll (2.7. ábra).

Az első blokkban a 2,5 V-os referenciafeszültséget állítottam elő +5 V és 0 V DC feszültségből. Ehhez egy 5 V-os tápegységet, két 100 Ω -os ellenállást és egy LM324 műveleti erősítőt használtam [18]. Az ellenállások értékének arányát a feszültségosztás arányának meghatározására használtam. Ez a 2,5 V-os referenciafeszültség szükséges a következő (differenciális erősítő) blokkban (2.7a. ábra).

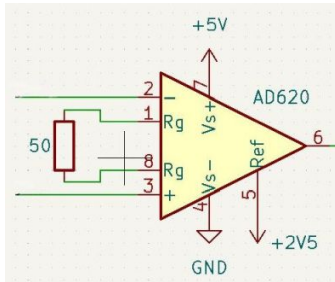
A második blokkban a két elektróda jeleinek differenciális erősítését végeztem el. Ehhez az előző blokkban használt 5 V-os tápegységet, az előző blokkban előállított 2,5 V-os referenciafeszültséget, egy 50 Ω -os ellenállást és egy AD620 műszer-erősítőt (instrumentation amplifier) [19] használtam. Az ellenállás az erősítés mértékének beállítására szolgál. Az általam használt 50 Ω -os ellenállást az input 1000-szeresére való erősítését eredményezi (2.7c. ábra).



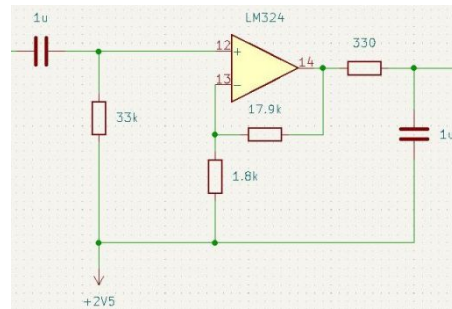
(a) Első blokk: Feszültségosztó



(b) Harmadik blokk: Keskenysávú szűrő (50 Hz)



(c) Második blokk: Differenciális erősítő



(d) Negyedik blokk: Elsőrendű sávszűrő

2.7. ábra. Az EMG mérőkörömben használt blokkok sematikus ábrája.

A következő blokkban egy 50 Hz-es keskenysáv szűrőt valósítottam meg. Tesztelni akartam, hogy a szűrő jelenléte mennyire torzítja a kimeneti jelet. Ehhez két $31,45 \text{ k}\Omega$ -os és egy $15,7 \text{ k}\Omega$ -os ellenállást, két $0,1 \text{ uF}$ -os és egy $0,2 \text{ uF}$ -os kondenzátort használtam egy iker-T elrendezésben, valamint további egy $1 \text{ k}\Omega$ -os és egy $10 \text{ k}\Omega$ -os ellenállást, illetve az LM324 két további modulját (2.7b. ábra).

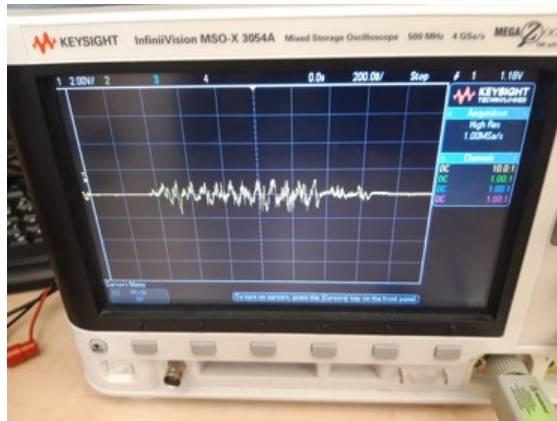
Az utolsó blokkban a jel sávszűrését végeztem el. Ehhez egy $33 \text{ k}\Omega$ -os ellenállást, egy 330Ω -os ellenállást, két $0,1 \text{ uF}$ -os kondenzátort és az LM324 műveleti erősítő utolsó modulját használtam (2.7d. ábra). Ezekkel az áramköri elemekkel egy elsőrendű szűrőt hoztam létre. A szűrő vágási frekvenciáját 5 és 500 Hz-re állítottam, hogy átengedje az értékes EMG frekvenciákat, miközben elnyomja az alacsony frekvenciájú DC zajt és a magas frekvenciájú zajokat is. Egy $1,8 \text{ k}\Omega$ -os és egy $17,9 \text{ k}\Omega$ -os ellenállással végső erősítést is végeztem a jelen, ahol az erősítést az alábbi képlettel számoltam ki (2.1).

$$G = 1 + \frac{17,9k}{1,8k} \approx 11 \quad (2.1)$$

Az áramkört egy próbapanelen hoztam létre, az LM324 műveleti erősítő négy modulját egyetlen négyes műveleti erősítőként integrálva a rendszerbe. Az áramkör összeállítása

során 5%-os tűrésű ellenállásokat használtam, és a legmegfelelőbb ellenállásokat multiméterrel mértem ki, hogy a szűrőket és az osztókat a lehető legpontosabban állítsam be.

Egy ilyen mérőrendszer a valós életben nem használható, csak a blokkok megértésére szolgál. Az egyes komponensek, vezetékek elmozdulása és az antennahatás miatt a mérési pontosság minimális, és a jel-zaj arány alacsony. Egy ilyen áramkör izomaktivitásának kimutatására használható, de további feldolgozásra érdemes adatokat nem lehet vele kinyerni (2.8. ábra).



2.8. ábra. Bipoláris EMG mérés alkar emelés során a tesztáramkörrel. Mérési elektródák a bicepszén.

2.3.4. Bonyolultabb EMG mérőkör tervezése

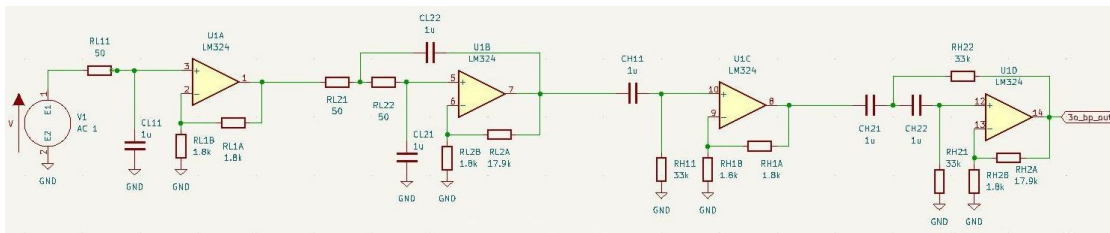
Egy összetettebb mérőkör kifejlesztéséhez a KiCad áramkörtervező és modellező szoftvert alkalmaztam. Céлом egy magasabb rendű szűrő tervezése és a jel egyenirányításának beépítése volt.

A szoftveres környezetben nem használtam feszültségosztót, hanem egy fix DC tápegységet alkalmaztam, amely 2,5 V-os referenciafeszültséget állított elő. Ennek következtében az áramköröm a következő blokkokból állt. A keskenysáv szűrő blokkot kihagytam, mivel a cél egy pontosabb EMG mérő megalkotása volt, ahol az 50 Hz-es jelek elvesztése nem tolerálható.

A differenciális erősítő megvalósítása megegyezett a fizikai áramkör elrendezésével, az egyetlen módosítás az volt, hogy a szimulációk során az erősítést 100-szorosra állítottam 1000-szeres helyett. Ezt az 50 Ω -os ellenállás 500 Ω -os ellenállásra történő cseréjével értem el.

A szimuláció során a következő blokkban egy harmadrendű sávszűrőt vezettem be az

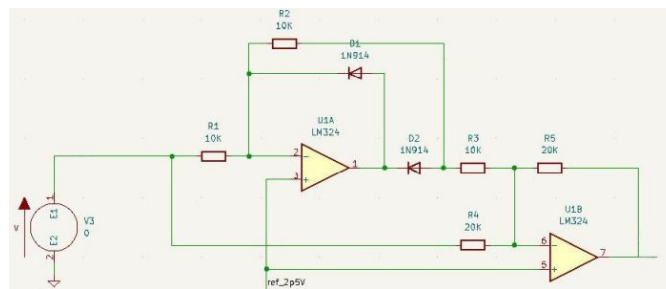
elsőrendű helyett (2.9. ábra). Ez szükséges volt a szűrő meredekségének növeléséhez a vágási frekvencia körül. Az elsőrendű szűrő lapos vágása vagy a szűrési tartomány csökkentéséhez vezetett, ami értékes EMG adatok elvesztését eredményezte, vagy nem sikerült megfelelően elnyomni az alacsony és magas frekvenciájú komponenseket. A harmadrendű szűrőt egy első- és egy másodrendű szűrő soros kapcsolásával valósítottam meg. Továbbá a szűrés során egy jelerősítési tényezőt is beépítettem.



2.9. ábra. Harmadrendű sávszűrő megvalósítása a szimulációban.

Az egyenirányító blokk tervezése során különféle dióda-alapú megoldásokat vizsgáltam. Ezek elrendezése lehetővé tette a jel abszolút értékének kinyerését, mivel az áram csak egy irányban haladhat át a diódákon. Ugyanakkor mindig van jelvesztés a diódákon, ezért az erősítés során figyelembe kell venni ezt a tényezőt, hogy elérjük a kívánt végső erősítést.

Az első konfigurációhoz négy 1N914 diódát és egy 100 Ω -os ellenállást alkalmaztam egy teljes híd (full bridge) elrendezésben. Ezt követően megvizsgáltam a [20] cikkben részletezett teljes hullámú (full wave), nagy pontosságú egyenirányító konfigurációt (2.10. ábra). Ez a megközelítés lehetővé teszi a diódákon fellépő feszültségesés kompenzálását műveleti erősítők segítségével a blokkon belül.



2.10. ábra. A nagy pontosságú egyenirányító megvalósítása a szimulációban.

3. fejezet

Áramköri iterációk (Analóg szakasz)

3.1. Frekvenciahangolás

Egy szűrő esetében nemcsak a vágási frekvenciák érdekesek, hanem az is, hogy a karakterisztika mennyire állandó az áteresztési tartományban. Amennyire csak lehet, az áteresztési tartomány szintjét egy szinten kell tartani, mivel kedvezőtlen, ha az áteresztési tartomány bizonyos frekvenciái jobban erősödnek vagy csillapodnak, mint mások. A korábban tervezett áramkörben ez a feltétel nem teljesült. Az átengedési tartomány közepén az erősítés jelentősen magasabb volt, mint a széleken. A szűrő karakterisztikáját szimulációk során állítottam be, de a vágási frekvenciát egy képlettel is meg lehet határozni (3.1) [21].

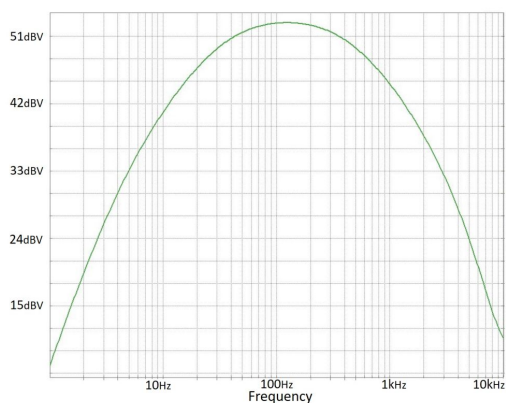
$$f_{cutoff} = \frac{1}{2\pi \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2} \quad (3.1)$$

ahol R_1, R_2 & C_1, C_2 a szűrőben található ellenállások és kondenzátorok (kivéve az erősítésért felelős komponensek).

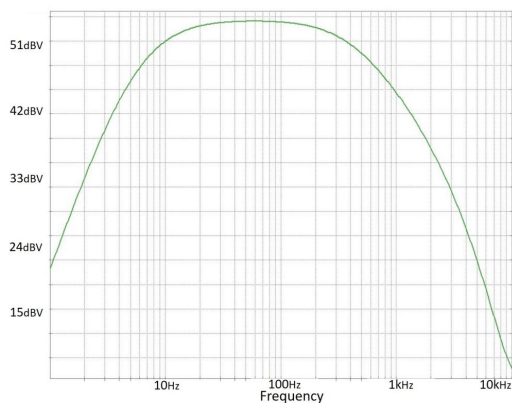
A szűrő karakterisztikáját az általam tervezett szűrő 4. blokkjának (másodrendű felüláteresztő szűrő) módosításával állítottam be. A vágási frekvenciából számítottam ki az R és C értékeket.

$$f_4 = \frac{1}{2\pi \cdot RH21 \cdot RH22 \cdot CH21 \cdot CH22} = \frac{1}{2\pi \cdot 17.8k \cdot 17.8k \cdot 10u \cdot 10u} = 5.02 \text{ Hz} \quad (3.2)$$

Ezekkel a paraméterekkel sokkal kiegyensúlyozottabb sávszűrési tartományt hozhadtunk létre a szűrőben (3.1. ábra). A 2.9. ábrán látható többi alkotóelem változatlan maradt.



(a) Eredeti szűrő



(b) Hangolt szűrő.

3.1. ábra. Az eredeti és a hangolt szűrők frekvencia karakterisztikája.

3.2. Feszültséghangolás

3.2.1. Egyenirányítás

HD-EMG mérések végrehajtásához több, korábban leírt áramkörre van szükség. Az egyik lehetséges megoldás ezek tápellátására az 5 V-os elemek használata. Ez szükségessé tette az eredetileg az áramkörben használt műveleti erősítők cseréjét. A kezdeti tervezés LM324 erősítőket tartalmazott, amelyek ± 15 V-os tápfeszültséggel működtek. Az 5 V-os tápellátás érdekében ezeket LMV324 [22] és MCP6034 [23] alacsony fogyasztású erősítőkre cseréltem, amelyek 0-5 V tápfeszültséggel működnek.

Azonban a rail-to-rail teljesítményük nem ideális. Mind a szimulációk, mind a fizikai tesztmérések azt mutatták, hogy az ezekkel az erősítőkkel épített egyenirányítók nem tudták veszteség nélkül egyenirányítani a bemeneti jelet, amikor az megközelítette az 5 V-ot (3.2. ábra).

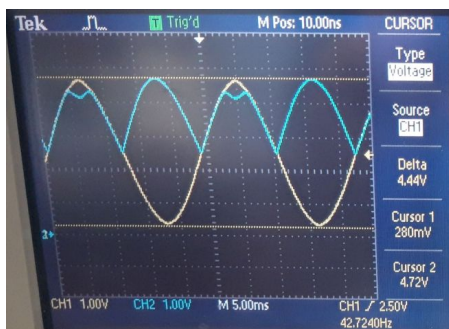
Mivel a korábban tervezett nagy pontosságú egyenirányító nem volt képes a bemeneti jel abszolút értékét visszaadni, és az invertáló fázisban feszültségesés lépett fel akkor is, ha a tápfeszültség sokkal magasabb volt, mint a kimenet (3.3. ábra), egy másik aktív egyenirányító elrendezést valósítottam meg ugyanabból a cikkből (3.4. ábra) [20].

Ezzel a beállítással megfelelően tudtam egyenirányítani a jeleimet.

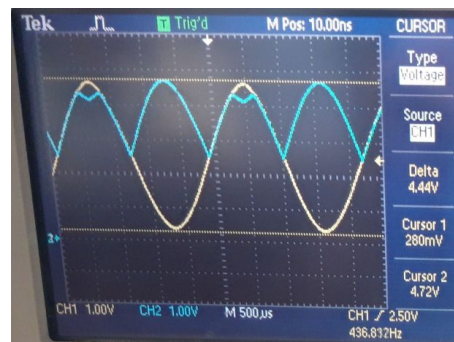
3.2.2. Előkészítés analóg-digitális átalakításhoz

Az EMG amplitúdó nagysága körülbelül $10\mu V - 5mV$. Sportolók esetében a nagy izmok (pl. *Rectus femoris*) EMG amplitúdója elérheti a $10mV$ értéket [1].

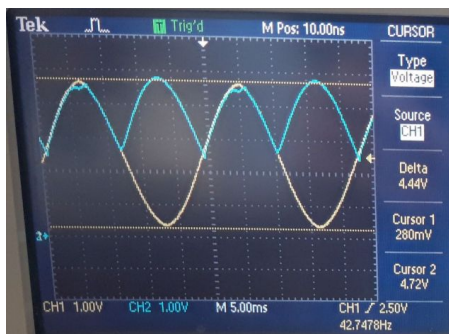
Az analóg erősítés mértékét úgy kell megválasztani, hogy az erősített jel feszültsége



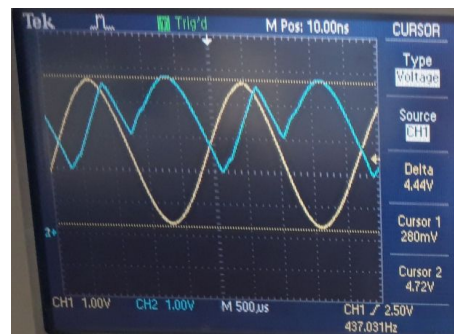
(a) LMV324, $\approx 42Hz$



(b) LMV324, $\approx 440Hz$

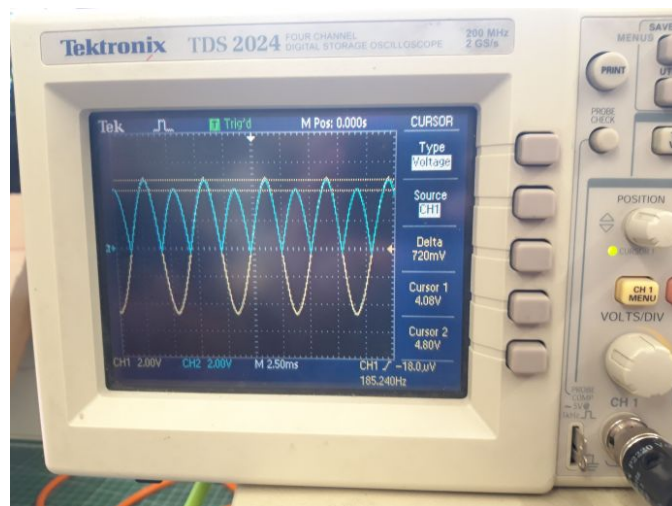


(c) MCP6034, $\approx 42Hz$



(d) MCP6034, $\approx 440Hz$

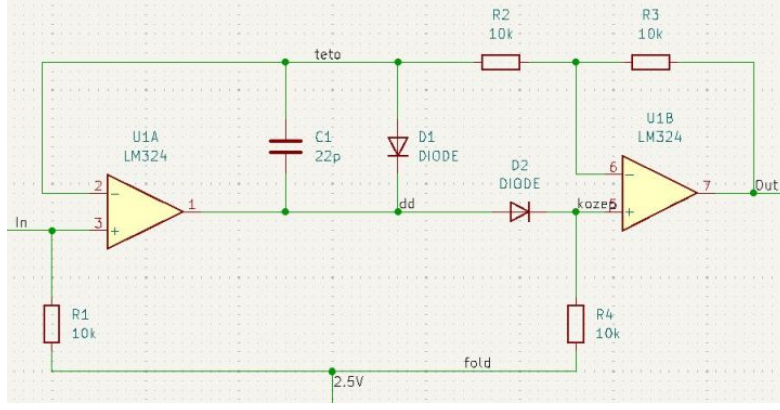
3.2. ábra. Az egyenirányító kimenete különböző frekvenciákon, 4,4 V bemeneti feszültséggel, különböző műveleti erősítők használatával. CH1: bemenet, CH2: kimenet



3.3. ábra. Feszültségésés az egyenirányító blokk invertáló oldalán. CH1: bemenet, CH2: kimenet

ne haladja meg a műveleti erősítők tápfeszültségét. Emellett biztosítani kell, hogy az ADC kvantálási lépésmérete megfelelő legyen.

Első lépésként célszerű lenne az áramkört egy mikrokontroller beépített 8 bites ADC chipjével használni, amely 0-5 V tartománnyal rendelkezik.



3.4. ábra. Egyszerűsített alternatíva a teljes hullámú precíziós egyenirányítóra.

Ebben az esetben (3.3):

$$Lépköz = \frac{5V}{2^8} \approx 0.0195V = 19.5mV \quad (3.3)$$

Az erősítést úgy kell megválasztani, hogy a minimális mérhető jel amplitúdója meghaladja a kvantálási lépésméretet, így a zaj megkülönböztethető legyen a minimális jelértéktől.

$$\begin{aligned} 19.5mV &< 10\mu V \cdot gain \\ \frac{19.5mV}{10\mu V} &= 1950 < gain \end{aligned} \quad (3.4)$$

Az (3.4) egyenlet szerint $\approx 2000x$ erősítés szükséges egy 8 bites ADC esetén 0-5 V tartományban.

Az áramkör két helyen tartalmaz erősítést. Az első helyen az erősítést a differenciális erősítő ellenállásának módosításával lehet beállítani. A második blokk, ahol erősítés történik, a szűrő. Itt az alkalmazott erősítés mértéke a szűrő négy komponensénél külön-külön állítható. Ebben a blokkban az erősítés mértéke a jel frekvenciájától függ. (Az egyenirányító blokk szintén tartalmaz erősítést, de itt ez csak a diódákon fellépő feszültségesés kompenzálására szolgál.) Az áramkör erősítése az egyes blokkok erősítési tényezőinek szorzataként definiálható.

A differenciális erősítőben az erősítés mértéke könnyen állítható (nagyon alacsonytól akár ezerszeresig). Értéke leolvasható az erősítő adatlapjáról.

A szűrő komponenseinek maximális erősítése az alábbiak szerint számítható (3.5) [21]:

$$g = 1 + \frac{R_A}{R_B} \quad (3.5)$$

A szűrő frekvencia-karakterisztikája és erősítése külön-külön állítható.

Másrészt az erősített nagy amplitúdójú jelek nem haladhatják meg a műveleti erősítők tápfeszültségét. Itt az EMG maximális amplitúdóját $2.5mV$ -nak tekintjük, mivel méréseink az alkaron és nem nagy (*pl. comb*) izmokon lesznek. A rendszer kimenete az alábbiak szerint számítható (3.6):

$$2.5mV \cdot 2000 = 5V \quad (3.6)$$

Ezért a műveleti erősítők minimális tápfeszültsége $5V$. Elméletileg ez kielégíti az LMV324 és MCP6034 műveleti erősítők követelményeit, de mivel ezek nem rendelkeznek tökéletes rail-to-rail tulajdonságokkal, nem lesznek képesek a maximális jeleket tökéletesen egyenirányítani.

Annak érdekében, hogy jól definiált ADC tartományt tartsunk fenn, a kimeneti jel tartományát $2.5V - 4V$ közé választottam. Így elkerülhetjük a műveleti erősítők nem megfelelő rail-to-rail tulajdonságaiból adódó mérési hibákat. Az áramkör maximális erősítése az alábbiak szerint számítható (3.7):

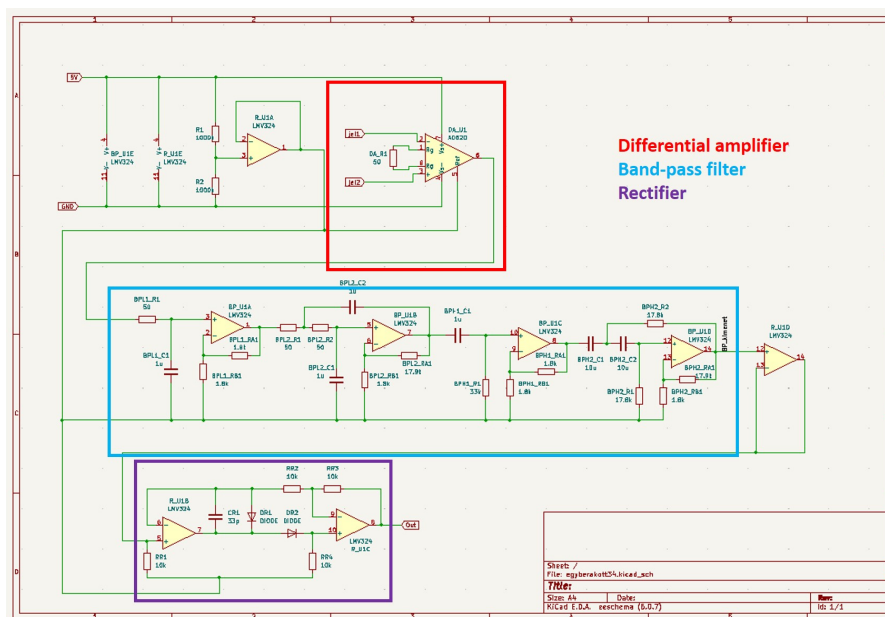
$$\begin{aligned} 4V = V_{out_{max}} &= V_{in_{max}} \cdot Gain + Offset = 2.5mV \cdot Gain + 2.5V \\ Gain &= 600x \end{aligned} \quad (3.7)$$

Egy $600x$ erősítés és $2.5V$ offset (referencia) használatával az EMG előfeldolgozó áramkör kimeneti jele a $2.5V - 4V$ tartományban lesz.

3.3. Nyomtatott áramköri lap készítése

Az újonnan frissített 4 blokk (feszültségosztó, differenciális erősítő, szűrő, egyenirányító) alapján elkészítettem a teljes rendszer kapcsolási rajzát.

Az áramkör fizikai tervezésének során 2 darab négyszeres műveleti erősítő használata volt a cél. A feszültségosztó és a másik három blokk megépítéséhez 7 műveleti erősítőre volt szükség, így az egyik a nyolcból továbbra is kihasználatlan maradt. Ebből a műveleti erősítóből egy impedanciaillesztő követőt (unity follower) hoztam létre a szűrő és az egyenirányító blokk között, hogy alacsony impedanciájú jelet tartsak fenn. Az összekapcsolt áramkör kapcsolási rajza az alábbi ábrán látható (3.5. ábra).



3.5. ábra. Az EMG előfeldolgozó áramkör kapcsolási rajza. Piros: differenciális erősítő, kék: sáváteresztő szűrő, lila: egyenirányító

3.3.1. Tervezés

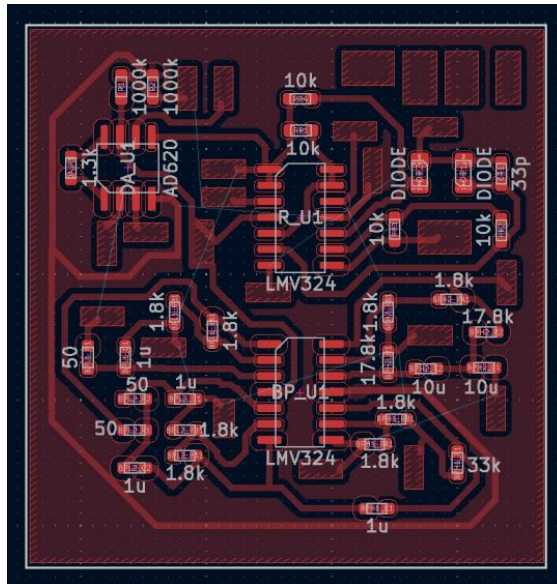
A kapcsolási rajz véglegesítése után elkezdtem a nyomtatott áramköri lap (PCB) tervezését. Az elsődleges cél egy prototípus készítése volt a laborban az áramkör tesztelésére, ami bizonyos korlátokat szabott. A vezetősávok minimális szélességének és távolságának minimum 0,5 mm-nek kellett lennie, mivel vékonyabb vonalak nyomtatása és maratása bizonytalan volt. Az ellenállások és kondenzátorok esetében 0603-as SMD verziókat választottam, míg a diódákhoz 0805-ös típusokat használtam. A differenciális erősítőben használt műszeres erősítő tokozása SO8, a négyszeres műveleti erősítők pedig SOIC-14 volt.

Bár az áramkör nem síkba rajzolható, úgy döntöttem, hogy az első laboratóriumi változatnál nem vállalom a több rétegű kapcsolatok bonyolultságát. A lehető legtöbb áramköri kapcsolatot a lapon valósítottam meg, a kimaradókat pedig légvezetékekkel kötöttem össze. A PCB-n kis, elszigetelt helyeket hoztam létre ezeknek a légvezetékeknek a forrasztására.

Az áramkör öt ponton csatlakozik a külvilághoz: kettő a tápellátás és földelés számára, kettő a differenciális bemenetekhez, és egy a kimenethez. Minden egyes csatlakozási pontot külön területre jelöltem ki, lehetővé téve, hogy külső csatlakozásokhoz forrasztott tűskéket használjak.

A PCB tervezése után a teljes elrendezést egy nagyobb határon belül helyeztem el,

hogy meghatározzam a rendszer peremét. A PCB minden olyan területe, amelyet nem foglalt el vezeték, forrasztási pont vagy funkcionális alkatrész, "földként" lett definiálva, hogy minimalizáljuk a gyártás során visszamaradt marószerszertelítettségét (3.6. ábra).



3.6. ábra. Az áramkör egyrétegű PCB-terve.

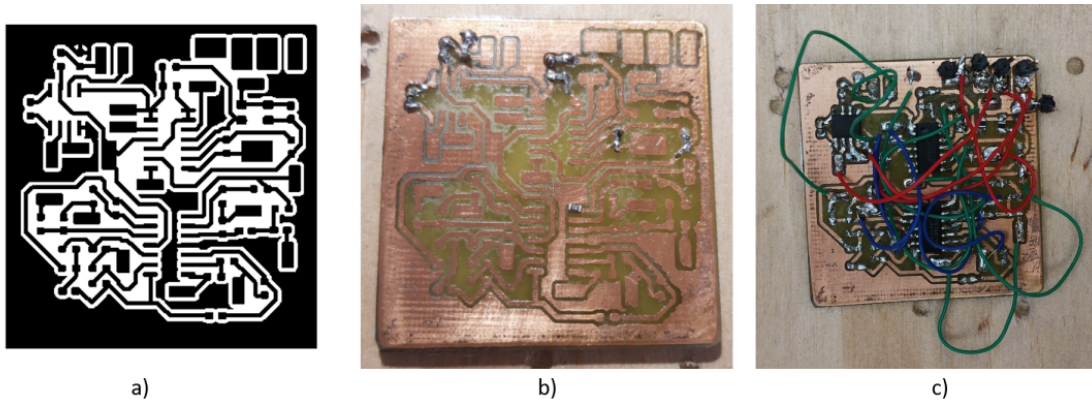
3.3.2. Gyártás

A gyártási folyamat két szakaszra osztható: a PCB elkészítése és az áramkörti alkatrészek forrasztása. A PCB elkészítése a következő lépésekből állt:

1. **PCB lap előkészítése:** Méretre vágás és tisztítás.
2. **Maszk előkészítése:** A PCB terv mentése tükrözött formában és kinyomtatása PCB transzfer filmre (PnP A4 Press & Peel) lézernyomtatóval.
3. **Transzfer:** A nyomtatott maszk rávasalása a PCB lapra körülbelül 150-180 °C-on 3-5 percre. A maszk elkészült, ha a színe és illata megváltozik.
4. **Film eltávolítása:** A transzfer film óvatos eltávolítása.
5. **Maszk ellenőrzése:** Ellenőrzés, hogy a maszk elválja-e a kék lapról és rátapad-e az alaplap rézfelszínére. Szükség esetén a hézagok kitöltése alkoholos filccel.
6. **Maratás:** Az alaplap elhelyezése a marató folyadékban (TN 150, vas-kloridot tartalmaz), amíg a fedetlen területek teljesen rézmentessé válnak.
7. **Maszk eltávolítása:** A maszk ledörzsölése a PCB-ről maratás után.

8. **Ellenőrzés:** Minden rész mérésének elvégzése multiméterrel, hogy ne legyen rövidzárlat az elégtelen maratás miatt.
9. **Bevonatolás:** A PCB bevonása fenyőgyanta oldattal a réz oxidációjának megelőzése és az alkatrészek forrasztás közbeni rögzítése érdekében.

A PCB lap elkészítése után be lehetett forrasztani a helyükre az előre kiválasztott alkatrészeket. 1N4148 diódákat [24], AD620 műszeres erősítőt, két LMV324 négyszeres műveleti erősítőt, 1%-os tűrésű ellenállásokat és 5%-os tűrésű kondenzátorokat használtam. A PCB végleges mérete körülbelül 4x4 cm volt (3.7. ábra).

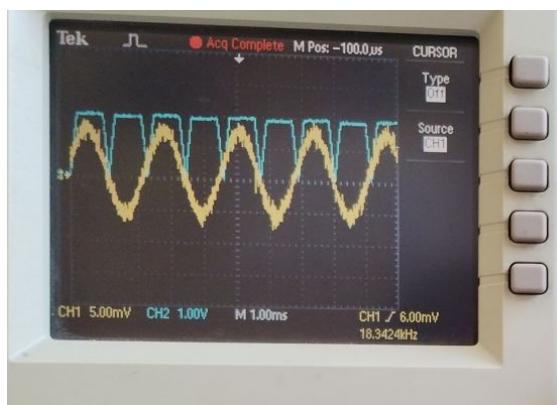


3.7. ábra. A PCB laboratóriumi gyártási lépései. a) Maszk, b) Maratott rézfelszín, c) Elkészült PCB.

3.3.3. PCB teszt

A komponensek beforrasztása után a nyomtatott áramkörön jelgenerátoros tesztet végeztem. A mérés kimutatta, hogy a szűrő elnyomása nem volt megfelelő a határfrekvenciák közelében, illetve az erősítés nem egyezett a kiszámolt értékekkel (3.8. ábra), ugyanakkor a különbségszámítás és az egyenirányítás megfelelően lett végrehajtva. A tapasztalatok hatására módosítottam az áramkört és újraforrasztottam, hogy a 600x-os növelésből 400x-ot a differenciálerősítőre oszthassak, majd további 1,5x-os növelést érjek el az átparaméterezett szűrővel.

Az átállított áramkörüi értékekkel a szűrő karakterisztikája és az 1,5x-os növelés pontos lett, de az AD620 által biztosított 400x-os erősítés továbbra sem egyezett. Különböző erősítőkkel és beállításokkal több tesztmérést végeztem, de egyik sem adta vissza az elvárt előzetes erősítési értéket. Mivel az ismertetett paraméterekkel nem tudtam megmagyarázni az erősítési eltérést, végül egy másik típus alkalmazása mellett döntöttem a végleges áramkörben.



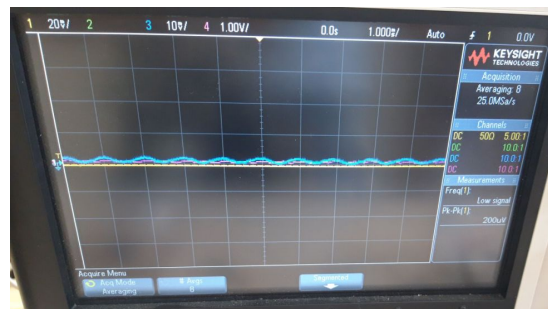
3.8. ábra. Tesztmérés az 1-rétegű PCB-n $\approx 430\text{Hz}$ -en. A kimeneti feszültség meghaladja a tápfeszültséget a túlzott erősítés miatt. CH1: bemenet, CH2: kimenet.

Az AD623 és AD8223 precíziós műszeres erősítőket teszteltem [25][26], és végül az AD8223-at választottam, mivel az elvi és a mért erősítés jobban megegyezett.

Az átállított áramkörrel újabb tesztméréseket végeztem. Először jelgenerátorral teszteltem, hogy az erősítés és a egyenirányítás megfelelően történik-e (3.9. ábra). Ezután két EMG tesztmérést végeztem a bicepszemen és az alkaromon (3.10. ábra).



(a) Bemeneti jelfrekvencia $\approx 100\text{ Hz}$

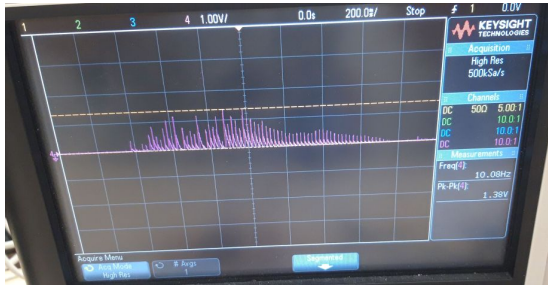


(b) Bemeneti jelfrekvencia $\approx 1000\text{ Hz}$

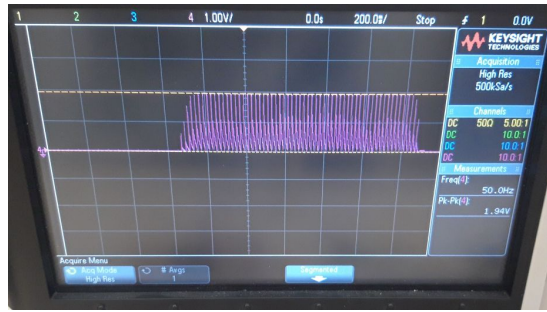
3.9. ábra. A jelgenerátoros mérés kimenete. Kék: bemeneti jel, lila: kimenet. Jól látható, hogy míg 100 Hz -en az áramkör erősít, addig 1000 Hz -en a kimenet szinte teljesen el van nyomva.

A tesztmérések alapján meghatározott módosításokkal egy kétoldalas PCB-t terveztem (3.11. ábra).

Az új tervezés során két további csatlakozót adtam az áramkörhöz. Egy további jell-et és egy $2,5\text{V}$ -os referencia csatlakozást. Az áramkör így már monopoláris mérésekhez is használhatóvá vált, ehhez a két új tűt kell összekötni. A tervezés lehetőséget biztosít arra is, hogy továbbra is bipoláris elrendezésben lehessen használni az áramkört, így növelve annak használhatóságát.

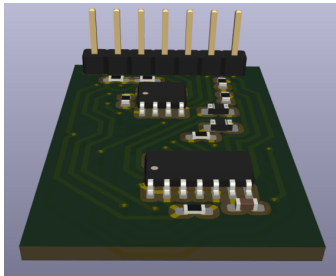


(a) Elektrodaelhelyezés az alkaron.

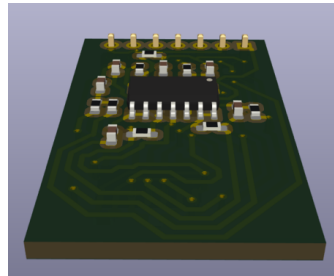


(b) Elektrodaelhelyezés a bicepszen.

3.10. ábra. EMG mérés a saját készítésű áramkörrel. Referenciaelektroda a könyöknél. Megfigyelhető, hogy a bicepsznél az áramkör túlzottan erősít. Ez azért van, mert a bemeneti tartomány az alkar EMG tartományára lett optimalizálva.



(a) Felső réteg

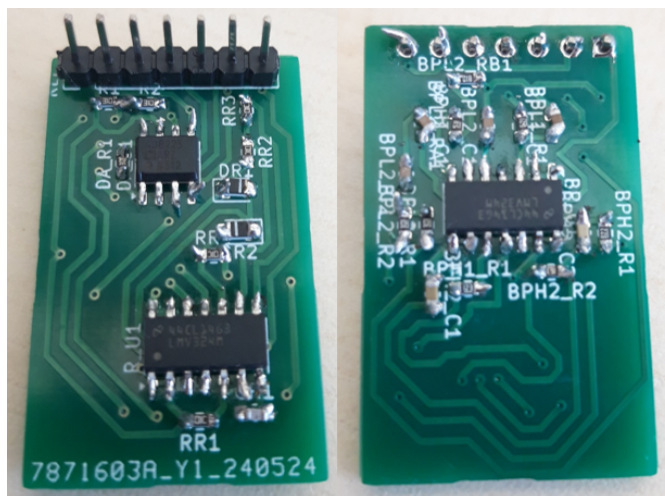


(b) Alsó réteg

3.11. ábra. A kétrétegű PCB 3D megjelenítése.

10 darab kétrétegű PCB legyártását rendeltük meg a JLCPCB-től [27].

A megérkezés után 10 csatornából 5-öt beforrasztottam. A kétrétegű kialakítás körülbelül felére csökkentette az áramkör méretét, és az átmenő lyukú tűsoros stabilabb külső csatlakozást biztosít a korábbi verzióhoz képest (3.12. ábra).



3.12. ábra. A kétrétegű PCB elkészített változata.

A forrasztás után függvénygenerátoros bemeneti jellel teszteltem, hogy az áramkör kimeneti karakterisztikái megfelelnek-e a várakozásoknak (3.13. ábra). Az áramkör kimenete azonos a laborban készített egyrétegű áramkör kimenetével, de a használata egyszerűbb, és a kimenetre nincs hatással a kábelmozgás.



3.13. ábra. Tesztmérés a kétrétegű PCB-n 100 Hz-es bemeneti jellel. Sárga: bemeneti jel, lila: kimenet.

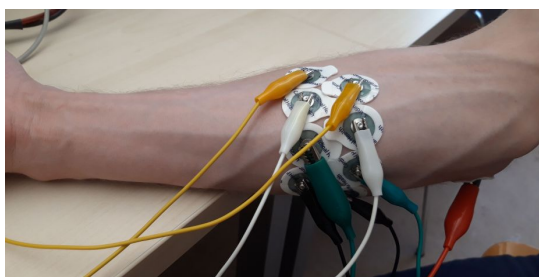
Tesztmérés

Azt szeretnénk volna igazolni, hogy az EMG előfeldolgozó áramkör és megfelelő elektróda-elhelyezés alkalmazásával lehetséges megkülönböztetni az egyes izomcsoportok jeleit. Ehhez a következő mérési elrendezést alkalmaztuk:

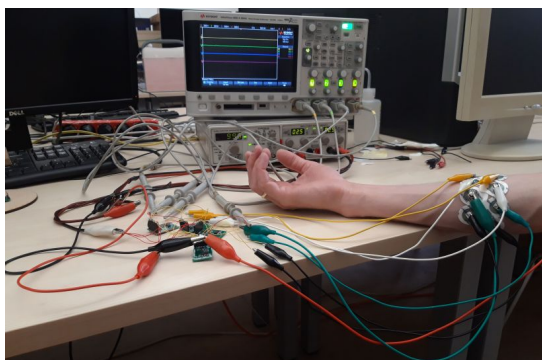
Az áramkört bipoláris módban használtuk, az elektródapárokat hosszanti irányban helyeztük el a jobb kar ujjmozgatásért (a hüvelykujj kivételével) felelős *Flexor Digitorum Superficialis* izmán. Az egyes csatornákat egymás mellett helyeztük el, az izom futási irányára merőlegesen, az elektródák közötti távolság csatornán belül $28,5 \pm 1$ mm, a csatornák közötti távolság pedig 24 ± 1 mm volt (3.14. ábra). Referenciaelektrodát a könyökön helyeztük el. A csatornák a jobb alkar előoldalán laterális iránytól mediális irányba haladva 1-4 számot kaptak. A mérésekhez Kendall H124SG EKG elektródákat használtunk.

A mérés célja az volt, hogy igazoljuk, hogy ebben a mérési elrendezésben az egyes izomcsoportok jelei közötti különbségek kimutathatóak.

Amikor az ujjak külön mozognak (csak a metacarpophalangealis (MCP) ízületeknél), csak a *Flexor Digitorum Superficialis* izom egy izomcsoportja aktív. A mérés során két egymásutáni bólintást végeztünk minden ujjal a mutatóujjtól a kisujjig. A mérés eredménye a 3.15. ábrán látható. A mutatóujj aktivitását minimálisan, a középső ujjét kissé



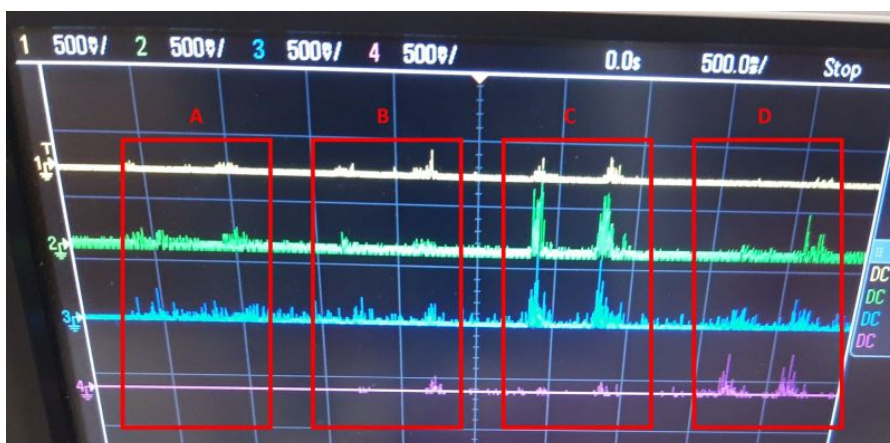
(a) Elektrodák elhelyezése az alkaron



(b) Teljes mérési elrendezés

3.14. ábra. A mérés eszközeinek és az elektrodák elhelyezése

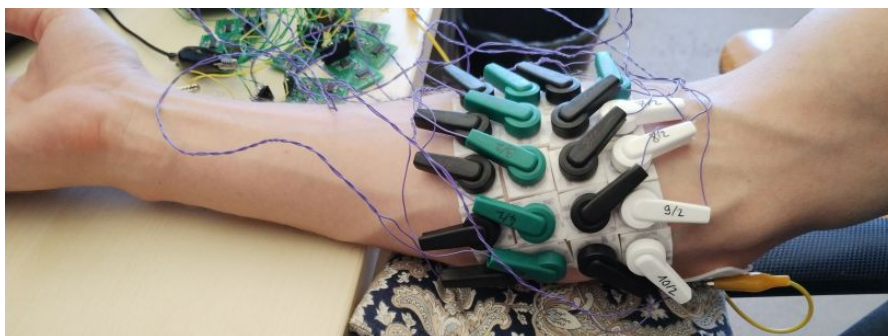
magasabb mértékben rögzítettük. A gyűrűsujj aktivitása volt a legmagasabb, mivel az elektrodák itt fedték legpontosabban az izomcsoportot. A kisujj aktivitása a 4. csatornán volt a legkifejezettebb. Megállapítható, hogy az egyes csatornákhöz kapcsolódó aktivitás amplitúdói különböznek, de mintáik egyértelműen megkülönböztethetők, így ez az elrendezés alkalmas lehet az egyes izomcsoportok jeleinek izolálására.



3.15. ábra. Az EMG mérés kimenete minden ujjnál. A csatornák laterális iránytól mediális irányba vannak számozva az alkar előoldalán. Ch1: sárga, Ch2: zöld, Ch3: kék, Ch4: lila. Az egyes ujjak két bólintása az A-D szekciókban található (mutatóujjtól a kisujjig).

Miután a mérés pontosságát elegendőnek találtuk az ujjak különbségének kimutatására, tovább léptünk a következő fázisba. A következő méréssorozathoz beforrasztottam a maradék 5 csatornát, így 10 mérési csatornával rendelkezünk. Az előző mérésekből már láttuk, hogy a felszíni rétegekből érkező jelek származási helye beazonosítható, ebben a kísérletben az volt a cél, hogy információt gyűjtsünk a jelek eredetének mélységéről, azaz meghatározzuk, hogy a jel a felszínről vagy mélyebb régiókból származik-e. Ehhez kiterjesztettük a fent leírt elrendezést.

Az áramkört bipoláris módban használtuk, az elektródapárokat hosszanti irányban helyeztük el a jobb kar ujjmozgatásáért felelős *Flexor Digitorum Superficialis* (FDS) és *Flexor Digitorum Profundus* (FDP) izmokon. Az egyes csatornákat két sorban egymás mellett helyeztük el, az izom futási irányára merőlegesen, 19 ± 2 mm elektródaközötti távolsággal. Referenciaelektródát a könyökön helyeztük el. A csatornákat a jobb alkar előoldalán laterális iránytól mediális irányba 1-5 és 6-10 számmal jelöltük (3.16. ábra).



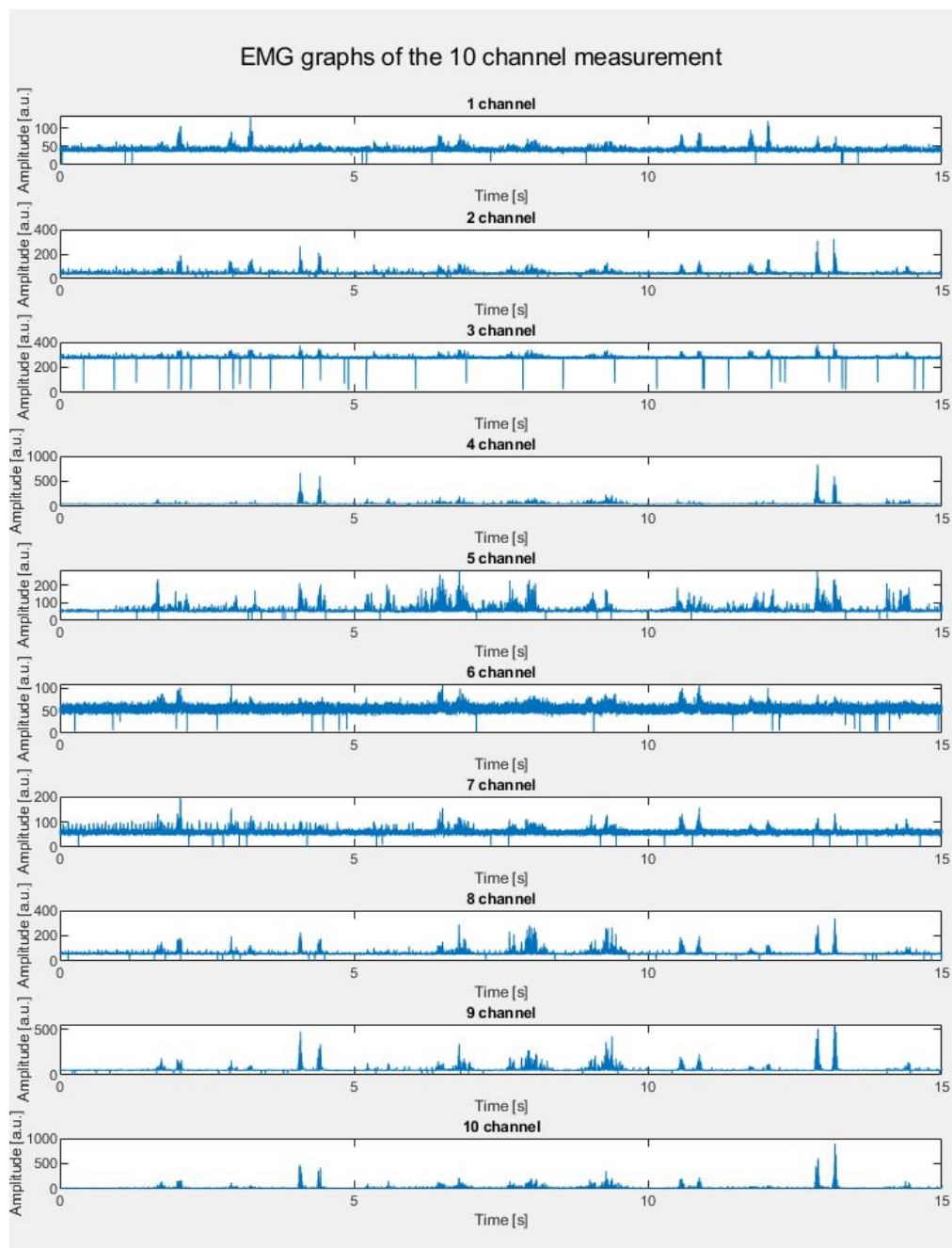
3.16. ábra. A 10 csatornás mérés során alkalmazott elektróda-elhelyezés.

Az ujjak metacarpophalangealis (MCP) ízületein történő bólintást a felszíni izomcsoport (FDS) végzi, míg a kaparó aktivitást (amely a proximalis és distalis interphalangealis (PIP és DIP) ízületek körüli rotációkat eredményezi) a mély izomcsoport (FDP) végzi.

A mérés során 3 kör dupla bólintást és kaparást hajtottunk végre egymásután (3.17. ábra).

További validációs méréseket is elvégeztünk ugyanazzal a mérési elrendezéssel. Az elektródák elhelyezkedése és számozása megegyezett a korábban leírtakkal. Az elektródaközötti távolság ebben az esetben 21 ± 1 mm volt. A korábban használt elektródacsatlakozókat módosítottuk (3.18. ábra), hogy egy másik EMG mérési eszközzel is mérhessünk ugyanazon a ponton azonos időben, valamint egy B-mód ultrahang-transzducert is hozzáadtunk az elektródák előtt (3.19. ábra). A mérés során a korábban leírt feladatot hajtottuk végre. Az EMG mérésekhez a Cometa 16 csatornás Mini Wave vezeték nélküli rendszert használtuk referenciaeszközként, míg az ultrahangos méréseket SonoScape hordozható ultrahang rögzítőjével végeztük.

A mérések zajosabbak voltak ebben az esetben, így burkológörbe detektálást alkalmaztam az értelmezhetőbb ábrák érdekében. Összehasonlítottam az általam tervezett és gyártott áramkör méréseit a referenciaként használt Cometa rendszerével. Megfigyelhető, hogy bár a rögzített jelek nem pontosan azonosak, az általános kép egyezik. A Cometa rendszere jobb eredményt mutatott abban, hogy az ujjakkal dupla bólintás és kaparás történt. Az általam készített eszközben ez az információ a zaj elnyomásával elveszett,



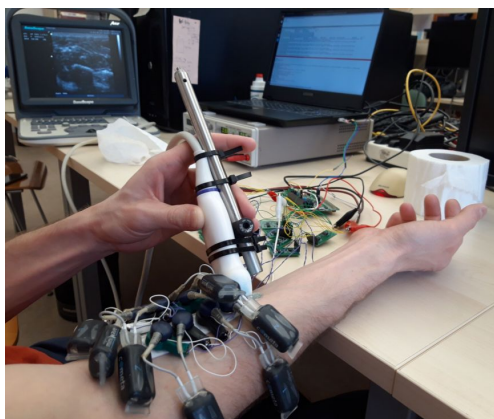
3.17. ábra. A 10 csatornás mérés nyers EMG jeleinek első 15 másodperce.



3.18. ábra. Módosított elektród csatlakozók

mivel a kis időközök miatt egyszeres csúcsokként jelentkeztek a kimeneten (3.20. ábra).

B-mód ultrahangos méréseket használtunk annak ellenőrzésére, hogy az egyes felszí-

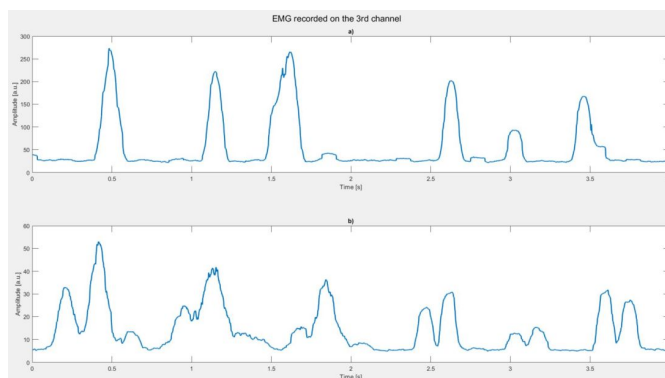


(a) Elektroda és transzducer elhelyezése az alkaron (oldalnézet).



(b) Elektroda és transzducer elhelyezése az alkaron (felülnézet).

3.19. ábra. A mérés eszközeinek és az elektrodák elhelyezése.



3.20. ábra. Az EMG jel egy szakasza a 3. csatornán rögzítve. a) Saját készítésű áramkör, b) Cometa

ni és mély izmok aktivációja megfelel-e ennek a feltételezésünknek. Amikor egy izom összehúzódik, rövidebbé válik, és a B-mód ultrahangképen látható keresztmetszetének területe megnövekszik. Az izomcsoport keresztmetszeteinek változásából megerősítettük, hogy kaparás közben mély izomaktiváció, míg bólintás közben felszíni izomaktiváció van jelen (3.21. ábra).

Ezekkel a mérésekkel igazoltuk, hogy van értelme ilyen egyszerűbb mérési eszközök tervezésével és gyártásával foglalkozni, hiszen bár pontosságuk nem egyezik meg a megvásárolható, bonyolultabb rendszerekével, ár-érték arányban fontos és hasznos adatokat szolgáltathatnak.



(a) Az ujjak nyugalmi helyzetben.



(b) Bólintás. (Felszíni izomaktiváció.)
A piros terület mutatja azt a részt, ahol az izom keresztmetszete megváltozott a nyugalmi állapothoz képest.



(c) Kaparás. (Mély izomaktiváció.) A piros terület mutatja azt a részt, ahol az izom keresztmetszete megváltozott a nyugalmi állapothoz képest.

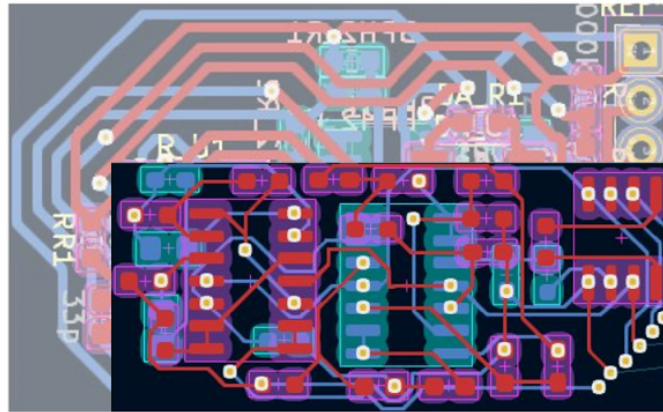
3.21. ábra. Az alkar B-mód ultrahangképei különböző feladatok végrehajtása során.

3.3.4. Többcsatornás nyomtatott áramkör (PCB)

A mérések kimutatták, hogy bár egyes esetekben praktikus, a csatornák egyenkénti gyártása hátrányt jelent többcsatornás esetekben. Mivel minden csatornát ugyanazzal a táppal, földeléssel és referenciával kell ellátni, célszerűnek tűnt olyan összeállítást tervezni, amelyben minden csatorna ugyanazon a nyomtatott áramköri lapon van, így minden közös potenciálhoz elegendő egy csatlakozás. A terv egy 16 csatornás panel létrehozása volt, mivel ebben az esetben 4 egység kombinálásával egy 64 csatornás konfiguráció állítható össze, amely az egyik leggyakrabban használt kereskedelmi megoldás [8]. A 16 csatorna elegendő egyszerű mérésekhez, és a kívánt csatornaszám szabadon bővíthető további egységek összekapcsolásával.

Első lépésként eltávolítottam a feszültségosztót az eredeti elrendezésből, mivel elég

lesz egyszer előállítani a panelen és nem szükséges minden blokkban külön-külön. A fel szabadult műveleti erősítőből készítettem egy újabb impedanciaillesztő egységet, amelyet az ADC elé helyeztem az alacsony impedanciájú jel fenntartása érdekében. Ezután egy kompaktabb PCB elrendezést készítettem, mint korábban, hogy csökkentsem a végleges 16 csatornás panel méretét. Az eredeti kétoldalas PCB 34x21 mm-es volt, amit sikerült 31,5x14 mm-re csökkenteni. Ez a PCB területét az eredeti méret 61%-ára csökkentette (3.22. ábra).

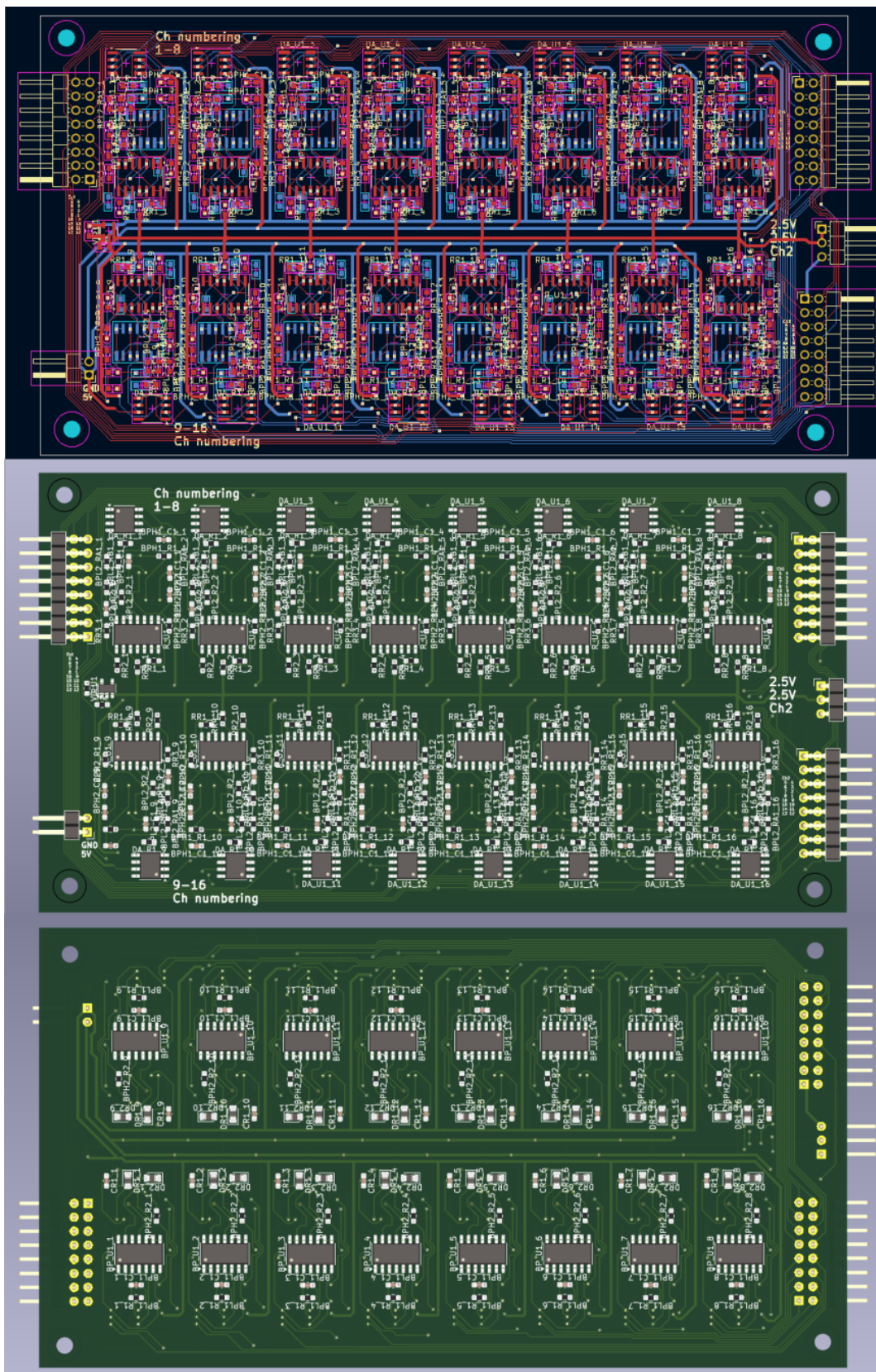


3.22. ábra. Az eredeti és az új tervezésű egycsatornás áramkör méretösszehasonlítása.

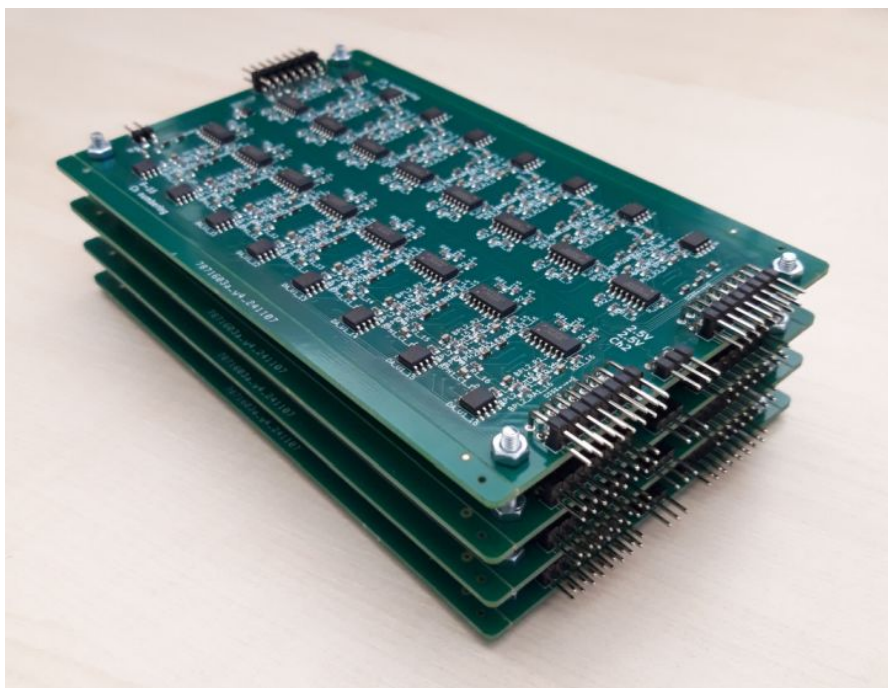
A 16 csatornás panel felépítése tartalmaz egy feszültségosztó blokkot és 16-ot a korábban bemutatott elrendezésből. 2x16 bemeneti tűskével, 16 kimeneti tűskével, 5V, GND és referencia tűskével, valamint két további tűskével rendelkezik a referencia és az egyik jel állítható összekötéséhez. Az áramkör alapkonfigurációjában bipoláris módban használható, de monopoláris mérésre is átalakítható az összes jel2 referenciahoz kötésével. Az összes számítógéppel kommunikáló csatlakozó a panel egyik oldalán, míg a mérést tartozó összes csatlakozó a másik oldalán található, megkönnyítve a kábelek elrendezését (3.23. ábra). Az összes kimenet oldalra került, és a panel négy sarkában furatok vannak, hogy bármennyi panel egymásra helyezhető legyen (3.24. ábra). A paneleket a JLCPCB-nél gyártották le.

3.3.5. Elektróda hálózat tervezése

A hagyományos sEMG tapaszok nem teszik lehetővé a megfelelően kis elektróda távolságot, és probléma lehet az is, hogy az elektródák közötti távolság változik az elektród elhelyezésének pontosságával. Ezeknek a problémáknak a leküzdésére egy elektróda hálózt terveztem, amelyet flexiPCB-re gyártottak. Az elektróda háló 64 csatornát tartalmaz, úgy, hogy 4 db 4x4 blokkot helyeztem egymás mellé. A 4x4 blokkoknak egy-egy csatla-



3.23. ábra. A tizenhat csatornás PCB terve.



3.24. ábra. 64 csatornás mérőblokk, amely 4 db 16 csatornás panelből készült.

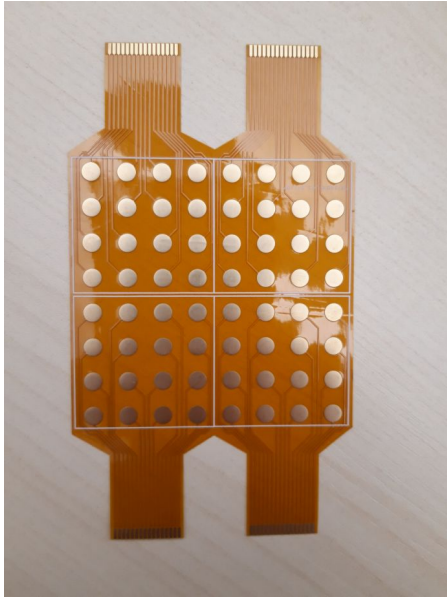
kozójuk van, így minden 16 csatornás modul egy blokkal kommunikál (3.25a. ábra). Az elektródák átmérője 4 mm, a csatornák közötti távolság ebben az elrendezésben 8 mm. A nyomtatott áramkört egy szilikonréteg fogja borítani, amely biztosítja, hogy az EMG mérésekhez használt kontaktgél ne terjedjen szét, hanem az elektródákra koncentrálódjon. Az elkészített háló ezután a mérési területre helyezhető (3.25b. ábra).

Még nem volt lehetőségem méréseket végezni az így elkészült 64 csatornás mérőrendszerrel, de remélhetőleg erre a következő hetekben sor kerül.

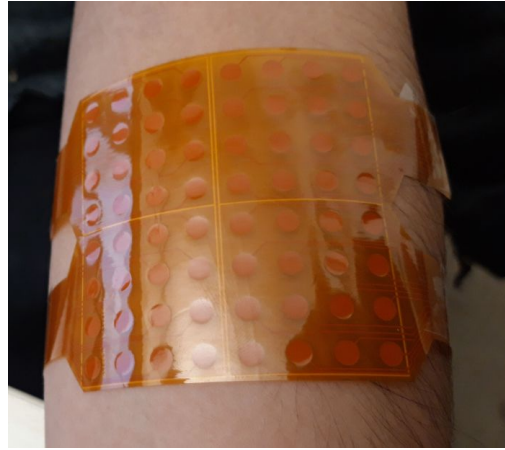
3.3.6. A rendszerem előnyei

A rendszerem nem rendelkezik a kereskedelmi forgalomban kapható HD-EMG mérőrendszerek képességeivel. A mai rendszerek jelentősen több mint 64 csatornát képesek kezelni, és kifinomultabb jelfeldolgozó szoftverekkel rendelkeznek. Ez azonban nem jelenti azt, hogy az általam tervezett és megvalósított rendszernek ne lennének előnyei.

Ugyan elsődleges szempont az általam tervezett rendszerrel az adatok gyűjtése, amennyiben arra mutatkozik szükség az általam bemutatott jelfeldolgozó rendszer mobil környezetben is használható egy 5 V-os akkumulátorral, és nincs szükség hálózati tápellátásra. A rendszer súlya és méretei nem teszik lehetővé, hogy az alkarra rögzítsük, de probléma nélkül viselhető övön vagy háton. A teljes mozgásszabadság eléréséhez azonban még szükséges az adatok vezeték nélküli átvitele egy számítógépre, ami egy későbbi feladat



(a) A 64 csatornás elektróda háló. Az elektródák átmérője 4 mm, az elektródák közötti távolság 8 mm.



(b) Az elektróda háló felhelyezve az alkarra.

3.25. ábra. Elektróda háló kialakítás.

lesz.

A másik terület, ahol versenyezhetünk a hivatalos gyártók gépeivel, az ár-érték arány. Bár pontosságunk nem ér fel az övékkel, olyan feladatok esetében, amelyek nem igénylik a legmagasabb fokú pontosságot, jelentősen alacsonyabb költséggel tudunk méréseket biztosítani. Egy teljes 64 csatornás jelfeldolgozó rendszer becsült költsége 400-450\$, ami jelentősen kevesebb, mint a kereskedelmi forgalomban kapható gépek ára (60 000 - 100 000 euró [28]). Hosszú távú, mindennapi használat esetén pedig még jelentősebb költségcsökkentést érhetünk el, mivel az elektródhálók költsége nagy tételben történő felhasználás esetén darabonként kevesebb, mint 1 euróra csökkenthető, ami jelentősen kevesebb, mint a kereskedelmi forgalomban kapható társaik ára (20-60 euró [28]).

4. fejezet

Számítási lépések (Digitális szakasz)

4.1. Analóg-digitális átalakítás

Az analóg-digitális átalakításhoz a kezdeti fázisban egy STM32 Nucleo-L432KC mikrokontrollert [29] használtam. Ez a mikrokontroller egy ADC-vel van felszerelve, amely tíz A/D konverziós csatornát képes kezelni. Az ADC maximális felbontása 12 bit. Az ADC tartomány alsó határa 0 V, felső határa pedig 2-3,6 V között állítható [29], ami azt jelenti, hogy 0-3,6 V-os ADC tartomány esetén a lépésköz kiszámítása a következő (4.1):

$$ADC_{step} = \frac{V_{max} - V_{min}}{step_num} = \frac{3.6 - 0}{2^{12}} = 0.0008 \text{ V} = 0.8 \text{ mV} \quad (4.1)$$

Az EMG feszültségtartománya körülbelül 50 μV és 2,5 mV között van. A 600x erősítésű áramkör esetében a minimálisan mérhető érték a következőképpen alakul (4.2):

$$V_{min_{out}} = V_{min_{in}} \cdot gain = 0.05 \cdot 600 = 30 \text{ mV} \quad (4.2)$$

Ezen a felbontáson a legkisebb mérhető EMG érték is jelentősen megkülönböztethető a zajtól. Mivel a jelfeldolgozó áramkör kimeneti tartománya 1,5 V, további felbontásnövelés érhető el az ADC tartomány szűkítésével (0-3,6 V-ról 0-2 V-ra vagy 0-1,5 V-ra másik ADC eszköz használatával). Az L432KC mikrokontroller használatával az ADC lépésköz 0,8 mV-ról 0,4 mV-ra csökkenthető az ADC tartomány felső határának 3,6 V-ról 2 V-ra történő módosításával.

A mikrokontroller maximális felbontású konverziós sebessége 5,33 Msps, ami jóval meghaladja a Nyquist-határt, még több csatorna egyidejű konvertálása esetén is. A végleges mintavételi frekvencia még nincs meghatározva; 4000 és 10000 Hz között lesz. Mindkét értéket alátámasztja az irodalom, de hogy a nagyobb mintavételi frekvencia ebben a kialakításban jelentős javulást eredményez-e, azt tesztmérések fogják igazolni.

A 10 csatornás mérés esetén egy STM32F407G-DISC1 discovery boardot [30] használtam az adatok digitalizálásához. A konverzió paraméterei megegyeztek a fent kiszámítottakkal.

A 64 csatornás mérésekhez egy NUCLEO-H755ZI-Q mikrokontrollert [31] fogok használni. Ez a controller 3 beépített ADC chipet tartalmaz, és képes biztosítani a korábban bemutatott mintavételi frekvenciát és ADC tartományt 8 db nyolcas multiplexer segítségével.

4.2. Vakforrás-szeparáció

A jelfeldolgozás központi szerepet játszik az EMG jelek használható bemenetté alakításában a protézisek számára, különösen a HD-EMG által generált nagy mennyiségű adat esetén. A vak forrás szeparáció és az önálló komponens analízis technikák széles körben alkalmazottak az egyes izomaktivációk elkülönítésére a többcsatornás EMG jeleken belül, ezáltal javítva a protézisek irányításának pontosságát és megbízhatóságát. A BSS például lehetővé teszi az izomjelek zajtól vagy átfedő jelektől való elkülönítését a statisztikai függetlenségre alapozva, ami különösen értékes a HD-EMG alkalmazásokban, ahol több motoros egység is egyidejűleg aktív. Továbbá, a wavelet-alapú szűrés és a gépi tanulás alapú osztályozók tovább növelik a jelek használhatóságát az artefaktumok eltávolításával és a mozgásminták kategorizálásával.

Valós idejű alkalmazásokban a hatékony jelfeldolgozás eredménye képes jobban igazodni a felhasználó szándékaihoz. A számítási igények kezelésére az újabb fejlesztések arra összpontosítottak, hogy optimalizálják a jelfeldolgozó folyamatokat, biztosítva az alacsony késleltetésű jelelemzést. A FastICA, egy gyakori ICA módszer, mely hatékonyan bizonyult a HD-EMG jelek valós idejű szétválasztásában, ami alapvető a folyamatos és természetes protézis irányítás megvalósításához.

4.2.1. Algoritmus

A következőkben a Francesco Negro és munkatársai által bemutatott BSS technikára [9] fogok összpontosítani. A módszer az önálló komponens analízis kiterjesztése. A technika azon az elképzelésen alapul, hogy a mérési jeleket értelmezhetjük az izom egységek jeleinek konvolúciójaként. Ez mátrix formában a következőképpen írható fel (4.3):

$$\underline{x}(k) = \sum_{l=0}^{L-1} \underline{H}(l) \underline{s}(k-l) + \underline{n}(k) \quad (4.3)$$

ahol $\underline{x}(k) = [x_1(k), x_2(k), \dots, x_m(k)]^T$ és $\underline{s}(k) = [s_1(k), s_2(k), \dots, s_n(k)]^T$ a mérési és forrás jelek k -adik mintáit tartalmazó vektorok. $\underline{H}$ a konvolúciós mátrix, $\underline{n}$ pedig valamilyen zaj.

Következésképpen, ha H invertálható, akkor az izom egységek aktivációi a mért jelekből visszaszámíthatók egy szorzással. Az inverz probléma megoldásához legalább annyi mérési ponttal kell rendelkezniünk, mint ahány forrás van.

A szeparációs mátrix $\underline{B}$ a szeparációs vektorokból, $\underline{w}_i$ -kből áll. Iteratív számításához a cikk a következő algoritmust javasolja (Algoritmus 1):

1. Algorithm BSS algoritmus

```

1: Vonjuk ki az átlagot a megfigyelésekből  $\underline{\tilde{x}}$ 
2: Fehérítsük  $\underline{\tilde{x}} - t$ 
3: Inicializáljuk a  $\underline{B}$  mátrixot üres mátrixként
4: for  $i = 1$  tól  $M$ -ig do  $\triangleright M$  a csatornák száma
5:   Inicializáljuk a  $w_i(0)$  és  $w_i(-1)$  vektorokat
6:   while  $|w_i(n)^T w_i(n-1) - 1| \prec \text{Tolx}$  do
7:     Fixpont algoritmus, számítsuk ki  $w_i(n)$ -t
8:     Ortogonalizáljuk  $w_i(n)$ -t (Gram-Schmidt ortogonalizáció)
9:     Normalizáljuk  $w_i(n)$ -t
10:    Állítsuk  $n = n + 1$ 
11:  end while
12:  Inicializáljuk  $w_i$  kovarianciáit  $\text{CoV}_{n-1}$  és  $\text{CoV}_n$ 
13:  while  $\text{CoV}_n < \text{CoV}_{n-1}$  do
14:    Becslés az  $i$ -edik forrásra
15:    Impulzusvonal ( $PT_n$ ) becslés csúcsetekcióval és K-means osztályozással
16:    Állítsuk  $\text{CoV}_{n-1} = \text{CoV}_n$  és számítsuk ki  $\text{CoV}_n$ 
17:    Számítsuk ki  $w_i(n+1)$ -t
18:    Állítsuk  $n = n + 1$ 
19:  end while
20:  if SIL (silhouette érték)  $> 0.9$  then
21:    Fogadjuk el a forrás becslést
22:    Adjuk hozzá  $\underline{w}_i$ -t a  $\underline{B}$  mátrixhoz
23:  end if
24: end for

```

Ezt az algoritmust MATLAB-ban implementáltam, felhasználva [32] segítségét.

Ha a mérések száma nem elég nagy, az algoritmus könnyen konvergálhat többször ugyanarra a megoldásra, így nem minden forrás kerül be a megoldásunkba. Ez a jelenség elkerülhető a források elvi számának növelésével a bemenetek számához képest. Az eredeti algoritmus használatával ez sok nagyon hasonló megoldást eredményezne (csak a számítási hibák miatt lenne az eltérés), de olyan hiányzó megoldások megjelenését is hozná magával, amelyek az alap forrásszámnál hiányoztak.

Annak érdekében, hogy a lehető legtöbb független forrást azonosítsuk a rendelkezésre álló adatkészletekből, a források elvi számának növelése mellett bevezettem egy távolsági mértéket a majdnem azonos források klaszterezésére. Az egész klasztert ezután helyettesíthetjük az általa tartalmazott összes forrás átlagával, így visszatérve az eredetileg várt forrásszámmal. Két forrás majdnem azonos, ha az általunk definiált mérték (4.4) kisebb egy küszöbértéknél. Az általam definiált mérték matematikai leírása a következő:

$$d(S_1, S_2) = \frac{\sum_{t=0}^T |S_{1t} - S_{2t}|}{\frac{\sum_{t=0}^T |S_{1t}| + |S_{2t}|}{2}} \quad (4.4)$$

4.2.2. Algoritmus kiértékelése

Az algoritmus teszteléséhez készítettem egy másik Matlab kódot, amely motoros egység akciós potenciál mintákat generál. Egy akciós potenciált Gauss-pulzusokkal modelleztem, ahol a rosthöz érkező impulzusok időzítése random. Ha több akciós potenciál kis időközökkel érkezik, a motoros egység megjeleníti az izomrostokra jellemző telítődési görbét.

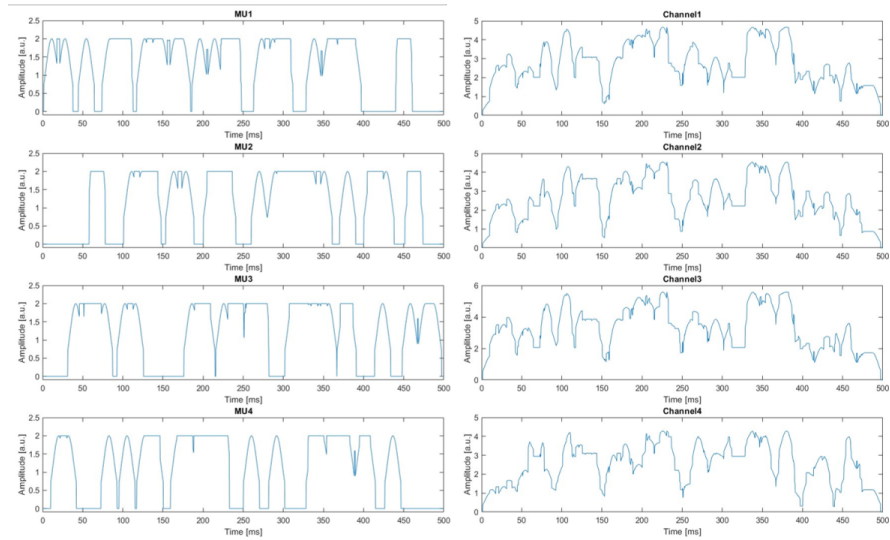
Ezt követően "méréseket" is generáltam. Ezeket úgy állítottam elő, hogy a korábban generált motoros egység aktivációkat minden mérési pontban random súlyozott lineáris kombinációba vettem (ábra 4.1).

A szimulált adatokon (4 csatorna, 4 motoros egység) futtatva az algoritmust látható, hogy az nagy pontossággal vissza tudja nyerni a motoros egység akciós potenciáljainak időpontjait. Az ábrán (4.2) zölddel a "mért értékeket" jelöltem, pirossal pedig egy olyan motoros egység aktivációját, amely nem mérhető a felszínről. Az algoritmus fekete vonallal jelöli a MUAP kezdetét és végét, amely a mért jelből lett kiszámítva.

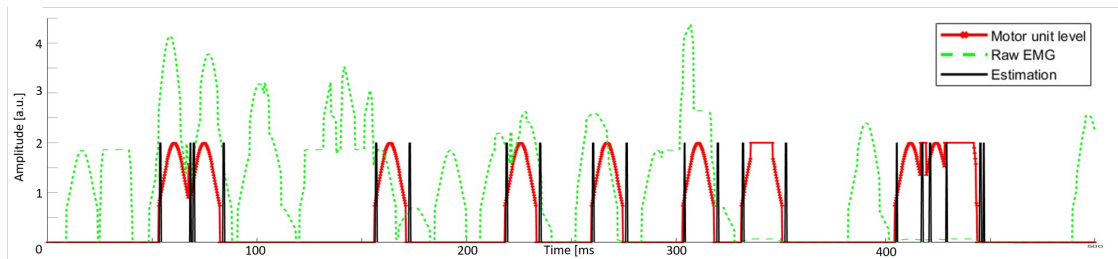
4.2.3. Forrásszeeparáció a 10 csatornás mérési adatokon

A 10 csatornás EMG mérési adatokat az algoritmusba helyezve a következő kimenetet kaptam (4.3 ábra):

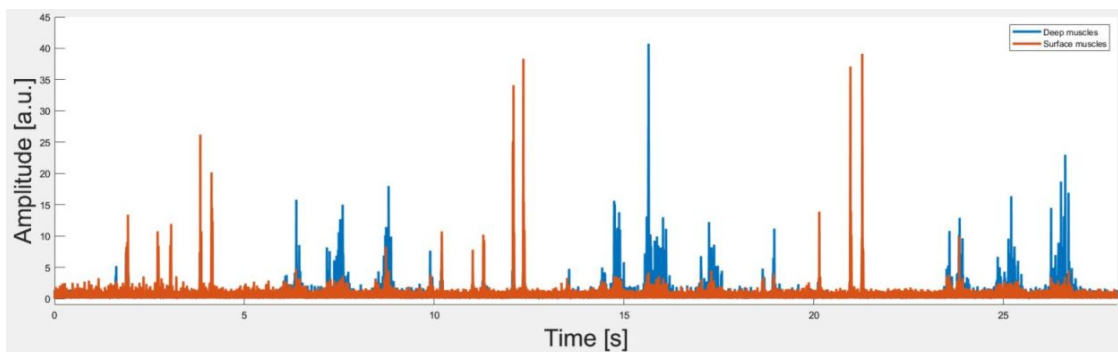
Világosan látható, hogy a 10 csatorna már elégséges információt nyújt a jel eredetének mélységének azonosításához, de ahhoz, hogy bármit mondhassunk a motoros egység



4.1. ábra. A generált MUAP-ok és mérések grafikonja.



4.2. ábra. A BSS szimuláció kimenete. Zölddel a "mért értékek", pirossal pedig egy olyan motoros egység aktivációja, amely nem mérhető a felszínről. Az algoritmus fekete vonallal jelöli a számított MUAP kezdetét és végét.

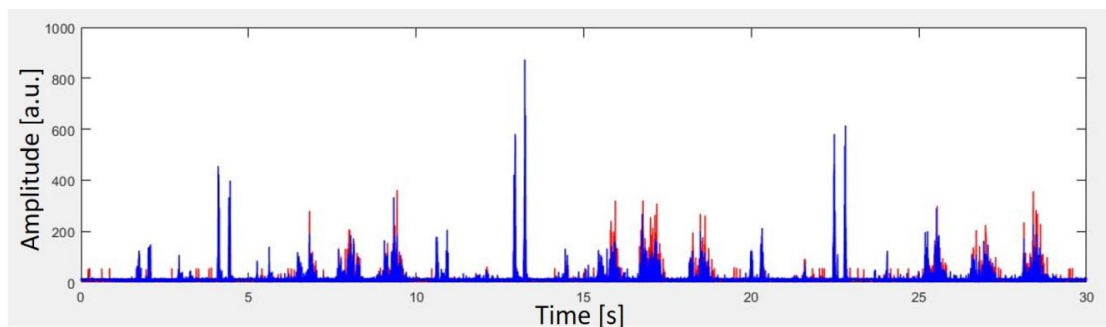


4.3. ábra. A forrásszeparáció kimenete in-vivo mérési adatokkal. Narancs - felszíni izmok, kék - mély izmok.

szintjéről, sokkal több mérési pontra lenne szükség.

4.2.4. MUedit

A MUedit egy nyílt forrású szoftveres eszköz, amely motoros egység aktivitásának elemzésére szolgál, különösen HD-EMG-felvételek esetében [33]. Miután megadtam a rendszerben használt elrendezést, lefuttattam, hogy lássam, milyen kimenetet ad ez a hivatalos BSS eszköz az általam kevés csatornán rögzített adatsorokra. A szoftver ugyanazon algoritmuson alapul, de a paraméterek nem egyeznek 100%-ban, és hiányoznak belőle az elvi forrásszám bővítésére és az összehasonlítás alapján történő klaszterezésre szolgáló eljárások (4.4 ábra). A MUedit által adott kimenet természetében hasonló az általam előállított kimenethez, de nyilvánvalóan nem választja szét olyan jól a felszíni és mély izmokat. Ez az eredmény valójában várható volt, mivel a szoftver 64-128 vagy még több csatornán alapuló MUAP-szintű szeparációra van optimalizálva.



4.4. ábra. A forrásszeperáció kimenete MUedit használatával. A két szín az általa azonosított két forrást jelöli.

5. fejezet

Összefoglalás

5.1. Diszkusszió

Az EMG-alapú protézisek forradalmasították a protetikus segédeszközök területét, lehetővé téve a felhasználók számára, hogy különféle mozgásokat hajtsanak végre, az egyszerű nyitás/zárás kézgesztusoktól kezdve a összetettebb és finom motoros feladatokig. Ezeket a protéziseket úgy tervezték, hogy intuitív módon reagáljanak a csonka végtag izomaktivációira, alkalmassá téve őket különböző alkalmazásokra, mint például tárgyak emelése, írás, vagy összetettebb feladatok elvégzése. Azonban még mindig vannak kihívások, különösen a bonyolult, több szabadságfokú mozgások elérésében, amelyek magas felbontású, alacsony késleltetésű jelfeldolgozást igényelnek. Ezeknek a kihívásoknak a kezelése folyamatos fejlesztéseket igényel az EMG technológiában, beleértve a nagy sűrűségű EMG elrendezések fejlesztését, amelyek képesek finom izomaktivitást rögzíteni nagyobb területeken, jobb irányítást és adaptálhatóságot biztosítva a protézis eszközöknek.

Ezen felül az EMG-alapú rendszerek egyre inkább alkalmazkodnak a többgesztusos irányításhoz fejlett gépi tanulási algoritmusokon keresztül, amelyek az EMG mintákat specifikus kéz- vagy ujjmozgásokká osztályozzák. Az ilyen adaptálhatóság kulcsfontosságú ahhoz, hogy a felhasználók reális, funkcionális élményeket szerezzenek a környezetükkel való interakció során. Ahogy a terület fejlődik, az erős EMG irányítás integrálása AI-alapú gesztusfelismeréssel elengedhetetlen lesz az EMG-alapú protézisek teljes potenciáljának felszabadításához.

A kutatás eredményei rámutatnak az EMG rögzítő áramkörök testreszabásának fontosságára a protéziskarok hatékony irányításában. A különböző EMG előfeldolgozó áramkörök fejlesztése és tesztelése során megfigyelhettük, hogy a rendszer komplexitása döntő szerepet játszik a protézisek teljesítőképességében és használhatóságában. Az egyszerű

protézisek egy szabadságfokkal hatékonyan működhetnek alapvető EMG áramkörökkel, de ahogy a protézisek komplexitása és DOF-ja növekszik, egyre kifinomultabb EMG rögzítő és feldolgozó rendszerekre van szükség.

A forrásszevárációs technikák megvalósítása döntő előrelépésnek bizonyult ezen a területen. Az ilyen technikák lehetővé teszik, hogy különböző izomcsoportok jeleit elkülönítsük, ami javítja a protéziskar többfunkciós irányítását. Ez a szeparáció különösen előnyös nagy igénybevételt jelentő helyzetekben, ahol gyors és precíz mozgásokra van szükség. A nagy sűrűségű EMG-re való áttérés tovább javítja a jel felbontását és pontosságát, természetesebb és reagánsabb felhasználói élményt biztosítva.

Az egyik legfontosabb megfigyelés ebben a tanulmányban a rendszer komplexitása és gyakorlati használhatósága közötti kompromisszum. Míg a nagy komplexitású rendszerek, mint a HD-EMG, kiemelkedő teljesítőképességet nyújtanak, ezekhez kifinomultabb hardver és növelt számítási kapacitás szükséges. Ez magasabb költségeket és nehezebb mindennapi integrációt eredményezhet. Ezért lényeges ezen tényezők egyensúlyba hozása a gyakorlatias és megfizethető protézis megoldások fejlesztése érdekében.

5.2. Összefoglalás

Ez a kutatás sikeresen bemutatta különböző komplexitású EMG rögzítő áramkörök fejlesztését, amelyek a különböző protéziskarok követelményeihez igazodnak. A legfőbb hozzájárulások közé tartozik egy EMG előfeldolgozó áramkör tervezése és megvalósítása, amely hatékonyan szűri és erősíti a nyers EMG jeleket, biztosítva, hogy azok alkalmasak legyenek precíz irányítási alkalmazásokhoz. Kiterjedt tesztek során megállapításra került, hogy alapvető EMG áramkörök elegendőek az egyszerű, egy szabadságfokú protézisekhez. Azonban az összetettebb, több DOF-fal rendelkező protézisekhez fejlettebb előfeldolgozási és jelfeldolgozási technikákra van szükség.

A forrásszevárációs technikák alkalmazása különösen jelentős volt. Ezek a technikák lehetővé teszik, hogy különböző izomcsoportok jeleit elkülönítsük, ezáltal lehetőséget biztosítva a protézis több funkciójának egyidejű és független irányítására. Ez a fejlesztés különösen fontos a természetesebb és koordináltabb mozgások elérése szempontjából, különösen az összetettebb protézis rendszerek esetében. Emellett a kutatás kitért a nagy sűrűségű EMG területére, amely magasabb számú elektróda alkalmazásával részletes térbeli információt biztosít az izomtevékenységről. A HD-EMG által nyújtott nagy felbontás pontosabb és reagánsabb irányítást tesz lehetővé, javítva a felhasználói élményt.

Az analóg jelfeldolgozás bizonyos EMG mérési beállításokban jelentős előnyöket nyújt.

hat az alapvető jelkondicionálás – például erősítés, szűrés és egyenirányítás – digitálisás előtti biztosításával. Ez javíthatja a jel integritását, csökkentve az aliasing kockázatát és javítva a jel/zaj arányt, mivel a zaj közvetlenül a hardverben csökkenthető. Továbbá az analóg áramkörök az alkalmazás specifikus igényeihez igazíthatók, precíz és hatékony előfeldolgozást biztosítva további számítási erőforrások nélkül. Ez különösen előnyös lehet szigorú energia- vagy számítási korlátok mellett. Mindazonáltal a digitális jelfeldolgozásnak is meg kellene lennie a maga előnyei. Az adaptív algoritmusok megvalósításának rugalmassága, a kompakt rendszertervek, valamint a hatékony energiafogyasztás erős alternatívává teszi az alkalmazás specifikus követelményeitől függően, ezért a későbbiekben az ilyen rendszerek tesztelése is a fókuszba kerülhet kutatásomban.

Összegzésként, a kutatás során elért fejlesztések javítják a protézis karok funkcionalitását és reagálóképességét, így azok intuitívabbá és felhasználóbarátabbá válnak. Az eredmények rávilágítanak az EMG rögzítési és feldolgozási technikák testreszabásának fontosságára a különböző protézis alkalmazások igényei szerint, végül javítva a felhasználók életminőségét nagyobb függetlenség és funkcionalitás biztosításával.

Már 3 éve végzek kutatást biomechanika és protézis irányítás területén; a "karperec – kiegészített karperec – első szimulált (de nem megvalósított) áramkör" epizódok az előző biomechanikai elemzésről és szimulációról szóló OTDK-m részét képezték. Ezeket az előző munkákat világosan elkülönítve a 2.3. fejezetben, "Korábbi tanulmányok" címmel szerepeltetem. Ezeket a korábbi fejezeteket a teljesség érdekében tömörítve illesztettem be ebbe a tanulmányba.

5.3. Kihívások és jövőbeli irányok a HD-EMG-alapú protézisirányítás területén

Bár a HD-EMG technológia óriási lehetőséget mutat a protézisek finomhangolt irányításában, számos kihívás továbbra is fennáll. Az egyik legfontosabb probléma az elektródák közötti áthallás és a jelminőség idővel történő romlása, amely csökkentheti az izomaktivációs jelek tisztaságát, különösen hosszan tartó használat során. Továbbá a HD-EMG rendszerek érzékenyek lehetnek az izomfáradásra, ami befolyásolhatja a jelek stabilitását és megbízhatóságát, ahogy a felhasználó izmai elfáradnak. Ezek a tényezők rávilágítanak arra, hogy mind a hardver, mind a szoftver innovációkra szükség van a HD-EMG hosszú távú protézisirányításban való alkalmazhatóságának növelésére.

A hordható elektródaanyagok és a rugalmas, bőrhöz illeszkedő áramkörök területén

várható fejlesztések valószínűleg javítják a felhasználói kényelmet és a jelstabilitást azáltal, hogy csökkentik a mozgási artefaktokat és fokozzák a bőrfelülethez való tapadást. A rugalmas elektronikában elért előrelépések kompaktabb, könnyebb protézis interfészeket eredményezhetnek, így a HD-EMG rendszerek gyakorlatiasabbá válhatnak mindennapi használatra. Ezek a tervezési fejlesztések elengedhetetlenek annak biztosításához, hogy a HD-EMG életképes megoldás maradjon azok számára, akik tartósságot és kényelmet igényelnek protézis eszközeikben.

Szoftveres oldalról a mesterséges intelligencia és gépi tanulás várhatóan egyre fontosabb szerepet fog játszani. Az algoritmusok, amelyek dinamikusan szűrik a zajt, alkalmazkodnak a jelkvalitás változásaihoz, és kezelik az izomfáradás hatásait, kritikusak lesznek a valós idejű jelfeldolgozásban, amely elengedhetetlen az intuitív protézisirányításhoz. Különösen az AI-alapú mintafelismerés javíthatja a rendszer képességét komplex izomaktivációs minták értelmezésére, lehetővé téve szélesebb mozgás- és gesztuskészlet pontosabb és megbízhatóbb végrehajtását. Ezek az előrelépések utat nyithatnak a nagy szabadságfokú protézis végtagok intuitívabb és reagálóbb irányítása előtt, lehetővé téve a felhasználók számára, hogy finommotoros feladatokat könnyedén és precízen hajtsanak végre.

Ezen túlmenően, mivel a HD-EMG rendszerek nagy mennyiségű adatot generálnak, folyamatos fejlesztésekre van szükség a számítási hatékonyság terén az alacsony késleltetésű, valós idejű feldolgozás fenntartásához. Az optimalizált feldolgozási folyamatok és a nagy teljesítményű mikroelektronika integrációja segíteni fog az adatterhelés kezelésében, lehetővé téve a HD-EMG rendszerek számára, hogy kompromisszumok nélkül működjenek a válaszüthető terén. Ezeknek a technikai, ergonómiai és felhasználói élmény szempontú megfontolásoknak a kezelése kulcsfontosságú lesz a HD-EMG protézis alkalmazások evolúciójában, lehetővé téve a felhasználók sokféle igényének kielégítését, miközben továbbfejlesztik az EMG-alapú protézisek képességeit.

5.4. Jövőbeli tervek

A panelek csak néhány nappal a beadási határidő előtt érkeztek meg, így nem volt időm tesztelni őket. A mérési előkészületek azonban jól haladnak, így bízom benne, hogy a következő hetekben képesek leszünk mérni a 64 csatornás mérési beállítással.

Az első tesztek után azonos mozgásmintákat terveztünk rögzíteni 16, 32 és 64 csatornán. Ez lehetővé teszi számunkra, hogy összehasonlítsuk a szeparációs pontosság alakulását a csatornaszám függvényében. Ha a mérések azt mutatják, hogy a több csatorna

jelentős javulást eredményezne a mérési minőségben, további csatornákat kell majd gyártani.

Az első 8x8 csatorna kiosztás alapján egyedi elektróda hálókat lehet tervezni a különböző mérési igények kielégítésére. Az elektródák távolságának és elrendezésének változtatásával ezek segíthetnek biztosítani, hogy a mérések optimális pozícióban történjenek. Finomhangolt csatornakiosztás és elektródaelrendezés kidolgozása után célunk különböző mozgásokat rögzíteni több alanyon, ezáltal egy átfogó adatbázist hozva létre.

Ez az adatbázis jelentős értéket képviselhet a jövőbeli kutatás és fejlesztés számára. Miután elegendő mennyiségű adat gyűlt össze, a következő lépés egy olyan gépi tanulás alapú szoftver kifejlesztése lehetne, amely képes az egyes gesztusok felismerésére, így megnyitva az utat az mérések adatainak protézis irányítására való felhasználása előtt.

Ha a mozgás közbeni mérések használata jobban a fókuszba kerül, szükség lehet a mikrokontroller-számítógép kapcsolat vezeték nélküli megoldására is. Ennek technikai megvalósíthatóságát később részletesen megvizsgáljuk.

Irodalom

- [1] P. Konrad, *The ABC of EMG*. Noraxon INC. USA, 2005. ápr.
- [2] R. Merletti és D. Farina, *Surface Electromyography: Physiology, Engineering and Applications*. John Wiley & Sons, 2016.
- [3] D. Farina, R. Merletti és R. M. Enoka, „The extraction of neural strategies from the surface EMG”, 96. évf., 4. sz., 2004. ápr. DOI: [10.1152/JAPPLPHYSIOL.01070.2003](https://doi.org/10.1152/JAPPLPHYSIOL.01070.2003).
- [4] D. Farina, M. Pozzo, E. Merlo, A. Bottin és R. Merletti, „Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions”, 51. évf., 8. sz., 2004. júl. DOI: [10.1109/TBME.2004.827556](https://doi.org/10.1109/TBME.2004.827556).
- [5] D. Farina, R. Merletti és R. Muceli, „Surface EMG decomposition: Multichannel techniques and applications”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 27. évf., 60–68. old., 2017.
- [6] F. Stegeman, D. Stegeman, B. Kleine, B. Lapatki és J. Van Dijk, „High-density Surface EMG: Techniques and Applications at a Motor Unit Level”, 32. évf., 3. sz., 2012. jan. DOI: [10.1016/S0208-5216\(12\)70039-6](https://doi.org/10.1016/S0208-5216(12)70039-6).
- [7] R. Merletti, A. Holobar és D. Farina, „Analysis of motor units with high-density surface electromyography”, 18. évf., 6. sz., 2008. dec. DOI: [10.1016/J.JELEKIN.2008.09.002](https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2008.09.002).
- [8] *Flexible textile electrodes*, 2024. aug. cím: <https://www.tmsi.com/products/textile-hd-emg-grids/> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [9] F. Negro, S. Muceli, A. M. Castronovo, A. Holobar és D. Farina, „Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation”, 13. évf., 2. sz., 2016. febr. DOI: [10.1088/1741-2560/13/2/026027](https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/2/026027).

- [10] Z. Maialen, G. Amilibia, C. Hadjadj és tsai., „Feasibility assessment of muscle force estimation using the Myo armband during arm curl training”, *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, 4. évf., 785–789. old., 2022.
- [11] 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).
- [12] J. Garay, A. Singh, M. Martucci és tsai., „An Electromyography Signal Conditioning Circuit Simulation Experience”, *The Eleventh International Conference on Sensor Technologies and Applications*, 19–23. old., 2017.
- [13] K. Manal, „Real-Time Control of an EMG-Driven Virtual Arm”, *Medicine amp; Science in Sports amp; Exercise*, 36. évf., S1., 2004. máj. DOI: [10.1249/00005768-200405001-00005](https://doi.org/10.1249/00005768-200405001-00005).
- [14] A. Del Vecchio, A. Holobar, D. Falla, F. Felici, R. M. Enoka és D. Farina, „Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals”, 53. évf., 2020. aug. DOI: [10.1016/J.JELEKIN.2020.102426](https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2020.102426).
- [15] M. Rojas-Martinez, M. Mananas és J. Alonso, „High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles”, *J Neuroeng Rehabil.*, 9. évf., 85. sz., 2012. DOI: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-85>.
- [16] M. D. Gazzoni M Celadon N, „Quantifying Forearm Muscle Activity during Wrist and Finger Movements by Means of Multi-Channel Electromyography”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11. évf., 52. old., 2014. DOI: [10.1371/journal.pone.0109943](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0109943).
- [17] 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.
- [18] Texas Instruments, *LM324 Quad Op-Amps Data Sheet*, Data Sheet, 2024. cím: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm324b.pdf?ts=1716718534047&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FLM324B (elérés dátuma 2024. 10. 29.).

- [19] Analog Devices, *AD620 Data Sheet*, Data Sheet, 2011. cím: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [20] R. Elliott, *Precision Rectifiers*, sound-au.com, 2005. cím: <https://sound-au.com/appnotes/an001.htm> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [21] *Active high pass filter - op-amp high pass filter*, 2022. aug. cím: https://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_6.html (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [22] Texas Instruments, *LMV324 Low-Power Quad Op-Amps Data Sheet*, Data Sheet, 2023. cím: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lmv324.pdf> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [23] Microchip, *MCP6034 High Precision Op-Amps Data Sheet*, Data Sheet, 2008. cím: <https://ww1.microchip.com/downloads/aemDocuments/documents/MSLD/ProductDocuments/DataSheets/MCP6031-2-3-4-Data-Sheet-DS20002041C.pdf> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [24] Vishay Semiconductors, *1N4148 Diode Data Sheet*, Data Sheet, 2024. cím: <https://www.vishay.com/docs/81857/1n4148.pdf> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [25] Analog Devices, *AD623 Data Sheet*, Data Sheet, 2020. cím: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [26] Analog Devices, *AD8223 Data Sheet*, Data Sheet, 2008. cím: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8223.pdf> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [27] JLCPCB, *PCB Manufacturing Capabilities*, <https://jlcpcb.com/capabilities/pcb-capabilities>. (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [28] *BIO elettronica*. cím: <https://otbioelettronica.it/en/product-category/electrodes/,%20journal=%7B0T%20Bioelettronica%7D,%20year=%7B2023%7D,%20urldate=%7B2024-11-9%7D>.
- [29] STMicroelectronics, *STM32L432KC Datasheet*, Data Sheet, 2018. cím: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32l432kc.pdf> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).

- [30] STMicroelectronics, *STM32F407G-DISC1 discovery board Datasheet*, Data Sheet, 2018. cím: https://www.st.com/resource/en/user_manual/um1472-discovery-kit-with-stm32f407vg-mcu-stmicroelectronics.pdf (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [31] STMicroelectronics, *NUCLEO-H755ZI-Q Datasheet*, Data Sheet, 2018. cím: https://www.st.com/resource/en/user_manual/um2408-stm32h7-nucleo144-boards-mb1363-stmicroelectronics.pdf (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [32] *guilhermerc/semg-decomposition*, 2022. máj. cím: <https://github.com/guilhermerc/semg-decomposition> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).
- [33] *Simonavrillon/MUedit: App to decompose electromyographic signals and manually edit the motor unit pulse trains*. cím: <https://github.com/simonavrillon/MUedit> (elérés dátuma 2024. 10. 29.).