



Pázmány Péter Katolikus Egyetem
Információs Technológiai és Bionikai Kar

Dolgozat a Tudományos Diákköri Konferenciára

Viselhető, több-csatornás EMG felvevő eszköz
fejlesztése vezérlési célokra, textil-technológiák
felhasználásával

Kráz Balázs
Mérnökinformatikus BSc

2025

Témavezető: Naszlady Márton Bese

A KULTÚRÁLIS ÉS INNOVÁCIÓS MINISZTERIUM EKÖP-24-1 KÓDSZÁMÚ
EGYETEMI KUTATÓI ÖSZTÖNDÍJ PROGRAMJÁNAK
A NEMZETI KUTATÁSI, FEJLESZTÉSI ÉS INNOVÁCIÓS ALAPBÓL FINANSZÍROZOTT
SZAKMAI TÁMOGATÁSÁVAL KÉSZÜLT.



KULTÚRÁLIS ÉS INNOVÁCIÓS
MINISZTERIUM



NEMZETI KUTATÁSI, FEJLESZTÉSI
ÉS INNOVÁCIÓS HIVATAL

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	1
2. Elektromiográfiás Technológia	2
2.1. Az izom	2
2.2. Elektromiográfia	3
2.2.1. Történelem	4
2.2.2. EMG mérés folyamata	4
2.2.3. Elektród típusok	6
2.2.4. Alapvető jelfeldolgozás	9
2.2.5. Felhasználás	9
2.3. Kéz és kar izomzatának anatómiája	10
3. Protézis vezérlés	13
3.1. Amputáció	13
3.2. Karprotézisek	14
3.2.1. Történeti áttekintés	14
3.2.2. A protézisek felfüggesztése	15
3.2.3. A protézis karok típusai	15
3.2.4. Elhagyás és pszichológiai hatások	16
3.3. Irányítási lehetőségek	17
3.3.1. Alapvető irányítási módszerek	17
3.3.2. Fejlett irányítási módszerek	18
3.3.3. Érzékelési visszacsatolás	18
3.4. EMG-alapú protézisvezérlés	18
3.4.1. Egyedi illesztés	19
3.4.2. Elektródák elhelyezése	19
3.4.3. Klasszikus megközelítések	19
3.4.4. Mintafelismerés	20
4. Viselhető technológia	22
4.1. Áttekintés	22
4.2. Érzékelő szövetek	23
4.2.1. Vezetőképes anyagok	23
4.2.2. Érzékelő elemek	23
4.2.3. Összeköttetés	24
4.2.4. Elektromos csatlakozás	24
4.2.5. Feldolgozó egység	24
4.2.6. Tartósság és kényelem	24
4.2.7. Tömeggyártás	25

4.3. Textiltechnológiák a karprotézisekben	25
4.3.1. Funkcionális részek	25
4.3.2. Bélések	25
4.3.3. E-textil-alapú mioelektromos vezérlés	25
5. Fejlesztések	27
5.1. Mioelektromos sleeve	27
5.1.1. Tervezés	27
5.1.2. Elektródák	27
5.1.3. Összeköttetés	29
5.1.4. Interfész	29
5.1.5. Áramkör tervezése	30
5.1.6. Burkolat	31
5.1.7. Jellemzők	31
5.1.8. Tervezés és gyártás	31
5.2. Valós idejű alkalmazás	32
5.2.1. Mintavételezés	32
5.2.2. Szűrés	33
5.2.3. Szegmentáció és jellemzők kinyerése	33
5.2.4. Osztályozás	33
6. Mérések és eredmények	35
6.1. A sleeve pozicionálási pontossága	35
6.2. Textil elektródák összehasonlítása	36
6.3. Digitális szűrők értékelése	38
6.4. Feldolgozási teljesítmény elemzése	40
7. Összefoglalás	43
7.1. Eredmények	43
7.2. Korlátok	44
7.3. Jövőbeli kilátások	44
A. Szoftver- és hardvertár	46
B. Textil elektródák összehasonlításának eredményei	47
Hivatkozások	53

Kivonat

Ez a tanulmány egy viselhető, a puha textiltechnológiák legújabb vívmányait integráló, többcsatornás elektromiográfiai (EMG) jelfeldolgozó eszköz intuitív protézisvezérlési célú fejlesztését tárgyalja. A valós idejű bioelektromos jelfeldolgozás és adatgyűjtés lehetővé teszi a modern protézisrendszerek által igényelt precíz és természetes vezérlési mechanizmusokat. Az eszköz egy egyedi tervezésű textil ingujjat tartalmaz, amely hat pár tartós és mosható, textil alapú elektródát integrál, stratégiaileg elhelyezve a jelminőség optimalizálása és az artefaktumok minimalizálása érdekében. A rugalmas, légáteresztő anyagok alkalmazásával a sleeve kialakítása biztosítja az alacsony bőr-elektroda impedanciát és a felhasználói kényelmet. A jelkondicionálást, jellemzők kinyerését és mozdulatok osztályozását egy valós idejű működésre optimalizált, levehető feldolgozó egység végzi.

A tanulmány bemutatja az EMG technológiát, beleértve annak biológiai és jelfeldolgozási alapelveit, történeti fejlődését és a protézisvezérlésben való alkalmazásait. Emellett kiterjedten tárgyalja a viselhető technológiák és e-textíliák szerepét, hangsúlyozva az érzékelők ruházatba történő zökkenőmentes integrálását a nem invazív, valós idejű monitorozás érdekében. A vezetőképes anyagok, textil alapú elektródák és rugalmas összekötő megoldások innovációi fokozzák az eszköz funkcionalitását, lehetővé téve széles körű alkalmazását protézisrendszerekben és más biojel-vezérelt alkalmazásokban.

Az empirikus eredmények igazolják a rendszer hatékonyságát az összetett izomtevékenységek rögzítésében és értelmezésében, többfogásos kézmozdulatok esetében 90%-nál magasabb osztályozási pontosságot érve el ellenőrzött körülmények között. A textil elektródák összehasonlításra kerültek a hagyományos Ag/AgCl gél elektródákkal szemben. Az eredmények hasonló jel-zaj arányt és teljesítmény-spektrális eloszlást mutattak, miközben az eszköz kiemelkedő tartósságot és könnyű kezelhetőséget biztosított.

Ez a munka előmozdítani hivatott az EMG-alapú protézisvezérlés technológiai színvonalát az elektród-technológia, a felhasználói ergonómia és a jelfeldolgozás kritikus korlátainak kezelése révén. Az eszköz zökkenőmentes integrációja a viselhető ruházatba nemcsak intuitív és rezponzív protézisvezérlést támogat, hanem növeli a felhasználói elfogadottságot is. A jövőbeni iterációk célja egy sokoldalú textil sleeve technológia fejlesztése, amely széleskörűen alkalmazható a protézisek, a sport, a rehabilitáció és a fogyasztói alkalmazások területén, biztosítva a változatos felhasználói igényekhez való alkalmazkodást és funkcionalitást.

1. fejezet

Bevezetés

A legújabb előrelépések az integrált technológiák és az anyagtudomány terén jelentős fejlődést eredményeztek a viselhető eszközök piacán. A fogyasztói okosórák és fitnesz karkötők mellett az okostextil-megoldások is egyre nagyobb figyelmet kapnak. Az érzékelő e-textilek lehetővé teszik a hosszú távú, nem invazív monitorozást. Előnyeiket sikeresen demonstrálták távoli diagnosztikai eszközökben, mint például a SimpleSense és a Siren Socks textil alapú termékekben. [1][2]

A robotikus manipulátorok intuitív vezérlési módszereket igényelnek. A jelenlegi megoldások gyakran küzdenek az emberi operátorok szinergikus végtagmozgásainak reprodukálásával, és az eszközök gyakran akadályozzák a szabad mozgást. Az aktív művégtagok és a távirányítású robotok pontos és valós idejű vezérlést igényelnek a természetes és hatékony működés biztosítása érdekében. Az elektromiográfiás technológia a fejlett gépi tanulási módszerekkel kombinálva, képes az emberi szándékot precíz mechanikai mozgásokká alakítani az izomtevékenység során megjelenő elektromos jelek rögzítése és értelmezése révén.

Ebben a tanulmányban célunk egy átfogó rendszer kifejlesztése, amely egy kényelmes, viselhető textilből készült ingujjba integrálva hosszú távú bioelektromos jelmérést és -feldolgozást tesz lehetővé. A javasolt megoldás rendkívül sokoldalú, potenciális alkalmazási területei közé tartozik a mioelektromos protézisvezérlés, a sportteljesítmény-monitorozás, a rehabilitáció és az orvosi távfelügyelet.

2. fejezet

Elektromiográfiás Technológia

A vázizomzat alapvető szerepet játszik az emberi mozgásban, hiszen lehetővé teszi a szabad helyváltoztatást a környezetünkben, valamint az aprólékos, precíz feladatok elvégzését. Az izmok összehangoltan működnek, hogy erőt generáljanak és irányítsák a mozgást az ízületeken keresztül. Az izomszerkezet és az anatómia alapos ismerete kulcsfontosságú a mozgás helyreállítását célzó, hatékony protézismegoldások kifejlesztéséhez.

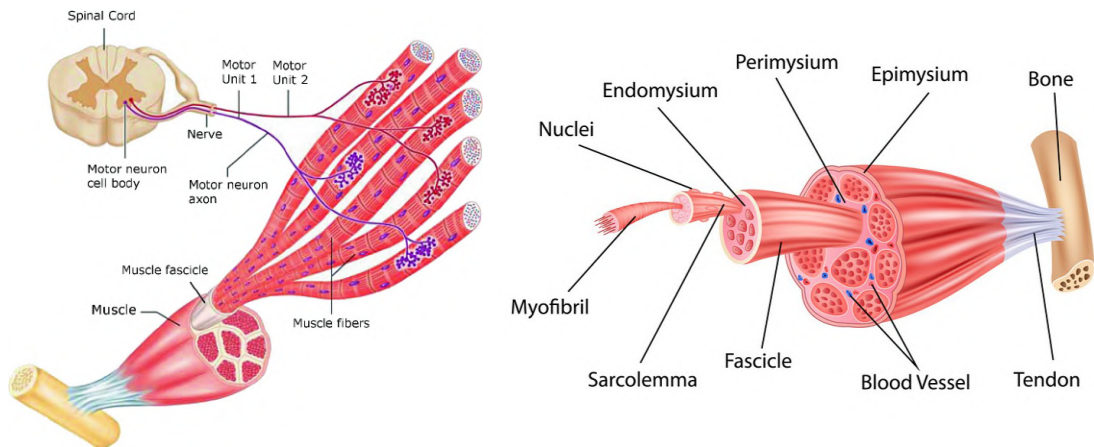
Az elektromiográfia (EMG) technológia lehetőséget nyújt az izomtevékenység alaposabb megértésére azáltal, hogy méri az izomösszehúzódások során fellépő elektromos jeleket. Ez a fejezet áttekinti az izomanatómia alapjait, beleértve az izomrostok összetételét és az izomösszehúzódás működési mechanizmusát. Emellett részletesen bemutatja az EMG jelek rögzítésének és feldolgozásának folyamatát, valamint azok alkalmazási lehetőségeit.

2.1. Az izom

Az izom rostos szövet, amely izomrostokból épül fel. Ezek az izomrostok kötegeket alkotnak, amelyeket izomkötegeknek (fasciculusoknak) nevezzük. Az izomkötegeket egy rugalmas szövet, a kötegek közötti hártya (perimysium) veszi körül. Az izomkülső hártya (epimysium), amely összefogja az izomkötegeket, az izmokat inakon keresztül köti össze a csontokkal. Minden egyes izomrost tovább bontható miofibrillumokra. A miofibrillumok számai egymásba fonódó, vékony miozin- és vastag aktinfehérje-filamentumokból állnak, amelyek szarkomereket alkotnak. A filamentumok átfedő részein keresztkötések jönnek létre, amelyek lehetővé teszik, hogy a kontraktilis fehérjék egymáson elcsússzanak, ezáltal a szarkomerek megrövidüljenek. Az egyedi elcsúszások összessége az izomösszehúzódást eredményezi. [3]

Az izomszövetet a központi idegrendszer ingerli. Az elektromos ingerület a motoros neuronokon keresztül terjed. A motoros neuronok axonjai szinapszisokon keresztül motoros véglemezekben végződnek. Ezek a véglemez-területek az izomrostok falán helyezkednek el. Az ugyanazon motoros neuron által beidegzett izomrostok motoros egységet alkotnak.

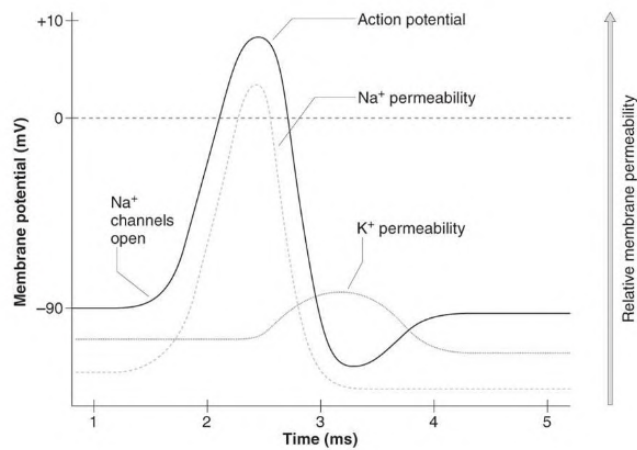
Nyugalmi állapotban mind a vékony, mind a vastag filamentumok negatív töltésűek. Az izomrost membránjának külső oldalán magas a Na^+ koncentráció, míg a K^+ koncentráció alacsony. Ezzel szemben az izomrost belsejében alacsony a Na^+ ionok koncentrációja, és magas a K^+ koncentráció. Amikor az elektromos impulzus eléri a véglemezt, egy ionáramlás *motoros egység akciós potenciált* (MUAP) hoz létre. A 2.2 ábra szemlélteti



2.1. ábra. Vázizom felépítése. [4]

a MUAP két fázisát: az első fázisban a neurotranszmitterek hatására kinyílnak a Na^+ csatornák, és a Na^+ ionok beáramlása miatt az izomrost pozitív töltésűvé válik. A második fázis során a K^+ ionok kiáramlása helyreállítja a nyugalmi membránpotenciált. Ez az akciós potenciál a szarkomerek mentén terjed tovább. [5]

Amikor az akciós potenciál eléri az izomrostot, acetilkolin (ACh) szabadul fel, amely a szarkolemma Ca^{2+} csatornáinak megnyitását váltja ki, depolarizációt eredményezve. A felszabaduló Ca^{2+} ionok a tropomiozin komplexhez kötődnek, ezzel elindítva az izomösszehúzódást. Fontos azonban megjegyezni, hogy az elektromiográfia (EMG) nem a Ca^{2+} intracelluláris felszabadulását méri, hanem a Na^+/K^+ depolarizációt érzékeli. Ez a folyamat az idegi jelátvitelre utal, függetlenül attól, hogy jelen van-e izom vagy hogy ténylegesen bekövetkezik-e az összehúzódás. [6]



2.2. ábra. Egyetlen motoros neuron MUAP impulzusa.

2.2. Elektromiográfia

Az elektromiográfia (EMG) a vázizomzat aktivitásának mérésére és elemzésére szolgáló technika. A technológiát széles körben alkalmazzák a rehabilitáció, a sport, az orvosi kutatás és az ortopédia területén.

2.2.1. Történelem

Az elektromiográfia története Luigi Galvani megfigyelésével kezdődött. Miközben egy békát preparált, egy fémkést érintett a béka lábához, amely ennek hatására összehúzódott. Galvani úgy vélte, hogy a test maga generálja az elektromosságot, amely az idegszöveten keresztül vezetődik. Ezt a jelenséget "állati elektromosságnak" nevezte, és 1792-ben megjelent könyvében részletezte [7].

1838-ban Carlo Matteucci új életet lehelte az állati elektromosság gondolatába. Matteucci Galvani kísérletét kissé módosítva végezte el: azt figyelte meg, hogy amikor a békaláb izma összehúzódott, egy másik izom-ideg rendszerben is idegi választ váltott ki, ha az érintkezett vele. Ezzel további bizonyítékot szolgáltatott arra, hogy az izomösszehúzódások elektromosan stimulálhatók, és hogy az izomműködést élettani folyamatok szabályozzák, nem pedig metafizikai erők, például a lélek. [8]

A 19. században feltalálták a galvanométert. A tekercsek számának, vagyis a készülék érzékenységeinek növelésével Emil Du Bois-Reymond 1884-ben képes volt elérni, hogy a galvanométer mutatója elmozduljon, amikor elektromos impulzus jelent meg egy összehúzódó izom felszínén. [9]

1907-ben Hans Piper felhasználta a legújabb rögzítőeszközöket, és idegvezetési vizsgálatokat végzett az ulna idegen, miközben izom potenciálokat mért önkéntes összehúzódások során. A feljegyzett jel tüskéi azokat az izomba jutó idegi impulzusokat mutatták. [10]

Az 1920-as években Edgar Douglas Adrian Detlef Bronkkal együttműködve kísérletet végzett, amelynek célja egyetlen idegrost által generált akciós potenciál mérése volt. Hangszórót és koncentrikus tűelektródát használtak az izomrostok akciós potenciáljának rögzítésére, amelyre MUAP-ként hivatkozunk. [11]

Derek E. Denny-Brown számos kórképet írt le elektromiográfiás (EMG) vizsgálatok segítségével, mint például az amyotrófiás laterálszklerózis, myotonia és myokymia. 1953-ban megjelentette a vázizmok és idegek patológiájáról szóló első tankönyvet. Ebben a könyvben igyekezett magyarázni a bizonyos EMG-leletek patológiai természetét, amelyek izom- és idegrendszeri rendellenességekkel kapcsolatosak. [12] 1934-ben Fritz Buchthal közzétette eredményeit és méréseit, amelyeket egy mikroelektródával végzett, amit saját maga fejlesztett ki. A mikroelektroda képes volt egyetlen izomrost MUAP-jának rögzítésére. [13]

Herbert Jasper, James Golseth és James A. Fizzel idegsérüléseken és azok rehabilitációs célú elektromos stimulációján végeztek kutatásokat, melyekbe a második világháborúban sérült katonákat is bevonták. [14] 1948-ra Jasper, Golseth és Fizzel csapata megtervezte és megépítette az első, kereskedelmi forgalomban is elérhető EMG-mérőeszköz prototípusát, amelyet klinikai használatra szántak.[15][16]

2.2.2. EMG mérés folyamata

A vázizmok által generált elektromos aktivitás mérése értékes betekintést nyújt az izomműködésbe, a neuromuszkuláris állapotba és a motoros kontrollba. Az EMG elsődleges funkciója, hogy két pont között feszültséget mérjen, amihez két elektród szükséges, amelyek az izommal vagy a bőrrel érintkeznek. Ezek az elektródok invazívan, a szövetekben, vagy nem invazívan, a bőrfelszínen helyezhetők el. Az EMG mérése általában három lépésből áll: előkészítés, jelgyűjtés és kiértékelés.

A megbízható EMG-jelek elérése érdekében különböző előkészítő lépéseket kell végrehajtani, az elektród típusától függően. Az érdeklődésre számot tartó izmok feletti bőrfelületet először alaposan meg kell tisztítani, hogy eltávolítsák az olajokat, az elhalt bőrreszecskéket és egyéb szennyeződések, amelyek ronthatják a jel minőségét. Az alkohollal történő tisztítás csökkenti a tűelektródák által okozott fertőzés kockázatát is, de a tiszta, olajmentes bőr biztosítja a száraz felszíni elektródok megfelelő tapadását is. Ezután az elektródok pontos és gondos elhelyezése következik. A szakember anatómiai ismereteire, tapasztalatára, az alany testén található tájékozódási pontokra, valamint szakmai ajánlásokra támaszkodik az elektródok pozíciójának meghatározásakor. [17]

Az előírt számú elektród felhelyezése után egy központi vagy elosztott EMG-mérőrendszert kapcsolnak kábeleken keresztül az elektródokhoz. Ez a rendszer erősíti, szűri, digitalizálja és rögzíti az izomrostok összehúzódásai során fellépő analóg jeleket. Az elektromiográfiás jelek általában nagyon alacsony amplitúdójúak: tűelektródok esetén 20–200 μV között, míg felszíni EMG esetén 0–6 mV csúcserték között mozognak. [18][19] Emiatt differenciális erősítőket alkalmaznak a gyenge jelek erősítésére. A differenciális erősítő érzékeli a két elektród közötti potenciálkülönbséget, és kiszűri a legtöbb külső interferenciát. Ezek az interferenciák általában mindkét elektródot azonos amplitúdóval, fáziseltolással nélkül érik el, ezért közös módusú jeleknek nevezzük őket. Az erősítő képessége ezen jelek elnyomására a közös módusú elnyomási arány (CMRR) értékében fejeződik ki. [20]

Az EMG-jelek rendkívül érzékenyek a zajra. A külső zajforrások közé tartozik az elektromos hálózati interferencia és a mérés közbeni elmozdulások, míg a belső zajforrások közé sorolható az izomok közötti áthallás (muscle crosstalk) és más biopotenciális jelek, például az elektrokardiográfia (EKG) jelei. [21] [22] Ezeknek a zavaró hatásoknak a kiküszöbölése különböző szűrési technikák segítségével történik. Passzív és aktív szűrőket alkalmaznak az analóg-digitális átalakítás (ADC) előtt, de digitális diszkrétidejű szűrők is használhatók a digitalizált mintákon. Az International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) és a Surface Electromyography (SENIAM) európai ajánlásai szerint a felszíni EMG-jelek teljesítménysűrűségi spektruma (PSD) a 10 Hz és 500 Hz közötti tartományon kívül elhanyagolható. Ugyanakkor a tűelektródával rögzített intramuszkuláris EMG-jelek magasabb frekvenciakomponenseket tartalmaznak, ezért egy 1500 Hz-es aluláteresztő szűrő használata ajánlott. [23] [17] Az alapszintű zajok és a mozgási zavarok kiküszöbölése érdekében javasolt egy 10–20 Hz-es határfrekvenciájú felüláteresztő szűrő alkalmazása. Az elektromos hálózatok stabil, 50 Hz-es vagy 60 Hz-es névleges frekvenciával működnek, $\pm 1,5$ Hz eltéréssel, ezért egy sávzáró szűrő használata képes elnyomni a hálózati interferenciából származó zavarokat. [24] Ennek ellenére sok EMG-mérés kutatási és klinikai alkalmazásában kerülik a notch-szűrő használatát, mivel az statisztikailag releváns információkat is eltávolíthat a jelből. [25]

A további feldolgozáshoz az analóg jeleket periodikusan mintavételezni és kvantálni kell egy analóg-digitális átalakító (ADC) segítségével. Ahogyan azt korábban említettük, a felszíni EMG-jel komponenseinek maximális frekvenciája körülbelül 500 Hz. A Nyquist–Shannon mintavételezési tétel alkalmazásával az ADC mintavételi frekvenciájának legalább 1 kHz-nek kell lennie. Számos alkalmazás azonban ennél magasabb mintavételezési frekvenciát használ, mivel a túlmintavételezés javíthatja a jel-zaj arányt (SNR). [26] Az ADC felbontása 2^n diszkrét szint, ahol n a bitek száma. A SENIAM ajánlásai szerint az EMG-jel mérésekor használt ADC felbontásának legalább 12 bitesnek kell lennie. [17]

A releváns információk kinyerése érdekében a digitális mintákat valós időben vagy a teljes mintasor rögzítése után dolgozzák fel. A minták vizsgálati módszerei az EMG-mérés

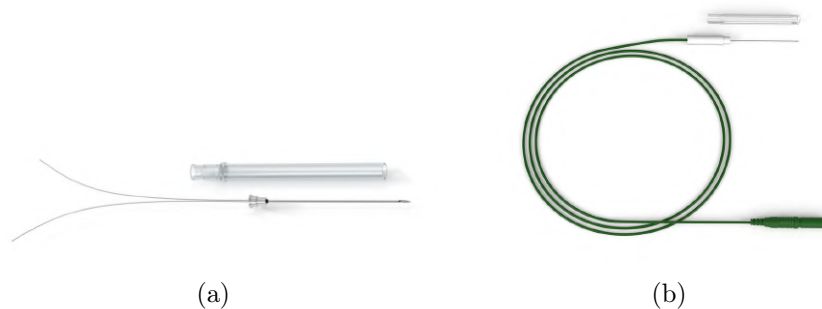
alkalmazási területétől függően eltérőek. A mérések későbbi felhasználása és publikálása érdekében nemcsak a nyers minták időbeli sorozatát kell archiválni, hanem a mérési beállítások kulcsfontosságú részleteit is. Az elektród típusára, elhelyezésére, mintavételi frekvenciára, szűrési és előfeldolgozási módszerekre vonatkozó információkat szintén dokumentálni kell. Ezeket a követelményeket a SENIAM és az ISEK EMG-adatjelentési szabványok határozzák meg. [23] [17]

2.2.3. Elektród típusok

Az elektróda egy kontakt érzékelő, amely a vizsgált szubsztráttal való érintkezési ponton észleli az elektromos potenciálkülönbségeket. Az EMG-analízis esetében az elektródák lehetővé teszik az egyes vagy összegzett motoros egység akciós potenciálok (MUAP-ok) érzékelését és mérését. Az EMG-mérésekhez kétféle elektródát használnak: intramuszkuláris elektródákat és felszíni elektródákat.

Intramuszkuláris elektróda

Az intramuszkuláris EMG-méréseket tűs elektródák segítségével végzik. Ez a módszer invazív eljárásnak minősül, mivel az elektródát közvetlenül az izomszövetbe kell vezetni a páciens bőrén keresztül. A tűs elektródák két formája a vékonyhuzalos elektróda és a tűelektróda. A vékonyhuzalos elektródák két nagyon vékony, szigetelt rozsdamentes acélhuzalból állnak. A 0,05–0,1 mm átmérőjű huzalokat előre betöltik egy bevezető tűbe a könnyebb alkalmazás érdekében. A tűelektródák egy szilárd tűből állnak, amelynek átmérője jellemzően 0,3 mm és 1 mm között van. A tűelektródákat kevésbé kényelmesnek tartják merevebb és vastagabb kialakításuk miatt, összehasonlítva a vékonyhuzalos elektródákkal. Mindkét eljárás magas érzékenységet és térbeli felbontást biztosít, mivel az elektródák közvetlen kapcsolatban vannak a vizsgált izomszövettel. Ezenkívül a lokalizált mérés és a kis receptormező lehetővé teszi az egyes MUAP-ok rögzítését minimális vagy csekély mértékű áthallászavar nélkül. Ugyanakkor a tűs elektródák bevezetése és kezelése speciális szaktudást igényel, és gyakran okoz traumát és kényelmetlenséget a páciens számára. [27] [28]

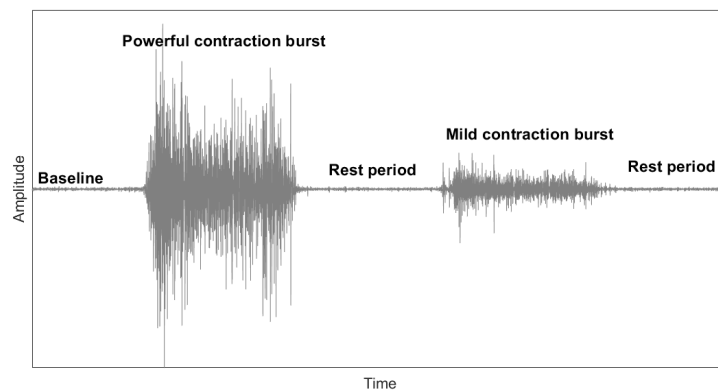


2.3. ábra. (a) Vékonyhuzalos elektródák a bevezető tűben. (b) Monopoláris tűelektróda. [29]

Felszíni elektróda

A felszíni elektródák nem invazív alternatívát jelentenek a tűs elektródákkal szemben. Ezeket az elektródákat a páciens bőrére helyezik, így lehetővé válik a bőr alatti izmok

elektromos aktivitásának érzékelése anélkül, hogy invazív beavatkozásra lenne szükség az izomszövetben. Önkéntes izomösszehúzódás során a depolarizáció–repolarizáció ciklus depolarizációs hullámot, vagy elektromos dipólust hoz létre, amely az izomrost membránján keresztül $2\text{--}6 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ sebességgel terjed, és áthalad az elektróda receptormezején. [30] A depolarizációs hullám érzékelhető, mivel a dipólus potenciálkülönbséget hoz létre a felszíni elektródák között. Differenciális erősítők használatával a monopoláris akciós potenciál bipoláris jellé alakítható. Mivel egy motoros egység több izomrostból áll, az egyedi akciós potenciálok összeadódnak, a motoros véglemezek relatív pozíciója és az elektróda elhelyezkedése alapján. Ez az összegzés egy összetett jelet hoz létre, amely a motoros egység kollektív aktivitását tükrözi. [31] Az így létrejövő háromfázisú MUAP-ok elektromosan egymásra tevődnek, interferenciámintát alkotva, amely az sEMG jel karakterisztikus hullámformáját képezi.



2.4. ábra. Egy sEMG felvétel az Extensor digitorum két összehúzódásáról.

A felszíni elektródákat a célzott izom fölé helyezik. Dinamikus mozgások során az izomhas enyhén elmozdulhat, ezért fontos, hogy az elektródákat az izomhoz viszonyított központi pozícióba helyezzék. Azokat a területeket, ahol a motoros véglemezek sűrűn helyezkednek el, motoros pontoknak nevezzük. Közvetlenül ezek fölött kerülendő a bipoláris elektródák elhelyezése, mivel a differenciális erősítők kioltják az akciós potenciált, amely mindkét irányba terjed. [32]

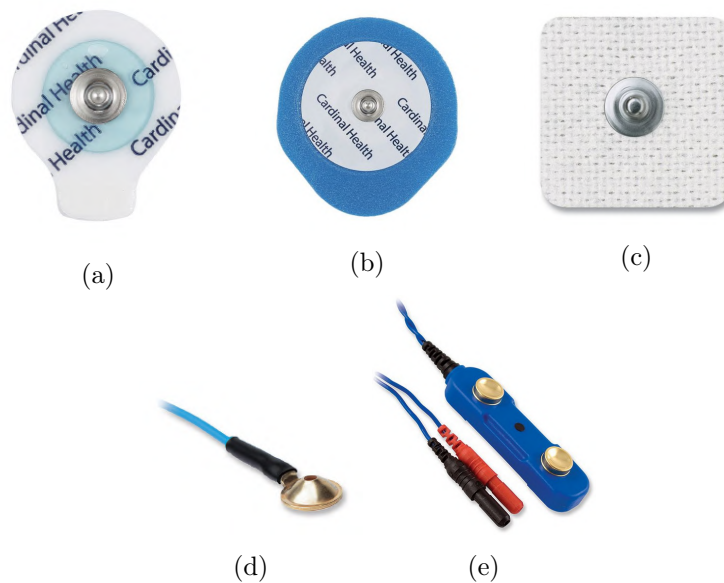
Vastag bőr alatti zsírszövet fölött végzett EMG-jel érzékelés magas alapzajt és alacsony jel-zaj arányt (SNR) eredményezhet. Ahogy a motoros egység akciós potenciáljai különböző szöveteken haladnak át az elektródák felé, a szuperponált jel jelcsillapítást és szűrést szenved el. A magas frekvenciájú komponensek különösen érzékenyek a szövetek csillapító hatásaira. Az sEMG jelek kisebb sávszélessége az intramuszkuláris EMG-hez képest a bőr és a zsír aluláteresztő-szűrőhatásával magyarázható. Az sEMG másik korlátja az izomáthallás jelensége. A szomszédos izmok EMG-jelei zavarhatják egymást. Mivel a felületi izmok a mélyebb izmok fölött helyezkednek el, nehéz az sEMG jeleket kizárólag a célzott izomból származtatni. Az izomátfedés kockázatának minimalizálása érdekében kulcsfontosságú a megfelelő elektródaelhelyezés. [33]

Az elektródák helyének kiválasztása mellett a felszíni elektródák vezető felülete és a bipoláris elektródapár közötti távolság jelentősen befolyásolja az sEMG mérés megbízhatóságát és minőségét. Fuglevand és munkatársai a motoros egység akciós potenciáljának (MUAP) modelljét használták különböző elektródakonfigurációk szimulálására és értékelésére. [34] Kimutatták, hogy az elektróda területének növekedésével a mért MUAP amp-

litúdója csökken, míg az időtartama nő. Ezenkívül a kisebb elektródák közötti távolság általában javítja az elektródapotenciál megbecslési pontosságát. A bipoláris elrendezés elektródáinak távolságának növelése a szimuláció szerint növeli az érzékelési távolságot, ami arra utal, hogy a nagyobb távolság növelheti az izomátfedés interferenciáját és csökkentheti az sEMG mérések szelektivitását.

A leggyakoribb felszíni elektródátípusok az EMG és más bioelektromos potenciálmérések során: eldobható Ag/AgCl habelektródák, merev fémlemez-elektródák és rúdelektródák. A habelektródák egy ezüst- vagy ezüst-klorid bevonatú vezető korongból állnak, amelyet ragasztóhabréteg vesz körül. Ez a habréteg biztosítja az elektróda rögzítését a bőrhez, stabil érintkezést biztosítva, miközben a vezető korong továbbítja a bioelektromos jeleket. A korong alatt egy előre felvitt vezető gélréteg vagy paszta csökkenti a bőr-elektróda interfész impedanciáját. Az elektródák hátoldalán kábelfelfogatási lehetőség található, leggyakrabban patentos csatlakozóval. Az eldobható elektródák gyors és megbízható alkalmazást tesznek lehetővé, miközben minimalizálják a személyek közötti keresztkontamináció kockázatát. A merev fémelektródák újrafelhasználható alternatívát kínálnak, de további bőrelőkészítést és rögzítési lépéseket igényelnek a mérés előtt.

A bioelektromos potenciálok hosszabb távú méréseihez az elektróda anyagainak gondos kiválasztása szükséges, mivel bizonyos anyagok kényelmetlenséget vagy allergiás reakciókat okozhatnak a páciens bőrével érintkezve. A bőrirritáció mellett az elektródák elektromos megbízhatósága és stabilitása szintén fontos szempont a hosszú távú elemzések során. Az elektródáknak az idő előrehaladtával stabil jelminőséget kell fenntartaniuk az eredmények pontosságának érdekében, és minimalizálniuk kell a jelromlás hatását. [35]



2.5. ábra. Különböző EMG méréshez használt felszíni elektródák (a) monopoláris koncentrikus habelektróda patentos csatlakozóval, (b) habelektróda hosszúúdejű mérésekhez, (c) hidrogéles elektróda, (d) újrafelhasználható fém tányérektróda, (e) újrafelhasználható bipoláris rúdelektróda. [36][37]

2.2.4. Alapvető jelfeldolgozás

A nyers EMG-felvétel kezdeti objektív képet nyújt az izom beidegzéséről, mivel az EMG-hullámforma megfigyelése gyakran kvalitatív betekintést adhat. A kvantitatív elemzéshez azonban specifikus EMG-jelfeldolgozási lépéseket alkalmaznak, amelyek növelik az eredmények megbízhatóságát és érvényességét. Ezek a feldolgozási technikák segítenek a nyers adatokból jelentős metrikák kinyerésében, és pontosabbá teszik az izomaktivitás értékelését. Az alábbiakban a leggyakoribb feldolgozási módszereket ismertetjük.

A bipoláris jelek monopoláris konvertálásához teljeshullámú egyenirányítást alkalmaznak. Az egyenirányított jelek simításához mozgó átlag (MAV) vagy reaktív négyzetes középérték (RMS) számítását végzik, a mozdulat dinamikájától függően, 20–400 ms ablakmérettel. A jel mozgó átlaga az amplitúdó viselkedését tükrözi, míg az RMS a jel átlagos teljesítményét adja meg. Az átlagos EMG-érték írja le legjobban az egy adott feladathoz kiválasztott izom általános beidegzési aktivitását, és különösen hasznos az összehasonlító elemzésekben. [17] [31]

Az EMG hullámformák amplitúdóértékei jelentős variabilitást mutatnak különböző páciensek, elektródahelyek és környezeti feltételek között. Ehhez az egyéni fiziológia, az elektróda elhelyezése és a környezeti tényezők mind hozzájárulnak, így a normalizációs technikák alkalmazása hasznos a felvételek közötti megbízható összehasonlításokhoz. A legelterjedtebb normalizációs módszer az, hogy a hullámformát a maximális önkéntes összehúzóerő (MVC) értékéhez viszonyítják. Az MVC-érték meghatározásához a páciensnek egy adott referenciamozgást kell végrehajtania, általában statikus ellenállással szemben, a tesztpróbák előtt. A normalizált adatok következetesen arányként kerülnek kifejezésre, nem pedig mikrovoltban. Azonban az MVC-alapú normalizáció tapasztalt és egészséges alanyokat igényel. Egyéb normalizációs technikák referenciaként a rögzített jel átlagos vagy csúcsmplitúdóját használják. Fontos megjegyezni, hogy az átlagos vagy csúcserő referenciaként való használata akadályozhatja a mozgások erőinformációinak pontos értékelését. [38]

Az EMG-jelek frekvenciaelemzését gyakran gyors Fourier-transzformációval (FFT) végzik. Ez a módszer az időtartományban rögzített EMG-jelet frekvenciatartományba konvertálja, lehetővé téve a jel frekvencia komponenseinek vizsgálatát. Az FFT elemzés betekintést nyújt az izomaktivációs mintákba, a fáradtság mértékébe és más jellemzőkbe az egyes frekvenciasávok teljesítményeloszlásának kiemelésével. Az EMG-jel spektrális eloszlása információkat adhat az izomrostok összetételéről, a fáradtság szintjéről és az általános izomállapotról.

Az EMG-jelek dinamikus jellemzőire és más biomechanikai jelekkel vagy mozgási eseményekkel való összefüggéseire összpontosító paraméterek egy másik fontos kategóriát alkotnak. Az ideg ingerület vezetési sebességet az EMG-jel ki- és bekapcsolási értékei, valamint az ingerlési hely és az elektróda helyzete közötti ismert távolság alapján mérik. Az EMG-erő arányának kiszámításához az EMG-aktivitás amplitúdójának normalizált RMS-értékét használják. Ez az arány az izom neuromuszkuláris állapotának értékelésére szolgál. [21]

2.2.5. Felhasználás

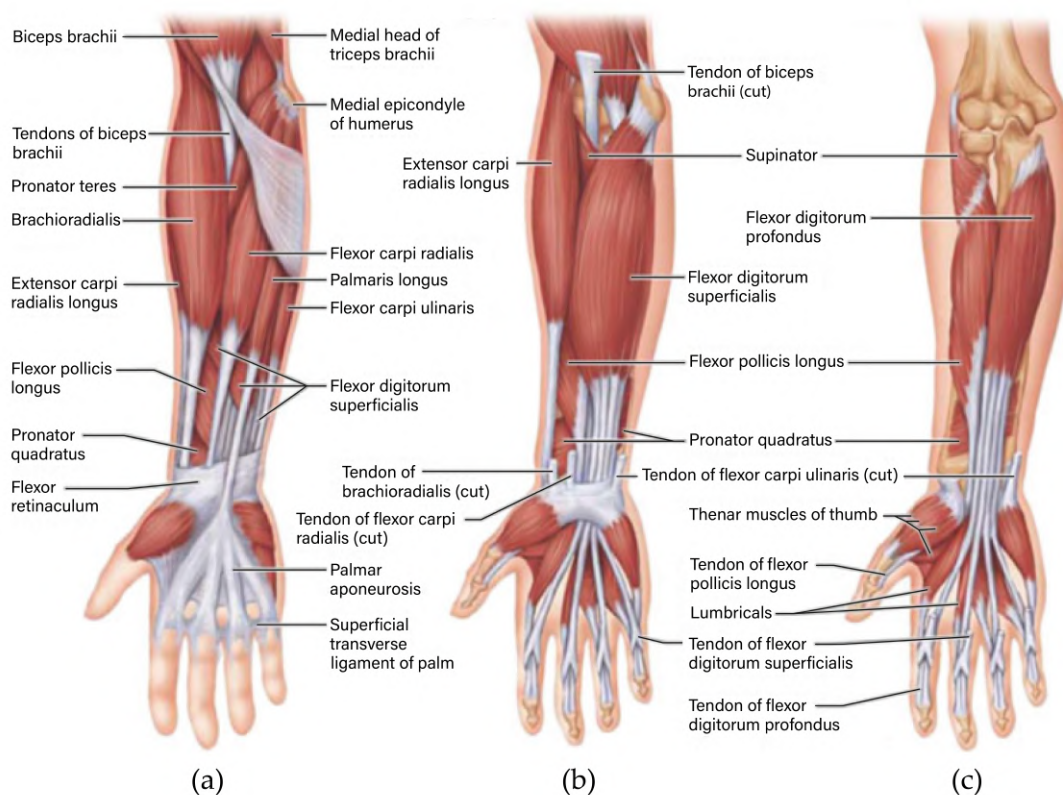
Az EMG-technológia használata széles körben elterjedt. Az egyik legmegalapozottabb alkalmazási területe az orvosi diagnosztika, különösen a neurológia és a fizioterápia területén. Az EMG-tesztek segítségével diagnosztizálhatók olyan neuromuszkuláris rendelle-

nességek, mint a perifériás neuropátia, myopátiák, motoneuron betegségek (ALS, SMA), idegsérülések, valamint kompressziós szindrómák, például a carpalis alagút-szindróma. Az intramuszkuláris EMG-mérések és az idegvezetési vizsgálatok segítségével a szakemberek értékelhetik a motoros neuronok állapotát, észlelhetik a rendellenes izomaktivitást, valamint azonosíthatják az idegkárosodást, elősegítve a prognózis, a diagnózis és a kezelési terv elkészítését. [39][40]

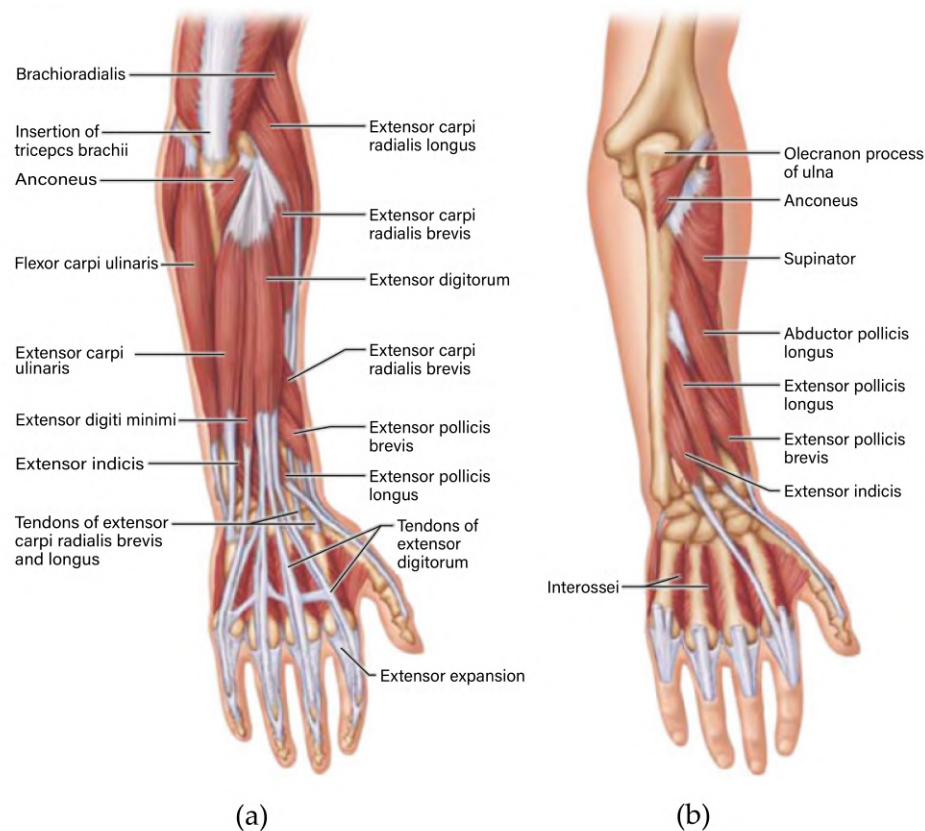
Az EMG-mérések közvetlen visszajelzést adnak az izmok állapotáról. A fizioterapeuták objektív izomfunkciós mérések alapján nyomon követhetik a terápiás folyamat előrehaladását, és ennek megfelelően módosíthatják a gyakorlatokat. A rehabilitáció mellett a sporttudomány is profitál az EMG-technológia felhasználásából, hiszen az izomaktivációs minták tanulmányozását, az edzések hatékonyságának értékelésére, edzéstechnikák optimalizálására és a fáradtsági szintek monitorozására használják.

A felszíni EMG (sEMG) nem invazív módszert kínál a vázizomzat aktivitásának vizsgálatára. Az önkéntes izomösszehúzódások észlelésével lehetővé teszi a robotmanipulátorok és az aktív protézisek természetes irányítását, ezáltal precíz, intuitív mozdulatok valószínűsíthetők meg. A technológiai fejlesztéseknek köszönhetően az EMG-alapú kézmozdulatfelismerés az orvosi protézisekben is egyre pontosabbá és gyorsabbá válik, ami intuitívabb és sokoldalúbb vezérlést tesz lehetővé a protézisek használatában.

2.3. Kéz és kar izomzatának anatómiája



2.6. ábra. Az alkar elülső izmai. (a) felszíni nézet, (b) középfelszíni nézet, (c) mély nézet
— ©Pearson Education Limited



2.7. ábra. Az alkar hátulso izmai. (a) felszíni nézet, (b) mély nézet — ©Pearson Education Limited

A kar és kéz izomzatának anatómiai megértése elengedhetetlen az EMG technológia hatékony, vezérlési célú alkalmazásához. Az izomcsoportok lokalizációinak, funkcióinak és kölcsönhatásainak részletes ismerete lehetővé teszi az elektródák pontos elhelyezését és javítja az EMG jelek értelmezhetőségét. A kar és a kéz összetett izom-, ín- és ideghálózattal rendelkezik, amelyek együttes működése lehetővé teszi a pontos és erőteljes mozgások végrehajtását. Az izmokat általánosságban két fő kategóriába sorolhatjuk: amelyek a durva karmozgásokat irányítják, és amelyek a kéz és ujjak finommotorikus készségekért felelősek. Ez a szakasz áttekintést nyújt a kar és a kéz működéséhez kapcsolódó kulcsfontosságú izomcsoportokról, azok szerepéről, elhelyezkedésükről és kölcsönhatásaikról az EMG-alapú vezérlés alkalmazása szempontjából.

A vázizomzat a csontokhoz kapcsolódik és azok mozgását biztosítja, amely a test különböző ízületei körül történik. Az egyes izmok pontos, arányos irányítása lehetővé teszi a felső végtagok pontos manipulálását több szabadságfok (DoF) mentén. A mozgástípus az egyes ízületek szerkezetétől és az izom-aktiválási mintázattól függ. Az ízületekhez kapcsolódó fő mozgások a csuklón, kézen és ujjakon ábrázolva láthatók a 2.8 ábrán.

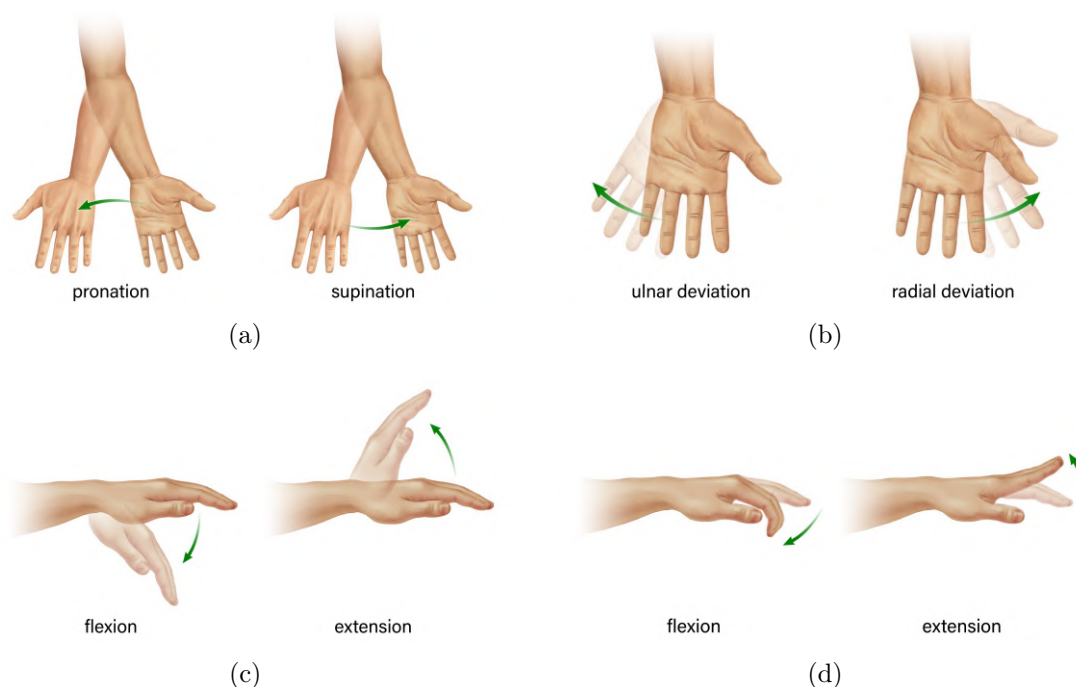
A felső végtag a karból, alkarból, csuklóból, kézből és ujjakból épül fel, körülbelül 50 izommal a perifériás idegrendszer motoros idegeinek különböző ágai által beidegződve. A felkar kulcsfontosságú izmai közé tartozik a deltoid, tricepsz, bicepsz és brachialis, amelyek a váll és könyök abdukciójáért, hajlításáért és nyújtásáért felelnek.

Az alkarban a legtöbb izom a csuklóra, ujjakra vagy hüvelykujjra hat. Az ujjak és hüvelykujj mozgásáért felelős alkar izmok a kéz felszíni izmai. Ezek az alkarban erednek,

és hosszú inakon keresztül a csuklót áthidalva az ujjakban végződnek. A kéz belső izmai, amelyek a kézen belül erednek és ott is tapadnak, lehetővé teszik az ujjak finom mozgását.

Az alkari izmok egy összetett, átfedő izomhálózatot képeznek, amelyek különböző mélységekben helyezkednek el, ezek a 2.6 és 2.7 ábrákon láthatók. Az alkar elülső oldalán lévő izmok többsége a csukló és az ujjak hajlításáért felelős agonisták, míg a hátsó oldalon található izmok antagonista szerepet játszanak, nyújtó mozgásokat generálva a csuklón és az ujjakon. Bár egyes alkar izmok hozzájárulnak a hüvelykujj mozgásához, a belső tenáris izmok a fő mozgatói a hüvelykujj abdukciójának és oppozíciójának. [41]

Az izomtevékenység fő típusai az izometrikus, koncentrikus és excentrikus aktivációk. Az izometrikus, vagy statikus izomtevékenység erőt generál anélkül, hogy mozgást okozna az ízületben vagy a végtagban, jellemzően akkor, amikor az ellenállás egyenlő vagy meghaladja az izom által kifejtett erőt. A koncentrikus izomösszehúzódás során az izomrostok rövidülnek, miközben az eredési és tapadási pontok közelebb kerülnek egymáshoz. Ezzel ellentétben az izom nyúlik excentrikus izomtevékenység során. [42] Az izmok szinergikus együttműködése biztosítja a pontos, mégis erőteljes ízületi kontrollt. Például a csuklóhajlító — flexor carpi ulnaris, flexor carpi radialis és palmaris longus — koncentrikus összehúzódása mellett az antagonisták — extensor carpi ulnaris, extensor carpi radialis brevis és extensor carpi radialis longus — excentrikus ko-aktivációja segít fenntartani a kéz kiegyensúlyozott és kontrollált hajlítását a csuklóízületben.



2.8. ábra. A csukló, kéz és ujjak mozdulatai. (a) alkar pronációja és szupinációja, (b) csukló ulnaris és radiális kitérése, (c) kézfej felxiója és extenziója, (d) ujjak flexiója és extenziója — ©Paul Kim, Kenhub 2024

3. fejezet

Protézis vezérlés

A végtagok amputációja következtében mozgáskorlátozottság és függetlenségi problémák jelentkezhetnek, de a protézisek segíthetnek a elveszített végtag funkcionalitásának részleges helyreállításában. Az ilyen eszközök képesek visszaadni a végtag elveszített funkcióját, azonban a többfunkciós, intuitív és pontos protézisek fejlesztése fejlett működtető- és vezérlési technológiákat igényel. Ez a fejezet az amputációt követő rehabilitáció kihívásait és megoldásait vizsgálja, különös figyelmet fordítva a felső végtagi protézisekre és azok vezérlési mechanizmusaira. A legmodernebb EMG-alapú protézis-vezérlési megoldások is részletesen bemutatásra kerülnek.

3.1. Amputáció

A végtag sebészeti eltávolítása, vagyis az amputáció gyakran jelentős változásokat okoz egy személy életében, különösen a mozgás és a függetlenség tekintetében. Ezt az eljárást számos orvosi okból végezhetik el, többek között súlyos traumás sérülések, érrendszeri betegségek, fertőzések, daganatok esetén vagy egyéb olyan esetekben, amikor a szövetek károsodása olyan mértékű, hogy az nem gyógyítható, és az életet veszélyezteti.

A traumás végtagvesztést gyakran közlekedési balesetek, munkahelyi sérülések (például gépsérülések), harci trauma, löfegyverek és aknák okozta sérülések, robbanások, elektromos sokk, vagy esések okozzák, például fákról vagy domboldalokról. Ezzel szemben a terápiás célú sebészeti amputációk életveszélyes állapotok, például daganatok, fertőzések, cukorbetegség és keringési zavarok kezelésére történnek. [43] [44]

Az amputáció leggyakrabban az ujjak, kezek, karok, lábak és lábfejek területén történik. Az amputációkat az eltávolítás szintje szerint csoportosíthatjuk. A felső végtagi amputációk esetén a transz-falangeális, transz-metakarpális, transz-carpális, csukló diszartikuláció, transz-radiális, könyök diszartikuláció, transz-humerális, váll diszartikuláció és a kar amputációját különböztetjük meg. A transz-falangeális amputációk teszik ki az összes felsővégtagi amputáció 78%-át. [45] Az amputáció szintjének megválasztása és az amputáció minősége jelentős hatással van a későbbi funkcionális helyreállításra és a protézisek illesztési lehetőségeire. Bár az amputáció szintje szerint különböző klinikai szempontokat kell figyelembe venni, minden amputációs eljárás célja, hogy minél több végtaghosszt megőrizzünk, mivel ez közvetlen összefüggésben áll a pozitív funkcionális prognózissal.

Az amputáció gyakran életet változtató esemény, amely jelentős hatással lehet a személy mozgékonyására, munkavégzési lehetőségeire és függetlenségére. Az amputációval

járó fizikai korlátozottságok gyakran mindennapi feladatok elvégzésében okoznak nehézséget. Az öltözködés, főzés és személyes gondoskodás bonyolultabbá válhat, gyakran mások segítségére van szükség. Továbbá az egyének elveszíthetik az egyensúlyukat, ami folyamatos testtartás-állítást igényel, további terhet róva az ízületekre. Az amputált személyek nehézségekkel szembesülhetnek, amikor visszatérnek a korábbi munkájukhoz, különösen akkor, ha azok fizikai tevékenységet igényelnek. Néhány esetben a karrierváltás enyhítheti ezt a problémát, de az új készségek elsajátítása időt és energiát igényel, ami hatással lehet az önértékelésre és a mentális egészségre. [46]

Számos kutatás hangsúlyozza az amputáció után jelentkező jelentős érzelmi megterhelést, amely gyakran csökkenti az életminőséget. Ez az érzelmi teher a veszteség érzéséből, a testkép megváltozásából és az új korlátozásokhoz való alkalmazkodás nehézségeiből eredhet. Depresszió, szorongás és poszttraumás stressz szindróma (PTSD) gyakran megjelennek az amputáltaknál, amelyek súlyosbíthatják a rehabilitációs és mindennapi működési nehézségeket. [47]

Az amputáció utáni rehabilitáció kulcsszerepet játszik a felépülésben, magában foglalva a fizioterápiát és a protézisek illesztését, hogy helyreállítsa a funkciókat és a mozgékonyt. A protézisek mesterséges pótlások, amelyek célja, hogy utánozzák az elvesztett végtag formáját és funkcionalitását, lehetővé téve az egyének számára, hogy mindennapi feladatokat végezzenek, végső soron segítve őket az amputáció utáni élethez való alkalmazkodásban.

3.2. Karprotézisek

A fejletlen vagy amputált felső végtagú személyeknek lehetőségük van arra, hogy részlegesen pótolják végtagjaik esztétikai megjelenését és funkcionalitását protézisekkel. Miután a beteg kellőképpen felépült az amputációból és beleegyezik az eljárásba, protézist készítenek számára. A protézis szakember a beteggel együttműködve tervezi meg a protézist, amely az egyéni szükségletekhez és célokhoz igazodik. Kezdetekben a protézis beépítése a mindennapi életbe kihívást jelenthet, de türelemmel és gyakorlással a legtöbb egyén képes alkalmazkodni és elvégezni a mindennapi tevékenységek többségét.

3.2.1. Történeti áttekintés

A protézisek használata legalább 3500 évvel ezelőttre, az ókori Egyiptomba nyúlik vissza, de a protézisek technológiája viszonylag stagnált a tizenkilencedik századig. A történelem során a katonák gyakran veszítettek végtagokat csatákban és háborúkban. Azok számára, akik lábamputációt szenvedtek el, az egyszerű fa- vagy fémtömbbel való helyettesítés viszonylag egyszerű volt. Ezek a mesterséges végtagok elegendő támaszt biztosítottak az egyensúlyhoz és segítettek az alapvető járófunkciók helyreállításában, lehetővé téve az amputáltak számára, hogy visszanyerjék függetlenségüket és mozgékonyágukat. Ezzel szemben a kar pótlása sokkal nagyobb kihívást jelentett a bonyolult szerkezete és finom működése miatt. A karprotéziseknek komplex tervezésre van szükségük, hogy leutánozzák a mindennapi feladatokhoz szükséges mozgástartományt és finommotoros készségeket, amit a korai protézisek nem tudtak megfelelően megvalósítani. Ennek eredményeként a felső végtag elvesztésével küzdő amputáltak gyakran nem tudtak mindennapi feladatokat végezni, és társadalmi integrációjukat is akadályozta, ami jelentős hatással volt életminőségükre.

A 16. században létrejött az első fejlettebb mechanikus karprotézis. A német lovag, Gottfried "Götz" von Berlichingen a csatában elvesztette jobb karját. Felkért egy helyi kovácsot, hogy készítsen neki egy működőképes vasprotézist, amely lehetővé tette számára, hogy folytassa katonai pályafutását. A "vaskéz" rugós és karos mechanizmussal működött, amely lehetővé tette számára az egyes ujjak helyzetének manipulálását gombok megnyomásával. Az ezen vas kéz folyamatos fejlesztése eredményeként von Berlichingen képes volt tárgyakat megragadni, beleértve a kardját, a tollát és a lova kantárját. [48]

3.2.2. A protézisek felfüggesztése

Az egyedi öntött, vákuumos szívású foglalatok biztosítják a protézis stabil rögzítését különböző tevékenységek során. Ez a megközelítés növeli a stabilitást, és lehetővé teszi a megbízhatóbb illeszkedést, miközben a foglalatban alkalmazott puhább anyagok javítják a viselő kényelmét. A moduláris foglalattervezés biztosítja a megbízható fogást, még akkor is, ha a maradványvégtag térfogata jelentősen változik. Ez az alkalmazkodóképesség a foglalat falába beágyazott húr feszítésének módosításával érhető el, amely dinamikusan szabályozza az illeszkedést. [49]

Az oszeointegráció egy invazív technika, amely fokozott stabilitást kínál azáltal, hogy közvetlenül a csontba rögzíti a protézist. Ezt a hosszú csontba beültetett fém interfész révén éri el. Bár az oszeointegráció javíthatja a propriocepciót és csökkentheti az energiafelhasználást a hagyományos protézisekhez képest, bizonyos kockázatokkal is jár. A leggyakoribb szövődmények közé tartoznak a fertőzések az implantátum helyén, és a betegek gyakran szembesülnek az implantátumokkal kapcsolatos osteomyelitisszel, egy súlyos csontfertőzéssel, amely veszélyeztetheti a protézis stabilitását és a beteg egészségét. [50]

3.2.3. A protézis karok típusai

A protézis típusának és modelljének kiválasztása összetett döntés lehet, amely számos tényezőtől függ, például a felhasználó életmódjától, az amputáció szintjétől, a költségvetéstől és a funkcionális céloktól. Néhány modell egyedülálló előnyöket kínál, amelyek kifejezetten az egyéni igényekhez igazodnak, míg mások korlátozásokat jelenthetnek, amelyeket mérlegelni kell.

A mérsékelt felső végtagi hiányosságokkal rendelkező embereknek gyakran csak korlátozott protézises funkcióra van szükségük. A passzív vagy kozmetikai protézisek könnyűek, és elsősorban a hiányzó végtag megjelenésének imitálására vagy bizonyos napi tevékenységek támogatására vannak tervezve. Míg a kozmetikai protézisek esztétikusak, nem rendelkeznek funkcionalitással, és főként kozmetikai célokat szolgálnak. Néhány passzív protézis korlátozott segítséget nyújthat az alapvető tevékenységekhez, de nem alkalmasak összetett feladatok elvégzésére. Egyes felhasználói kutatások szerint minden harmadik kézprotézis-használó passzív protézist használ. [51]

A legfejlettebb protetikai eszközök elektromos motorokat használnak a mesterséges ízületek mozgására. Az egyszerű passzív vagy test által működtetett protézisekkel szemben a motoros protéziskarok nagyobb funkcionalitást és mozgástartományt kínálnak, lehetővé téve összetett feladatok végrehajtását, például a kéz nyitását és zárását, a csukló forgatását, valamint az ujjak egyenkénti mozgását. Ezek az eszközök természetesebb és intuitívabb mozgásokat biztosítanak az amputáltak számára, javítva ezzel függetlenségüket és a napi tevékenységek hatékony elvégzését.



(a)



(b)

3.1. ábra. Passzív és kozmetikai felsővégtag protézisek. (a) Mechanikus, passzív részleges kézprotézis 3D nyomtatott fém ujjal és kézzel működtetett racsnis mechanizmussal. [52] (b) Magas felbontású kozmetikai szilikon alkarprotézis. [53]



(a)



(b)



(c)

3.2. ábra. Test által működtetett és motoros protézisek. (a) Mechanikus, kábelvezérlésű protéziskar az Ottobock-tól. (b) Motoros, egyfogású protéziskéz az Ottobock-tól. [54] (c) Össur csúcsmodellje, többrészes, többfogású protéziskéz. [55]

Ezek a készülékek különböző fogásmintákat kínálnak—körülbelül 6-tól 24 opcióig terjedően, míg néhány fejlettebb modell akár 36 különböző fogást is lehetővé tesz. [56] [57] [58] Ez a választék lehetővé teszi a felhasználók számára, hogy különböző kézpozíciókat alkalmazzanak olyan feladatokhoz, mint a csippentés, a markolás, a hengeres tárgyak tartása vagy a precíz ujjmozgások végrehajtása. Ezáltal könnyebb a különféle tárgyak kezelése és a finommotoros feladatok magabiztos végrehajtása.

3.2.4. Elhagyás és pszichológiai hatások

A protetikai végtagok legújabb fejlesztései ellenére az amputáltak jelentős százaléka elhagyja eszközeit. Egy felmérés szerint a protéziseket használók körében az elhagyási arány 28%-os. Sok felhasználó azért hagyja el eszközét, mert úgy érzi, hogy anélkül ugyanolyan jól, vagy még jobban is boldogul. Gyakran számolnak be arról, hogy a protézist kényelmetlen viselni, fizikai irritációt vagy fáradtságot okoz. Emellett protézis nélkül a felhasználók jobban érzékelik a tárgyakat, vagy hatékonyabban hajtanak végre feladatokat a megmaradt végtagokkal. A protézisek használatának bonyolultsága és fárasztó jellege, akár a komplex vezérlés, akár a fizikai terhelés miatt, tovább csökkenti azok hosszú távú használatának esélyét. [59]

Az amputáció pszichológiai hatásai gyakran ugyanolyan megterhelőek, mint a fizi-

kai következmények. Sok amputált szenved depressziótól, szorongástól és stressztől, miközben megpróbálnak megbirkózni az életükben bekövetkezett változásokkal. A végtag elvesztése az identitás és a funkció elvesztésének érzését válthatja ki, ami gyászt, elszigeteltséget és kétségbeesést okozhat. A protézishez való alkalmazkodás folyamata és a működőképességével kapcsolatos bizonytalanságok tovább súlyosbíthatják ezeket az érzéseket.

Ha egy protézis természetellenesnek vagy kényelmetlennek tűnik, az megnehezítheti a felhasználó önértékelését. Ez a kapcsolat megszakadása felerősítheti az elidegenedés és a veszteség érzését. A protézisek funkcionalitása is kulcsfontosságú kérdés. Ha egy protézis nem felel meg a kényelemre, pontosságra vagy könnyű használatra vonatkozó elvárásoknak, a felhasználók frusztráltak, alkalmatlannak érezhetik magukat, vagy úgy gondolhatják, hogy nélküle is hatékonyabbak.

A természetes gesztusokat vagy testbeszédet akadályozó protézisek korlátozhatják a társas interakciókat és az önkifejezést, ami mélyíti az elszigeteltséget. Amikor egy protetikai eszköz nem támogatja az élet alapvető aspektusait, az növeli az amputáció pszichológiai terhet. Ezért ugyanolyan fontos kezelni ezeket a pszichológiai és érzelmi kihívásokat, mint a protézisek fizikai kialakításának fejlesztését, mivel mindkettő alapvető tényező az amputáltak életminőségének javításában.

3.3. Irányítási lehetőségek

A mechanikus protézisek korlátozott funkcionalitást kínálnak, mivel a mesterséges ízületeket manuálisan kell beállítani. A test által működtetett alkalmazások lehetővé teszik a felhasználó számára, hogy a megmaradt végtagjával, vállövével vagy felsőtesti izmaival működtesse a mechanikus protézist. Az erőátvitel gyakran kábeleken keresztül történik. Ez az irányítási mechanizmus nem intuitív, de egyszerű fogási lehetőségeket biztosít a protézisek számára.

A motoros protézisek célja, hogy utánozzák a valódi kar természetes mozgásait. Az egyik legnagyobb kihívás ezeknél az eszközöknél a megfelelő, természetesebb mozgásirányítás megvalósítása. Az irányítási probléma összetettsége növekszik a motoros protézis szabadsági fokainak számával. Az ízületek szögének beállítása, valamint a kívánt fogási mintázat kiválasztása különféle irányítási megközelítésekkel valósítható meg.

3.3.1. Alapvető irányítási módszerek

Alapvető megoldások a többfogású protézisek irányítására a gombvezérlés, a mobilalkalmazás vezérlés és a közelségi címkevezérlés. [55] A protézis vagy egy mobil eszköz helyi gombjainak működtetése általában a másik kéz használatát igényli, ami akadályozhatja a kétkézes tevékenységeket. A közelségi chippek vagy címkék Bluetooth- vagy rádiófrekvenciás azonosítási (RFID) technológiát használnak, hogy érzékeljék a közeledő protézist. [55] Ha a protézis elég közel kerül az adóhoz, egy előre programozott fogást aktivál. Ezek a passzív vagy aktív címkék szabadon elhelyezhetők. Használati lehetőségek közé tartozik a chippek elhelyezése a felhasználó környezetében, hogy alkalmazás- vagy tárgyspecifikus fogásokat aktiváljanak, vagy több címke rögzítése a felhasználó ruházatára, ahol bizonyos fogásokat a kijelölt címke előtti elhúzással lehet aktiválni. [60]

3.3.2. Fejlett irányítási módszerek

A fejlettebb megoldások a test bioelektromos jeleit, például az idegrendszer vagy az izmok által generált jeleket használják a protézisek természetesebb és precízebb működtetésére.

Az agy-számítógép interfészek (BCI) az agy elektroenkefalografiai (EEG) jeleit rögzítik, és a kognitív aktivitást bináris vagy arányos vezérlőparancsokká alakítják a protézis számára. Bár a BCI-k nem nyújtanak jelentős előnyt a legtöbb felhasználó számára más irányítási módszerekhez képest, lehetőséget kínálnak azoknak a betegeknek, akik magas szintű gerincvelő-sérülésben szenvednek. [61]

Az önkéntes izomösszehúzódás következtében az izmok megnyúlnak vagy megrövidülnek, ezek a deformációk ultrahangos képalkotással megfigyelhetők. Például Yin és munkatársai 90%-ot meghaladó pontosságot értek el hat ujjmozgás osztályozásában 20 egészséges résztvevőnél négy A-módusú ultrahang-átalakítóval. [62] Bár az ultrahang-technológia pontos betekintést nyújt az izomösszehúzódásokba, a protézisekben való gyakorlati alkalmazását korlátozzák az ultrahangos rendszerek mérete, energiaigénye és feloldozási követelményei.

Egy ígéretes technológia hasonló megközelítést alkalmaz az izomtevékenység rögzítésére optikai érzékelők segítségével. Az infravörös fényt kibocsátó diódák (LED-ek) bőrfelszínre helyezett sorai megvilágítják az alatta lévő izmokat, és az érzékelő az összehúzó izmok által visszavert fényt detektálja. Ez a módszer sikeresen alkalmazható az izomaktiváció kimutatására, azonban alacsony érzékenységgel rendelkezik, és a bemutatott érzékelő konfigurációk hajlamosak a mozgási artefaktumokra. [63]

3.3.3. Érzékelési visszacsatolás

A megfelelő irányítási módszerek mellett az érzékelési visszacsatolás biztosítása kiemelten fontos a végtagprotézis-felhasználók számára. [59] A megmaradt végtagot mechanikusan, hőátadással vagy elektromosan lehet stimulálni. A leggyakoribb, kereskedelmi forgalomban elérhető megoldások excentrikus tömegű vibrációs motorokat használnak, amelyek a protézisvégtagról primitív, gyakran nem intuitív visszacsatolást nyújtanak. A vibráció kiváltható a végtagra gyakorolt megnövekedett erő vagy az ujjakon észlelt nyomás hatására. Ezzel szemben az elektromos stimuláció különböző érintési érzéseket képes előidézni a stimulációs mintázat módosításával. Klenczner és Naszlady sikeresen fejlesztett ki egy több szegmensű, puha elektródás konfigurációval rendelkező elektro-taktikus stimulátort, amely megkülönböztethető érzeteket váltott ki a felhasználónál. [64]

Az érzékelési visszacsatolás javítja a felhasználó biztonságos interakcióját a tárggyal, csökkentve a protézis precíz irányításához szükséges kognitív erőfeszítést. Az amputáció egyik leggyakoribb mellékhatása a fantomvégtag-érzet (PLS), amely gyakran fájdalomként jelentkezik. A PLS azt jelenti, hogy az amputált végtagot a felhasználó még mindig jelen lévőnek érzékeli, gyakran bizsergő vagy viszkető érzetként. A végtag propriocepciójának helyreállítása mellett a megfelelő érzékelési visszacsatolási megoldások a PLS kezelésének szerves részévé válhatnak. [65]

3.4. EMG-alapú protézisvezérlés

A legnépszerűbb protéziskar-vezérlési mechanizmusok EMG-technológiát használnak a megmaradt végtag vagy távoli izmok önkéntes izomösszehúzódásainak rögzítésére. A kereskedelmi forgalomban elérhető megoldások merev fém elektródákat használnak, akár

nyolc mérési csatornával. [55] [66] A rögzített EMG-jeleket egy előre definiált fogáskészlethez rendelik egyszerű küszöbérték-alapú vagy mintafelismerő technikák alkalmazásával.

3.4.1. Egyedi illesztés

A protézis-felhasználók körében az amputáció szintje és a megmaradt végtag anatómiai szerkezete nagyban eltérhet. A megmaradt izomzat integritása jobb jelminőséget és ezáltal nagyobb irányítási pontosságot tesz lehetővé. A több-elektrodos, több-fogású mioelektromos protézisek elsősorban transzradiális, ideális esetben transzkarpális amputáltak számára alkalmasak, mivel a kar és kéz izmai az alkarban koncentrálnak. Az amputáltak esetében a végtagcsont egyéni változékonysága miatt elengedhetetlen a felületi elektródákat tartalmazó foglalat egyedi illesztése és a személyes tréning, hogy pontos és hatékony EMG-alapú vezérlést lehessen megvalósítani.



3.3. ábra. Elektrodák mioelektromos protézisekhez. (a) Össur által a foglalatba beépíthető sávelektrodák. [55] (b) Ottobock MyoPlus foglalat, 8 pár elektródával, kör alakú elrendezésben. [66]

3.4.2. Elektródák elhelyezése

A protézis készítője határozza meg az elektróda helyét. Ez a feladat magában foglalja a maradékvégtag izmainak feltérképezését és az elektródák elhelyezését, figyelembe véve az EMG mérés jel-zaj arányát (SNR) és áthallás hatásait, valamint a páciens kényelmét. Egy trigger jelekkel vezérelt mioelektromos protézishez elegendő egy vagy két pár elektródát integrálni, azonban az előrehaladott, intuitív vezérlési megoldások akár nyolc különálló elektródahelyet is igényelhetnek.

Egy új sebészeti eljárás foglalkozik a maradékvégtag korlátozott myokontrol képességeivel. A célzott izom újrainnerváció (TMR) a levágott végtag idegeit a közeli, épp izmokhoz irányítja, leggyakrabban a felkar vagy a mellkas izmaira. Ezek a helyek viszonylag nagy, ép izmok területét biztosítják, amelyeket újraidegzenek, és amelyeket felületi EMG érzékelők mérnek. Ez a technológia további sebészeti beavatkozást igényel az amputáció után, azonban jelentősen növeli az intuitív, természetes irányítás lehetőségeit a sokizületes protézis karok esetén, még váll diszartikulációs amputáltak számára is. [67]

3.4.3. Klasszikus megközelítések

A klasszikus mioelektromos protézisek izomtrigger jeleket használnak előre programozott motoros műveletek végrehajtására, vagy az eszköz működési módjainak váltására

véges állapotú gép (FSM) módon. Ez az egyszerű vezérlési mechanizmus legtöbb esetben két EMG amplitúdó közötti különbséggel működik, amely az antagonista izompár között jelenik meg. Ezen triggererek flexiós, extenziós, ko-kontrakciós összehúzódások és ezek kombinációin keresztül válthatók ki. Az egyetlen független vezérlőhely korlátozza a vezérlési képességeket, így egyszerre csak egy DoF (fokozat) választható. Az FSM megközelítés mellett az arányos vezérlés is gyakran alkalmazott. Ebben az esetben a protézis ízületi elhajlásának mértéke arányos az izom összehúzódásának szintjével. [68] Ezek az nem-intuitív működési módszerek türelmet és tanulást igényelnek a felhasználatól.

3.4.4. Mintafelismerés

Jellemzők kinyerése

Fejlettebb EMG-alapú vezérlési megoldások több elektródahelyet és mintafelismerési algoritmusokat alkalmaznak. Különböző mozdulatok különböző izomaktiválási mintákat eredményeznek, ezért az algoritmus célja annak dekódolása vagy osztályozása, ami az sEMG mérésből származik. A nyers EMG jelek feldolgozása magában foglalja a jel kondicionálást, szegmentálást, jellemzők kinyerését és osztályozást. [69] A jellemzők kinyerése megtartja a releváns információkat a nagy sűrűségű, több csatornás nyers EMG jelből. A leggyakoribb időtartomány-beli (TD) jellemzők közé tartozik a MAV, RMS, abszolút maximum (ABSMAX), SD, nulla átlépés (ZC) és a hullámhossz (WL). Az autoregresszív (AR) jellemzők széles körben használtak, mivel jobban leírják az EMG jelek nemlineáris és sztochasztikus természetét. [68] Young és munkatársai kimutatták, hogy a TD és AR jellemzők kombinációja kevésbé érzékeny az elektróda elmozdulásokra, mint a csak TD jellemzők. [70] FFT alkalmazásával meghatározhatók az EMG jel PSD és domináns frekvenciájú komponensei. Az idő-frekvencia tartományban alkalmazott jellemzők közé tartozik a diszkrét hullám-transzformáció (DWT) és a folyamatos hullám-transzformáció (CWT). Míg az AR, frekvencia és idő-frekvencia jellemzők alkalmazása általában növelte a klasszifikációs pontosságot, ezen jellemzők számítási igényei jelentősen magasabbak, mint a TD jellemzőké. [71] A jellemzők kombinációja hatékonytalanul nagy jellemzőkészletet eredményezhet, ezért dimenziócsökkentő technikákat, például főkomponens-analízist (PCA) és nem-negatív mátrix faktorizálást (NMF) alkalmaznak.

Osztályozás

A mintafelismerés osztályozási vagy regressziós algoritmusokra épül. Ezek az algoritmusok a jellemzőteret konkrét gesztus- vagy markolat-osztályokra képi le. A leggyakoribb klasszikus gépi tanulási (ML) eszközök közé tartozik a lineáris diszkriminancia analízis (LDA), a support vector machine (SVM), a Gaussi-féle naiv Bayes-osztályozó (GNB) és a nearest neighbor (kNN) módszer. A neurális hálók (NN) széles körben használatosak a mioelektromos protézis vezérlés területén. Az NN modellek képesek megtanulni az EMG jelek és a kívánt mozgások közötti lineáris és nemlineáris kapcsolatokat. Kutatások kimutatták, hogy a rekurzív neurális hálók (RNN) és a konvolúciós neurális hálók (CNN) a pontosság és robusztusság szempontjából felülmúlják a klasszikus ML megközelítéseket. [72] Ezek a NN-ek azonban dedikált hardveres erőforrásokat igényelnek a modell betanításához és gyakran az inferenciához, a modell bonyolultságától és méretétől függően. [73]

Képességek

Az azonosított, különálló osztályok száma 4 és 20 között változik, leggyakrabban 10 alatt, nem beleszámítva a nyugalmi állapotot. A kézgesztus-felismerő modellek átlagosan több mint 90%-os pontossággal képesek a gesztusok osztályozására. [74] A modell pontos osztályozási teljesítménye nagymértékben függ a gesztusok számától, az elektróda-konfigurációtól, a kiválasztott jellemzőktől, az osztályozási algoritmustól, a szegmentációs technikától és az értékelésbe bevont alanyok összetételétől. Az akadémiai eredmények nem mindig tükrözik a mioelektromos vezérlési megoldások tényleges teljesítményét, mivel a fejlesztéseket általában először ép testű személyeken rögzített EMG adatok felhasználásával végzik. Kutatások szerint ezek a felismerő modellek amputáltak esetében 5-20%-kal kevésbé pontosan működnek, mint végtagvesztés nélküli embereknél. [69]

Valós idejű teljesítmény

A kézgesztus-felismerő modellek gyakorlati teljesítményének elemzése alapvető fontosságú a további fejlesztések előtt. A valós idejű teljesítményértékelési mutatók közé tartozik az osztályozási késleltetés, a teljesítési arány és az útvonalhatékonyság. Ezeket a mutatókat valós idejű célmegvalósítási tesztek során értékelik. [74] A vezérlőrendszer időbeli késleltetése az adatrögzítés és feldolgozás idejének összege. Ez az érték azt az időbeli eltérést jelzi, amely a felhasználó szándékos izomösszehúzódnása és a vezérlő kimenete között jelenik meg. Míg az optimális vezérlőkésleltetés 125 ms-nak bizonyult a természetes érzetű vezérléshez, a vizsgálatok különböző optimális késleltetéseket jelentettek különböző alkalmazásokban, ami arra utal, hogy az optimális vezérlőkésleltetés relatív a felhasználói érzékeléshez és a felismerési modell alkalmazásához. [75] [74]

Adaptív tanulás

A hagyományos mioelektromos mintafelismerési módszerek előre betanított osztályozási modellekre támaszkodnak. Ezek a rendszerek megkövetelik, hogy a felhasználó jelmintáin a protézis vezérléséhez előzetesen betanítsák a modellt. A neurális háló alapú megoldások nagy mennyiségű címkézett adatot igényelnek ahhoz, hogy hatékonyan megragadják az alapvető összefüggéseket. Új megközelítések integrálnak olyan ML modelleket, amelyek dinamikusan alkalmazkodnak a felhasználói bemenethez, növelve a vezérlőrendszer robusztusságát hosszabb használat során, és csökkentve a mioelektromos illesztés fárasztó folyamatát. [76] Az inkrementális tanulási technikák lehetővé teszik a felhasználó számára, hogy mobilalkalmazás által irányított rövid tanulási szakaszok révén javítsa a rendszer vezérlési teljesítményét anélkül, hogy az egész NN-t újra kellene tanítani. [77] A vezérlőrendszer dinamikus újrakalibrálása csökkentheti a protéziskarok elhagyási arányát, mivel a felhasználó tartósan javuló rendszer-teljesítményt tapasztalhat. A személyre szabott kalibrálási folyamat birtoklási érzetet teremt, növelve a felhasználói elégedettséget és elköteleződést.

4. fejezet

Viselhető technológia

A viselhető technológia számos olyan eszközt foglal magában, amelyeket közvetlenül vagy lazán viselnek a testen. Ezek az eszközök lehetnek önálló modulok vagy ruházati cikkekbe, kiegészítőkbe integrált rendszerek, amelyek az összeköttetések és az interaktivitás révén javíthatják a mindennapi életet. Ez a szakasz áttekintést nyújt a viselhető technológiáról, beleértve az érzékelő szöveteket, valamint részletezi a protézisgyártás során alkalmazott puha textiltechnológiákat.

4.1. Áttekintés

A viselhető eszközök fejlett technológiát integrálnak kompakt formában. Az érzékelők folyamatosan figyelik a felhasználók életjeleit vagy környezeti paramétereit. Az összegyűjtött adatokat feldolgozzák és kiértékelik, valós idejű visszajelzést nyújtva az egészségi állapotról vagy más alkalmazás-specifikus információkról. Ezek az energiahatékony, miniaturizált eszközök vezeték nélküli kapcsolódási lehetőségekkel rendelkeznek, amelyek lehetővé teszik a kommunikációt a személyes hálózatokon (PAN) belül.

A viselhető eszközök eredete az 1980-as évekig vezethető vissza, amikor az elektronika miniaturizálása gyors fejlődésen ment keresztül. A korai, derékra erősíthető viselhető számítógépek lehetővé tették a mobil felhasználók számára az asztali számítógépes feladatok elvégzését. 2001-re az ETH Zürich kutatói már az elektronika ruházathoz rögzített megoldásait kutatták, ahol az érzékelők kiegészítő eszközökből elsődleges információforrásokká váltak. Ezek a rendszerek a manuális adatbevitel csökkentését célozták meg a kontextuális tudatosság révén. [78] Az energiahatékony, nagy mértékben integrált rendszerek fejlődése azóta utat nyitott a nagy teljesítményű mobil eszközök számára.

A 21. században a viselhető eszközök széles körben elterjedtek, ideértve az okosórákat, fitneszkövetőket, valamint a virtuális és kiterjesztett valóság (VR/AR) eszközöket. A viselhető technológiát az egészségügyben távoli betegmegfigyelésre, fitneszkövetésre és krónikus betegségek kezelésére használják. Az ipari és katonai alkalmazások a teljesítményt és a biztonságot hivatottak javítani extrém körülmények között, míg a szabadidős felhasználási alkalmazások az AR/VR eszközökön, okos szemüvegeken és játékkiegészítőkön keresztül mutatkoznak meg.

Azáltal, hogy zökkenőmentesen integrálódnak a mindennapi tevékenységekbe, mesterséges intelligenciát (AI) alkalmaznak, és az IoT-t kihasználják, a viselhető eszközök képesek javítani a személyes egészségkezelést és az életminőséget. Azonban a big data korában a személyes adatok biztonságával és az etikai kérdésekkel kapcsolatos aggályok

egyre nagyobb figyelmet kapnak. [79]

4.2. Érzékelő szövetek

A viselhető technológia elsődleges és másodlagos eszközökre osztható. Az elsődleges eszközök, mint például az okostelefonok és a fitneszkövető okosórák, önálló, központi egységként működnek. A másodlagos eszközök, például az EKG-t figyelő mellkaspántok, specifikus tevékenységeket vagy bioelektromos jeleket rögzítenek, és azokat az elsődleges eszközöknek továbbítják feldolgozásra. [79] Ez a kategória magában foglalja az intelligens textíliákat is, amelyek anyagtulajdonságai lehetővé teszik, hogy reagáljanak a felhasználó vagy a környezet bizonyos ingereire. Az intelligens szövetek támogatják a folyamatos megfigyelést az alany természetes környezetben, növelve a beteg kényelmét a hagyományos módszerekkel szemben. Az alkalmazási területek közé tartozik a biomedicina, biomonitorozás, rehabilitáció, telemedicina, teleasszisztencia, sportorvoslás és ergonómia. [80]

Az intelligens szövetek textíliákból és más anyagokból, például szilikonból, fémből és kompozitokból készülnek. Az alapruha anyaga, amelyre a többi komponens épül, általában nyújtható poliészter, gyapjú vagy más hagyományos szövet.

4.2.1. Vezetőképes anyagok

Az intelligens textiltechnológia alapját a vezetőképes anyagok adják. Az érzékelő elemek és az összeköttetések vezető szálakat, fonalakat és szöveteket használnak az elektromos vezetőképeség biztosítására. A leggyakrabban használt adalékanyagok közé tartozik a réz, arany, ezüst, szén, grafén és vezető polimerek. A vezetőképeség és a merevség a nyersanyag, az adalékanyagok és a keverési arány tulajdonságaitól függ. Az anyag felvitele polimerizációval, szálképzéssel, beillesztéssel, bevonással vagy nyomtatással történik. A vezető anyagok hajlamosak a repedésre, leválásra és törésre. [81] [82]

4.2.2. Érzékelő elemek

Az érzékelő elemek különböző anyagok és gyártási módszerek kombinációjával készülnek, hogy megfelelő ingerek érzékelésére alkalmasak legyenek. Ezek közé tartoznak a vezető szálak, piezoelektromos komponensek, termoelektromos elemek és optikai szálak, amelyek rétegezéssel, szövéssel, kötött textíliák használatával, bevonással vagy nyomtatással integrálhatók. Az egyedi összetétel lehetővé teszi a nyomás, mozgás, hőmérséklet és bioelektromos jelek érzékelését, bővítve a technológia alkalmazási területeit. Újabban az intelligens textíliák elektrokémiai érzékelőket integrálnak, amelyek lehetővé teszik például a glükóz szint nem invazív mérését. [83]

Elektróda megoldások

A hordható EKG-monitorok és az EMG-jelet rögzítő ruhadarabok különféle elektródákat alkalmaznak a bioelektromos jelek rögzítésére. A száraz elektródák, például a fonal alapú vagy gőzlerakódáson alapuló textil elektródák alternatívát jelenthetnek a hagyományos nedves elektródákkal szemben. Az elektrolit gélek hiánya miatt a textil elektródák nagyobb kapacitást mutatnak, amely nedvesítéssel és nyomásnöveléssel csökkenthető. Az elektróda-bőr impedancia tovább csökkenthető az érintkezési felület növelésével. [84] [85]

Azonban a textil elektródák rugalmas jellege miatt érzékenyebbek a mozgási műtermékekre, amelyeket az elmozdulás, a nyomás ingadozása és az elektródák deformációja okozhat. Ezeket a problémákat megfelelő rögzítéssel, alacsony frekvenciájú mozgási műtermék szűréssel vagy impedancia csökkentő előerősítéssel lehet mérsékelni. [85] A megbízható elektromos kapcsolat biztosítása az elektróda és a vezeték között szintén elengedhetetlen a magas minőségű analóg jelméréshez.

4.2.3. Összeköttetés

Az érzékelő és/vagy működtető elemek, a feldolgozó egység és az akkumulátor összeköttetése vezetőképes szálakkal, szálvezetékkel vagy hagyományos rézvezetékkel történik. Az utóbbi megoldás alkalmazása nem ajánlott, mivel a merev vezetők nem olyan tartósak, mint a puha alternatívák. [82] Ugyanakkor a vezető szálak és pályák nem biztos, hogy megfelelőek a nagy pontosságot és magas jel-zaj viszonyt (SNR) igénylő mérési alkalmazásokhoz. A vezető szálak ellenállása ingadozhat, különösen, ha nem megfelelően stabilizálják vagy integrálják a textíliába. [84] A kábel hajlításából eredő triboelektromos zaj tovább ronthatja a jelminőséget. [86]

4.2.4. Elektromos csatlakozás

A feldolgozó és energiatároló egységeket véglegesen vagy ideiglenesen rögzítik a szövethez különféle rögzítési módszerekkel, például záróelemekkel, zsebekkel, szövetretegek közé illesztéssel, varrással, vasalással vagy ragasztással. Az eltávolítható elektromos modulok egyedi pattintós csatlakozókat használnak. Az állandó fizikai kapcsolatok mikrohegesztés, termoplasztikus ragasztás, kevert vezető polimer ragasztás, forrasztás és galvanizálás révén jönnek létre. Az okostextil-csatlakozók fejlesztése folyamatos kutatási terület, mivel az alkalmazási környezetek változatossága erősen testreszabott és gyakran egyedi megoldásokat igényel. [87]

4.2.5. Feldolgozó egység

Az elektronikus textíliák alkalmazásai nagy mértékben integrált, energiatakarékos rendszereket használnak, beleértve az egychipes rendszereket (SoC) és a csomagszerelt rendszereket (SiP). A vegyes jelű megoldások lehetővé teszik a szenzoros információ folyamatos feldolgozását. A fejlett mikrovezérlő egységek (MCU-k) helyi mesterséges intelligencia (AI) képességeket biztosítanak, lehetővé téve az erőteljes adatfeldolgozást állandó internetkapcsolat nélkül.

4.2.6. Tartósság és kényelem

Az okostextíliák tartóssága és kényelme kulcsfontosságú a hordható alkalmazások használhatóságának és hosszú távú teljesítményének biztosítása végett. A textíliáknak ellen kell állniuk a különféle környezeti hatásoknak és az ismételt, folyamatos használatnak. A moshatóság az ilyen termékek egyik fő szempontja. Az e-textíliák összetevőit, beleértve az elektronikát, úgy tervezik, hogy ellenálljanak a folyadékoknak, a hőnek és a gyűrődésnek. Mivel az okos szövetek és ruhadarabok közvetlen kapcsolatban állnak a felhasználók bőrével, és hosszabb ideig viselik őket, a biokompatibilitás és a kényelem alapvető fontosságú. A légáteresztő, puha anyagok, amelyek integrált, anyagába dolgozott technológiával vannak ellátva, növelik a viselő kényelmét, lehetővé téve a hosszabb

használatot irritáció nélkül, miközben fenntartják a rugalmasságot és a funkcionalitást a különféle alkalmazások esetén.

4.2.7. Tömeggyártás

Az okostextíliák széles körű használatának egyik fő kihívása a korlátozott tömeggyárt-hatóság. Az e-textíliák fejlesztései elsősorban prototípus szakaszban vannak, és egyedi gyártási folyamatokat igényelnek. A nagy volumenű gyártás a gyártási módszerek, például a 3D nyomtatás, öntés, ultrahangos hegesztés, síkkötés, varrás, hímzés és nyomtatás szabványosítását követeli meg, miközben bizonyos mértékű testreszabhatóságot is lehetővé tesz. [82] Az anyagtudomány egyre inkább az új, környezetbarát anyagok, például az újrahasznosított szálak, a biológiailag lebomló polimerek és a természetes kompozitok fejlesztésére összpontosít, hogy csökkentett környezeti hatású, funkcionális szöveteket hozzon létre, elősegítve a fenntarthatóságot.

4.3. Textiltechnológiák a karprotézisekben

A textiltechnológiák alkalmazása a protézisek fejlesztésében hozzájárul a jobb funkcionalitáshoz, kényelemhez és esztétikához, javítva a felhasználói élményt.

4.3.1. Funkcionális részek

A bioinspirált protézisek és robotkéz-megoldások célja az emberi kéz funkcionalitásának és sokoldalúságának utánzása, fejlett anyagok és mechanizmusok felhasználásával, hogy utánozzák a bőr, az inak, a szalagok és az izmok szerkezetét és mozgását. Ezek a tervek arra összpontosítanak, hogy élethű ügyességet, erőt és alkalmazkodóképességet biztosítsanak különféle feladatok pontos végrehajtásához. [88] A kötőszövetek, például a fascia, erős, mégis rugalmas és könnyű anyagokkal utánozhatók. A fonott szálstruktúrák képesek reprodukálni az emberi kéz komplex ín- és szalaghálózatát az anatómiailag pontos, biomechatronikus kezekben. A fejlett textíliák puha, nyújtható és tartós tulajdonságait kihasználva a funkcionális és vonzó borítások helyettesíthetik a bőrt.

4.3.2. Bélések

A bélések az amputált végtag és a protézisszár közötti interfészként működnek. A puha, rugalmas anyagok, például szilikon, nejlón és elasztomerek kényelmes párnázást és biztonságos rögzítési lehetőségeket biztosítanak a protézis számára. A légáteresztő szövetek csökkentik a bőrirritációt azáltal, hogy csökkentik a bőr súrlódását, és segítik a természetes hőszabályozás fenntartását.

4.3.3. E-textil-alapú mioelektromos vezérlés

Kötött EMG sleeve

A puha, rugalmas anyagok és az e-textil-megoldások lehetővé teszik a kifinomult EMG-alapú protézisvezérlési megoldások zökkenőmentes integrálását. Egy mosható, textil alapú ruhadarabot fejlesztettek ki Alizadeh és munkatársai mioelektromos vezérlési célokra. [89] A tanulmány a testreszabott textil elektródákat a hagyományos Ag/AgCl gél elektródákhoz hasonlítja az SNR és PSD értékek kvantitatív mérésével. A CAD-tervezésű ingujjat

síkkötőgép segítségével készítették, amely zökkenőmentesen integrálta a szénrel töltött szilikon gumiból készült vezető fonalakat. A nem vezető alapanyag nejlon és Lycra poliészter volt. Az összeköttetésekhez ezüstözött nejlon fonalat használtak, amely a kötött szerkezet felső és alsó rétege között rejtőzött. A kialakítás hüvelykujjlyukkal rendelkezik a pozicionálás segítésére, annak ellenére, hogy a fejlesztés célcsoportja az amputáltak köre.

Az átlagolt SNR-értékek nem mutattak szignifikáns eltérést, míg a PSD-eloszlások magas korrelációt mutattak. Az e-textil funkcionalitásának értékelésére három résztvevő esetében személyre szabott, többrétegű, előrecsatolt mesterséges neurális hálózatokat tanítottak be hét ujjmozdulat alapján. Az NN modellek átlagos offline osztályozási pontossága 86% volt. A tanulmány a mosás teljesítményre gyakorolt hatását is vizsgálta. 30 mosási ciklus után az osztályozási pontosság 3%-kal csökkent. Az eredmények bebizonyították, hogy egy teljesen textilből készült, géppel kötött interfész alkalmazható az EMG-aktivitás mintázatainak rögzítésére és mioelektromos protézisek vezérlésére.

Kereskedelmi forgalomban elérhető mioelektromos bélés



4.1. ábra. Alpha Control mioelektromos bélés fém elektródákkal. [90]

Az Alpha Control egy gélborítású bélés, amelyet az amerikai WillowWood gyárt. A cég 1996-ban mutatta be az iparág első protézisbélés termékét. Az alkar- és felkaramputáltak számára készült kontrollbélés több kupola alakú fém elektródával rendelkezik, amelyek megkönnyítik a mioelektromos helyek kiválasztását és az illesztést. Az e-textil megoldásokat integráló sleeve kompatibilis a Coapt rendszerrel, amely robusztus mintafelismerést tesz lehetővé többfoglós felső végtagi protézisekhez. [76]

5. fejezet

Fejlesztések

Ez a fejezet egy egyedi fejlesztésű, teljes mioelektromos rendszer komponenseit tárgyalja. A rendszer egy textil alapú mérő-sleevet, egy levehető mobil jelfeldolgozó egységet, és egy beágyazott kézmozdulat-felismerő szoftvert foglal magában.

5.1. Mioelektromos sleeve

Egy egyedi, viselhető ingujjat fejlesztettünk, amely különböző textiltechnológiákat alkalmaz. Ez a mosható sleeve képes a kar izomtevékenységének nem invazív rögzítésére 6 pár textil elektróda segítségével. A bemutatott sleeve korábbi modellek továbbfejlesztett utódja, amelynek célja a tartósság, a használhatóság, a megbízhatóság és a vízállóság hiányosságainak kiküszöbölése.

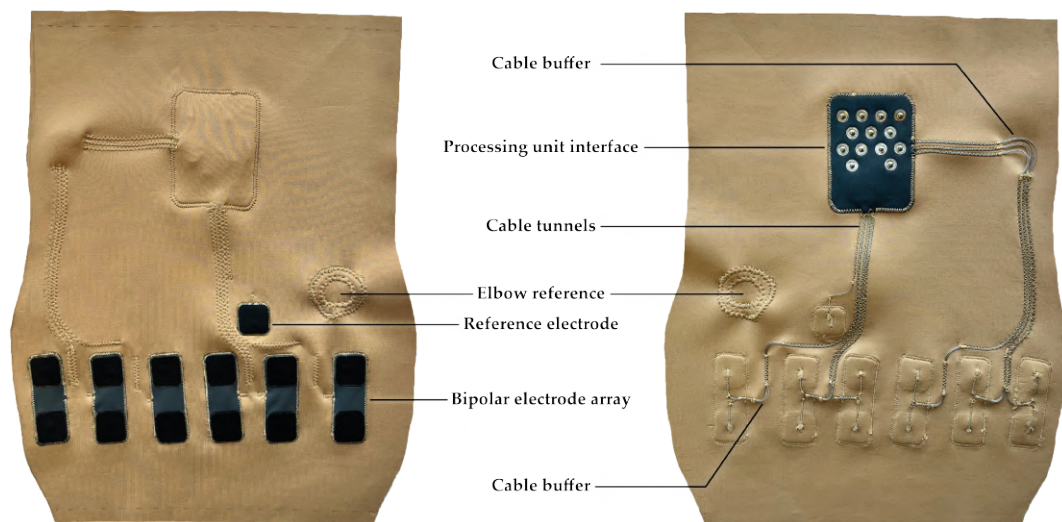
5.1.1. Tervezés

A sleeve négy funkcionális részre osztható: a referenciamarkerek, a sEMG elektródák, az összeköttetések és a jelfeldolgozó egység interfésze. Ezek az alkotóelemek mind egy hordozó-alapanyagra vannak integrálva. Az alapanyag egy rugalmas, légáteresztő és vékony Berthéas szövet. Ez a bézs, poliészter alapú szövet protetikusan bélések gyártásához is használt anyag. [91] A sleeve úgy lett tervezve, hogy a karon bármiféle külső rögzítés nélkül viselhető legyen. A szabásmintát úgy alakítottuk ki, hogy szoros, de kényelmes nyomást biztosítson a bőrön a stabilitás fenntartása, az alacsony elektróda-bőr impedancia és a túlzott elektródamozgások kiküszöbölése érdekében. Az egyenes felhelyezés elősegítése érdekében egy gyűrűs szerkezetet alakítottunk ki egymásra halmozott szövetekből referenciaként. Ez a gyűrű az ulna olecranonjának közepét jelöli ki, amely a felhasználó számára könnyen kitapintható. A könyökcsontot használjuk anatómiai referenciaként, mivel az általában jól definiált, nemtől, kortól és testalkattól függetlenül, és megfelelő pozicionálási pontosságot biztosít.

5.1.2. Elektródák

Elhelyezés

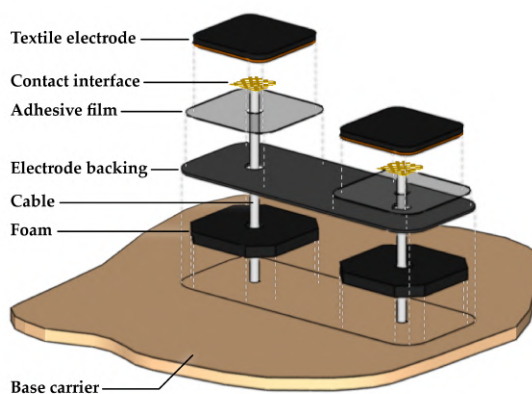
Ahogy Hargrove et al. tanulmánya kimutatta, a kézmozdulat-osztályozás pontossága 4 és 8 sEMG csatorna használatával maximalizálódott. [92] Ezenkívül az elektródák optimális elhelyezése akár 5%-kal növelheti a teljesítményt a szimmetrikus konfigurációhoz képest. Tekintettel a kar átmérőjének nagy változatosságára a populációban [93], az általánosan



5.1. ábra. A sleeve belső és külső oldala.

alkalmazható sleeve tervünk 6 elektródahelyet tartalmaz, amelyek lefedik az alkar felső $\frac{1}{3}$ részét. Az elektródák szinte egyenletesen helyezkednek el, de enyhe eltolásokkal az izomzat pontosabb lekövetéséhez alkalmazkodnak.

Összeállítás



5.2. ábra. Egy bipoláris textil elektróda összeállítása.

A textil elektródák alapanyagát az NTT gyártotta. Az elektródákat lézerrel vágtuk ki az elektródalapanyagból, amely egy szénrel töltött, szilikonnal bevont szövet. A szövet finom aranyszálakat tartalmaz az alacsony impedanciájú csatlakozás érdekében. Az elektródák és a jelátvivő kábel közötti érintkezési felület növelése érdekében egy finoman fonott rézhuzal darabot alkalmaztunk, ahogyan azt a 5.2 ábra mutatja. Ez a megoldás megbízható és állandó elektromos csatlakozást biztosított az elektróda és a kábel között. A bipoláris elektródapárok relatív helyzetváltozásának kiküszöbölése érdekében az elektródák alatt nem nyúló hátlapot alkalmaztunk. Az elektródákat túllógatott vasalha-

tó ragasztófilm rögzítette. Végül minden elektróda alá habanyag került, hogy növelje a bőrre gyakorolt nyomást és egyenletesebbé tegye azt. [94] Ez a többrétegű konstrukció sűrű cikkcakk öltésű varrással került az alapanyagra.

5.1.3. Összeköttetés

A korábbi textilingujjak merev rézvezetékeket és rugalmas textilkábeleket alkalmaztak az elektródák és a jelfeldolgozó egység összekötésére, amint azt a 5.3a ábra mutatja. A rézkábelek merev szerkezete korlátozta a mosási lehetőségeket. Továbbá a rugalmas, vezetőképessé magas és ingadozó impedanciája jelentős műtermékeket okozott az analóg mérések során. Ezért az új kialakítás nem nyúló, rendkívül tartós rozsdamentes acél szálkábeleket alkalmaz, amelyeket a Bekaert gyártott. Ez a polimer szigetelésű filamentum szál kiváló hajlítás-, korrózió- és hőállóságot nyújt, $9.4 \frac{\Omega}{m}$ ellenállás mellett. Az állandó elektromos csatlakozásokhoz kis mennyiségű foszforsavat használtunk az acélszálak oxidrétegének eltávolításához forrasztás során. A fent említett elektródaérintkezési felület javított a kábel rögzítésén, megszüntetve a nem kívánt kicsúszásokat. A kábelt az anyagra helyezve, alagúttechnikával varrva rögzítettük. Az alkalmazott alacsony szálfeszesség lehetővé teszi a kábel csúszását ezekben az alagutakban. A kábel nem nyújtható, ezért kanyaroknál tartalék részeket alakítottunk ki. Ez a módszer stabil rögzítést biztosít, miközben az egész dizájn rugalmas és alakhoz idomuló marad. Az ideális kábelvezetési útvonalak meghatározása során az derült ki, hogy a könyök mediális és laterális oldalain a bőr jelentősen kevesebbet nyúlik vagy zsugorodik a hajlítás és kinyújtás során, mint az elülső és hátsó részeken.

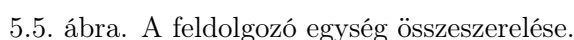
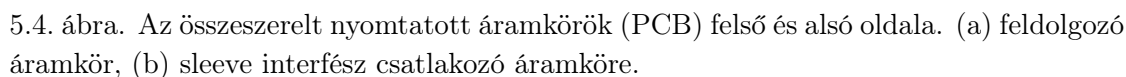


5.3. ábra. Az előzőleg használt (a) elasztikus vezeték és rézhuzal csatlakozás, valamint (b) interfész csatlakozó.

5.1.4. Interfész

A mioelektromos sleeve egyik legkritikusabb része az interfészfelület a jelfeldolgozó eszközzel. Ez a lecsatolható csatlakozás lehetővé teszi a feldolgozóegység egyszerű eltávolítását. Számos mechanikus csatlakozótípust vizsgáltunk megbízhatóságuk, tartósságuk és integrálhatóságuk szempontjából. Az első prototípusok többtűs, téglalap alakú, benyomható csatlakozókat használtak. Az elektromos csatlakozás megbízható volt, azonban a

5.1.5. Áramkör tervezése



Az elektromos tervrajzot és a nyomtatott áramkört (PCB) a KiCad 8.0 ECAD szoftverrel készítettük. A hely hatékony kihasználása érdekében az összeszerelt PCB kisebb, mint 5 mm magasra lett tervezve. Ez a korlátozás leginkább az alumínium elektrolit kondenzátorok magas tokozását érintette, amelyek feszültségstabilizálásra használatosak. A probléma megoldására alumínium polimer kondenzátorokat alkalmaztunk helyettesítésként. Az emelkedett költségeket alacsonyabb ekvivalens soros ellenállás (ESR), jobb

élettartam és kompakt csomagolási méretek ellensúlyozzák. Kis méretű diszkrét alkatrészeket választottunk, lehetőség szerint 0402-es méretkóddal.

Csökkentett EMI PCB

A 4-rétegű PCB-t úgy terveztük, hogy megfeleljen az analóg áramkörök követelményeinek, biztosítva a jel integritását és minimalizálva a zajt. Folyamatos telefüldet alkalmaztunk, az analóg és digitális zónák egyértelmű szétválasztásával, ami minimalizálja a zajok átszűrődését a két terület között. Az analóg és digitális földelés egyetlen ponton kapcsolódik. A jelpályák közvetlen, minimális hurokot alkotó visszacsatolási utat követnek a szomszédos földelő lapon, amely csökkenti az elektromágneses interferenciát (EMI), mivel a visszaterő áramokat jól definiált útvonalra korlátozza. Az analóg és digitális jelpályák közötti megfelelő távolság fenntartásával csökkentettük az áthallást és interferenciát. A differenciális USB adatvezetékek esetén ellenőrzött impedanciájú pályákat terveztünk. Az IC-k táppontjaihoz közel több leválasztó kondenzátort helyeztünk el, amelyek a tápegység zajait szűrik. Ezek a kondenzátorok stabil működést biztosítanak helyi energiatárolás révén, valamint csökkentik a nagyfrekvenciás zajokat. A Bluetooth antenna körüli területen megfelelő távolságot tartottunk az alkatrészek, pályák és rézfelületek között, hogy biztosítsuk az optimális RF teljesítményt és minimalizáljuk a jelinterferenciát.

Interfészek

Az analóg és digitális csatlakozásokra védődiódákat helyeztünk el az áramkör elektrosztatikus kisülés (ESD) elleni védelme érdekében, valamint az érzékeny alkatrészek sérülésének megelőzése céljából. Az analóg csatornák bővítésének lehetőségét a jövőben az ADC chip SPI interfészének egy fejléc-csatlakozóhoz való vezetésével biztosítottuk, amely lehetővé teszi több ADC daisy-chain kapcsolását. A patentcsatlakozók „anya” részei különálló, 2-rétegű PCB-n vannak rögzítve. A két áramkört kiváló minőségű board-to-board csatlakozók kötik össze. Az elkészített nyomtatott áramköröket manuálisan szereltük össze, forrasztópáka és forró levegős forrasztási technikák kombinációjával, forrasztópasztát stencil segítségével felhordva.

5.1.6. Burkolat

5.1.7. Jellemzők

Az összeszerelt áramkörök és az akkumulátor egyedi, 3D-nyomtatott burkolatba kerültek. A hátsó burkolaton lyukak találhatók a patentcsatlakozók befogadó részeihez, valamint a 6 db M2.5-ös eloxált süllyesztett fejű csavar számára. Az USB-C csatlakozó és a Micro SD kártyahely az eszköz alján érhető el. Az eszköz jobb oldalán egyetlen gomb található, amely az eszköz felébresztésére vagy alvó módba helyezésére, illetve a jelfeldolgozás elindítására vagy leállítására szolgál. Az akkumulátor és a rendszer állapotának kijelzésére 3 LED került a burkolat felső részébe.

5.1.8. Tervezés és gyártás

A burkolat minimalista, letisztult kialakítású, lekerekített szélekkel, ergonomikus és modern megjelenést kölcsönözve az eszköznek. Külső méretei $62\text{mm} \times 84\text{mm} \times 17\text{mm}$, az



5.6. ábra. Az összeszerelt eszköz elülső és hátulsó oldala.

összeszerelt súlya pedig 102gramm. Ez a kompakt és könnyű kialakítás kényelmes használatot biztosít, így az eszköz hosszú távú mérések során viselhető a felkar külső oldalán anélkül, hogy kényelmetlenséget okozna. A gyártás során használt fekete gyanta magas méretpontosságot, tartósságot és hőállóságot kínál. A homokfúvásos utófeldolgozás sima, matt felületet eredményezett, fokozva a burkolat esztétikai minőségét.

5.2. Valós idejű alkalmazás

Egy beágyazott kézmozdulat-felismerő szoftvert implementáltunk a mioelektromos textil ingujj és a feldolgozó egység tesztelésére. A rendszer az nRF5340 SoC-t használja, amely egy rendkívül fejlett és nagy teljesítményű mikrokontroller, amely robusztus keretrendszert igényel a hatékony működéshez. Ezt az igényt a Zephyr valós idejű operációs rendszer (RTOS) elégíti ki, amely gazdag funkció- és API-készletet kínál. Ezek a képességek leegyszerűsítik a megszakításkezelést, a rendszer- és perifériakonfigurációt, így biztosítva a stabilitást és a fejlesztés egyszerűségét. A jelfeldolgozáshoz a CMSIS-DSP könyvtárat használtuk fel, amely architektúra-specifikus optimalizációkat használ a szűrés, jellemző-kinyerési és osztályozási feladatok hatékony kezelésére.

5.2.1. Mintavételezés

Az ADC által ciklikus konverziók során előállított nyers adatok megszerzéséhez a processzornak időszakosan kell kiolvasnia a 24 bites adatokat csatornánként, az SPI interfészen keresztül. Az SPI olvasások egy általános célú bemeneti/kimeneti (GPIO) megszakítás indítására történnek, amelyet az ADC vezérel. A megszakítási rutin (ISR) hívja az aszinkron SPI olvasási funkciót, és egy új munkát ad be egy munkasor objektumba. A benyújtott munka egy eseményobjektumot és a Polling API-t használja az új adatok feldolgozásának elindítására a megadott mintapufferbe olvasás után.

A nyers mintákat egy pufferben tárolja, amely a kiválasztott csatornák 24 bites nyers adatait tartalmazza, kettős komplement formátumban. Ezeket az értékeket ezután **float32** formátumra alakítják további feldolgozás céljából. Az átalakítási függvényt úgy terveztük, hogy fogadja a bemeneti puffer címét, a feldolgozandó csatornák számát és a cél eredménypuffert.

A beérkező adatok hatékony kezelése érdekében, az átfedő szegmens-kezelés mellett, egy körkörös puffer lett implementálva. Ez a típusú puffer egy wrap-around mechanizmust használ, amelyet az unsigned bájtípusok túlsordulási tulajdonsága vagy moduláris aritmetika tesz lehetővé. Ez a megközelítés zökkenőmentes adatindexelést és könnyű hozzáférést biztosít az átfedő területekhez további peremkezelési módszerek nélkül. A paramétereizhető ablakméretek és átfedések rugalmassága tovább növeli a rendszer alkalmazkodóképességét a valós idejű követelményekhez.

5.2.2. Szűrés

A jelszűréshez véges impulzusválaszú (FIR) és végtelen impulzusválaszú (IIR) szűrőket egyaránt implementáltunk, melyek két specifikus kihívásra kínálnak megoldást: a hálózati áram zajának kiszűrésére és az elasztikus mérőruha által okozott torzítás mérésére. Ezt a két szűrőt összehasonlítottuk, teljesítményüket az adott alkalmazásban értékeltük.

A szűrőfüggvények használata előtt a FIR vagy IIR szűrőpéldányokat az együtthatókkal inicializáltuk. Ezeket az együtthatókat MATLAB segítségével generáltuk. Az FIR együtthatókat a `fir1` függvénnyel hoztuk létre, amely egy 22^{ed} -rendű szűrőt eredményezett. Az IIR rácsszűrő modulárisabb kialakítást használt, három kaszkádba kapcsolt 2^{nd} -rendű Butterworth szűrőt alkalmazva, amelyek mindegyike specifikus feladatokra koncentrált: nagyfrekvenciás szűrés, sávszűrés és aluláteresztő szűrés. Alapos összehasonlítás után a szűrőt, amely a hatékonyság és jelminőség közötti legjobb egyensúlyt biztosította, végleges implementációra választottuk.

5.2.3. Szegmentáció és jellemzők kinyerése

A folyamat következő lépése a szegmentáció. Ahogy új minták kerülnek szűrésre, az előző szegmens átfedő mintái hozzáadódnak az új szegmens elejéhez a folytonosság biztosítása érdekében. Egy egyedi algoritmus határozza meg az aktuális szegmens állapotát az előző szegmensek aktivációs szintjét és az aktuális szegmens RMS (négyzetes középérték) értékeit figyelembe véve. Mivel az RMS értékeket mind a szegmentációhoz, mind a jellemzők kinyeréséhez használjuk, ideiglenesen pufferben tároljuk őket a hatékonyság érdekében.

A jellemzők kinyeréséhez a CMSIS-DSP könyvtár erőteljes vektorműveleti funkciókat biztosít. Az RMS számításokon túl a könyvtár SD és ABSMAX függvényeit is alkalmaztuk a szegmensekre. Az összes csatornából kinyert egyedi jellemzőket egy jellemzővektorba gyűjtjük össze, amely az elemzés vagy osztályozás alapjául szolgál.

5.2.4. Osztályozás

Végül az osztályozás a korábban generált jellemzővektoron egy előre inicializált egy-az-összes-többi-ellen (OvR) típusú SVM-mel történik. A többosztályos SVM modellben minden bináris osztályozó meghatározza, hogy a bemenet megfelel-e a hozzá rendelt osztálynak vagy sem. Az összes bináris osztályozó döntését egy tömbben tároljuk további feldolgozás céljából.

A rendszer végső kimenetének előállításához többségi szavazást alkalmazunk az aktuális és az előző szegmensek előrejelzéseire. Ez a megközelítés növeli a pontosságot és a robusztusságot, mivel több szegmens trendjeit veszi figyelembe, nem pedig egyetlen döntésre támaszkodik. Ugyanakkor hosszabb késleltetést hoz be a tényleges mozdulat

és a rendszer kimenete között. Ha az aktiválási feltételek nem teljesülnek, a szegmenst nyugalmi pozícióként osztályozza a rendszer.

Az n bináris SVM osztályozó paraméterei egy n -osztályú OvR többosztályos SVM modellben Python használatával betanított modellből származnak. A modell címkézett jellemzővektorokon tanul, ahol minden bináris osztályozó azt tanulja meg, hogy megkülönböztesse a neki rendelt osztályt az összes többitől.

6. fejezet

Mérések és eredmények

Ez a fejezet bemutatja azokat a méréseket, amelyek hozzájárultak a korábban ismertett mioelektromos textilsleeve fejlesztéséhez. Tartalmazza a kialakítás pozicionálási pontosságának kvantitatív értékelését és az elektródkonfigurációk összehasonlítását. A fejezet a végleges prototípus értékelésével zárul, különös tekintettel annak valós idejű teljesítményére és általános funkcionalitására.

6.1. A sleeve pozicionálási pontossága

Célkitűzés

A mioelektromos textilsleeve egy viselhető ruhadarab, amelyet a felhasználó karján kell hordani. A viselhető e-textil megoldások gyakran küzdenek pontatlan felhelyezéssel, mivel a ruhadarab fel- és levétele közben elmozdulhat. Ezek az elhelyezési pontatlanságok különösen problémásak lehetnek bioelektromos jelmonitorozási alkalmazásokban, ahol még a legkisebb elmozdulások is megbízhatatlanná tehetik a kalibrált rendszert. [95] [96] Az egyik módszer a korábban említett könyökreferenciát alkalmazza, míg a másik a könyökreferenciát két további mesterséges referenciaponttal egészíti ki az alkar elülső és hátulsó oldalán.

Módszertan

Két résztvevő számára egyedi mérő-sleevek készültek, amelyek célja az ingujj fel- és levétele közötti abszolút elmozdulások mérése volt. Ezek az ingujjak kialakításukban nagyban hasonlítanak a mioelektromos sleeve-re. Az elasztikus anyagba hat pár, egyenletesen elosztott lyukat lyukasztottunk, melyek kijelöik a bipoláris elektródák helyét. A vágások stabilizálása érdekében fém ringliket préseltünk a lyukakba. A könyök helyét tapintható, gyűrűszerű textilstruktúrával jelöltük, míg két további referencia-lyukat helyeztünk el az alkar elülső és hátsó oldalán, az elektródapozíciók körül.

A sleeve első felhelyezése során a résztvevők bőrüket tartós, bőrbarát tetováló tintás tollal jelölték meg mind a referencia-, mind az elektródalyukakon keresztül. A 12 állandó pont szolgált referenciaként az x és y irányú elmozdulások méréséhez, amelyeket milliméteres felbontású, hajlékony vonalzóval végeztek. Egyetlen mérés az alábbi lépéseket tartalmazta:

1. A textilsleeve felhelyezése csak a könyökreferencia segítségével.
2. A bőr megjelölése törölhető sminkceruzával az elektródalyukakon keresztül.

3. A ingujj levétele.
4. Az összes 12 elektródapont x és y eltolásának mérése.
5. A ceruzával készült jelölések eltávolítása.
6. A ingujj ismételt felhelyezése, ezúttal mindhárom pozicionálási referencia felhasználásával.
7. A bőr megjelölése törölhető sminkceruzával az elektródalyukakon keresztül.
8. A sleeve levétele.
9. Az összes 12 elektródapont x és y eltolásának mérése.
10. Az új ceruzajelölések eltávolítása.

Az mm pontosságú elmozdulásértékek mellett az időtartamot is rögzítették, amely a karvédő felhelyezéséhez és pozicionálásához szükséges volt. Mindkét résztvevő 20 mérést végzett el egyénileg, 15 egymást követő napon keresztül.

Eredmények

A kiszámított átlagos euklideszi távolságok az elektródák középpontjának elmozdulásai alapján 9,491mm ($\pm 0,65$ mm) és 5,787mm ($\pm 0,483$ mm) voltak, amikor csak a könyök-referenciát használták az A és B alany esetében. Mindhárom referenciapont használata során az átlagos abszolút elmozdulási távolságok 3,872mm ($\pm 0,815$ mm) és 2,205mm ($\pm 0,441$ mm) voltak.

A bipoláris elektródapárok elektródái közötti relatív távolság átlagosan 47,75mm és 35mm között változott.

Következtetés

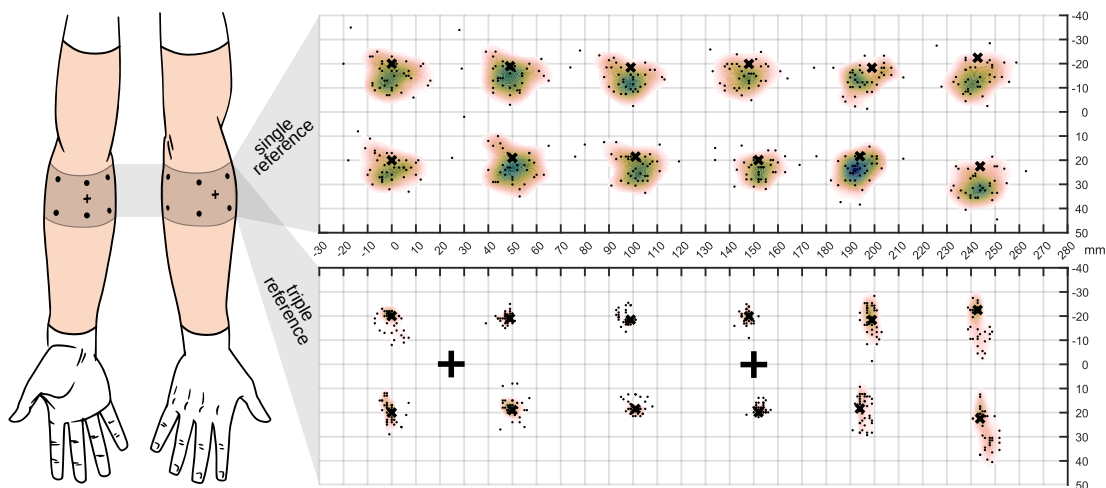
Ahogy várható volt, a további referenciapontok használata 59,2%-kal csökkentette az elektródapozíció eltolását az A alanynál, 61,9%-kal a B alanynál, és átlagosan 60,55%-kal. Az egyetlen referencialhely alkalmazása azonban elegendő ahhoz, hogy hat jól elkülönített elektródapozíciót biztosítson, anélkül hogy az elektródák átfednék egymást. Ezért a mioelektromos textilsleevet a könyöknél elhelyezett egyetlen referencialhellyel a fejlesztettük ki.

Az elektródák közötti instabil távolság ronthatja a kézmozdulat-felismerési teljesítményt. [70] Ennek megfelelően az elasztikus hordozóanyag negatív hatását az elektródák között egy nem nyúlékony hátlap alkalmazásával szüntettük meg.

6.2. Textil elektródák összehasonlítása

Célkitűzés

A viselhető sEMG rendszer rugalmas textilkompozit elektródákat használ. Az elektródák konfigurációja jelentős mértékben befolyásolja a jelminőséget és a kézmozdulat-felismerési teljesítményt. A fejlesztés időszakában két hasonló, rugalmas elektródalapanyag állt rendelkezésre. Az egyiket elektromos stimulációra tervezték, míg a másikat a gyártó bioelektromos jelmérési alkalmazásokhoz ajánlotta. Az optimális elektródapárna-méret, elektródák közötti távolság és a legmegfelelőbb elektródalapanyag kiválasztásához összehasonlító mérés készült.



6.1. ábra. Az elektródapozíciók elmozdulásának eloszlása egyetlen és három referencia-pont alkalmazásával.

Módszertan

Nem nyúlékony hátlapra rögzített, egyedi teszt elektródadarabokat készítettünk, amelyek bipoláris elektródapárokat tartalmaztak, változó anyaggal, mérettel és elektródák közötti távolsággal. Az elektródák közötti távolság 25mm-től 45mm-ig terjedt 5mm-es lépésekben. A tesztelt elektródapárna-méretetek a következők voltak: 15mm × 15mm, 15mm × 20mm, 20mm × 20mm és 20mm × 25mm. A referenciajelminőség mérésére egy 20mm átmérőjű, 40mm elektródátávolságú, egyszer használatos gél elektródát alkalmaztunk.

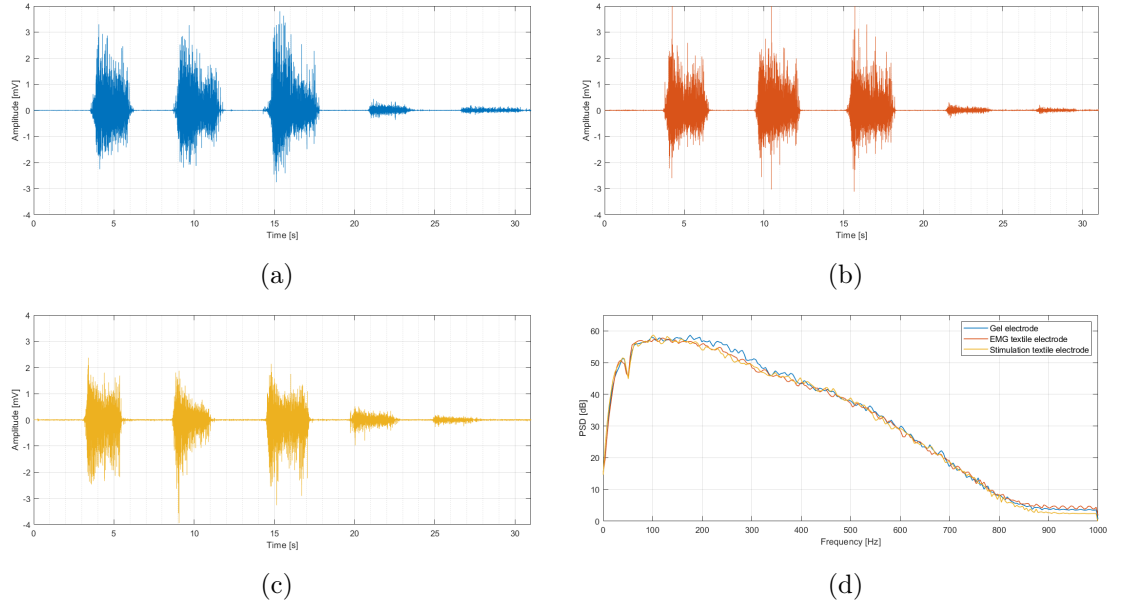
A teszt elektródákat az alkar hátsó oldalára, az extensor digitorum izom fölé helyeztük, és szoros kötéssel rögzítettük. Az alkar kényelmesen, nyugalmi helyzetben egy asztalra lett fektetve. Az sEMG jeleket az alábbi csuklómozgásminták rögzítésével gyűjtöttük: 4 másodperc nyugalom, majd 3 ciklus, amely 2 másodperc csuklófeszítésből és 2 másodperc nyugalomból állt; ezt követte 2 másodperc ulnaris deviáció, 2 másodperc nyugalom, 2 másodperc radiális deviáció és egy utolsó 2 másodperces nyugalmi pozíció. Az elektródák szomszédos izmoktól származó áthallás iránti érzékenységeinek vizsgálatához ulnaris és radiális deviációt használtunk az extensor carpi ulnaris és az extensor carpi radialis brevis aktiválására. A jeleket az egyedi feldolgozó eszköz rögzítette 2kHz mintavételezési frekvenciával.

A nyers mintákat MATLAB-ban dolgoztuk fel a következő metrikák értékeléséhez: SNR , az aktív mozgások RMS értéke (RMS_A), az áthallási SNR (SNR_{CT}), az aktív szegmensek frekvenciakomponenseinek és a gél elektródák által rögzített szegmensek frekvenciakomponenseinek korrelációs együtthatója (R_{GEL}), valamint az aktív szegmensek frekvenciakomponenseinek és az áthallási aktivitás frekvenciakomponenseinek korrelációs együtthatója (R_{CT}). Az SNR kiszámítása az [89] módszeréhez hasonlóan történt. Az EMG állapotát aktívnak tekintettük, ha a csuklófeszítés EMG jelének RMS amplitúdója meghaladta a nyugalmi helyzet $6 \times SD$ értékét. A nyugalmi helyzet egy 3 másodperces szegmens alapján került meghatározásra. Az SNR az aktív és inaktív állapotok RMS amplitúdójának arányaként lett számítva. A PSD a R_{GEL} és R_{CT} számítása Welch módszerével készült, 400 mintaszéles szegmensekkel. Az SNR_{CT} az aktív és áthallás-aktív állapotok RMS amplitúdójának arányaként definiáltuk. Az ulnaris és radiális deviáció

EMG jelei áthallás-aktívnak számítottak, ha az RMS értékük meghaladta a nyugalmi állapot $6 \times SD$ értékét. A metrikák értékelése előtt a jeleket 10Hz és 500Hz közötti sávszűrővel, valamint 50Hz-es középpontú notch szűrővel szűrtük.

Eredmények

Az B függelék B.1 táblázata tartalmazza az elektródák összehasonlításához kiértékelt metrikák értékeit.



6.2. ábra. A $20\text{mm} \times 20\text{mm}$ méretű, 40mm elektródatávolságú elektródák összehasonlítása. (a) EMG eldobható gél elektródákkal; (b) EMG textil elektródákkal bioelektromos mérésekhez; (c) EMG textil elektródákkal stimulációhoz; (d) A három elektródatípus PSD összehasonlítása.

Következtetés

A textil EMG elektródák magasabb RMS_A értékeket mutattak, mint a stimulációs elektródák, ami nagyobb érzékenységre utal, miközben SNR értékeik összehasonlíthatók maradtak az alapvonal-standarddal. A textil EMG elektródák esetében a nagyobb elektródatávolságok magasabb RMS_A értékeket eredményeztek, ami erősebb EMG jeleket tükröz. A magas SNR_{CT} értékek az áthallásos interferencia csökkent érzékenységét jelzik. A további fejlesztésekhez a $20\text{mm} \times 20\text{mm}$ méretű, 40mm elektródatávolságú textil EMG elektróda került kiválasztásra kiemelkedő SNR , SNR_{CT} és RMS_A értékei miatt.

6.3. Digitális szűrők értékelése

Célkitűzés

A textil száraz elektródák alternatív kábelekkal és nyújtható hordozóval kombinálva jelentős jelzavart eredményezhetnek az elektróda-bőr impedancia ingadozása és mozgási műtermékek miatt. [85] [95] A rögzített EMG jelek DC komponenseinek megszüntetése és a zaj csökkentése érdekében kétféle digitális szűrő került megvalósításra: FIR és IIR.

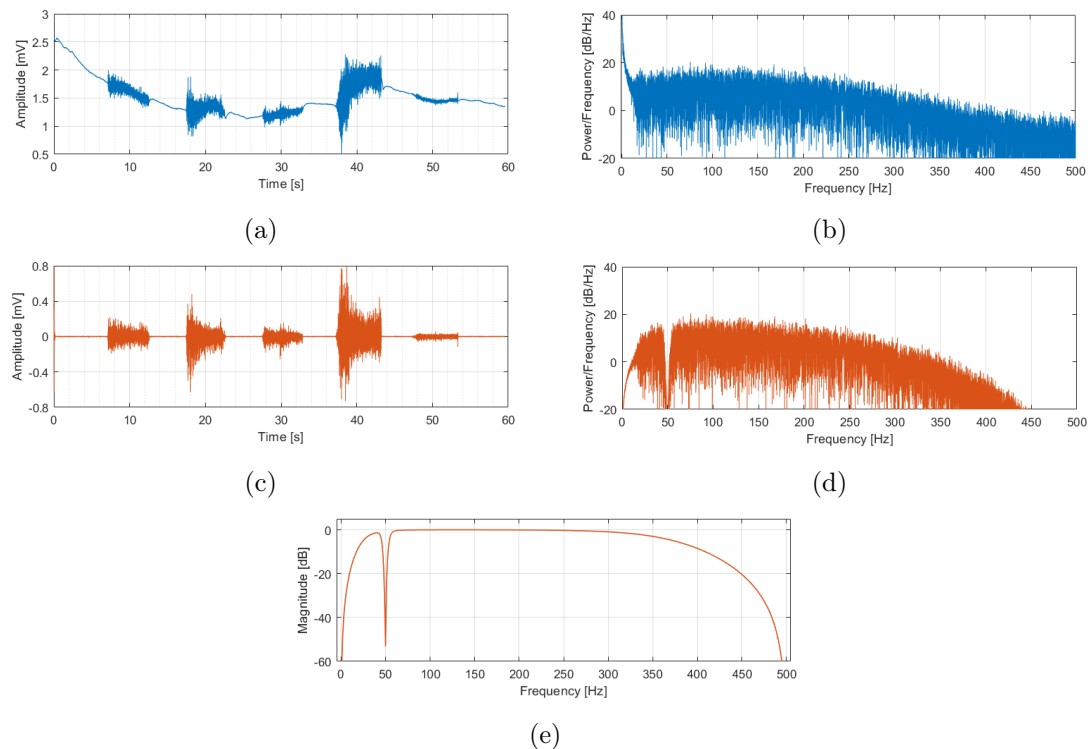
A FIR szűrők természetüknél fogva stabilak és lineáris fázissal rendelkeznek, így ideálisak olyan alkalmazásokhoz, ahol a fázistorzítást el kell kerülni. Ugyanakkor gyakran magasabb rendű szűrőkre van szükségük ugyanazon teljesítményszint eléréséhez, mint az IIR szűrők esetében, ami nagyobb számítási komplexitást eredményez. Az IIR szűrők hatékonyabbak, mivel alacsonyabb rendű szűrővel is elérhetik a kívánt frekvenciaválaszt. Ugyanakkor nemlineáris fázistorzítást mutathatnak, és gondos tervezés nélkül instabilak lehetnek. [97]

A két megvalósított szűrőmegoldást a bemutatott feldolgozó eszköz beágyazott rendszerén értékeltük ki.

Módszertan

A textil myoelektromos sleeve-vel rögzített EMG jelek zajjellemzőinek értékeléséhez a nyers EMG jeleket és azok PSD-jét MATLAB-ban elemeztük. A PSD elemzés alapján terveztük meg a FIR és IIR szűrőket. A FIR szűrő véges állapotú együttható vektorai, **a** és **b**, valamint az IIR szűrő visszaverődési és létra-együtthatói, **k** és **v**, kinyerésre, majd betöltésre kerültek a szűrő algoritmusba. Az eszköz mindkét szűrési módszert alkalmazta korábban rögzített EMG jelekre 103 mintablokkok méretében. Az így szűrt jeleket MATLAB-ban újraelemeztük a szűrőtervek értékeléséhez. Továbbá a két digitális szűrési módszer időigénye is mérésre és összehasonlításra került.

Eredmények



6.3. ábra. Digitális szűrők kiértékelése. (a) nyers EMG jel; (b) a nyers EMG jel PSD-je; (c) a tervezett IIR szűrővel szűrt EMG jel; (d) az IIR szűrt EMG jel PSD-je; (e) a tervezett IIR szűrő amplitúdó-átviteli függvénye.

A myoelektromos textil ujjak segítségével rögzített nyers EMG jel jelentős mennyiségű

alacsony frekvenciás zajt és egy jelentős DC eltolást tartalmazott. Az ADC integrált RLD funkciója hatékonyan elnyomta az 50 Hz-es tartományban fellépő hálózati interferenciát. Az EMG jel nem kívánt komponenseinek további eltávolítása érdekében egy kombinált 2nd-rendű Butterworth IIR szűrőt és egy kombinált 22nd-rendű FIR szűrőt terveztünk. Mindkét szűrő az alábbi lépéseket tartalmazta: egy 30 Hz-es magas áteresztő szűrőt a DC eltolás és az alacsony frekvenciás mozgási zajok kiküszöbölésére, egy 50 Hz-es sávzáró szűrőt a hálózati zaj hatékony elnyomására, valamint egy 350 Hz-es aluláteresztő szűrőt a magas frekvenciás zajok csökkentésére.

Mindkét digitális szűrési módszer sikeresen eltávolította az EMG jelből a nem kívánt zajokat. Egy 103 minta széles szegmens szűrése 515 μs -ot igényelt az FIR szűrővel és 268 μs -ot az IIR szűrővel a 128 MHz-en működő MCU-n. Ezen túlmenően az FIR és az IIR szűrők is stabilnak bizonyultak a mérések során.

Következtetés

Míg mindkét digitális szűrési megoldás megfelelő teljesítményt nyújtott, az IIR szűrő nagyobb számítási hatékonyságot mutatott, ami különösen alkalmassá teszi valós idejű alkalmazásokhoz.

6.4. Feldolgozási teljesítmény elemzése

Célkitűzés

A bemutatott myoelektromos textílija-megoldást megvizsgáltuk a beágyazott valós idejű kézmozdulat osztályozó rendszer teljesítményének kiértékelésére, figyelembe véve annak pontosságát, késleltetését, számítási hatékonyságát és robusztusságát változó körülményekkel szemben. Az értékelés célja annak meghatározása volt, hogy a rendszer képes-e megbízhatóan osztályozni előre meghatározott kézmozdulatokat valós időben, miközben alacsony energiafogyasztást tart fenn és teljesíti a viselhető alkalmazásokra vonatkozó időzítési követelményeket.

Módszertan

Egy 5-osztályos SVM osztályozót tanítottunk résztvevő kézmozdulataira, az OvR stratégia szerint. A lehetséges osztályok a következők voltak: ujjhajlítás, ujjnyújtás, ujjérintés (középső- és hüvelykujj), csuklónyújtás és csuklóhajlítás. Az tanításhoz és az osztályozáshoz használt jellemzővektor az egyes csatornák *RMS*, *SD* és *ABSMAX* értékeiből állt. A jellemzők az alábbiak szerint definiáltak:

$$RMS_i = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x_{ij}^2}, \quad SD_i = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^N (x_{ij} - \bar{x}_i)^2}, \quad ABSMAX_i = \max_{j=1 \dots N} |x_{ij}|,$$

ahol:

- N az effektív szegmens mintáinak száma,
- x_{ij} az i -edik csatorna j -edik mintájának értéke az adott effektív szegmensben,
- $\bar{x}_i$ az i -edik csatorna mintáinak átlagértéke az adott effektív szegmensben.

Az EMG jelet 128 mintás ablakokban dolgoztuk fel, 25 mintás átfedéssel. A mintavételi frekvencia 1 kHz volt. Egy szegmenst inaktívnak tekintettük, ha a csatornák RMS értékei nem haladták meg a baseline $6 \times SD$ értékét. A végső döntés többségi szavazáson alapult.

A tanításhoz használt jellemzőket három rögzítési ülés során gyűjtöttük, minden ülés esetén öt ciklust végezve. A következő mintázatot hajtották végre minden rögzítési szekcióban: az első 5 másodperc nyugalmi pozíciót követően 5 másodpercig ujjnyújtást, majd 3 másodperc nyugalmi állapotot, 5 másodpercig ujjhajlítást, 3 másodperc nyugalmat, 5 másodpercig csuklónyújtást, 3 másodperc nyugalmat, 5 másodpercig csuklóhajlítást, 3 másodperc nyugalmat, 5 másodpercig a középső és hüvelykujj érintését, majd egy utolsó 5 másodperc nyugalmat. A myoelektromos textilujjat minden rögzítési ülés előtt újra felhelyeztük.

A kinyert jellemzőket és a hozzájuk tartozó osztálycímkéket Pythonban dolgoztuk fel. Egy szkript segítségével öt bináris SVM osztályozót tanítottunk a `scikit-learn` könyvtár felhasználásával. Az SVM osztályozók egy másodfokú polinomiális kernel konfigurációval működtek. A betanított modellek paramétereit – beleértve a támaszpontokat, gamma értéket, eltolást és kettős együttthatókat – betöltöttük a beágyazott környezetbe. Az aktív periódus első és utolsó öt szegmensét kizártuk a tanítási adatokból. Ez a technika javította a szignálok szétválaszthatóságát és az stacionárius jelekre történő általánosítást.

Az osztályozási teljesítményt és a valós idejű pontosságot egy kiértékelési ülés során mértük, amelyben ugyanazt a fent leírt mozdulatmintázatot hajtották végre.

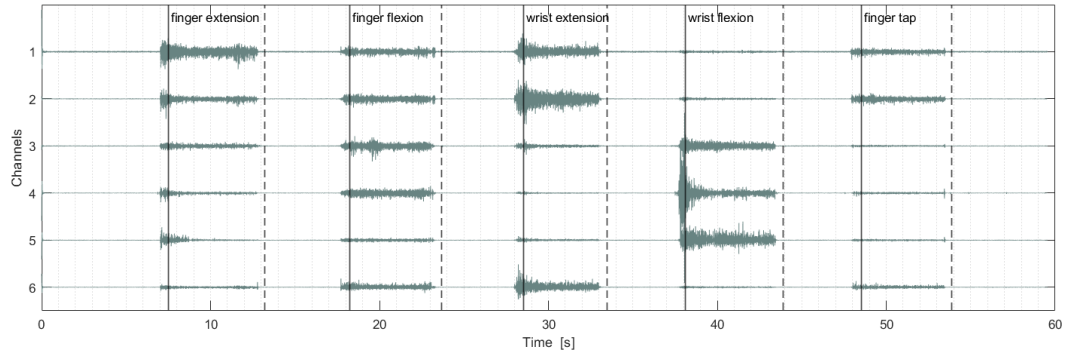
Eredmények

A modell offline osztályozási pontossága 93,12% volt, amikor az átmeneti szegmensek szerepeltek az értékelésben (lásd: 6.4c ábra). Az első és utolsó két nem állandó szegmens kizárása javította a szegmensosztályozási pontosságot 98,43%-ra (lásd: 6.4b ábra). Ha az öt bináris osztályozó eredményei ellentmondásosak voltak, a szegmenst hibásan osztályozottnak tekintettük, amit az x jelöl a 6.4 ábrán.

A valós idejű osztályozási teljesítményt a 6.4a ábra mutatja. Az átlagos késleltetés a mozdulat és a rendszer kimenete között 452 ms volt. Ez a viszonylag magas késleltetés a többségi szavazási algoritmus használatából adódott, amely az utolsó öt egymást követő szegmenst figyelembe véve döntött. Ez a módszer az osztályozási pontosság javítását célozta az állandó jelek előnyben részesítésével. Az 5-osztályos osztályozás 18 dimenziós jellemzővektort használva $449\mu s$ számítási időt igényelt szegmensenként.

Következtetés

A megvalósított feldolgozási rendszer hatékonyan működött a valós idejű osztályozási feladatban, pontosan felismerve mind az öt mozdulatot, mind a nyugalmi állapotot. Ez demonstrálja a myoelektromos textilsleeve és az energiahatékony beágyazott rendszer potenciálját.



(a)

True Class	finger extension	finger flexion	finger tap	wrist extension	wrist flexion	x		
finger extension	55		2			1	94.8%	5.2%
finger flexion		51	1			3	92.7%	7.3%
finger tap			52			2	94.5%	5.5%
wrist extension			1	45		4	90.0%	10.0%
wrist flexion		2			54	2	93.1%	6.9%
x								
	finger extension	finger flexion	finger tap	wrist extension	wrist flexion	x		
	Predicted Class							

(b)

True Class	finger extension	finger flexion	finger tap	wrist extension	wrist flexion	x		
finger extension	53		1				98.1%	1.9%
finger flexion		50				1	98.0%	2.0%
finger tap			50				100.0%	
wrist extension				45		1	97.8%	2.2%
wrist flexion					53	1	98.1%	1.9%
x								
	finger extension	finger flexion	finger tap	wrist extension	wrist flexion	x		
	Predicted Class							

(c)

6.4. ábra. Kézmozdulat osztályozási teljesítmény kiértékelése. (a) A beágyazott feldolgozási rendszer valós idejű teljesítménye. A folytonos vonal az aktív szegmens kezdetét, míg a szaggatott vonal annak végét jelzi. (b) Keresztvalidáció eredménye két kezdő és záró átmeneti szegmens feldolgozása nélkül. (c) Keresztvalidáció eredménye az átmeneti szegmensek feldolgozásával. Az x azt jelzi, hogy az osztályozási eredmény nem volt egyértelmű.

7. fejezet

Összefoglalás

7.1. Eredmények

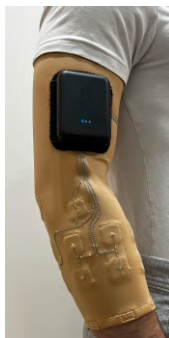
A mérések során kiértékelésre kerültek a myoelektromos textilsleeve fejlesztését befolyásoló kulcsfontosságú paraméterek, kiemelve az ingujj pozicionálásának pontosságát, az elektróda-konfigurációk összehasonlítását, a digitális szűrő teljesítményét és a valós idejű feldolgozási képességeket.

Míg a megvalósított könyökreferencia megoldás elegendő pozicionálási pontosságot biztosított az egyszerű myoelektromos kézmozdulat-felismeréshez, bonyolultabb osztályozási vagy regressziós alkalmazásoknál előnyös lehet a javasolt, pontosabb pozicionálási módszer alkalmazása. A referencia pontokat például tetoválással vagy más, bőrbarát, tartós megoldással lehetne jelölni.

A hordható myoelektromos ingujjat úgy terveztük, hogy egyaránt biztosítson kényelmet és funkcionalitást, lehetővé téve a hosszú távú használatot és a folyamatos myoelektromos jelmérést. Az ingujj ergonomikus kialakítása biztosítja a stabil illeszkedést, miközben minimalizálja a kényelmetlenséget hosszabb viselés során, alkalmassá téve mind klinikai, mind mindennapi használatra. Könnyű, légáteresztő anyagai hozzájárulnak az általános kényelemhez, lehetővé téve a felhasználók számára, hogy megszokott napi tevékenységeiket akadálytalanul végezzék.

A tanulmányhoz kifejlesztett beágyazott rendszer megbízható teljesítményt mutatott a valós idejű myoelektromos jelfeldolgozás és gesztusfelismerés terén. Az alkalmazott digitális szűrés hatékonyan szűrte ki az elasztikus hordozó és a száraz elektródák által okozott zavaró jeleket, biztosítva a stabil jelrögzítést. Azonban erőforrás-igényesebb alkalmazások, például mesterséges neurális hálók használata esetén a beágyazott rendszer hardverének és szoftverének további optimalizálása szükséges lehet. A rendszer feldolgozási teljesítményének növelése és fejlettebb algoritmusok integrálása jelentősen bővítheti a rendszer képességeit, lehetővé téve a nagyobb igényű feladatok elvégzését, és kiterjesztve a rendszer alkalmazási területeit az orvosi, rehabilitációs és fogyasztói szektorokra.

Összefoglalva, az eredmények megerősítik a myoelektromos textilsleeve használhatóságát valós idejű gesztusfelismerésre, amelyet a rendszer hatékony tervezése, megbízható szűrése és precíz elektróda-elhelyezése támogat. A rendszer kiváló energiahatékonysága és skálázhatósága ígéretes megoldást jelent a hordható bioelektromos alkalmazások terén, potenciálisan széleskörű orvosi, rehabilitációs és fogyasztói igények kielégítésére.



7.1. ábra. A kifejlesztett myoelektromos sleeve a csatlakoztatott feldolgozó egységgel.

7.2. Korlátok

Bár a tanulmány ígéretes eredményeket mutatott, az alábbi korlátok figyelembe vételére van szükség. Először is, a pozicionálási pontosságot két egyénen, míg a rendszer teljesítményét csak egy résztvevőn értékeltük. A korlátozott mintaelemszám csökkenti az eredmények általánosíthatóságát a szélesebb populációra, mivel az egyének közötti eltérések az izomfiziológiában, bőrtulajdonságokban és az elektródák elhelyezésében jelentősen befolyásolhatják az eredményeket. A myoelektromos protézisvezérlési fejlesztésekhez elengedhetetlen a különböző anatómiai jellemzőkkel rendelkező amputáltak bevonása.

Másodszor, míg a myoelektromos ingujj robusztus teljesítményt mutatott a valós idejű gesztusfelismerés terén, képességeit elsősorban korlátozott számú mozdulattal teszteltük, és nehezen osztályozta megbízhatóan a nem stacionárius mozdulatokat. A jövőbeni tanulmányok során meg kell vizsgálni az ingujj alkalmazkodóképességét szélesebb körű és összetettebb mozdulatokkal, hogy jobban megértsük alkalmazhatóságát különböző helyzetekben.

Végül, az értékelés elsősorban a rendszer pontosságára és energiahatékonyságára összpontosított. Más kritikus szempontokat, mint például a hosszú távú kényelem, tartósság hosszan tartó használat során – beleértve a moshatóságot –, és a viselési tapasztalatokról szóló felhasználói visszajelzéseket, nem vizsgáltuk átfogóan. E korlátok kezelése a jövőbeni munkákban elengedhetetlen lesz a rendszer gyakorlati, valós alkalmazásokhoz történő továbbfejlesztéséhez.

7.3. Jövőbeli kilátások

E tanulmány eredményeire építve számos fejlesztési lehetőséget javasolunk a kifejlesztett myoelektromos rendszer képességeinek növelésére és alkalmazási körének bővítésére. A hatékony gyártáshoz, jelentősen csökkentett munkaerőigénnyel, elengedhetetlen a textilujj szabásmintájának és elektróda-elhelyezéseinek parametrikus CAD-tervezési megközelítése. Ez a módszer lehetővé teszi az egyedi testparaméterek mérésének automatizálását és az egyénre szabott tervek generálását. Az automatizált gyártási technikákkal és a racionalizált validációs eljárásokkal kombinálva a gyártási folyamat nagyobb következetességet, skálázhatóságot és precizitást érhet el. Ezek a fejlesztések növelhetik a felhasználói elégedettséget a jobb illeszkedés, fokozott teljesítmény és kevesebb illesztési teszt révén, miközben javítják a megfizethetőséget a kézi beavatkozás minimalizálásával és a gyártási költségek csökkentésével. Az e-textil gyártási folyamatok, például a síkkötés és a

fejlett hímzés lehetőségeinek felfedezése ígéretes lehetőséget kínál a myoelektromos ingujjak gyártási hatékonyságának és rugalmasságának javítására. Ezek a technikák lehetővé tehetik a vezető szálak és elektródák integrálását közvetlenül a szövetbe a gyártás során, amely skálázható, költséghatékony és rendkívül testreszabható kialakításokat biztosít, javítva mind a kényelmet, mind a funkcionalitást.

A beágyazott rendszer méretének további csökkentése javítja az eszköz hordozhatóságát és kényelmét a viselhető alkalmazásokban, lehetővé téve annak közvetlen integrációját a ruházatba. Az integrált neurális koprocesszorokkal ellátott mikrokontrollerek bevezetése új lehetőségeket nyit a mesterséges neurális hálók hatékony, lokalizált megvalósítására, ígéretes jövőt kínálva a hordható technológia számára. Ez magában foglalja a kifinomultabb alkalmazások lehetőségét, mint például a myoelektromos protézisvezérlést, ahol a valós idejű, helyszíni feldolgozás jelentősen javíthatja a válaszidőt és a felhasználói élményt.

Az új rendszer lehetővé teszi a hosszú távú, kényelmes és akadálymentes mobil mintavételezést, hozzájárulva az összetett gépi tanulási modellek fejlesztéséhez. A rendszer folyamatos bioelektromos jelgyűjtést biztosít, amely pontosabb és adaptívabb modellek létrehozását segíti elő, olyan területeken, mint a protézisek, sport, rehabilitáció és orvosi monitorozás.

A. függelék

Szoftver- és hardvertár

A megvalósított EMG-jelfeldolgozó és kézmozdulat-felismerő rendszer kódjai, beleértve a betanított SVM-modellt és a tanításhoz használt adatkészletet, elérhetők a következő GitHub projekt alatt: <https://github.com/krzb11/TDK>.

A hardver vázlatai is megtalálhatók a tárolóban.

B. függelék

Textil elektródák összehasonlításának eredményei

A B.1 táblázat a textil elektródák összehasonlításának eredményeit mutatja.

B.1. táblázat. A textil elektródák összehasonlításának eredményei. Az adatok a legközelebbi ezredre kerekítve kerültek megadásra.

Azonosító	Elektródatípus	Méret [mm]	IE [mm]	SNR [dB]	SNR_{CT} [dB]	RMS_A	R_{CT}	R_{GEL}
G-D3	Eldobható gél	20x20	40	19,665	10,154	565,704	0,882	1
S-A1	Textile STIM	15x15	25	16,307	6,899	433,695	0,891	0,972
S-A2	Textile STIM	15x20	25	17,29	7,636	422,155	0,875	0,971
S-A3	Textile STIM	20x20	25	17,599	6,599	376,457	0,887	0,977
S-B1	Textile STIM	15x15	30	16,494	6,264	425,739	0,797	0,958
S-B2	Textile STIM	15x20	30	15,102	7,008	481,175	0,79	0,972
S-B3	Textile STIM	20x20	30	16,053	6,185	450,927	0,82	0,97
S-B4	Textile STIM	20x25	30	16,234	5,493	472,92	0,804	0,971
S-C1	Textile STIM	15x15	35	18,632	7,371	503,254	0,743	0,974
S-C2	Textile STIM	15x20	35	11,875	4,188	434,693	0,84	0,987
S-C3	Textile STIM	20x20	35	17,49	6,551	459,982	0,828	0,969
S-C4	Textile STIM	20x25	35	16,328	6,707	534,749	0,841	0,965
S-D1	Textile STIM	15x15	40	15,06	6,605	489,975	0,814	0,945
S-D2	Textile STIM	15x20	40	15,73	6,897	485,132	0,773	0,963
S-D3	Textile STIM	20x20	40	15,842	6,935	512,967	0,799	0,952
S-D4	Textile STIM	20x25	40	16,518	5,986	542,924	0,789	0,969
S-E1	Textile STIM	15x15	45	16,547	6,749	592,201	0,903	0,967
S-E2	Textile STIM	15x20	45	13,834	4,883	529,729	0,924	0,97
S-E3	Textile STIM	20x20	45	16	6,587	607,461	0,859	0,953
S-E4	Textile STIM	20x25	45	14,626	5,299	436,283	0,917	0,969
E-A3	Textile EMG	20x20	25	16,057	5,285	442,54	0,811	0,97
E-B3	Textile EMG	20x20	30	16,566	5,168	459,274	0,85	0,971
E-C3	Textile EMG	20x20	35	16,137	5,572	484,511	0,864	0,967
E-D3	Textile EMG	20x20	40	18,072	9,427	529,884	0,892	0,964
E-E3	Textile EMG	20x20	45	18,247	8,174	736,684	0,886	0,968

Irodalom

- [1] Nanowear, 2024. okt. cím: <https://www.nanowearinc.com/simplesense>.
- [2] Siren, 2024. okt. cím: <https://www.siren.care/>.
- [3] V. M. Zatsiorsky és B. I. Prilutsky, *Biomechanics of skeletal muscles*. Human Kinetics, 2012.
- [4] E. N. Marieb és K. Hoehn, *Human anatomy & physiology*. Pearson education, 2007.
- [5] C. R. Ethier és C. A. Simmons, *Introductory biomechanics: from cells to organisms*. Cambridge University Press, 2007.
- [6] S. Wakim és M. Grewal, „Muscle Contraction“, *Human Biology*, LibreTexts, 2017.
- [7] L. Galvani, *De viribus electricitatis in motu musculari commentarius*. Soc. Typogr., 1792.
- [8] C. Matteucci, „Mémoire sur l'électricité animale“, *Annales de Chimie et de Physique*, 56. köt., 1834, 439–443. old.
- [9] E. Du Bois-Reymond, *Untersuchungen über thierische elektricität: bd., 2. abth. III. Untersuchung. (Fortsetzung.) 1860-84*. G. reimer, 1884, 2. köt.
- [10] H. Piper, *Elektrophysiologie menschlicher muskeln*. Springer-Verlag, 1912.
- [11] E. Adrian, „Motor nerve fibers. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions“, *J. Physiol.*, 67. évf., 119–151. old., 1929.
- [12] R. D. Adams, D. Denny-Brown és C. M. Pearson, „Diseases of muscle“, (*No Title*), 1953.
- [13] F. Buchthal és T. Péterfi, „Die Potentialdifferenzen einzelner lebender Muskelfasern im Ruhezustand und während der Kontraktion“, *Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, 234. évf., 527–543. old., 1934.
- [14] J. G. Golseth és J. A. Fizzell, „An Instrument for direct nerve stimulation“, *Journal of Neurosurgery*, 4. évf., 4. sz., 393–397. old., 1947.
- [15] F. J. Bonner Jr és A. B. Devleschoward, „AAEM minimonograph# 45: the early development of electromyography“, *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 18. évf., 8. sz., 825–833. old., 1995.
- [16] M. Kazamel és P. P. Warren, „History of electromyography and nerve conduction studies: A tribute to the founding fathers“, *Journal of Clinical Neuroscience*, 43. évf., 54–60. old., 2017.
- [17] H. J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti és tsai., „European recommendations for surface electromyography“, *Roessingh research and development*, 8. évf., 2. sz., 13–54. old., 1999.

- [18] J. R. Daube és D. I. Rubin, „Needle electromyography“, *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 39. évf., 2. sz., 244–270. old., 2009.
- [19] C. J. De Luca, „Surface electromyography: Detection and recording“, *DelSys Incorporated*, 10. évf., 2. sz., 1–10. old., 2002.
- [20] R. Pallás-Areny és J. G. Webster, „Common mode rejection ratio in differential amplifiers“, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 40. évf., 4. sz., 669–676. old., 1991.
- [21] P. Konrad, „The abc of emg“, *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1. évf., 2005. sz., 30–5. old., 2005.
- [22] I. I. Christov és I. K. Daskalov, „Filtering of electromyogram artifacts from the electrocardiogram“, *Medical engineering & physics*, 21. évf., 10. sz., 731–736. old., 1999.
- [23] R. Merletti és P. Di Torino, „Standards for reporting EMG data“, *J Electromyogr Kinesiol*, 9. évf., 1. sz., 3–4. old., 1999.
- [24] E. N. of Transmission System Operators—Electricity (ENTSO-E), *Rate of Change of Frequency (RoCoF) withstand Capability, ENTSO-E guidance document for national implementation for network codes on grid connection*, 2018.
- [25] J. Wang, L. Tang és J. E. Bronlund, „Surface EMG signal amplification and filtering“, *International Journal of Computer Applications*, 82. évf., 1. sz., 2013.
- [26] I. A. AN118, *Resolution by Oversampling and Averaging*, 2013.
- [27] G. Kamen és A. Gabriel, „Anatomy and physiology of muscle bioelectric signals“, *Essentials of Electromyography, Human Kinetics, Chpt*, 1. évf., 2–15. old., 2010.
- [28] D. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen és S. Whittlesey, „Electromyographic kinesiology“, *Research methods in biomechanics*, 163–181. old., 2004.
- [29] Rhythmlink, 2024. okt. cím: <https://rhythmlink.com/>.
- [30] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & sons, 2009.
- [31] J. V. Basmajian, „Muscles alive. Their functions revealed by electromyography“, *Academic Medicine*, 37. évf., 8. sz., 802. old., 1962.
- [32] C. J. De Luca, „The use of surface electromyography in biomechanics“, *Journal of applied biomechanics*, 13. évf., 2. sz., 135–163. old., 1997.
- [33] M. Solomonow, R. Baratta, M. Bernardi és tsai., „Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles“, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4. évf., 3. sz., 131–142. old., 1994.
- [34] A. J. Fuglevand, D. A. Winter, A. E. Patla és D. Stashuk, „Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing“, *Biological Cybernetics*, 67. évf., 143–153. old., 1992. jún., ISSN: 0340-1200, 1432-0770. DOI: [10.1007/BF00201021](https://doi.org/10.1007/BF00201021).
- [35] K.-P. Hoffmann, R. Ruff és W. Poppendieck, „Long-term characterization of electrode materials for surface electrodes in biopotential recording“, *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, 2006, 2239–2242. old.

- [36] C. Health, 2024. okt. cím: <https://www.cardinalhealth.com/>.
- [37] M. M. Supplies, 2024. okt. cím: <https://www.mvapmed.com/>.
- [38] A. Burden és R. Bartlett, „Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods“, *Medical engineering & physics*, 21. évf., 4. sz., 247–257. old., 1999.
- [39] J. Bartousek, P. Hlustik, O. Grenarova és M. Beranova, „Advanced EMG techniques in diagnostics of spinal muscular atrophies and motor neuron disease—magnetic stimulation, single fiber EMG and macro EMG.“, *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Facultatis Medicae*, 136. évf., 37–39. old., 1993.
- [40] A. Sengur, M. Gedikpinar, Y. Akbulut, E. Deniz, V. Bajaj és Y. Guo, „DeepEMG-Net: an application for efficient discrimination of ALS and normal EMG signals“, *Mechatronics 2017: Recent Technological and Scientific Advances*, Springer, 2018, 619–625. old.
- [41] K. S. Saladin, C. A. Gan és H. N. Cushman, *Anatomy & physiology: the unity of form and function*. McGraw-Hill New York, 2010, 5. köt.
- [42] W. R. Frontera és J. Ochala, „Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function“, en, *Calcif Tissue Int*, 96. évf., 3. sz., 183–195. old., 2015. márc., ISSN: 0171-967X, 1432-0827. DOI: 10.1007/s00223-014-9915-y. cím: <http://link.springer.com/10.1007/s00223-014-9915-y> (elérés dátuma 2024. 10. 02.).
- [43] C. L. McDonald, S. Westcott-McCoy, M. R. Weaver, J. Haagsma és D. Kartin, „Global prevalence of traumatic non-fatal limb amputation“, *Prosthetics and orthotics international*, 45. évf., 2. sz., 105–114. old., 2021.
- [44] A. Sahu, R. Sagar, S. Sarkar és S. Sagar, „Psychological effects of amputation: A review of studies from India“, *Industrial psychiatry journal*, 25. évf., 1. sz., 4–10. old., 2016.
- [45] T. R. Dillingham, L. E. Pezzin és E. J. MacKenzie, „Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States“, *Southern medical journal*, 95. évf., 8. sz., 875–884. old., 2002.
- [46] R. Sinha és W. J. Van Den Heuvel, „A systematic literature review of quality of life in lower limb amputees“, *Disability and rehabilitation*, 33. évf., 11. sz., 883–899. old., 2011.
- [47] S. R. Cavanagh, L. M. Shin, N. Karamouz és S. L. Rauch, „Psychiatric and emotional sequelae of surgical amputation“, *Psychosomatics*, 47. évf., 6. sz., 459–464. old., 2006.
- [48] K. Ashmore, S. Cialdella, A. Giuffrida, E. Kon, M. Marcacci és B. Di Matteo, „ArtiFacts: Gottfried “Götz” von Berlichingen—The “Iron Hand” of the Renaissance“, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 477. évf., 9. sz., 2002–2004. old., 2019.
- [49] M. S. Keszler, J. T. Heckman, G. E. Kaufman és D. C. Morgenroth, „Advances in prosthetics and rehabilitation of individuals with limb loss“, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 30. évf., 2. sz., 423–437. old., 2019.

- [50] J. Tillander, K. Hagberg, Ö. Berlin, L. Hagberg és R. Brånemark, „Osteomyelitis risk in patients with transfemoral amputations treated with osseointegration prostheses“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 475. évf., 12. sz., 3100–3108. old., 2017.
- [51] B. Maat, G. Smit, D. Plettenburg és P. Breedveld, „Passive prosthetic hands and tools: A literature review“, *Prosthetics and orthotics international*, 42. évf., 1. sz., 66–74. old., 2018.
- [52] Pointdesigns, 2024. okt. cím: <https://www.pointdesigns.com/>.
- [53] ProtUnix, 2024. okt. cím: <http://protunix.com/>.
- [54] O. .-. V. Speed, 2024. okt. cím: <https://www.ottobock.com/en-us/product/8E38~59>.
- [55] Ö. .-. i-Limb, 2024. okt. cím: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/upper-limb-training/i-limb>.
- [56] O. Bionics, 2024. okt. cím: <https://openbionics.com/en/hero-arm-overview/>.
- [57] O. B. .-. Michelangelo, 2024. okt. cím: <http://www.living-with-michelangelo.com/>.
- [58] N. Kerver, V. Schuurmans, C. K. van der Sluis és R. M. Bongers, „The multi-grip and standard myoelectric hand prosthesis compared: does the multi-grip hand live up to its promise?“, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20. évf., 1. sz., 22. old., 2023.
- [59] E. Biddiss és T. Chau, „Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment“, *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 86. évf., 12. sz., 977–987. old., 2007.
- [60] M. Vilarino, J. Moon, K. R. Pool és tsai., „Outcomes and perception of a conventional and alternative myoelectric control strategy: a study of experienced and new multiarticulating hand users“, *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 27. évf., 2. sz., 53–62. old., 2015.
- [61] G. R. Muller-Putz és G. Pfurtscheller, „Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI“, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 55. évf., 1. sz., 361–364. old., 2007.
- [62] Z. Yin, H. Chen, X. Yang és tsai., „A wearable ultrasound interface for prosthetic hand control“, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 26. évf., 11. sz., 5384–5393. old., 2022.
- [63] A. Chianura és M. E. Giardini, „An electrooptical muscle contraction sensor“, *Medical & biological engineering & computing*, 48. évf., 731–734. old., 2010.
- [64] M. Klenczner, M. Naszlady, B. Tasi és D. Pelyva, „Non-invasive stimulation-based feedback system for hand prostheses“, Study for the National Conference of Scientific Students Associations, PPKE ITK, 2023. cím: https://users.itk.ppke.hu/~klema1/TDK_2023_Klenczner_Marton.pdf.
- [65] C. Dietrich, K. Walter-Walsh, S. Preißler és tsai., „Sensory feedback prosthesis reduces phantom limb pain: proof of a principle“, *Neuroscience letters*, 507. évf., 2. sz., 97–100. old., 2012.

- [66] O. -. MyoPlus, 2024. okt. cím: https://www.ottobock.com/en-au/Prosthetics/UpperLimb_MyoPlus.
- [67] J. E. Cheesborough, L. H. Smith, T. A. Kuiken és G. A. Dumanian, „Targeted muscle reinnervation and advanced prosthetic arms“, *Seminars in plastic surgery*, Thieme Medical Publishers, 29. köt., 2015, 62–072. old.
- [68] P. Geethanjali, „Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review“, *Medical Devices: Evidence and Research*, 247–255. old., 2016.
- [69] E. Scheme és K. Englehart, „Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use.“, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 48. évf., 6. sz., 2011.
- [70] A. J. Young, L. J. Hargrove és T. A. Kuiken, „Improving myoelectric pattern recognition robustness to electrode shift by changing interelectrode distance and electrode configuration“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59. évf., 3. sz., 645–652. old., 2011.
- [71] M. Zardoshti-Kermani, B. C. Wheeler, K. Badie és R. M. Hashemi, „EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses“, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 3. évf., 4. sz., 324–333. old., 1995.
- [72] A. Phinyomark és E. Scheme, „EMG pattern recognition in the era of big data and deep learning“, *Big Data and Cognitive Computing*, 2. évf., 3. sz., 21. old., 2018.
- [73] H.-S. Choi, „Electromyogram (EMG) signal classification based on light-weight neural network with FPGAs for wearable application“, *Electronics*, 12. évf., 6. sz., 1398. old., 2023.
- [74] A. Jaramillo-Yáñez, M. E. Benalcázar és E. Mena-Maldonado, „Real-time hand gesture recognition using surface electromyography and machine learning: A systematic literature review“, *Sensors*, 20. évf., 9. sz., 2467. old., 2020.
- [75] T. R. Farrell és R. F. Weir, „The optimal controller delay for myoelectric prostheses“, *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 15. évf., 1. sz., 111–118. old., 2007.
- [76] C. -. Technology, 2024. okt. cím: <https://coaptengineering.com/technology>.
- [77] E. Campbell, E. Eddy, S. Bateman, U. Côté-Allard és E. Scheme, „Context-informed incremental learning improves both the performance and resilience of myoelectric control“, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 21. évf., 1. sz., 70. old., 2024.
- [78] O. Amft és P. Lukowicz, „From backpacks to smartphones: Past, present, and future of wearable computers“, *IEEE Pervasive Computing*, 8. évf., 3. sz., 8–13. old., 2009.
- [79] A. Godfrey, V. Hetherington, H. Shum, P. Bonato, N. Lovell és S. Stuart, „From A to Z: Wearable technology explained“, *Maturitas*, 113. évf., 40–47. old., 2018.
- [80] A. Lymberis és D. E. De Rossi, „Wearable ehealth systems for personalised health management: state of the art and future challenges“, *IOS press*, 2004.
- [81] N.-K. Persson, J. G. Martinez, Y. Zhong, A. Maziz és E. W. Jager, „Actuating textiles: next generation of smart textiles“, *Advanced Materials Technologies*, 3. évf., 10. sz., 1700397. old., 2018.

- [82] R. R. Ruckdashel, N. Khadse és J. H. Park, „Smart E-textiles: overview of components and outlook“, *Sensors*, 22. évf., 16. sz., 6055. old., 2022.
- [83] A. Sankauskaite, R. Pauliukaite, J. Baltusnikaite-Guzaitiene és A. Abraitiene, „Smart Textile with Integrated Wearable Electrochemical Sensors“, *Current Opinion in Electrochemistry*, 101410. old., 2023.
- [84] B. B. Etana, B. Malengier, T. Kwa, J. Krishnamoorthy és L. V. Langenhove, „Evaluation of novel embroidered textile-electrodes made from hybrid Polyamide conductive threads for surface EMG sensing“, *Sensors*, 23. évf., 9. sz., 4397. old., 2023.
- [85] G. Acar, O. Ozturk, A. J. Golparvar, T. A. Elboshra, K. Böhringer és M. K. Yarpici, „Wearable and flexible textile electrodes for biopotential signal monitoring: A review“, *Electronics*, 8. évf., 5. sz., 479. old., 2019.
- [86] J. G. Webster, „Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording“, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 12. sz., 823–826. old., 1984.
- [87] C. Gonçalves, A. Ferreira da Silva, J. Gomes és R. Simoes, „Wearable e-textile technologies: A review on sensors, actuators and control elements“, *Inventions*, 3. évf., 1. sz., 14. old., 2018.
- [88] B. J. Tasi, M. Koller és G. Cserey, „Design of the anatomically correct, biomechatronic hand“, *arXiv preprint arXiv:1909.07966*, 2019.
- [89] M. Alizadeh-Meghbrazi, G. Sidhu, S. Jain és tsai., „A mass-producible washable smart garment with embedded textile EMG electrodes for control of myoelectric prostheses: A pilot study“, *Sensors*, 22. évf., 2. sz., 666. old., 2022.
- [90] W. -. A. Control, 2024. okt. cím: <https://willowwood.com/product/alpha-control/>.
- [91] B. -. M. Fabrics, 2024. okt. cím: <https://bertheas.com/en/fabrics-for-paramedical-applications/>.
- [92] L. J. Hargrove, K. Englehart és B. Hudgins, „A comparison of surface and intramuscular myoelectric signal classification“, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54. évf., 5. sz., 847–853. old., 2007.
- [93] R. Anakwe, J. Huntley és J. E. McEachan, „Grip strength and forearm circumference in a healthy population“, *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, 32. évf., 2. sz., 203–209. old., 2007.
- [94] J. Ottenbacher, S. Romer, C. Kunze, U. Großmann és W. Stork, „Integration of a bluetooth based ECG system into clothing“, *Eighth International Symposium on Wearable Computers*, IEEE, 1. köt., 2004, 186–187. old.
- [95] O. Such és J. Muehlsteff, „The challenge of motion artifact suppression in wearable monitoring solutions“, *2006 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, IEEE, 2006, 49–52. old.
- [96] K. Kunze és P. Lukowicz, „Dealing with sensor displacement in motion-based on-body activity recognition systems“, *Proceedings of the 10th international conference on Ubiquitous computing*, 2008, 20–29. old.
- [97] V. Zschorlich, „Digital filtering of EMG-signals“, *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 29. évf., 2. sz., 81–86. old., 1989.