

AMPECA – Beágyazott fizioterápiás izomstimulációs rendszer

Ruskovics Péter

Óbudai Egyetem Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar, Tavaszmező utca 17.
Budapest 1084 rusipepe@gmail.com

Sándor Tamás

Óbudai Egyetem Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar, Tavaszmező utca 17.
Budapest 1084, sandor.tamas@kvk.uni-obuda.hu

Absztrakt: Az elektromos izomstimuláció (FES) alkalmazása a rehabilitációban és úrorvoslásban jelentős lehetőségeket rejt, azonban a meglévő rendszerek nehezek, drágák és kevés csatornát támogatnak. Ez a publikáció az AMPECA v3 prototípusát ismerteti - egy 11 grammos, moduláris izomstimulációs platformot. A rendszer CAN FD busszal maximálisan 2048 node-ot képes kezelni, teljes galvanikus izolációval. A fejlesztés célja hordozható, otthoni környezetben használható FES platform létrehozása rehabilitációhoz, úrbeli izomatrófia megelőzéshez, és agyi interfészekhez. A publikáció bemutatja a tervezési döntéseket, három generáció tapasztalatait és tesztelési eredményeket.

Kulcsszavak: izomstimuláció; FES; NMES; rehabilitáció; úrorvoslás; moduláris rendszer; CAN FD; bionikus interfész

1 Bevezetés

A funkcionális elektromos stimuláció (FES) régóta használt módszer a rehabilitációban. Az izmok elektromos impulzusokkal való ingerlése izomösszehúzódást idéz elő sérült vagy bénult végtagokban, segítve a mozgásfunkciók helyreállítását. [1-3][13] A jelenlegi FES rendszerek főbb korlátai:

- **Nagyméret és tömeg:** Többcsatornás FES eszközök több kilogramm tömegűek, hosszabb hordozásra alkalmatlanok
- **Magas költség:** Professzionális rendszerek magas költsége

- **Korlátozott csatornaszám:** Általában 4-8 csatorna, amely nem elegendő teljes test stimulációhoz
- **Klinikai használat:** Orvosi felügyelet szükséges, otthoni alkalmazásra nem tervezettek
- **Egyszerű stimuláció:** Csak izomstimulációra tervezettek, agyi interfészekkel nem kompatibilisek

Űrorvoslásban az izomatrófia súlyos probléma: 6 hónapos ISS tartózkodás során az űrhajósok izomtömegének 20-30%-át, antigravitációs izmoknál akár 33%-át elveszthetik [4][5]. Mars-misszió esetén ez kritikus kockázat [6]. A jelenlegi edzésprotokollok (ARED, futópad) nem előzik meg teljesen az izomvesztést [7]. Bed rest tanulmányok szerint a neuromuszkuláris elektromos stimuláció (NMES) hatékonyan csökkenti az izomatrófiát mikrogravitációs körülmények között [7].

Az AMPECA projekt célja:

- Kompakt, moduláris FES platform fejlesztése,
- Több száz izomcsoport stimulálásának lehetősége,
- Otthoni és űrbeli alkalmazhatóság,
- Költséghatékony, egyszerű felépítés,
- Agyi interfészekkel való kompatibilitás.

2 Rendszerspecifikáció és tervezési szempontok

2.1 Specifikációs követelmények

A rendszer specifikációit elsősorban a korábbi két verzió fejlesztése és tesztelése során szerzett gyakorlati tapasztalatok alapján került meghatározásra. Az előző változatok problémáinak és hiányosságainak elemzése után a harmadik generációs rendszer követelményeit a következő főbb szempontok szerint alakultak ki:

Biztonságos izomstimulálás (failsafe működés):

A rendszernek minden körülmények között meg kell akadályoznia a veszélyes vagy nem kívánt áramleadást. Hibadetektálásra és automatikus lekapcsolásra képesnek kell lennie. A maximálisan leadható impulzus energia szándékosan messze elmarad a veszélyes, életveszélyes tartománytól.

Hardveres egyszerűség, kis méret:

Az elektronika legyen egyszerű felépítésű, kevés alkatrészből álló, kompakt, hogy akár több száz izomcsoport moduláris stimulálása is megvalósítható legyen. Cél az alacsony tömeg elérése.

Galvanikus leválasztás:

Minden stimulációs csatornának elektromosan függetlennek kell lennie a többitől. Ez biztonsági és működési szempontból is alapvető követelmény. Ha több izomcsoportot szeretnénk egyszerre, egymástól függetlenül stimulálni, minden egyes stimulációs csatornának képesnek kell lennie a saját, külön-külön vezérelt nagyfeszültségű impulzusainak előállítására. Ez azonban magában hordozza annak a veszélyét, hogy az egyes csatornák között – ha nincs megfelelő elektromos izoláció – nem kívánt áramfolyás keletkezik [8][9].

Bővíthetőség:

A rendszerhez tetszőleges számú új modul (node) könnyen hozzáadható legyen anélkül, hogy a meglévő struktúrát jelentősen módosítani kellene.

Gyors, megbízható kommunikációs protokoll:

A modulok között alkalmazott adatkapcsolat legyen ipari szabványú, gyors és stabil, hogy a rendszer valós időben, több csatornán is hibamentesen működhessen.

Jövőbeli fejlesztések támogatása:

A hardver és a szoftver kialakítása tegye lehetővé új funkciók (pl. EEG-vezérlés, AI-alapú adaptív stimuláció) egyszerű integrálását.

2.2 Kommunikációs protokoll kiválasztása

A jelenlegi, harmadik generációs rendszerben a hangsúly már nem kizárólag az izomstimulációra, hanem elsősorban a több node együttes, összehangolt és biztonságos vezérlésére helyeződik át. Olyan kommunikációs protokoll alkalmazására van szükség, amely megbízható, nagy sebességű és egyszerűen integrálható több, egymástól galvanikusan leválasztott modul (node) között, akár nagyobb fizikai távolság esetén is.

A választás a **CAN FD (Controller Area Network Flexible Data-rate)** buszra esett, mivel ez a protokoll számos szempontból megfelel a rendszerrel szemben támasztott követelményeknek [10][11]:

- Egyszerűen implementálható, széles körben elterjedt ipari szabvány,
- A galvanikus leválasztás könnyen megvalósítható a fizikai rétegben,

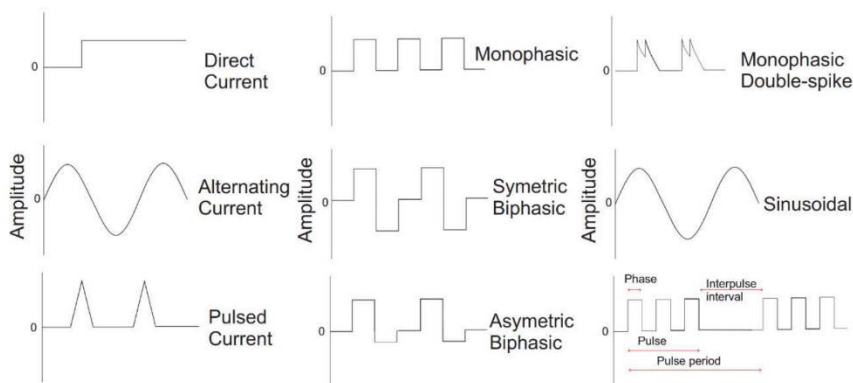
- Gyors adatátvitelt biztosít (5 Mbps), amely lehetővé teszi a valós idejű vezérlést és visszacsatolást,
- Nem szükséges saját protokoll tervezése és implementálása,
- A választott mikrovezérlő (STM32G0B1CEU6) már tartalmaz beépített CAN FD vezérlőt [10],
- Akár több méteres vagy tízméteres távolságra lévő node-ok is biztonságosan összekapcsolhatók,
- Maximálisan 2048 node címezhető egy buszon (több is lehetséges, de ez kisebb módosítást igényel a kódban),

Az előző verzióban alkalmazott I²C kommunikáció nem bizonyult megfelelőnek, mivel a protokollt alapvetően egy nyáklapon vagy rövid távolságra szánták, nem pedig több, egymástól fizikailag távolabb elhelyezkedő modul összekapcsolására.

2.3 Stimulációs paraméterek

Hullámforma:

A rendszer aszimmetrikus bifázisos impulzusokat alkalmaz izomstimulációhoz, mivel ez hatékonyan ingerli az izomszöveteket [12-14], és minimalizálja a szöveti irritációt és csökkenti az izomfáradást.



28. ábra impulzusok fajtái az izomstimulációhoz [13]

Az emberi izomszövet elektromos ingerlése során alapvető követelmény, hogy az alkalmazott impulzus elérje az ingerelni kívánt izomrostok vagy idegtörzsek küszöbértékét. Ehhez rendszerint viszonylag magas, általában 50–150 V közötti feszültségű, rövid idejű (tipikusan néhány száz mikroszekundumos) elektromos

impulzusokra van szükség, különösen akkor, ha a stimulációt nem közvetlenül az ideg, hanem a bőrön keresztül, felületi elektródákkal végezzük [8][9].

Frekvencia:

A rendszerben az impulzusfrekvencia alapértelmezetten **30 Hz** [15][16]. A tesztek során ez a frekvencia bizonyult optimálisnak: ebben a tartományban az izom összehúzódása folyamatos, nincs rángatózás, ugyanakkor a stimuláció nem válik kellemetlenné vagy fájdalmassá. Különböző tanulmányok szerint alacsonyabb frekvencia előnyösebb magasabb frekvenciával szemben [17-20]. Viszont a jövőben ezt a paramétert is állíthatóvá kell tenni, mert az izom működése nemcsak impulzus nagyságától, szélességétől, hullámformájától függ, hanem a frekvenciától is.

Mért jellemzők:

A rendszer folyamatosan monitorozza a kimeneti áramot és feszültséget impulzusonkénti mintavételezéssel. Ezeken kívül a rendszer képes az egyes stimulációs impulzusok energiaértékét (μJ), valamint az összesített leadott energiát (mJ , akkumulált) számolni. Impedancia mérés ($Z = U/I$) lehetővé teszi az elektróda-bőr kontaktus minőségének ellenőrzését [8][21].

2.4 Biztonsági funkciók

A rendszer biztonsága kiemelt fontosságú, ezért az alábbi szoftveres és hardveres védelmi funkciók kerültek beépítésre:

- **Real-time túláram- és túlfeszültség-védelem:** A rendszer folyamatosan figyeli a kimeneti áramot és feszültséget, és beavatkozik, ha a beállított határértéket túllépné.
- **Szoftveres paraméterkorlátozások:** A stimulációs paramétereket (pl. impulzusenergia, impulzusnagyság, frekvencia) a szoftver nem engedi veszélyes tartományba állítani.
- **Hardveres biztonság:** A stimulációt a mikrovezérlő PWM-jellel vezérli, így az impulzusok pontosan szabályozhatók.
- **Galvanikus izoláció:** Az összes stimulációs csatorna galvanikusan leválasztott, így az esetleges hibák, földhurok vagy szivárgóáram nem jelenthet veszélyt a felhasználóra.

3 Előző rendszerverziók tapasztalatai

3.1 Első verzió (v1) – Proof of Concept

Az első verzió célja a nagyfeszültségű impulzusgenerálás alapvető megvalósíthatóságának tesztelése volt. A prototípus egyszerű áramkörből állt, amely képes volt rövid, nagy feszültségű impulzusok leadására. A tesztek során azonban világossá vált, hogy **galvanikus izoláció nélkül** a rendszer nem biztonságos: több izom egyidejű stimulációjánál nem kívánt ingerhatások jelentkeztek a felhasználó különböző izmaiban. Ez a tapasztalat tette szükségessé a teljes áramköri izolációt a következő verzióban.

3.2 Második verzió (v2) – Mikroprocesszoros rendszer

A második verzió célja az volt, hogy a legelső, alapvetően csak a nagyfeszültségű impulzusgenerálás tesztelésére szolgáló áramkörből egy komplexebb, dedikált mikrovezérlővel és buszos kommunikációval rendelkező rendszert hozzunk létre. A fejlesztés során fontos lépés volt a **galvanikus leválasztás bevezetése**, amely már biztonságossá tette a többcsatornás működést.

Az **I²C busz** alkalmazása lehetőséget adott a modulok közötti kommunikációra, azonban hamar kiderült, hogy ennek a protokollnak komoly korlátai vannak: nagyobb távolságokon a megbízhatóság jelentősen romlik, így hosszabb távú, stabil működésre nem alkalmas.

A v2-es verzióban minden node saját mikrovezérlőt kapott, és két stimulációs csatornát lehetett vezérelni egyetlen modulon belül. Ez a megközelítés eredetileg azt a célt szolgálta, hogy ha két stimulált izom egyik elektródája közös, elegendő legyen egyetlen modul használata. Ugyanakkor az árammérés során további problémák merültek fel, mivel a két csatorna nincs izolálva, a tényleges áram a két csatornán befolyó áram összege lett volna, ezzel bonyolulttá téve a pontos mérést és vezérlést.

Összességében a v2 jelentős előrelépés volt a v1-hez képest: megjelent a dedikált mikrovezérlő, a galvanikus leválasztás és a buszos kommunikáció, amelyek mind hozzájárultak egy biztonságosabb, jobban vezérelhető rendszer kialakításához.

4 Harmadik generációs rendszer (v3)

A jelenlegi, harmadik generációs AMPECA rendszer egy moduláris, skálázható platform, amely tetszőleges számú, egyenként 11 gramm tömegű node-okból

építhető fel. Minden node önálló stimulációs egységet képez, amely egy izomcsoportot képes vezérelni. A node-ok egy közös CAN FD kommunikációs busszal kapcsolódnak egymáshoz és a központi vezérlőhöz.

Főbb komponensek:

- Mikrovezérlő: STM32G0B1CEU6 (ARM Cortex-M0+, 64 MHz, beépített CAN FD vezérlő) [10],
- Kommunikáció: CAN FD busz (5 Mbps, max 2048 node, ha kell lehet 2048-nál több is, csak módosítást igényel a szoftver),
- Tápellátás: 5V külső táp, galvanikusan izolált belső tápellátás,
- Stimulációs kimenet: Nagyfeszültségű impulzusok (150-200V tartomány),
- Mérőrendszer: Valós idejű áram- és feszültségmérés,
- Biztonsági funkciók: Túláram/túlfeszültség védelem, watchdog,
- Felhasználói interfész: RGB LED státuszjelzés, USB kommunikáció.

A rendszer energiafogyasztása node-onként $\sim 100\text{ mW}$ aktív stimuláció során. Egy 50 node-os teljes test stimulációs rendszer $\sim 5\text{ W}$ aktív teljesítményt igényel, ami hordozható alkalmazásokhoz és úrállomásokon való használatra is elfogadható.



29. ábra Harmadik generációs node

5 Jövőbeli alkalmazási területek

5.1 Rehabilitáció

Az elektromos izomstimulációs terápia jelenlegi korlátai között szerepel, hogy a meglévő FES rendszerek klinikai környezetre korlátozódnak. Az AMPECA fejlesztésének célja olyan platform létrehozása, amely otthoni környezetben is használható, orvosi felügyelet nélkül. Jelenleg ez még nem valósult meg, a rendszer prototípus állapotban van, azonban a moduláris architektúra jó alapot nyújt ilyen alkalmazásokhoz.

A tervezett alkalmazási területek:

- Gerincsérültek számára alsó végtagi stimuláció,
- Stroke-betegek kézfunkciós rehabilitációja,
- Izomatrófia megelőzése különböző betegcsoportoknál,
- Jövőben részleges/teljes mozgáshelyreállítás.

A moduláris felépítés lehetővé teszi, hogy minden izomcsoport függetlenül paraméterezhető legyen, és csak a szükséges területeken kerüljön alkalmazásra a stimuláció.

5.2 Űrkutatás és az izomatrófia megelőzése

A mikrogravitáció jelentős izomatrófiát okoz: 6 hónapos ISS tartózkodás során az űrhajósok izomtömegének 20-30%-át [4][5], antigravitációs izmoknál akár 33%-át elveszthetik [6]. Mars-misszió esetén ez kritikus probléma [7].

A jelenlegi edzésprotokollok (ARED, futópad) napi 2-2,5 órával sem előzik meg teljesen az izomvesztést [7].

AMPECA előnyei űrben:

- **Kompakt méret:** 11 g/node, minimális helyigény,
- **Alacsony fogyasztás:** ~100 mW/node,
- **Passzív használat:** Alvás közben is működik, nem vonja el az időt,
- **Skálázhatóság:** Teljes test izomzata stimulálható,
- **Validált hatékonyság:** Bed-rest tanulmányok igazolják az NMES hatékonyságát mikrogravitációban [7].

5.3 Bionikus interfész – Jövőbeli perspektíva

Az AMPECA moduláris, izolált architektúrája lehetővé teszi **bionikus interfészként** való működést - az agyból érkező jelekkel vezérelve az izmokat. Ez eltér a hagyományos FES rendszerektől, amelyek csak stimulációra készültek, nem agy-izom összekapcsolásra. A rendszer minden izomcsoport független, valós idejű vezérlését biztosítja, ami alapvető követelmény agyi interfész használata esetén.

EEG/BCI vezérlés:

EEG vagy implantált elektródák (pl. Neuralink) segítségével a rendszer közvetlenül olvashatja a mozgásszándékot, és valós időben izomkontrakciókká alakítja. Ez teljes mozgáshelyreállítást tehet lehetővé gerincsérülteknél - az agy jelei közvetlenül aktiválják a bénult végtagot.

Visszacsatolás:

A rendszer EMG/szenzoros visszacsatolással érzékeli a végtagok állapotát, adaptív szabályozást biztosítva. Ez finomabb mozgásokat tesz lehetővé összetett minták (járás, megfogás) esetén.

MI-alapú állássegítés:

Lehetséges kiterjesztés a mozgásminták (állás, járás) stabilizálását segítő, egyszerű korrekciós algoritmusok integrációja; cél a motoros funkciók alapvető támogatása.

6 Tesztelés és validálás

6.1 Saját tesztelés

A rendszer funkcionalitását saját teszteléssel került validálásra. A vizsgálatok során mérésre került, hogy mely paraméterek (frekvencia, impulzusenergia) milyen mértékű izomösszehúzódást vagy fájdalomérzetet váltanak ki, illetve mely beállítások érezhetőek komfortosnak vagy kevésbé kellemetlennek [16].

Tesztelési eredmények:

- **30 Hz-es alaphfrekvencia:** Folyamatos, rángatásmentes kontrakció, nincs kellemetlen rángatózás, [15][16]
- **Szubjektív fájdalomérzet:** Alacsony, jó komfortérzet a tesztelt paraméterek mellett,

- **Izomfáradás:** Csak hosszabb (10+ perc) folyamatos stimuláció után jelentkezett,
- **Biztonság:** Semmilyen veszélyes vagy nem kívánt reakció nem lépett fel.

6.2 Izomfáradás mérése

A vizsgálat célja a választott stimulációs hullámforma, frekvencia és elektrodaelrendezés által előidézett izomfáradás mértékének meghatározása volt, ezáltal pontosabb képet kapva az alkalmazott paramétereknek az adott izom működésére és fáradékonyságára gyakorolt hatásáról.

Módszer:

A stimulációt hidrogéles elektródákkal végeztem a bőrömön [21], 52 μJ energiával impulzusonként. A stimulációs ciklusok felépítése:

- 1 másodperc összehúzás (fokozatos növekedés),
- 1 másodperc folyamatos stimuláció,
- 2 másodperc elernyedés (fokozatos csökkenés),
- 1 másodperc szünet.

A ciklusokat 30 Hz-es frekvenciával lett végrehajtva. A teljes mérési idő 24 perc volt.

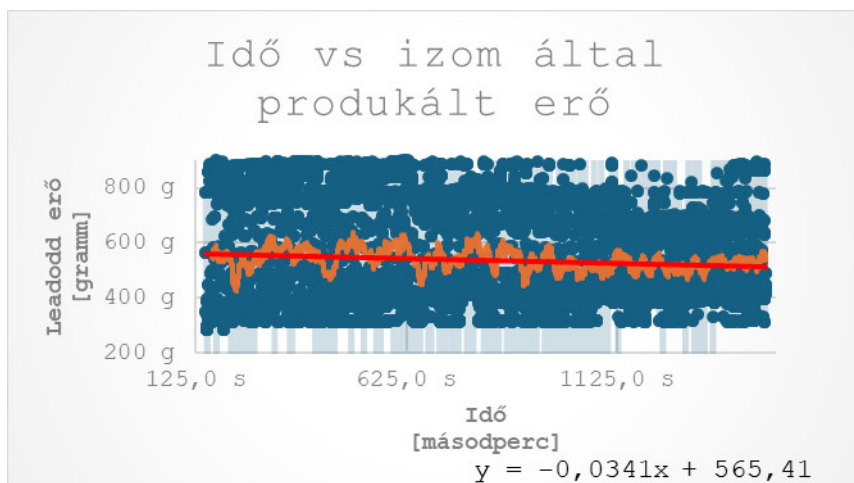
A teljes mérés alatt összesen **1,12 Joule** energia került leadásra az izomnak.

Adatgyűjtés:

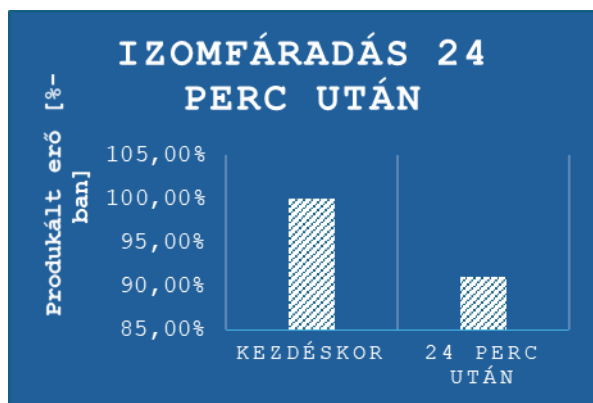
Az izom által kifejtett erőt mérése konyhai mérleggel történt. A mérési adatokat videón rögzítve, majd digitalizálva - összesen kb. 1600 adatpontot kapunk. A kiindulási értékeket az első izomösszehúzódások adták meg, ezekhez történt a fáradás viszonyítása.

Eredmények:

- A stimuláció kezdeti értékeihez képest 24 perc után **8,88%-os csökkenés** az izomerőben,
- A mérési adatok jelentős zajt tartalmaztak, de egy 127 mintás mozgóátlag és trendvonal segítségével jól kirajzolódott a fáradási folyamat,
- A fáradási tendencia szinte lineáris volt a mérés során.



30. ábra A stimulált izom által produkált erő az idő függvényében



31. ábra Az izomfáradás mértéke

Megjegyzések:

A mérés során nehéz volt teljesen kiküszöbölni a tudatos izommozgásokat, néha akaratlanul is rásegítettem az izomösszehúzódsra, ez némi hibát vihetett az eredményekbe. A fáradás enyhén, de érezhetően jelentkezett - diszkomfortot nem tapasztaltam.

A vizsgálat alapján a választott stimulációs paraméterek mellett az izomfáradás mértéke mérsékelt volt, a leadott energia nem okozott drasztikus teljesítménycsökkenést vagy kellemetlenséget. A fáradási folyamat lassan, szinte lineárisan zajlott, ami arra utal, hogy ilyen impulzusenergiával és ciklusokkal hosszú távon is biztonságosan alkalmazható a stimuláció.

7 Jövőbeli fejlesztési irányok

7.1 Rövidtávú célok

- **Központi vezérlőegység kifejlesztése:** A node-ok összehangolt vezérlésére szolgáló központi egység hardver és szoftver fejlesztése,
- **Orvosi eszköz szabványoknak való megfelelés:** IEC 60601 és egyéb szabványok követelményeinek teljesítése,
- **Többcsatornás rendszer validálása:** 10-20 node-os rendszer gyakorlati tesztelése, teljes test stimuláció,
- **AI-alapú mozgásasszisztencia:** Gépi tanulási algoritmusok kifejlesztése állás és járás stabilizálására,
- **Végleges tápellátási megoldás:** Li-Ion akkumulátoros tápellátás kifejlesztése, 6-8 óra üzemidő biztosítása.

7.2 Középtávú célok

- **Űrállomáson való tesztelés:** ESA/NASA együttműködés, az AMPECA rendszer tesztelése mikrogravitációs környezetben (ISS vagy kereskedelmi űrállomások),
- **Agyi interfész (BCI/EEG) integráció:** EEG-alapú vagy implantált elektródákkal (pl. Neuralink) való összekapcsolás, teljes mozgáshelyreállítás gerincsérülteknél,
- **Bionikus platform:** Az AMPECA nem csak izomstimulációs rendszer, hanem agy-izom interfész – az emberi idegrendszer és az elektromos stimuláció közvetlen összekapcsolása.

7.3 Hosszútávú célok

- **Energiahatékonyság növelése:** A jelenlegi ~100 mW/node fogyasztás további csökkentése,
- **Miniaturizálás:** A node méret további csökkentése, akár 5-7 gramm alá,
- **Szenzoros integráció:** EMG, nyomás-, érintésérzékelők beépítése a node-okba, más rendszerbe, így valós idejű visszacsatolás biztosítása,

8 Összefoglalás

Jelen publikáció az AMPECA harmadik generációs prototípusát mutatta be, amely egy kompakt (11 g/node), moduláris és skálázható izomstimulációs platform. A rendszer CAN FD kommunikációs busszal képes akár 2048 izomcsoport egyidejű, független vezérlésére, galvanikus izoláció mellett.

A fejlesztés három generáción keresztül zajlott: az első verzió igazolta a nagyfeszültségű impulzusgenerálás megvalósíthatóságát, a második verzió bevezette a galvanikus leválasztást és a mikrovezérlő-alapú architektúrát, míg a jelenlegi, harmadik verzió a CAN FD kommunikációval és az energia-alapú vezérléssel biztosítja a skálázhatóságot és a megbízhatóságot.

A rendszer alkalmazási területei:

- **Rehabilitáció:** Gerincsérültek, stroke-betegek, neurodegeneratív betegségek – hordozható, otthoni használatra alkalmas lehet,
- **Űrorvoslás:** Izomatrófia megelőzése Mars-missziók során – kompakt, energiahatékony, passzívan viselhető [7],
- **Bionikus interfész:** Agyi interfészekkel (EEG, BCI) kombinálva teljes mozgáshelyreállítást tehet lehetővé.

A rendszer jelenlegi állapota: **működőképes v3 prototípus**, saját izmaimon tesztelve, 30 Hz-es alaphérvenciával, alacsony fájdalomérzet mellett.

A következő lépések: klinikai tesztek, többsatornás rendszer validálása, AI-alapú adaptív vezérlés kifejlesztése, valamint hosszú távon űrállomáson való tesztelés és agyi interfészekkel való integráció.

Az AMPECA projekt célja, hogy az elektromos izomstimuláció a rehabilitáció, az űrorvoslás és a bionikus interfészek alapvető eszközévé váljon – egy moduláris bioelektronikai platform, amely ma izomstimulációra szolgál, holnap pedig bionikus interfészként köti össze az emberi agyat és az izmokat.

8 Irodalomjegyzék

- [1] M. C. Kutlu, “A Home-Based Functional Electrical Stimulation System for Upper-Limb Stroke Rehabilitation,” 2017.
- [2] N. M. Malešević, “A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 9, p. 66, 9 2012.

- [3] R. G. Barelli, V. F. Avelino and M. Cláudia, "STIMGRASP: A Home-Based Functional Electrical Stimulator for Grasp Restoration in Daily Activities," *Sensors*, vol. 23, no. 1, pp. 10-10, 12 2022.
- [4] S. Trappe, "Exercise in space: human skeletal muscle after 6 months aboard the International Space Station," *Journal of Applied Physiology*, vol. 106, no. 4, pp. 1159-1168, 4 2009.
- [5] O. J. Juhl, E. G. Buettmann, M. A. Friedman, R. C. DeNapoli, G. A. Hoppock and H. J. Donahue, "Update on the effects of microgravity on the musculoskeletal system," *npj Microgravity*, vol. 7, no. 1, pp. 1-15, 7 2021.
- [6] T. Trappe, P. Tesch, B. Alkner and S. Trappe, "Microgravity-induced skeletal muscle atrophy in women and men: implications for long-duration spaceflights to the Moon and Mars," *Journal of Applied Physiology*, vol. 135, no. 5, pp. 1115-1119, 11 2023.
- [7] A. Bosutti, "Microgravity-induced changes in skeletal muscle and possible countermeasures: What we can learn from bed rest and human space studies," *Experimental Physiology*, 3 2025.
- [8] J. L. Vargas Luna, M. Krenn, J. A. Cortés Ramírez and W. Mayr, "Dynamic Impedance Model of the Skin-Electrode Interface for Transcutaneous Electrical Stimulation," *PLOS ONE*, vol. 10, no. 5, p. e0125609, 5 2015.
- [9] D. C. De Souza, M. D. C. Gaiotto, G. N. N. Neto, M. C. F. De Castro and P. Nohama, "Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems," *Research on Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 2, pp. 144-155, 6 2017.
- [10] STMicroelectronics, Introduction to timers for STM32 MCUs, 2025.
- [11] R. D. Andrade, K. N. Hodel, J. F. Justo, A. M. Lagana, M. M. Santos and Z. Gu, "Analytical and Experimental Performance Evaluations of CAN-FD Bus," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 21287-21295, 1 2018.
- [12] R. Rabello, M. Fröhlich, N. A. Maffioletti and M. A. Vaz, "Influence of Pulse Waveform and Frequency on Evoked Torque, Stimulation Efficiency, and Discomfort in Healthy Subjects," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 100, no. 2, pp. 161-167, 7 2020.
- [13] M. Kono and J. Rekimoto, "wavEMS: Improving Signal Variation Freedom of Electrical Muscle Stimulation," in *2020 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, 2019.
- [14] M. Ilves, "Functional electrical stimulation for facial pacing: Effects of waveforms on movement intensity and ratings of discomfort," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 60, p. 101992, 7 2020.

- [15] J. A. Mettler, D. M. Magee and B. M. Doucet, "Low-frequency electrical stimulation with variable intensity preserves torque," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 42, pp. 49-56, 10 2018.
- [16] B. Guzmán-González, P. Llanos, J. Calatayud, N. A. Maffiuletti and C. Cruz-Montecinos, "Effect of neuromuscular electrical stimulation frequency on postprandial glycemia, current-related discomfort, and muscle soreness. A crossover study," *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, vol. 44, no. 8, pp. 834-839, 8 2019.
- [17] M. T. Souza and W. M. Medeiros, "Muscle damage induced by neuromuscular electrical stimulation (NMES) with frequencies of 30 Hz and 100 Hz," *Acta Fisiátrica*, vol. 22, no. 1, 2015.
- [18] T. Kesar and S. Binder-Macleod, "Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation," *Experimental Physiology*, vol. 91, no. 6, pp. 967-976, 11 2006.
- [19] T. Popesco, Q. Gardet, J. Bossard, N. A. Maffiuletti and N. Place, "Centrally mediated responses to NMES are influenced by muscle group and stimulation parameters," *Scientific Reports*, vol. 14, no. 1, 10 2024.
- [20] J. A. Mettler, D. M. Magee and B. M. Doucet, "Low-frequency electrical stimulation with variable intensity preserves torque," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 42, pp. 49-56, 10 2018.
- [21] T. Keller and A. Kuhn, "Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation," *Journal of Automatic Control*, vol. 18, no. 2, pp. 35-45, 2008.