

Ízületi stabilizáló rendszer fejlesztése

Kondorosi Gréta¹, Molnár Zsolt²

¹ független kutató, Szeged

² Óbudai Egyetem, Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar, Budapest

Absztrakt: A váll elülső instabilitása mindennapos problémát jelent sokak számára, amely olyan egyszerű mozdulatok esetén is vállficammal fenyegethet, mint a hátra nyúlás vagy egy labda elhajítása. A váll stabilizálásának több módja is van, amelyek közül a leginkább elterjedt a kompressziós vállpántok használata. Ezen vállpántok jelentős hátránya azonban, hogy viselésük hosszú távon izomgyengülést okoz, ami a váll instabilitását tovább növelheti. A diplomadolgozatomban kereteim belül megvalósított kutatásunk során egy olyan segédeszközt fejlesztettünk ki, amely aktívan viselhető a hétköznapiak során, és nem gyakorol felesleges kompressziót a vállra. Csak akkor fejt ki erőt, amikor a kar vállficamot előidéző tartáshoz közelít. Újdonság, hogy mindezt egy olyan elrendezéssel valósítottuk meg, amely a nitinol, mint alakemlékező ötvözetet használja fel aktuátorként. A megoldás jelentős energiát takarít meg, valamint növeli a komfortérzetet a pneumatikusan vagy hidraulikusan működtetett stabilizátor rendszerekhez képest. A kiválasztott aktuátor, a nitinol fizikai és termoelektromos tulajdonságainak alapos elemzése alapján terveztük meg a prototípust, amelynél figyelembe vettünk egy kisebb csoporton végzett felmérés alapján az általános vállfelület-méretet, valamint az ebből adódó szükséges erőt, amely képes a megfelelő kartartás pozicionálásához. A kartartás-érzékeléshez és a huzalok működtetéséhez először hardvert, majd vezérlőszoftvert fejlesztettünk. Az így összeállított segédeszközt végül komplex tesztnak vetettük alá.

Kulcsszavak: nitinol; elülső váll-diszlokáció; emlékezőfém

1 A váll instabilitása és gyógy módjai

A vállízület sajátos anatómiájából eredően az emberi test leggyakrabban elmozduló ízülete. Egy-egy rossz mozdulat vagy esés folyamán könnyen bekövetkezik a vállficam, amely minél többször fordul elő, annál inkább növeli a váll instabilitásának veszélyét, ami az inferior glenohumeral ínszalag gyengülésének tudható be, ugyanis ezen ínszalag akadályozza meg az ízület elülső irányba történő elmozdulását. [1] [2] [3] Ennek megfelelően a válldiszlokáció 95-97%-ban elülső irányba történik, leggyakrabban a kar hátra forgatott, kinyújtott állapotában, vagy eséskor kitámasztott kar esetén jelentkezhet. [4] Kiújulási

kockázata 20 éves kor alatt akár 95% is lehet, míg 30 éves kor feletti aktív sportolóknál 82%-ot, a nem sportolóknál 27%-ot érhet el. [5]

Kritikus esetekben műtéti beavatkozás szükséges a váll stabilizáláshoz. A műtétet követő immobilizációs időszak azonban a stabilizációért felelős izmok egy részének gyengülését, továbbá súlyos esetben sorvadását vonja maga után. [6] Ezen felül az immobilizált váll funkciócsökkenése is bekövetkezik, amelynek megelőzésére különböző fizioterápiák javasoltak, így erősíthető lehet a váll anélkül, hogy az elülső ficam esetén érintett ínszalagok terhelésnek legyenek kitéve. [7]

Kevésbé kritikus esetekben elegendőnek bizonyulhat a különböző vállpántok használata, amelyek megkülönböztethetők két nagy csoport szerint. Az egyiket a korábban is említett immobilizációs pántok, míg a másikat a kompressziós pántok alkotják, amelyek ellentétben az immobilizációs pántokkal nem egy megadott pozícióban rögzítik a kart, csupán egy bizonyos mozgástartományban korlátozzák a felhasználót. Többnyire az abdukciót és a külső rotációt gátolják (például egy dobómozdulatot), így megelőzhetővé téve a váll elülső diszlokációját. Használatuk igen elterjedt a sportolók és aktív életet élők körében. [9] Azonban hiába a részleges mozgásszabadság, a vállpántok által kifejtett folyamatos kompresszió hosszú távon szintén az izomzat és közvetetten az ínszalagok gyengülését okozza, amelyek növelik a váll instabilitásának kockázatát. Ezen felül nem képesek dinamikusan lekövetni a váll mozgását.

A diplomadolgozat keretein belül kifejlesztett segédeszközzel a cél egy olyan megoldás kialakítása volt, amely képes dinamikusan alkalmazkodni a viselőjéhez és szemben a kereskedelmi forgalomban kapható vállpántokkal, csak akkor fejt ki a felhasználójára erőt, amikor elülső diszlokációt előidéző kartartást érzékel. Ezen megoldás segítséget nyújthat akár a rehabilitációs fizioterápia, vagy gyógytorna elvégzése közben is, hiszen az otthon, gyógytornász felügyelete nélkül végzett gyakorlatok káros hatással lehetnek. A folyamatos kartartásfigyelés és az ennek hatására létrejövő felhasználó figyelmeztetés növelheti a torna hatékonyságát.

2 Az aktuátor kiválasztása

A vállpánt dinamikus viselkedésének létrehozására egy olyan aktuátorra volt szükség, amely vezérelhető és képes akkora erőt kifejteni a vállra, amely értesíti a felhasználót a helytelen kartartásról. Ehhez többféle lehetséges kialakítás került górcső alá.

A gyógyászatban igen elterjedtek a pneumatikus műizmok (PMI – Pneumatic Artificial Muscles), amelyek rugalmas szövetből készült tömlők vagy membránok. Alakjukat belső nyomás változására képesek módosítani, ezáltal erő kifejtést létrehozva. Már a 20. században megjelentek a McKibben-féle pneumatikus

műizmok formájában, amelyeket paralízisben szenvedők rehabilitációjához alkalmaztak, de találkozhatunk még velük a robotikában is, megfogó szerkezetek formájában. [10] Előnyük a kis tömeg, a rugalmas működés, valamint a hajlékonyság. [11] Hátrányuk közé sorolható, hogy a működtetésükhöz szükséges túlnyomás előállítása a hordozhatóságukat nagyban megnehezíti. A nyomásszabályzás, valamint a levegő összenyomhatóságából adódó pontatlanság tovább nehezíti alkalmazhatóságukat, így a pneumatikus aktuátorok jelen feladat ellátására nem alkalmasak.

A pneumatikus mesterséges izmok családjához igen közel állnak a hidraulikus műizmok, amelyek szintén egy rugalmas membrán alappal rendelkeznek, amibe folyadékot vezetve megvalósítható az erő kifejtés. A robotika területén ugyancsak elterjedtek, de megtalálhatóak exoszkeletonok működtető elemeinél is. A pneumatikus elven működő műizmoknál pontosabban szabályozhatóak a folyadékok összenyomhatatlanságából adódóan, azonban ez jelentős többletsúlyt okoz. Egy folyadékkal telt tartály, valamint a nyomásépítéshez szükséges berendezések szintén nem engedik meg a készülék kompaktságát. Mindezen felül a szivárgó közeg további számos nem kívánt problémát okozhat a felhasználó számára. [12]

A mesterséges izmok legújabb típusai az elektroaktív polimerek (EAP – Electroactive Polymers), amelyek működése a biológiai izmokéhoz hasonló. Az elektromos tér hatására a polimerek szerkezete megváltozik, ezáltal mechanikai deformációt hozva létre. Két fő típusuk az elektrosztatikus és az ionos EAP. Nagy deformálhatóságuk és lágyáguk miatt ígéretesek, elsősorban érzékelőkben, aktuátorokban és robotikai területen használatosak. Azonban az általuk kifejtendő erő és az anyagok hosszú távú stabilitása ma még nem teszi lehetővé gyakorlati alkalmazásukat, így nem alkalmas egy ízületi stabilizáló rendszer aktuátori feladatainak ellátására. [13]

A harmadik megvizsgált csoportot az alakemlékező ötvözetek (SMA – Shape Memory Alloys) alkotják, amelyek sajátos kristályszerkezetüknek köszönhetően az átalakulási hőmérsékletük elérését követően hő hatására visszanyerik eredeti alakjukat, lehűlt állapotukban pedig szabadon deformálhatók. Leggyakoribb típusaik a réz–alumínium–nikkel és a nikkel–titan (nitinol) ötvözetek. [14] Alacsony hőmérsékleten rugalmasan alakíthatóak, míg melegítés hatására merev szerkezetűvé válnak. [15] Kiváló teljesítmény-tömeg arányuk miatt széles körben alkalmazhatóak, például nitinol implantátumok formájában a szív- és érrendszeri gyógyászatban, illetve kézi exoszkeletonokban. [16] [17] Ezen pozitív tulajdonságainak köszönhetően a választás a nitinolra esett, mint erő kifejtésre használandó aktuátor, ugyanis formája hőkezeléssel igény szerint alakítható a váll sajátos alakjához, méretéhez képest nagy erő kifejtésére képes, illetve működtetéséhez nincs szükség bonyolult berendezésekre, elegendő egy egyszerű elektromos áramforrás.

3 Nitinol bemutatása

A nitinol egy nikkel–titán alapú alakemlékező ötvözet, amely közel egyenlő arányban tartalmazza két fő alkotóelemét. Ezek pontos összetétele gyártónként eltérhet. [18] Nevét az összetevőkből (Ni–Ti) és a Naval Ordnance Laboratory-ról kapta, ahol 1960-ban került először előállításra, noha a felfedezése már 1932-ben megtörtént. [18] A kereskedelembe többféle kivitelben is megtalálható, mint például huzal, cső, lemez, fólia és rugó formájában.

A nitinol alakmemóriáját a kristályszerkezet hőmérsékletfüggő változásának köszönheti: alacsony hőmérsékleten martenzites, magasabb hőmérsékleten ausztenites fázisban található. A fázisátalakulás azonban nem egyetlen pontban, hanem egy hőmérsékleti tartományban megy végbe, amelyet az ötvözet összetétele és hőkezelése határoz meg. A melegítés és hűtés során eltérő hőmérsékletek jellemzők. Réz hozzáadásával ez a hiszterézis csökkenthető, és az átalakulási hőmérséklet pontosabban beállítható, ami az orvosi alkalmazásoknál különösen előnyös. [19]

A hő- és mechanikai megmunkálás szintén befolyásolja a fázisátalakulást: a hidegmunkálás növeli a szilárdságot, de csökkenti az alakmemóriát, míg a hőkezelés ennek ellenkezőjét eredményezi. A legtöbb nitinol egyirányú memóriaeffektussal rendelkezik (melegítéskor visszanyeri eredeti formáját), de megfelelő kezeléssel kétirányú hatás is elérhető. Az anyag szuperelasztikus tulajdonsága révén bizonyos deformáció után hőmérséklet-változás nélkül is képes visszanyerni alakját. [19]

Azonban a fellelhető irodalom szerint formaemlékező tulajdonsága az eddigiekben csak kisebb erő kifejtésre volt használatos. Egy olyan műkezet hoztak létre, ami képes néhány alapvető fogási és markolási mozdulat megvalósítására. [17] Az eddigiekben igen kevés tanulmány készült a nitinol nagyobb súlyokkal történő terhelésére. Illetve ami fel is lelhető, annak tartalmát méréseinkkel cáfoltuk, így igazságtartalma megkérdőjelezhető. [20]

A fejlesztendő készülékhez első lépésként elengedhetetlen a nitinol fizikai tulajdonságainak feltérképezése ismétlődő igénybevétel esetén, valamint a megfelelő huzalátmérő és edzéssel kialakított forma megválasztása. A következőkben az ötvözet pontosabb megismeréséhez végzett tesztek kerülnek bemutatásra.

4 Nitinollal végzett mérések

A tesztek alapját az egyetlen európai kereskedőtől, a Smart Wires-től vásárolt nitinol huzalok adták. A mérések kezdetben különböző átmérőjű huzalokkal készültek, majd a megfelelő huzalátmérő kiválasztását követően alapos vizsgálat alá került az anyag, ismétlődő terheléses tesztek segítségével.

4.1 Rugós kialakítás és Flexinol tesztelése

Kezdetben 0,15 mm és 0,25 mm átmérőjű Flexinol huzalok kerültek tesztelésre, a gyártó által nyújtott adatlap ígéretes információi miatt, amelynek fő értékeit az 1. táblázat tartalmazza.

1. táblázat: A Flexinol nyártói információi (forrás: [21])

Huzalszál átmérője	0,15 mm	0,25 mm
Huzal típusa	Flexinol	Flexinol
Minimum hajlítási sugár	7,5 mm	12,5 mm
A formára hajlításhoz szükséges csavar mérete	M16	M27
Átalakulási hőmérséklet	70°C	70°C
Irodalmi áramszükséglet	0,4 A	1 A
Irodalmi megemelhető tömeg	330 g	930 g

Az alapvetően egyenes huzalok először rugó formára lettek edzve, hogy érvényesülni tudjon a memóriaeffektus, amely tulajdonságot nagyban lehetne kamatoztatni, ugyanis átalakulási hőmérséklete alatt a rugó szabadon nyújtható, azonban áramot vezetve a huzalra, az összehúzódik és erőt fejt ki. Az edzéshez egy csavarmenetre lettek szorítva a huzalok külön-külön. Ezt követően 5 percen át lettek kezelve hőlégfúvóval kb. 500°C-os, 450 l/min mennyiségű levegővel, majd szobahőmérsékletű vízbe mártva visszahűtésre kerültek. Az így kialakított rugók egyik vége állványra lett rögzítve, míg a másik, szabadon álló végükre egy-egy mérőpohár lett rögzítve, amelybe különböző súlyok rakhatóak igény szerint. A rugók végeire egy egyenáramú laboratóriumi tápegység pozitív és negatív polaritásai lettek kapcsolva, majd a kinyújtott rugókra 3,4 VDC feszültség került, kb. 0,4 A és 0,5 A közötti áramerősséggel külön-külön. A tapasztaltak szerint mindkét átmérőjű huzal képes volt az összehúzódásra a mérőpohár pár grammos tömegével, azonban, ha a pohár már terhelve volt, a huzalok nem tudtak összehúzni. A teszt alapján megkérdőjelezhetők a gyártó általi adatok. Kijelenthető, hogy a Flexinol erő kifejtésre nem alkalmas. Ezen felül a rugós kialakítás a huzal

minimális hajlítási sugarának figyelembevételével túl nagy helyet foglalna, így nem lenne beilleszthető egy mindennaposan hordható segédeszközbe, így a huzal edzési formája szintén átalakítást igényel.

4.2 Hullámforma kialakítás és nitinol tesztelése

A Flexinol elhagyásával a hagyományos nitinollal folytak tovább a mérések. Szintén a Smart Wires-től kerültek megrendelésre 0,5 mm, 1 mm, illetve 2 mm huzalátmérőben. A rugós kialakítást helytakarékosági szempontokból kétdimenziós alakra cseréltük, egyfajta hullámformát kialakítva, hiszen ennél a formánál is életbe lép az átalakulási hőmérséklet alatti könnyed deformálhatóság majd az aktivált memóriaeffektus okozta összehúzódás általi erő kifejtés. Az edzés egy erre a célra kialakított kereten történt hőlégfúvó segítségével a korábbiakhoz hasonló módon, amelyet az 1. ábra mutat be. A tesztek a korábban ismertetett állvány és mérőpohár segítségével történtek.



10. ábra: Hullámformára történő edzés

4.2.1 1 mm átmérőjű huzal egyszerű tömegek emelések esetén

A teszt során 1 mm átmérőjű nitinol huzal paramétereit vizsgáltuk különböző megemelt tömegek esetén, amelynek eredményeit a 2. táblázat szemlélteti.

2. táblázat: 1 mm átmérőjű nitinol huzal terhelése

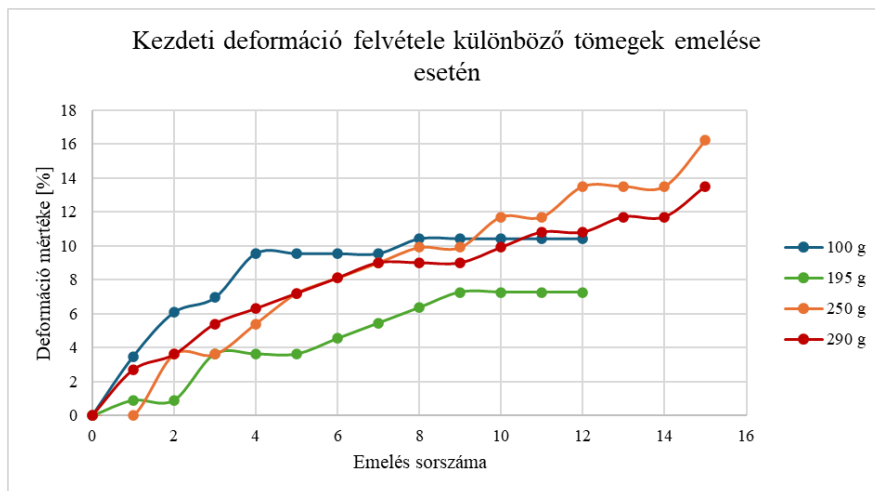
Emelt tömeg mérete	Összehúzóási idő (70°C-ra melegedés)	Lehülési idő (36°C-ra hűlés)	Huzal összehúzódt állapotbeli hossz	Felvett áram	Feszültség
0 g	-	-	-	4,6 A	1,2 V DC
100 g	16,28 s	70 s	155 mm	4,6 A	1,2 V DC
195 g	18,3 s	57 s	158 mm	4,6 A	1,2 V DC
290 g	18,28 s	69 s	163 mm	4,6 A	1,2 V DC
409 g	19,26 s	62 s	175 mm	4,6 A	1,2 V DC

A huzalra erősített K típusú hőelem segítségével bebizonyosodott, hogy a huzalnak nincs szüksége a gyártó által előírt 70°C-os átalakulási hőmérsékletre az

összehúzódáshoz, ugyanis az már kb. 40°C-on elkezdődik. Ebben ugyan szerepet játszhat a hőátadási idő, mivel a hőelem nem illeszkedik teljesen a vékony huzalra, de kijelenthető, hogy jóval 70°C alatt is elkezdődik a memóriaeffektus aktiválása. A felmelegedés, illetve a lehűlés időtartama nem függ a megemelt tömegtől. Ezen felül a huzal áramfelvétele és a rajta mérhető feszültségesés nem függ a megemelt tömegtől, így optimalizálni kell az egy huzallal megemelhető maximális tömeget. A teszt alapján cáfoljuk a [20] tanulmányban állított értékeket.

4.2.2 Kis tömegű emelések esetén létrejövő kezdeti deformáció felvétele

A korábbi tesztből kiderült, hogy a nagyobb tömegek egyszeri emelése mekkora maradandó megnyúlást okoz a huzal számára. Annak érdekében, hogy a huzalokból összeállított segédeszköz minél hosszabb élettartamú legyen és minél tovább kamatoztatható legyen az általa elért összehúzódás és annak segítségével kifejtett erő, kisebb tömegek ismétlődő emelésével került elvégzésre a következő méréssorozat. A mérések során mindig egy frissen edzett 220 mm egyenes huzal adta a 11 mm-es rádiuszokkal ellátott hullámformát, amelynek egyik vége az állványon volt rögzítve, a másik pedig az adott tömeggel volt terhelve. Kihűlt állapotban kézzel kinyújtásra kerültek a hullámformák, majd ráakasztásra kerültek a szabad végekre a tömegek. Ezt követően 1,4 VDC feszültség alá kerültek a huzalok, míg össze nem húzódtak. A mérésről készült összefoglaló diagramot a 2. ábra szemlélteti.



11. ábra: Ismétlődő terheléses teszt eredményei

A mérések alapján a huzal a legkedvezőbb működést 195 g-os tömeg emelésekor mutatta. Bár a deformáció kisebb volt, mint 100 g esetén, de ez az eltérés a huzalok edzésminőségéből is adódhat, így a mérések csak közelítő értékeket

adnak. Megfigyelhető azonban, hogy a nagyobb terhelések egyértelműen nagyobb maradandó deformációt okoztak. Összességében elmondható, hogy 195 g-ig a huzal alakváltozása elhanyagolható, e felett viszont már nem képes visszanyerni eredeti formáját, mivel a hullámalak egyre inkább kisimul. Ennek alapján egy huzal 195 grammnyi tömeggel megegyező ellenőrző méretezésére célszerű.

4.2.3 Deformáció hosszabb huzal esetén

A korábbi tesztek során észrevehető volt, hogy a maradandó deformáció elsősorban a huzal szélső részeit érintette. Ennek alátámasztásaként egy 300 mm hosszúságú egyenes huzal lett hullámformára edzve, amelyen ismétlődő terheléses tesztek kerültek elvégzésre 100 g-os, 195 g-os, illetve 290 g-os tömegek emelésével. Ekkor a huzalok áramfelvétele 5 A, a rájuk eső feszültség 1,9 VDC volt. Az eredmények a 3. táblázat szerint alakultak.

3. táblázat: Nyúlásnövekedés hosszabb huzal esetén

Megemelt tömeg	Emelés sorszáma	Összehúzódnás után mért hossz	Nyúlásnövekedés az első állapothoz képest
100 g	1.	180 mm	0 mm
	2.	181 mm	1 mm
	3.	182 mm	2 mm
	4.	184 mm	4 mm
	5.	184 mm	4 mm
	6.	184 mm	4 mm
	7.	185 mm	5 mm
	8.	186 mm	6 mm
	9.	186 mm	6 mm
	10.	187 mm	7 mm
195 g	1.	187 mm	7 mm
	2.	187 mm	7 mm
	3.	187 mm	7 mm
	4.	187 mm	7 mm
	5.	189 mm	9 mm
290 g	1.	190 mm	10 mm
	2.	190 mm	10 mm
	3.	190 mm	10 mm
	4.	190 mm	10 mm
	5.	192 mm	12 mm

A korábbi, rövidebb huzalnál 14 mm, míg a jelen kísérletben 12 mm deformáció volt tapasztalható összehúzott állapotban. Ez igazolja, hogy a maradandó deformáció leginkább a huzal szélső pontjain jelentkezik, mivel a hossz növelésével nem nőtt arányosan az alakváltozás mértéke. A 2 milliméterrel kisebb

eltérés valószínűleg az edzési egyenetlenségnek és a mérési módszer finomodásának tudható be.

4.2.4 Átalakulási hőmérséklet alatti minimális húzóerő mérése

Ahhoz, hogy az aktiválatlan állapotban lévő huzalok ne akadályozzák az emberi mozgást, fontos volt megbizonyosodni arról, hogy valóban nem szükséges nagy erő a szobahőmérsékletű huzal mozgatásához. A mérés során a 220 mm hosszúságú huzal került tesztelésre oly módon, hogy az egyik vége az állványra volt rögzítve, míg a másikra fokozatosan csökkentett tömegek kerültek. Az egyes terhelések 30 másodpercig tartottak, majd minden terhelés után újbóli aktiválással összehúzódnásra lett kényszerítve a huzal. Az eredmények a 4. táblázatban láthatóak.

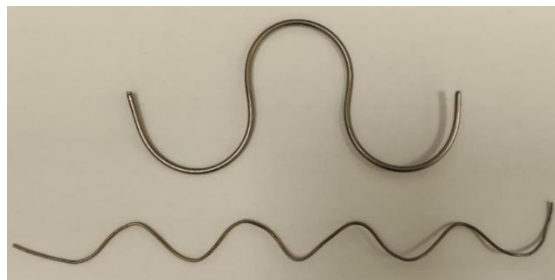
4. táblázat: Az alakváltozáshoz szükséges minimális húzóerő

Erőt kifejtő tömeg	Eredeti hossz	Kinyújtott hossz
0,39 kg	128 mm	161 mm
0,29 kg	128 mm	162 mm
0,19 kg	128 mm	160 mm
0,15 kg	128 mm	158 mm

A teszt során megállapítható, hogy már 0,15 kg, azaz megközelítőleg 1,47 N ellenerő is képes 128 mm-ről 158 mm-re nyújtani a huzalt fél perc alatt.

4.2.5 0,5 mm és 2 mm átmérőjű nitinol huzalok vizsgálata

Az 1 mm-es nitinol huzal mellett a 0,5 mm és 2 mm átmérőjű változatok is elemzésre kerültek. A 0,5 mm-es huzal nem bizonyult elég szilárdnak, ahhoz, hogy képes legyen nagyobb ellenerők leküzdésére, ezért nem került edzésre és tesztelésre sem. A 2 mm-es huzal esetében az edzéshez használt keret kialakítása nehézségekbe ütközött, mivel ekkora átmérőnél a nitinol rendkívül merev, túl nagy hajlítási sugara miatt pedig nem formálható kompakt módon. Összehasonlításként az 3. ábrán az 1 mm-es és a 2 mm-es huzalból készült hullámforma látható.



12. ábra: A 2 mm (felül), illetve az 1 mm átmérőjű huzalokból edzett hullámforma

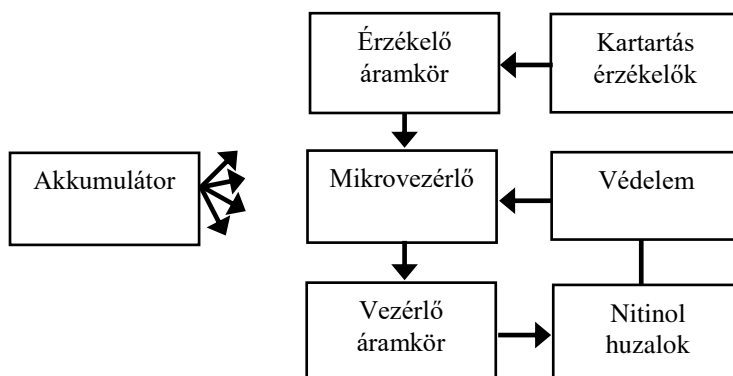
5 A segédeszköz prototípusának összeállítása

A nitinol alapvető viselkedésének megismerését követően egy 23 főből álló tesztesoporton végzett vállfelület mérés eredményeiből, illetve a kereskedelemben kapható kompressziós pántok szorítóerejének segítségével kiszámításra került a használandó nitinol huzalok pontos száma, valamint ebből adódóan azok vállra helyezésének koncepciója is meghatározásra került. A vállpánt prototípusa az alábbi ábrán látható.



13. ábra: A vállpánt prototípusa

A vállpánt kialakítása után a kartartást érzékelő áramkör, valamint a huzalokat vezérlő áramkör tervezése és összeállítása következett, amely egy 3 cellás, 4100 mAh kapacitású, 30C LiPo akkumulátorral kiegészítve képes az eszköz biztonságos üzemeltetésére. Az áramkörben helyet kapott többek között egy hőmérő a túlmelegedés ellen, áram-, illetve feszültségmonitorozó részek, 3 db flex szenzor a kartartás érzékeléshez, 4 db FET a huzalcsoportok vezérléséhez, illetve egy hibákról értesítő hangszóró. Az áramkör üzemeltetéséhez szükséges program Arduino IDE környezetben készült. Az áramkör blokkvázlata az alábbi ábrán látható.



14. ábra: Az érzékelő és vezérlő áramkör blokkvázlata

A mechanikai összeállítás során a nitinol huzalok egy igen laza szorítással rendelkező vállpántra lettek varrva. Külön figyelmet kapott a flex szenzorok pozíciója, illetve a huzalok által generált hő elleni védelem. A vezérlőelektronika számára egy hordozható 3D nyomtatott doboz készült. Az így összeállított készüléket különböző teszteknek vetettük alá, amelyek során bebizonyosodott, hogy van relevanciája az eszköznek és érezhető hatást fejthet ki a viselője számára elülső váll diszlokáció szempontjából veszélyes kartartás esetén.

Összefoglalás

A kutatási eredményeink felhasználásával készült prototípuson végzett tesztek bizonyították, hogy egy olyan orvosi segédeszközként használható tartásjavító készülék alapjait sikerült lefektetnünk, amely a jövőben jelentősen javíthatja a laza vállízülettel rendelkezők életminőségét. Emellett a koncepció számos más mozgásszervi rehabilitációban használható segédeszköz kifejlesztéséhez adhat mintát.

A készülék hatékonyságának növeléséhez további tesztek szükségesek akár más átmérőjű nitinol huzalokkal, illetve speciális fonási technikák kipróbálásával. Az áramkör fejlesztésénél a kompaktabb kialakítás és az akkumulátor töltésének megoldása adhat még feladatot. A továbbfejlesztés során a kiértékelhető, működéssel kapcsolatos adatok begyűjtéséhez a használt vezérlőmodul WiFi kapcsolatát tervezzük használni. Ez lehetőséget ad majd PC-n vagy mobileszközön történő valós idejű monitorozásra.

Források

- [1] C. P. Dosdon és F. A. Cordasco, „Anterior Glenohumeral Joint Dislocations,” *Orthopedic Clinics of North America*, pp. 507-518., 2008. október
- [2] M. A. Varacallo, M. A. Musto és D. S. Mair, Anterior Shoulder Instability, StatPearls, 2023.
- [3] H. e. a. Sofu, „Recurrent anterior shoulder instability: Review of the literature and current concepts,” *World Journal of Clinical Cases*, pp. 676-682., 2014. november 16.
- [4] H. e. a. Alkaduhimi, „A systematic and technical guide on how to reduce a shoulder dislocation,” *Turkish Journal of Emergency Medicine*, pp. 155-168, 2016 november 18.
- [5] R. Norlin, „Intraarticular pathology in acute, first-time anterior shoulder dislocation: An arthroscopic study,” *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 9. kötet, 5. szám, pp. 546-549., 1993.

- [6] H. J. Appell, „Muscular atrophy following immobilisation. A review,” *Injury Clinic*, pp. 42-58., 1990.
- [7] Physiopedia, „Shoulder Dislocation,” www.physio-pedia.com, 2025.
- [8] Core Em, <https://coreem.net/core/shoulder-dislocation/>. [Hozzáférés dátuma: 2025 március 13.].
- [9] H. P. e. a. Baker, *Sports Health*, pp. 105-110, 2022. január 26.
- [10] J. e. a. Sárosi, „Pneumatikus mesterséges izom által működtetett rehabilitációs eszközök tervezése és kivitelezése,” *Jelenkori Társadalmi és Gazdasági Folyamatok*, 2016.
- [11] F. Daerden és D. Lefeber, „Pneumatic Artificial Muscles: actuators for robotics and automation,” *European Journal of Mechanical and Environmental Engineering*, 47. kötet, 1. szám, 2002.
- [12] N. e. a. El-Atab, „Soft Actuators for Soft Robotic Applications: A Review,” *Advanced Intelligent Systems*, 2. kötet, 10. szám, 2020.
- [13] Y. Bar-Cohen, „Electroactive Polymers as Artificial Muscles-Capabilities, Potentials and Challenges,” in *Handbook on Biomimetics*, 11. kötet, Pasadena, 2000.
- [14] S. K. Manna és V. N. Dubey, „Comparative study of actuation systems for portable upper limb exoskeletons,” *Medical Engineering & Physics*, 60. kötet, pp. 1-13., 2018.
- [15] D. C. Lagoudas, *Shape Memory Alloys*, Springer, 2008.
- [16] T. Duering, A. Pelton és D. Stöckel, „An overview of nitinol medical applications,” *Materials Science and Engineering: A*, pp. 149-160., 15. 12. 1999.
- [17] R. E. Cortijo, M. Escalona és V. Laverde, „Hand Prosthesis with Nitinol: Shape Memory Alloy,” in *Springer Nature Switzerland*, Universidad Israel, Francisco Pizarro E4-142, Quito, Ecuador, 2020.
- [18] M. Mubeen és A. Ahmad, „Nitinol: An Emerging Shape Memory Alloy (SMA),” *Weekly Technology Times*, 2021.
- [19] J. M. G. Fuentes, P. Gümpel és J. Strittmatter, „Phase Change Behavior of Nitinol Shape Memory Alloys,” *Advanced Engineering Materials*, pp. 437-451., 2002.
- [20] M. Senthilkumar, „Analysis of SMA Actuated Plain Flap Wing,” *Journal of Engineering Science and Technology Review*, pp. 39-43., 03. 2012.
- [21] SmartWires, „Flexinol® - Frequently asked questions”.