



SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM
UNIVERSITAS SCIENTIARUM SZEGEDIENSIS
MÉRNÖKI KAR

***PNEUMATIKUS MESTERSÉGES IZOM ÁLTAL
MŰKÖDTETETT KÉZTERÁPIÁS ESZKÖZ MEGTERVEZÉSE
ÉS KIVITELEZÉSE***

OTDK DOLGOZAT

Gergely Attila

IV. évfolyamos műszaki menedzser

hallgató

Témavezető:

Dr. Sárosi József

főiskolai docens

SZEGED

2014

TARTALOMJEGYZÉK

1. BEVEZETÉS	4
1.1 Témaválasztáson indoklása	4
1.2 Célok megfogalmazása	4
2. PNEUMATIKA	6
2.1 Pneumatikáról általánosan.....	6
2.2 Pneumatikus izmok	7
2.2.1 Története, egyéb aktuátor típusok	7
2.2.2 PMI-k összehasonlítása hidraulikus munkahengerekkel és biológiai izmokkal	11
2.2.3 Használati területek.....	12
2.2.4 Shadow Air Muscle (SAM)	13
2.2.5 Fluidic Muscle.....	15
3. PNEUMATIKUS IZMOK HASZNÁLATA AZ ORVOSTUDOMÁNYBAN	17
3.1 Gyógyterápiás eszközök.....	17
3.1.1 RUPERT I.....	18
3.1.2 RUPERT II-III-IV.....	20
3.1.3 Mentor TM	23
3.1.4 Master-Slave és az Izomöltöny	24
3.1.5 Az alsóvégtag terápiás eszközei	26
3.2 Bénulást, zsibbadást okozó betegségek.....	31
3.3 Az alkar működése és funkciója.....	32
4. PNEUMATIKUS IZOM ÁLTAL VEZÉRELT KÉZTERÁPIÁS ESZKÖZ	
TERVEZÉSE ÉS KIVITELEZÉSE	33
4.1 Pneumatikus izom kiválasztása	33
4.2 A kézterápiás eszköz virtuális modellezése	35
4.3 A terápiás eszköz méretezése	37
4.4 A kézterápiás eszköz kivitelezése	38
4.5 A terápiás eszköz összeállítás	40
4.6 A terápiás eszköz feladata	41

4.6.1 A kézfej mozgatása pneumatikus izommal	41
4.6.2 A terápiás eszköz használata.....	41
4.6.3 Az eszköz felszerelése a karra, használati utasítás	43
5. ÉRTÉKELŐ ÖSSZEFOGLALÁS.....	45
IRODALOMJEGYZÉK.....	47
KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	50

1. BEVEZETÉS

1.1 Témaválasztáson indoklása

Véleményem szerint embereket gyógyítani az egyik legtiszteltetreméltóbb dolog. A mérnöki tudományok mellett az orvostudomány is érdekel. Nagyon fontosnak tartom, hogy ezt a két tudományágat minél szorosabb kapcsolatban álljon egymással, ezzel segítve egymás fejlődését. Akárcsak az iparban, az orvoslásban is egyre több gép, berendezés vesz részt, ami megköveteli a mérnökök jelenlétét az orvostudományban. A pneumatikus izmokkal ellátott terápiás eszközök nagy fejlődésen mentek keresztül az utóbbi években és nagyon jó eredményeket értek el velük, viszont Magyarországon kevesen ismerik ezeket az eszközöket. Szerintem fontos, hogy egy beteg minden lehetőséget megkapjon a gyógyulásra és minél többfajta alternatívát ismerjen betegségének kezelésére. Ezért is szeretném, hogy ezek az eszközök szélesebb körben ismertebbek legyenek hazánkban.

1.2 Célok megfogalmazása

Napjainkban a keringési zavarok okozta bénulások, egyre gyakrabban fordulnak elő. Ezek kezelése nagy odafigyelést és gondos kezelést igényel. OTDK dolgozatomban célja egy olyan pneumatikus izommal vezérelt terápiás eszköz megtervezése és megépítése, aminek feladata különböző idegrendszeri (pl. sclerosis multiplex - SM, stroke) és izomsérülések terápiás kezelése. Stroke-ot vagy egyéb traumás sokkot elszenvedett betegeknél gyakran lép fel olyan bénulás, ami ismétlődő terápiás kezelésekkal helyrehozható vagy javítható. Céltom egy olyan terápiás eszköz megtervezése és elkészítése, ami felső végtag, azon belül is a csukló és az ujjak kezelésére szolgál. Ez az eszköz segíti a betegek gyorsabb, hatékonyabb felépülését, emellett leveszi a terhet a terapeutákról. Mivel egy ilyen beteg folyamatos kezelésre szorul - amit egy terapeuta nem tud biztosítani -, így ez a folyamatos ismétlődő mozgást végző eszköz, elősegítheti a gyógyulást.

A tervezéshez tanulmányoznom kell a pneumatikus izmokat, meg kell ismernem a műizmokat tartalmazó ismétlődő terápiás eszközöket és az emberi felső végtag működését és funkcióit. Az eszköz működtetéséhez a Festo által gyártott Fluidic Muscle elnevezésű pneumatikus izmokat fogom használni. A Festo piacvezető szereplő a gyártás, a technológiai folyamatautomatizálás és a műszaki oktatás területén és már több mint 30 éve van jelen Magyarországon. A pneumatikus izmok mellett, számos egyéb terméket is gyártanak (pl. pneumatikus hajtóművek, szervopneumatikus pozicionáló rendszerek, elektromechanikus

hajtóművek, motorok és vezérlők, megfogó egységek, szelepek, érzékelők, képfeldolgozó rendszerek).

2. PNEUMATIKA

2.1 Pneumatikáról általánosan

Pneumatikus munkahengeren egy olyan rendszert értünk, amely a közeg nyomási energiáját alakítja át lineáris vagy forgó mozgássá. Segítségével olyan eszköz áll rendelkezésre, amely a munkáskéz pótlására a legközvetlenebbül alkalmas. Mozgat, szállít, emel, gyorsan és biztonságosan. Jól alkalmazkodik a munkahelyi körülményekhez. Sok helyen, ahol nem lehet elektromos automatikát használni, gyakran alkalmaznak pneumatikát. A pneumatika széles körben elterjedt az iparban és az orvostudományban is annak egyszerű és gazdaságos kivitelezése miatt. Ennek oka, hogy vannak olyan gépesítési és automatizálási feladatok, melyek más energiahordozóval egyszerűen és gazdaságosan nem valósíthatók meg.

A sűrített levegő - mint energiahordozó - legfontosabb pozitív tulajdonságai:

- Előfordulás: A levegő gyakorlatilag mindenhol megtalálható és korlátlan mennyiségben áll rendelkezésre.
- Tárolhatóság: A sűrített levegő tartályokban tárolható és onnan elszállítható.
- Hőmérséklettűrés: A sűrített levegő hőmérséklet-változásokra érzéketlen, így alkalmazását alkalmassá teszi különböző hőmérsékleti viszonyok között.
- Tisztaság: A sűrített levegő tiszta, tömítetlen vezetékeknél, elemeknél sem tud szennyeződés bekerülni a kiáramló levegő következtében.
- Felépítés: A munkavégző elemek felépítése egyszerű és ennek megfelelően olcsó.
- Biztonság: Sem tűz, sem robbanásveszélyes.
- A pneumatikus rendszerek karbantartása és kezelése egyszerű.
- Hosszú élettartamú.

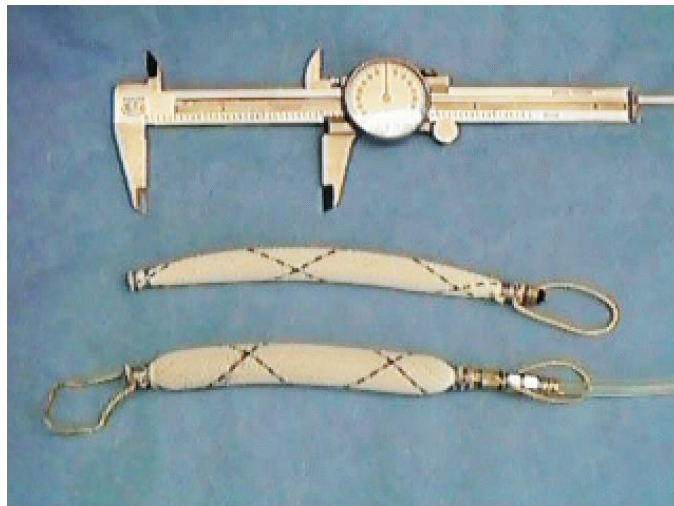
Ahhoz, hogy a pneumatika alkalmazási területe pontosan behatárolható legyen, ismernünk kell annak hátrányos tulajdonságait is.

- Előkészítés: A sűrített levegő nem tartalmazhat szennyeződést és nedvességet.
- Összenyomhatóság: A sűrített levegővel működő hengerekkel nem lehet terhelés-független, egyenletes, állandó dugattyúsebességet biztosítani.
- Erőkifejtés: A sűrített levegő csak egy meghatározott erőkifejtésig gazdaságos.
- Alacsony hatásfokkal bír. (Bécsi, 2011)

2.2 Pneumatikus izmok

2.2.1 Története, egyéb aktuátor típusok

A pneumatikus mesterséges izmok története egészen az 1930-as évekig vezethető vissza. Az alap ötlet az orosz Garasiev fejében született meg, azonban a fejletlen technológia még nem tette lehetővé a széleskörű alkalmazását. Nagyobb áttörést az 1950-es években, Joseph L. McKibben ért el, ő volt az első, aki gyógyászatban is használta a mesterséges izmokat (1. ábra). Az alacsony technológiai tudás azonban, nagyban nehezítette a gyakorlatban való alkalmazást. További fejlesztések csak az 1980-as években, a Bridgestone vállalat által történtek, akik megalkották a Rubbertuator elnevezésű pneumatikus izmot. Napjainkban az iparon és az orvostudományon kívül, a robottechnikában alkalmazzák gyakrabban. (Sárosi, 2013)



1. ábra McKibben féle pneumatikus izom

Forrás: www.newgrounds.com, 2014

A McKibben pneumatikus izom rendszerint egy gumicső, speciálisan szőtt nejlón teherviselő szövettel. Levegőt nyomva a csőbe, a szövet megakadályozza a hosszirányú nyúlást, így a keresztmetszet növekedés mellett rövidülés jön létre, mint az élő izmoknál. Az első próbálkozásokat továbbiak követték, de a sok kísérlet ellenére, még nincs „igazi” mesterséges izom.

A McKibben féle izmokon kívül még sokféle beavatkozó (aktuátor) létezik. Léteznek úgynevezett alak visszanyerő ötvözetek (Shape Memory Alloys - SMAs), amik nem szokványos mechanikai tulajdonságokkal rendelkeznek. Melegítés hatására összehúzódnak.

Az alakváltozás mértéke akár százszoros is lehet a szokványos fémeknél. Mesterséges izomként használható, mivel lehűlés után visszanyeri eredeti alakját. A melegítés villamos úton történik. Az SMA hátránya, hogy kis erőket tud kifejteni és lassan hűl le, nehezen nyeri vissza eredeti alakját. Az SMA-hoz hasonló emlékező anyagok az alak visszanyerő polimerek (Shape Memory Polimers - SMP). Ezek az anyagok is külső behatás következtében változtatják alakjukat (pl. hőmérsékletváltozás). Az anyagok két polimer komponensből állnak, melyek különböző olvadási tulajdonsággal rendelkeznek. Az első ilyen típusú anyagot 1960-ban fedezték fel, ez volt a polietilén. A 90-es években további emlékező anyagokat fedeztek fel (pl. polisztrén, poliuretán, polietilén oxid). Az alakváltozást általában hőmérséklettel érik el, de van olyan anyag is, ahol ez fénnnyel vagy vízzel történik.

Az előző emlékező anyagokhoz hasonlóan, az elektroaktív polimerek (EAP) is változtatják formájukat villamos energia hatására. Előnyük, hogy rugalmasak, így jól tudják utánózni az igazi izmok mozgását. Könnyen előállíthatók, kis feszültségen működnek kis teljesítmény mellett és biokompatibilisek. A biológiai összeférhetőség vagy biológiai kompatibilitás alatt egy biológiai rendszerbe helyezett technikai rendszer zavartalan, összeférhetőségét értjük. Hátrányuk, hogy csak nagyon kis erőátvitelre alkalmasak. Ilyen aktuátorokat legfőképp az orvostudományban használnak, például keringési zavarok befolyásolására és annak diagnosztizálására.



2. ábra 0,5mm vastag vezetékét megfogó mikroaktuátor

Forrás: Tomozi, 2005

Az utóbbi időben nagy figyelmet kaptak a mágneses emlékező fémek (Magnetic Shape Memory - MSM) is, mivel kis mágneses térerősségre nagy alakváltozással reagálnak (kb. 10%). Ezek egykristályos anyagok, melyek az elektromos energiát mechanikai energiává alakítják. Ezeket az anyagokat kifejezetten aktuátorok részére fejlesztették ki, mivel gyors és egyszerű struktúrájú és nagy alakváltozásokat képesek elérni vele.

Komolyan érdeklődnek a kutatók a magnetosrtikciós aktuátorok iránt, melyet leginkább a nanovilágban szeretnének felhasználni. Ezeket az anyagokat ritka-földfémekből készítik, mivel ezeknek az ötvözeteknek van a legnagyobb magnetosrtikciós hatása szobahőmérsékleten. A magnetostruktív hatás kétféleképp, direkt és indirekt módon mehet végbe. Amíg a direkt hatás, a mágneses domain elrendeződés változásakor bekövetkező méretváltozáson alapul, addig az indirekt hatásban a hosszváltozás, külső feszültségváltozás hatására következik be. Ilyen anyagokból főleg konzolokat, membránokat, lemezeket készítenek.

További aktuátorként felhasználhatóak, mikrotechnológia egyik legfontosabb alkotói, a ferroelektromos kerámiák, és azok piezoelektromos tulajdonságai. (Tomozi, 2005)

„A piezoelektromosság olyan elektromos jelenség, melynek során, bizonyos anyagokon (kristály, kerámia) összenyomás hatására elektromos feszültség keletkezik, illetve elektromos feszültség hatására alakváltozás jön létre.”

(Horváth, 2011)

Jellemzőik:

- jó frekvenciakövetés,
- viszonylag nagy kifejtett erő,
- kb. 1 μm tartomány és az ezen belüli nagy, nm-es feloldás.

Kedvező tulajdonságaik:

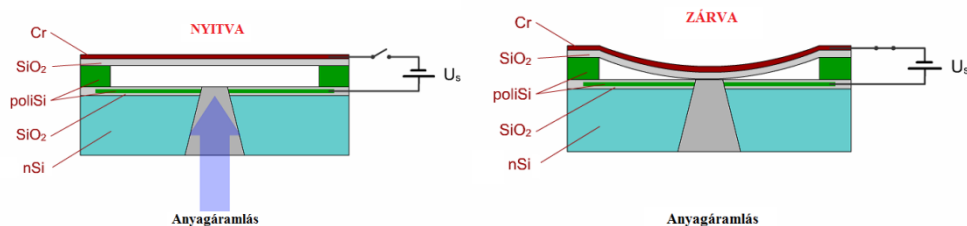
- gyors, precíz működés,
- nagy merevség,
- magas hatásfok,
- alacsony energia-disszipáció (hőenergiává alakulás).

Hátrányai:

- a piezokerámia alakváltozása meglehetősen kicsi (0,1%),
- hiszterézis (érzéketlenség).

Használják őket szenzor és aktuátor alkalmazásoknál. Ilyen alkalmazások például a szelepek, ultrahang motorok, orvosi eszközök, memória elemek, stb. Leggyakrabban a gépjárművek üzemanyag-befecskendező rendszerébe és az ultrahangos orvosi eszközöknél használják (pl. terápiás kezelés, képkészítő eljárások).

Az egyik legmodernebb tudományág, ami aktuátorokat alkalmaz, a mikrofluidika. Ez a mérnöki és a molekulabiológiai tudományok határán elhelyezkedő tudományterület. Az itt használt MEMS-ek (Micro-Electro-Mechanical System) képesek molekuláris szintű folyadék-műveletekre (pl. keverés, molekulaméret szerinti szétválogatás). A MEMS mikro-elektromechanikai rendszert jelent. Méretük a 20 mikrométer és az 1 milliméter közé esik. Használják őket az orvoslásban, egészségügyi technológiákba, tintasugaras nyomtatókban, az autóiparban, chippek gyártásához és még számos egyéb területen. Készítésükhöz a leggyakrabban használt anyag a szilícium. A szilícium megmunkálhatósága nagyon jó, emellett rendkívül jó tulajdonságokkal rendelkezik. Tiszta, rugalmas, jó a súrlódása, így kopásállóbb és akár az 500 °C-os hőt is kibírja. Szerkezete stabil és a szakítószilárdsága is nagyon jó és nagy piezo ellenállással bír. Emellett a második leggyakoribb kémiai elem a földön.



3. ábra Elektrosztatikus mikroszelep

Forrás: Pődör, 2010

Az elektródákra adott feszültség elektrosztatikus erőt hoz létre, mely lezárja a szelepet. A működési nyomás az elektromos töltésviszonyokkal állítható be.

Egyéb beavatkozók (aktuátorok):

- mikrofluidikai elemek,
- mikroszivattyúk,
- mikromotorok,
- lab-on-chip → chipen belüli mikrolaboratórium,
- elektrosztatikus fésűs mozgatók,
- mikroczipeszek,
- mikropozicionálók.

(Hunter, Lafontaine, 1992; Tomozi, 2005; Pődör, 2010; Horváth, 2011)

2.2.2 PMI-k összehasonlítása hidraulikus munkahengerekkel és biológiai izmokkal

A pneumatikus izom sűrített levegővel működő eszköz, ami úgy fejt ki húzóerejét, hogy a membrán sugárirányú tágulással egyidejűleg, tengelyirányban összehúzódik. Ezek a munkahengerek alapvetően abban különböznek a hagyományos dugattyús munkahengerektől, hogy nem tartalmaznak mozgó alkatrészt. Emellett még érdemes megemlíteni, a nagy teljesítmény/tömeg és teljesítmény/térfogat arányt.

További előnyeikhez tartozik:

- könnyű,
- egyszerű felépítésű,
- egyszerűen üzemeltethető,
- rugalmas,
- nagy sebességre képesek,
- olcsó,
- nagy az üzembiztonsága.

A hagyományos, dugattyús munkahengerekkel való összehasonlítás mellett, meg kell említeni a valódi, biológiai izmokkal való összehasonlítást is. Mivel OTDK dolgozatomban a műizmok orvosi felhasználást vizsgálom, ezért fontos, hogy erről is egy pontos képet kapjak. Az 1. táblázat a biológiai- és a mesterséges izom összehasonlítását mutatja különböző szempontok szerint.

Hasonlóságok:

- lineáris mozgást hoznak létre,
- monoton csökkenő erő-relatív elmozdulás függvénykapcsolat,
- a kétirányú mozgás antagonisztikus kapcsolattal hozható létre,
- engedékenységek.

Különbségek:

- a biológiai izmokban nincs térfogat változás a relatív elmozdulás során
- a biológiai izmok moduláris felépítésűek, a mikroszkopikus összehúzódó rendszerek mérhetetlen párhuzamos és soros kapcsolatából állnak
- a biológiai izmok aktivitása a külső terheléstől függ
- a biológiai izmokon belül, beszélhetünk gyors (fehér) és lassú (vörös) izomrostokról, melyek az igénybevételt és a sebességet határozzák meg
- a biológiai izmok képesek tárolni és továbbítani az energiát
- a biológiai izmok más biológiai rendszerek izmainak energiaforrása-ként vagy építőanyagaként szolgálhatnak. (Sárosi, 2013)

1. táblázat A pneumatikus mesterséges izom és a biológiai izom összehasonlítása

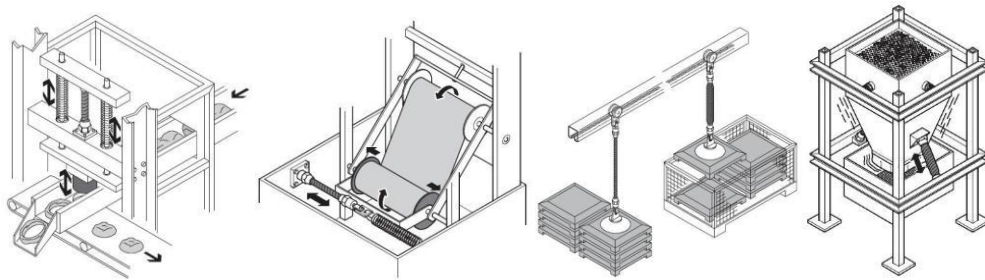
Forrás: Sárosi, 2013

Megnevezés	Biológiai izom	Mesterséges izom
Elmozdulás	35%	35%
Fajlagos erő [$\text{N}\cdot\text{cm}^{-2}$]	20-40	100-500
Teljesítmény/tömeg arány [$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$]	40-250	500-2000
Hatásfok	45-70%	32-50%
Kontrakció-sebesség [$\%\cdot\text{s}^{-1}$]	25-2000	35-700
Energiaforrás	Kémiai	Pneumatikus
Skálázás	μm -m	cm-m
Engedékenység	Igen	Igen
Robosztusság	Kitűnő	Jó
Regenerálódás	Igen	Nem
Lineáris működés	Igen	Igen
Antagonisztikus működés	Igen	Igen
Vízben történő működés	Igen	Igen
Környezetbarátság	CO_2 kibocsátás	Igen

2.2.3 Használati területek

A pneumatikus izmok használati területe igen széleskörű. Az iparban, különböző munkagépekben használják, például vibráció létrehozására, emelésre és egyéb olyan helyeken, ahol fontos a gép dinamikus működése, (pl. az ipari lyukasztógépek, présgépek).

Az egyik legnagyobb felhasználó talán mégis a robottechnika. Számtalan ugráló és lépegető robot tartalmaz pneumatikus izmokat, imitálva ezzel a valódi izmok működését.



4. ábra Fluidic Muscle-ok ipari alkalmazása (balról): lyukasztógép, tekercselőgép, emelőszervezet, vibrációs tölcser

Forrás: <http://www.festo.com>, 2014

A legfontosabb terület azonban az orvoslás. Már McKibben is azért fejlesztette ki, hogy a gyermekkénulásban szenvedő lányán segítsen. Napjainkban különböző terápiás eszközökben használják és olyan betegen segítenek, akik valamilyen idegrendszeri sérüléssel küszködnek, esetleg izombénulás lépett fel náluk.

A leggyakrabban alkalmazott izmoknak alapvetően két fő típusa van, a fonott és a hálós izom. A fonott izom, egy rugalmas csőből és az ezt körülvevő megerősített fonalból áll. Ha nyomás alá helyezzük az izmot, akkor a cső oldalirányban hat a fonatra és lehetővé válik az izomhoz rögzített teher elmozdítása. A használandó nyomást, a cső szilárdsági jellemzőihez kell igazítani. Ha túl nagy a nyomás, az kitüremkedést okozhat az erős szálak között, és akár fel is robbanhat az izom. A maximális összehúzódás ezeknél az izmoknál 25% körüli.

A hálós izom annyiban különbözik a fonott izomtól, hogy a membránt megerősítő szálak sűrűsége kisebb. A hálós izom sokkal nagyobb lyukakkal rendelkezik. (Sárosi, 2013)

A következő fejezetekben kétféle izmot fogok bemutatni, egy hálós és egy beágyazott izmot. A hálós, a Shadow Robot Company által gyártott **Shadow Air Muscle (SAM)**, a beágyazott, a Festo által szabadalmaztatott **Fluidic Muscle**.

2.2.4 Shadow Air Muscle (SAM)

A SAM (5. ábra) egy egyszerű, de hatékony eszköz arra, hogy húzóerőt fejtsünk ki. Húzómunka közben, a biológiai izmokhoz hasonlóan viselkedik. Működéséhez sűrített levegő

szükséges és akár 25%-os összehúzódást is el lehet vele érni. Az izom csak egyirányú mozgást képes megvalósítani, kétirányú mozgáshoz két izom szükséges.



5. ábra Shadow Air Muscle

Forrás: <http://www.shadowrobot.com>, 2014

Jellemzői:

- az izmok tömege 10 g és 150 g között mozog, mérettől függően, ezáltal alkalmazása különösen hasznos olyan helyeken, ahol a tömeg kritikus tényező,
- rugalmas,
- néhány 100 kPa nyomáson, akár 700 N-os erőt is képesek kifejteni,
- egyenletes összehúzódású, melynek eredménye a természetes mozgás.

Használat esetén figyelni kell a megfelelő nyomásra. Túlnyomás csökkentheti az izom élettartamát. Fontos, hogy semmilyen érdes felülettel ne érintkezzen a fonott rész, mert az befolyásolhatja az optimális működést. Használat előtt a hengert teljes feszülésig ki kell húzni.

Pneumatikus vezérlése: alapvetően egy izom működését szelepek vezérlik. Az egyik szelep engedi be a sűrített levegőt, a másik lehetővé teszi a kiengedést. A szelepek segítségével elérhető az izmok összehúzódása. A szelepek áteresztő képessége, a levegőellátás nyomása, és a cső hossza mind-mind befolyásolják az izom összehúzódási sebességét. Ha a maximális összehúzódási sebességet szeretnénk elérni, akkor nagy áteresztőképességű szelepet érdemes választani és nagy furatú csövet. Ilyen feltételek mellett, akár 0,5 s alatti összehúzódást is elérhetünk. lassú mozgás ugyanúgy kivitelezhető az izmokkal. Nagy előnyük, hogy lassú összehúzódás mellett is folytonos marad az izmok

mozgása. A SAM hatalmas erőt (700 N) tud kifejteni, ezért mindig meg kell győződni arról használat közben, hogy az izmok által létrehozott mozgás, semmilyen sérülést nem okozhat.

(Forrás: <http://www.shadowrobot.com>, 2014)

2.2.5 Fluidic Muscle

A Fluidic Muscle (6. ábra), az úgynevezett beágyazott izmok közé sorolható. Ezen izom esetében a teherviselő szálak a rugalmas csőbe kerülnek. Az air muscle-lel való különbségek ellenére, ezek az izmok is jó tükrözik a McKibben féle izmok tulajdonságait. Így sok helyen a Fluidic Muscle-t is a McKibben féle izmok közé sorolják.

A Festo kétféle izmot készít: az egyik a DMSP (gyárilag szerelt) és a MAS (szerelhető) változat. Ezen aktuátorok számos előnnyel rendelkeznek:

- kezdeti erejük nagyobb, mint egy hagyományos, azonos átmérőjű munkahengernek,
- még nagy terhelés esetén is nagy dinamikájú választ adnak,
- nem tartalmaznak mechanikai mozgó alkatrészt,
- nagyon lassú mozdulatok mellett is teljesen rázkódásmentesek,
- használata előnyös poros, szennyezett környezetben.

A DMSP és a MAS modellek kialakítása, hosszú kutatások és tesztelések eredménye. Az eredmények és az újítások hatására, ezek az eszközök sokkal könnyebbek, kompaktabbak és tartósabbak. Tömegük 30%-al csökkent, ami jó hatással van az energia/tömeg arányra (Energy to Mass ratio – EtM). Ez az arány, nagyon fontos mutatója a pneumatikus izmoknak. Az EtM a következőképp számolható:

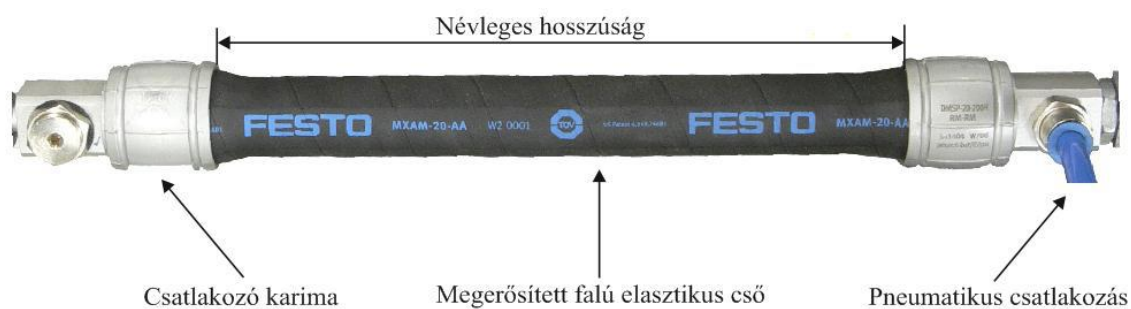
$$Etm = \frac{\int F(s)ds}{m}, \quad (1)$$

ahol:

- EtM: energia/tömeg arány,
- F(s): az erő a löket függvényében,
- s: löket,
- m: az izom tömege. (Plettenburg, 2005)

A MAS típus már nem rendelkezik fix csatlakozásokkal, hanem szerelhető, így rugalmasabban használható. Mindkét típusú izomnak 100.000 és 10 millió összehúzódnás között van az élettartamuk, függően az igénybevételtől, az izom méretétől és egyéb külső tényezőktől. A csatlakozó karima eloxált alumínium ötvözetből készül, az elastikus cső pedig kloroprénből és aramidból.

(<http://www.festo.com>, 2014)



6. ábra A pneumatikus mesterséges izom felépítése (DMSP).

Forrás: Sárosi, 2013

3. PNEUMATIKUS IZMOK HASZNÁLATA AZ ORVOSTUDOMÁNYBAN

3.1 Gyógyterápiás eszközök

A bionika mint tudományág, csak néhány évtizede van jelen, ami a biológiát és a technikát hivatott összekötni. E tudomány célja az élő természetben kifejlődött megoldások és szervezetek műszaki eszközökkel való leutánczása. A kezdetleges bionikus készülékeket (pl. pacemaker, hallókészülék) olyan eszközök is követhetik, amik képesek helyettesíteni egy komplett szervet. Fejlesztnek már olyan mechanikus kart, amit az ember saját idegrendszerével irányít, mikrochipek és különféle jelátviteli berendezések segítségével, amik érzékelik és felfogják az idegrendszer jeleit.

Az idegrendszeri problémák, mint például a stroke és a traumás agyi sérülések, rendkívül gyakoriak a világban. A stroke az egyik vezető oka a fogyatékosságnak, és az ezzel járó motoros funkciók sérüléseinek. A legújabb kutatások az idegtudományban azt mutatják, hogy a központi idegrendszer képes regenerálódni sérülés után. Ezzel fokozott figyelmet kaptak a különböző idegrendszeri tudományok (neuroplaszticitás), és az ezzel kapcsolatban lévő mérések és kutatások, melyek nagy hatást gyakoroltak a mérnöki közösségre. Megnőtt az igény az olyan robot terápiás kutatásokra, melyek az alsó és felső végtagok kezelését végzik. A terápiás robotok után való érdeklődést az is megnövelte, hogy a hagyományos terápiák nagyon időigényesek. A robotos terápiák nagyban javítottak a stroke-ot elszenvedett betegek felépülésén. Levette a fizikai terhet a terapeutákról és így jobban tudtak koncentrálni betegeikre. A stroke-ot túlélők mind elszenvedtek valamilyen mértékű sérülést, legyen szó a motoros vagy a kognitív funkciókról. A legnagyobb feladat az, hogy a robotok elérjék a kívánt hatást és elvégezzék a rájuk bízott feladatokat és ezek könnyen értékelhetők legyenek. Előfeltétel, hogy ezek az eszközök képesek legyenek a felső végtag bonyolult mozgására. Vizuális vizsgálat után általában kideríthető, hogy a felső végtag zavarát mi okozta, de keveset tudnak az ezeket kiváltó mechanizmusokról. Ennek oka legfőképp a kevés kutatás ezen a területen. Egy egyszerű célirányos feladat alatt egy stroke-ot elszenvedett beteg a sérült végtaggal szinte az összes feladatot el tudja végezni. Ez arra utal, hogy a mozgás megtervezése fontos az alanyoknál.

A agyi motoros vezérléssel kapcsolatos kutatások kimutatták, hogy mind a kéreg alatti és az agykérgi hálózatok részt vesznek kontrollált és a modulációs mozgásban. A központi idegrendszer kutatása során rájöttek, hogy ezeket a hálózatokat „újra lehet húzni” a folyamatos tréningekkel. Ez a hipotézis, hogy a sérült idegrendszert folyamatosan edzeni kell

és a terápiás feladatoknak olyanoknak kell lenniük, amik a mindennapi életben hasznosíthatóak. (Koeneman, Koeneman, 2008)

A következő fejezetekben különféle pneumatikus izmok által vezérelt eszközöket fogok ismertetni, amiket jelenleg az orvostudományban használnak. Főként olyanokat, amik rehabilitációs célt szolgálnak, vagy valamilyen ismétlődő feladatot látnak el.

3.1.1 RUPERT I

Az elmúlt években, sajnos egyre nőtt az idegrendszeri rendellenességgel élők száma. A normálisan működő kéz, nagyon fontos és elengedhetetlen az aktív élethez. A kéz mozgatása központi szerepet játszik egy ember életében, mivel sok alapvető mozgást (pl. evés, tisztálkodás, öltözködés) biztosít. Ennél fogva a rehabilitációs kutatások főleg erre a területre összpontosítottak. Szükség van egy alacsony költségű, biztonságos és praktikus terápiás eszközre.

A készülék egy hordozható eszközt tartalmaz, ami lehetővé teszi, hogy a sérült gond nélkül elvégezze a mindennapi feladatokat. Olyan berendezést kellett létrehozni, ami képes mozgatni a kart 3-dimenziós térben. A hagyományos robotokat általában elektromos motor hajtja, amihez egyéb nehezebb alkatrészek is csatlakoznak, és igen nagy nyomatokra képesek, ami sérülést okozhat a betegnél. Az elektromos motorvezérlés a hordozható robotikai alkalmazásokban nem megfelelő, mivel nehéz alkatrészeket tartalmaznak és emellett legtöbbször drágák is. Kezelésük javarészt szakmai tudást igényel, így otthoni használatra szinte teljesen alkalmatlan. Ezért a pneumatikus mesterséges izmokat választották a terápiás robot működtetéséhez. A RUPERT (Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy) terápiás protokoll kidolgozása folyamatban van, hogy segítse a terapeuták munkáját, és a stroke-ban szenvedő betegek kezelését.

Mivel a pneumatikus izmok egy irányba képesek mozgatni (csak húzóerőt képesek kifejteni), kétirányú mozgás megvalósításához két izom szükséges, a valóságos izmokhoz hasonlóan. Az egyik mozgatja a terhet, míg a másik fékként működik. Ellenkező irányú mozgásnál az izmok szerepet cserélnek. Ezeket a szembekapcsolt izmokat antagonisztikus izompárnak, a mozgó izmot flexornak, a fékező izmot extensornak nevezzük. (Daerden, Lefeber, 2002).

A tervezési cél az volt, hogy egy olyan eszközt hozzanak létre, amit a betegek a mindennapi életben is használhatnak és hordhatnak. Az eszköz a könyök, a váll és a csukló mozgását segíti elő.

Az első működő szerkezeten négy pneumatikus izomra volt szükség arra, hogy a megfelelő mozgástartományokat lefedjék és hogy a kívánt mozgást megvalósítsák. Öt szabadsági fokkal rendelkezik, ebből kettő a vállnál, kettő a könyöknél és egy a csuklónál. Ez a prototípus még nagyban korlátozta a váll mozgását (síkban mindössze 15°-os mozgástartományt engedett meg). A szerkezet egy párnázással látták el, ami stabilizálta a lapockát, így kényelmesebbé tette annak viselését. A RUPERT I (7. ábra), a kézfejet még csak egy irányba tudta mozgatni és az ujjpercek mozgása sem volt teljesen szabad. A négy izom közül kettő látta el a könyökízület behajlítását, egy az alkar forgatását és egy a csukló hajlítását. Az izmokat külön erre a célra tervezték, hogy sebességük és erejük alkalmazkodjanak az adott izmokhoz. Mivel a vállizom sokkal nagyobb, mint a csuklót mozgó izom, ott sokkal nagyobb erőre van szükség a mozgatáshoz.



7. ábra RUPERT I

Forrás: He et al., 2005

Az első prototípust 8 jó fizikai állapotban lévő, különböző végtagméretekkel rendelkező önkéntes próbálta ki. Két stroke-ot túlélő is kipróbálta a készüléket, és képesek voltak mozgatni végtagjaikat a kívánt irányba. A terápia úgy zajlott, hogy a betegek kaptak egy feladatot (pl. egy pohár levétele az asztalról) és ha ez nem sikerült, a pneumatikus izmok biztosították a megfelelő erőt a feladat végrehajtásához. Fontos, hogy ezeket a feladatokat természetes környezetben gyakorolják. Az eredmények nagyon pozitívak voltak mind a betegek, mind a terapeuták részéről is. (He et al., 2005)

3.1.2 RUPERT II-III-IV

A RUPERT II forgó- és az egyéb részei (pl. a terápiás eszköz karhossza) már mind állíthatók voltak, hogy igazodjon a különböző testfelépítésű betegekhez. A cél az, hogy mindenki számára alkalmas legyen a viselése és ne kelljen külön-külön készíteni minden méretben. Az ujjak és ujjpercek már sokkal szabadabban mozoghattak, ez megkönnyítette a tárgyak megragadását. Ezek az újítások viszont súlytöbbletet eredményeztek, így megnehezítette a viselésüket a betegek számára. A betegek javulásának kimutatására egy úgynevezett Wolf motor funkciós tesztet használtak (ami egy széles körben használt teszt) a stroke betegek állapotának felméréséhez. Ez a teszt különböző feladatokat tartalmaz (pl. egy dobozt levenni az asztalról, egy súlyt felemelni), ami felső végtag állapotát vizsgálja. Minden RUPERT-tel elvégzett terápia után újra és újra elvégezték ezt a tesztet. A hathetes terápia követően a betegek sokkal gyorsabban és pontosabban tudták végrehajtani a feladatokat. A 2. táblázat mutatja, hogy az egyes tesztekben mekkora időbeli változást okozott a terápia. Míg a RUPERT I csak 15°-os mozgást engedett a vállnak, a RUPERT II-vel (8/a ábra) már 45-85°-os tartományt is elértek.

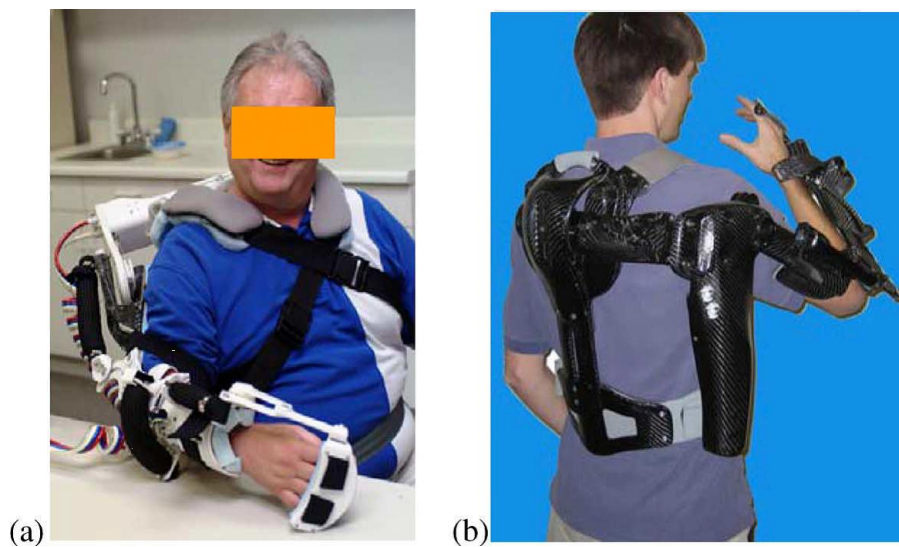
2. táblázat Wolf motor funkciós teszt eredménye

Forrás: He at al., 2007

	Egyszerű feladatok			Összetett feladatok		
	Sebesség javulás [s]			Sebesség javulás [s]		
	Előtte	Utána	Változás	Előtte	Utána	Változás
Teszt-01	2.6	2.1	-0.5	286.6	274.7	-11.9
Teszt-02	19.4	11.3	-8.1	812.9	747.1	-65.8
Teszt-03	3.1	3.5	0.4	21.1	21.2	0.1
Teszt-04	8.6	6.9	-1.7	540.8	345.5	-195.3
Teszt-05	5.19	5.91	-0.72	28.64	29.71	-1.07
Teszt-06	250.82	16.41	-249.41	840	753	-87
Átlag	48.29	7.69	-43.34	421.67	361.87	-60.18

A RUPERT III-nál (8/b ábra) kiküszöbölték a készülék súlyproblémáit. Ez a típus karbonszálas kompozitból készült, ami drasztikusan lecsökkentette a tömegét, így kényelmesebben viselhető. Az irányító rendszer is sokkal fejlettebb lett. Ha egy beteg a kért feladatot nem tudta elvégezni, az izmok automatikusan aktiválódtak és segítették a mozgást.

Ez a rendszer még szabadabb mozgást engedélyezett. A váll 85° -ban mozoghat, a könyök ízület 0° -tól 125° -ig hajlítható, a kézfej mindkét irányba 45° -ban elforgatható és 60° -ban behajlítható. A terapeuta be tudja állítani a szerkezet sebességét és mozgását, ezáltal hozzá tudja igazítani a beteg fizikai állapotához. A megfelelő beállítások kiszámításához, úgynevezett SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling) modellt használtak. Két feladat volt beprogramozva a betegnek, az egyik az „elérés” a másik az „evés”. (Huang et al., 2007)



8. ábra (a) RUPERT II, (b) RUPERT III

Forrás: He et al., 2005

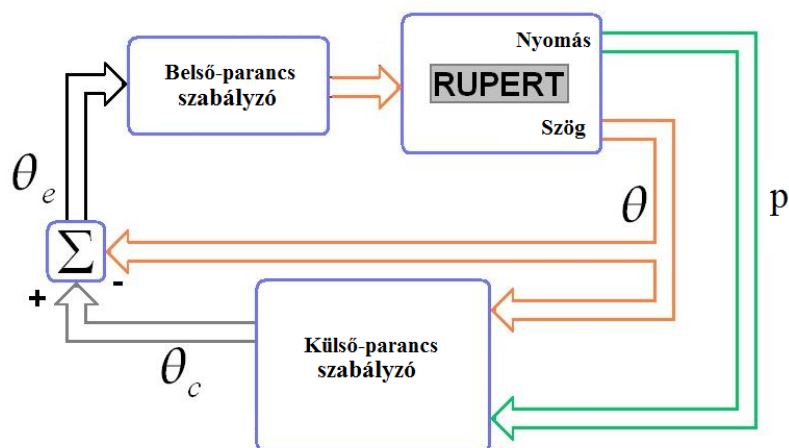
A RUPERT IV (9. ábra) még könnyebb elődjénél, ugyanis ennek a típusnak a kialakításához az egyes részeket grafit kompozitból készítették. Ezzel az eszközzel a mozgás már teljesen folyamatosra vált, nem volt az a szakaszos mozgás, mint az előző típusoknál. A szakaszos mozgás oka, hogy a nagyobb méretű pneumatikus izmok mozgása lassabb és nemlineáris, ezt a hibát különböző szabályzókkal (PID, ILC) küszöbölték ki. A PID (**P**roporcionális **I**ntegráló **D**eriváló) manapság a legelterjedtebb irányítási algoritmus. Képes reagálni az aktuális, a jövőbeli és a múltbeli hibára. A múltbeli hibát a hiba integráljával, a jövőbelit a hiba deriváltjával jellemzi. Az ILC-t (**I**terative **L**earning **C**ontrol) gyakran használják ismétlődő feladatokat ellátó rendszereknél. Javítja a teljesítményt és képes tanulni a korábbi hibákból.



9. ábra RUPERT IV

Forrás: Balasubramian, 2008

A cél az volt, hogy a szabályzók segítségével az eszköz képes legyen alkalmazkodni a különböző feladatokhoz. Ezt a szabályzórendszert zárt-hurkú (closed-loop) rendszernek nevezik. Ezeket a rendszereket (10. ábra) úgy akarták kialakítani, hogy minden különböző neurológiai és funkcionális sérülések kezelésére megfeleljen.



10. ábra A RUPERT IV szabályzó rendszerének felépítése

p: a nyomás, θ_e : a szögek összege, θ_c : a parancsszög

Forrás: Balasubramian, 2008

A külső-parancs szabályzó egy mozgáspálya megtervezési modul, ami megadja a mozgás kezdeti helyzetét, és a létrehozott parancsot továbbítja a belső-parancs szabályzóhoz. Végül belső-parancs szabályzó megadja a mozgás célhelyzetét.

A két helyzet közötti kapcsolatot a következő egyenlet adja meg:

$$\theta_c(t) = \theta_i + (\theta_t - \theta_i) \times \left(15 \left(\frac{t}{T} \right)^4 - 6 \left(\frac{t}{T} \right)^5 - 10 \left(\frac{t}{T} \right)^3 \right), \quad (2)$$

ahol:

- θ_c a parancsszög,
- θ_i a kezdeti szög,
- θ_t a célszög,
- T a feladat időtartama,
- t az idő.

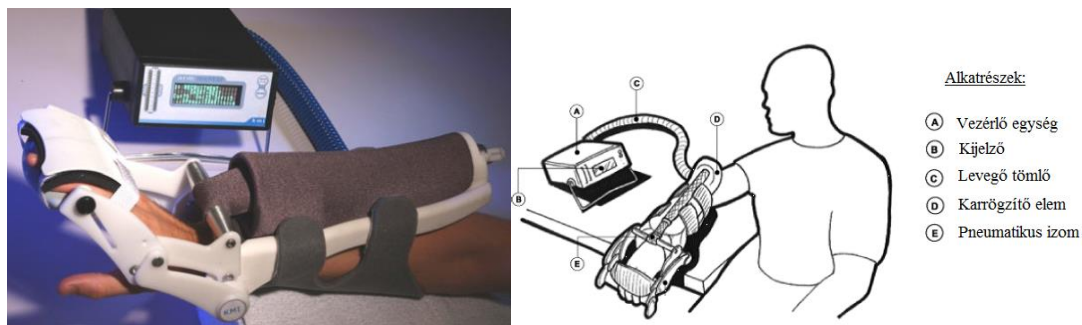
További célok, hogy ezt a szabályzó rendszert tökéletesítsék, ezzel elérve, hogy a gép maga javítsa ki a beteg mozgását, ha az rendellenes. Továbbá a szabadsági fokok növelése is nagyon fontos, hogy még több mozgásfajtát lehessen alkalmazni a kezelések során. Vannak arra utaló jelek, hogy ha a páciens előre megtervezi a kért mozgást, akkor a terápia is hatékonyabban működik, így a szabályzó rendszer segíthet a gyorsabb felépülésben. (Balasubramian, 2008)

3.1.3 *Mentor*TM

A Mentort (11. ábra) úgy tervezték, hogy akaratlagos mozgás segítségével, javítson az ízületek állapotán, miközben információkat közöl a beteg állapotáról (pl. izomműködés, mozgási ellenállás). Működéséhez McKibben féle pneumatikus izmot használtak.

Működése: a vezérlést egy mikroprocesszor látja el. A processzor egy mini kompresszort vezérel, ami szolgáltatja a nyomást az izomnak. Amint a nyomás megnő, az izom összehúzódik, ezáltal felhúzza a központi tengelyt, ami a csuklót és az ujjakat kinyújtja. A csukló és az ujjak együttes mozgatásához módosított watt-mechanizmust használnak. A beépített pneumatikus izom a csukló- és az ujjfeszítő izmok munkáját látja el.

A kísérletben öt terapeuta és öt páciens vett részt és mind úgy gondolták, hogy a készülék alkalmas otthoni használatra, mivel annak kezelése rendkívül egyszerű. A kísérlet végén, a betegek mind jelezték, hogy javulás történt fizikai állapotukba és semmilyen fizikai fájdalmat nem éreztek a kezelés során. (Koeneman et al., 2004)



11. ábra Mentor™

Forrás: Koeneman et al., 2004

3.1.4 Master-Slave és az Izomöltöny

A Master-Slave (12. ábra) a RUPERT-hez hasonlóan pneumatikus izmok által vezérelt terápiás eszköz. A különbség abban rejlik, hogy nem csak a páciens, de a terapeuta is visel egy eszközt. Ő viseli a „Master”-t, a beteg pedig a „Slave”-et. A hagyományos terápiák sikerét legfőképp a terapeuta szakmai tudása határozza meg. Egy megfelelően kvalifikált szakember pontosan tudja, milyen mozgásokra van szükség ahhoz, ami javít a beteg állapotán. Ezeket a mozgásokat viszont nehéz pontosan átadni. Ez az eszköz kiküszöböli ezt a problémát. Mivel a két rendszer összeköttetésben áll egymással, így a beteg keze tökéletesen követi azt a vonalat, amit a terapeuta csinál. Így még hatékonyabbá válhat a kezelés. Viszont a terapeutának figyelni kell, nehogy túl nagy erőt fejtessen ki, mert az ronthatja a beteg állapotát. Ennek elkerüléséhez nyomaték-visszacsatolást alkalmaznak.

Az eszköz a McKibben féle izmok mellett egy ívelt típusú pneumatikus izmot is tartalmaz. A nyomásnak (amit az izmokban alkalmaznak) egyensúlyba kell lenniük egymással. Így, ha a nyomás az ívelt típusú izomban nő, a másikon csökken, és fordítva. A „Slave” készülék körülbelül 1 s késleltetéssel reagál a „Master” mozgására. A műizmok csupán a könyökízület mozgására szolgálnak, de nagy előnye a készüléknek, hogy hosszútávon is hordozható. (Maruta et al., 2007)



12. ábra Elöl a „Master”, hátrébb a „Slave”

Forrás: <http://mcrlab.sys.okayama-u.ac.>, 2014

Az izomöltöny (13. ábra), egy 11 darab izomból álló ruha, ami a felsőtest tagjait segíti a mozgásba. Az első izomöltönyökkel sok probléma volt, a ruha gyakran elcsúszott - így nem volt megfelelő az izmok mozgása -, a levétele igen körülményes volt és a tömege sem volt olyan, hogy azt huzamosabb ideig viselni lehessen. Későbbi típusokban a legtöbb hibát kiküszöbölték.



13. ábra Izomöltöny különböző mozgási lehetőségei

Forrás: Kobayashi, Hiramatsu, 2004

Egy másik izomöltönyt a Tokiói Egyetem és egy ápolási cég fejlesztett ki. A cél az volt, hogy az ápolókról levegyenek bizonyos terheket. Mivel sok esetben saját erejükkel kell

cipelni a betegeket, gyakran megfájdul a derekuk, hátuk, karjuk. Az eszközt, mint egy hátizsákot a hátunkra lehet venni. A ruha használatával akár 50 kg-ot is könnyedén tud cipelni a használó. Ez az eszköz is pneumatikus mesterséges izmokkal hozza létre a mozgást. Kezdetben 6 szabadságfokú rendszert terveztek a vállnak, de a mozgása túl komplexnek bizonyult. Végül a csak 4 szabadságfokot használtak a ruha működéséhez. Miután tovább fejlesztették az öltönyt, még hozzátettek két szabadságfokot, egyet könyökhöz és egyet a keresztcsonthoz, hogy megakadályozzák a derékfájások kialakulását. Így sikerült elérni a 6 szabadságfokot.

A cél, tovább fejleszteni ezt a technológiát és alkalmazni egyéb területeken (pl. mezőgazdaság, építőipar), hogy a munkások kezéről levegyék a terhet. Kutatások szerint Amerikában az építő- és gépjárműiparban dolgozók 67%-a küszködik hát és derék fájdalmakkal. Európában a nehéz fizikai munkák az ízületi problémák 30%-ért felel. (Kobayashi, Aida, Hashimoto, 2009)

3.1.5 Az alsóvégtag terápiás eszközei

Természetesen a test más részein is ugyanolyan hatékonysággal alkalmazhatóak ezek az eszközök és nem feltétlen csak az idegrendszeri problémákon segít, de izomsérüléseken is javíthat.

Ebben a fejezetben bemutatott berendezésnek a feladata az ízületek (pl: térd, csípő), a görcsös izmok és egyéb reumás problémák helyreállítása. A rehabilitációs orvoslásnak a legfőbb célja az emberi test mozgásállapotának a helyreállítása és karbantartása. Ezen problémák fő gyógymódja, az úgynevezett kinetikus-terápia. Ugyanis, ha egy izom, vagy ízület megsérül, azt 2-3 napnál tovább nem célszerű pihentetni - függően persze a sérülés mértékétől -, mert lehetséges, hogy csak még nagyobb kárt okozunk ezzel. A készüléket az alsóvégtag kezelésére fejlesztették ki. Izokinetikus mozgást végez az adott testrészen.

„Az izokinetikus mozgás, egy adott mozgáshatáron belül elvégzett mozdulat, állandó sebességgel.” (Ángyán, 2005)

Az izokinetikus berendezéseket két csoportra lehet osztani:

- több ízületet megmozgató (multi-joint),
- egy ízületet megmozgató (single-joint).

Az eszközöket számítógépek vezérlik, ami precíz irányítást biztosít és pontos leírást tud szolgáltatni az izmok állapotáról a mozgás teljes ideje alatt. A lábat három ponton (boka, térd, csípő) képes hajlítani és kinyújtani. Az előnye ezeknek a berendezéseknek, hogy akár otthon is könnyen használható, nem szükséges rehabilitációs központba menni a terápia elvégzéséhez.

A pneumatikus izmok előnyeit itt is kihasználták, a szerkezet így könnyebb lett és a kívánt mozgások elérhetőek lettek, de valódi izmok lineáris mozgását teljes mértékben nem tudják leutánozni. Viszont itt a mesterséges izom nem egy valódi izmot helyettesít, csupán az eszköz megfelelő mozgását biztosítja.

A Brassói Transzilvânia Egyetemen kifejlesztettek egy „non-athropomorphic” rendszert, ami biztosítja a kívánt lineáris mozgást. A berendezést mind a két lábon lehet alkalmazni köszönhetően annak, hogy tengelyirányban szimmetrikus. (Deaconescu, Deaconescu, 2009)



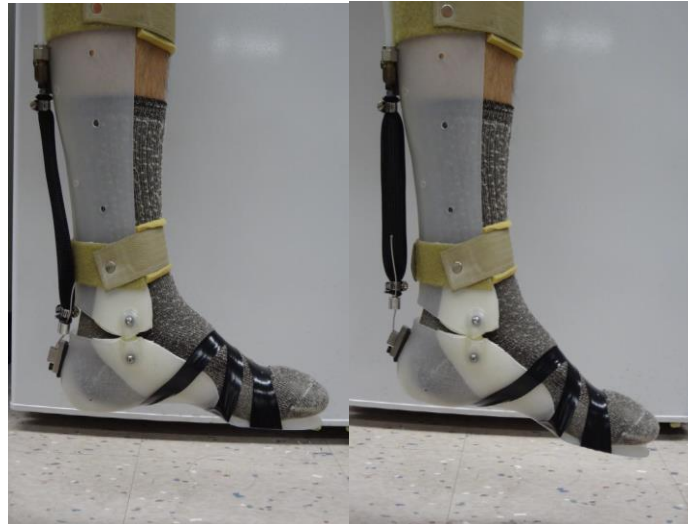
14. ábra A láb izokinétikus rehabilitációs berendezése

Forrás: Deaconescu, Deaconescu, 2009

A bokaízület sérülése, bénulása is elég gyakori, mivel hatalmas terhet kell cipelnie nap, mint nap. A boka sérülése gyakorlatilag ellehetetleníti a járást az egyén számára.

Léteznek úgynevezett ankle-foot orthosis-ek (boka ortézisek) melyek célja, hogy az izombénulások következtében kialakult rendellenességeket (foot drop) helyre hozza és segítse járást a mindennapi életben. E fajta bénulások nagyon gyakoriak a stroke, trauma vagy amiotrófiás laterálszklerózisban (ALS) szenvedő betegeknél. Az első ortézisek csak arra szolgáltak, hogy megtartsák az ízületet. Ezekkel az eszközökkel nem értek el számottevő gyógyulást a betegeknél. Ezért elkezdték alkalmazni a pneumatikus izmokat, hogy létrehozzák a természetes mozgást, ami segíthet a gyógyulásban.

A következő berendezés (15. ábra), egy műizmot tartalmaz, így a lábfej csak fel- és lefelé tud mozogni. A beépített aktuátor feladata a lábszár izmainak helyettesítése. Segítségével az ízület teljes mozgástartományban mozgatható, függőleges irányban. Csupán egyetlen izom alkalmazása, már nagyban javította a betegek járását. (Streeter et al., 2013)

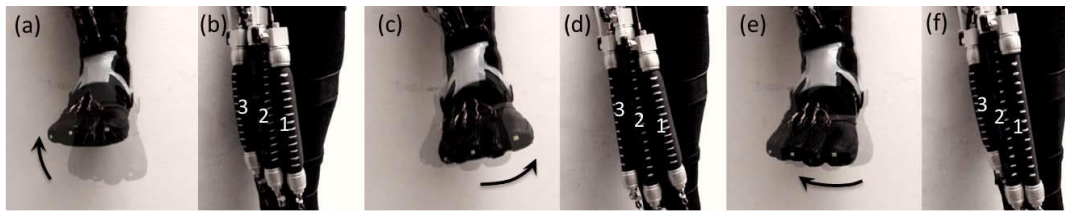


15. ábra a bokaízület mozgatása

Forrás: Streeter et al., 2013

A következő hasonló ortézis (16. ábra), az előző két szabadságfokával szemben már hat szabadságfokkal rendelkezik. A mozgást 3 db Fluidic Muscle biztosítja. Minden mesterséges izmot külön terveztek, hogy valódi izompárjukhoz hasonlóan működjön. A PMI-hez mesterséges inakat is kapcsoltak, amik a valódi inaknak megfelelően viselkednek. Ezek együttes működése teszi lehetővé a lábfej háromféle mozgását, ami nagyban javít a járás stabilitásán. Az 1-es és 3-as műizmok helyettesítik az első sípcsonti (tibialis anterior) és a szárkapocscsonti (peroneus tertious) izmokat - ami a lábfej be- és kifelé fordításáért felel -, a 2-es izom pedig az ujjak feszítő izmát (extensor digitorum longus) helyettesíti, ami a lábfej hátranyújtását segíti. Az aktuátorok rugalmassága és a többi mechanikai rendszer kényelmessé, továbbá a felhasznált anyagok (pl. gumi, nejlon, neoprén) hordozhatóvá teszi az ortézist.

Habár a készülék nagyon hatékony, a valódi mozgást még nem képes utánozni. Cél, hogy további műizmokat építsenek be, hogy ezáltal még könnyebbé váljon a mozgás. Ugyan a rendszer kevés energiát fogyaszt és akár több órán keresztül is működik, a sűrített levegő folyamatos ellátása még nem biztosított. Tervezik, egy hordozható kompresszor beépítését, ami lehetővé teszi a hosszú távú viselést. (Wood et al., 2011)



16. ábra a lábfej helyzetei és a mesterséges izmok működése:

(a) lábfej felfelé nyújtva, (b) mindhárom izom működik, (c) lábfej befelé fordítva, (d) csak az 1-es izom működik, (e) lábfej kifelé fordítva, (f) csak a 3-as izom működik

Forrás: Wood et al., 2011

A boka és térd mellett a comb és csípőízületeket is nagy terhelés éri. Ez az alsóvégtag ortézis (17. ábra) arra szolgál, hogy idős vagy valamilyen sportsérülést elszenvedett embereknek segítse a járását. Az eszközben használt PMI-nél azt vették észre, hogy a felfújás és leeresztés során hiszterézis lép fel.

„A hiszterézis (általában fizikai) rendszerek azon tulajdonsága, hogy érzéketlenek - nem azonnal reagálnak a rájuk ható erőkire, hanem késleltetéssel, vagy pedig nem térnek teljesen vissza az eredeti állapotukba: ezeknek a rendszereknek az állapota függ az előéletüktől.” (Forrás: <http://www.consultexim.hu>, 2014)

Ez a jelenség nagyban rontja a szabályozhatóságot. Annak érdekében, hogy ezt megszüntessék egy inverz szabályzási módot alkalmaztak - a már említett - zárt-hurkú rendszerrel együtt, amit egyéb kompenzátorokkal is elláttak, hogy zökkenőmentes legyen a működés.

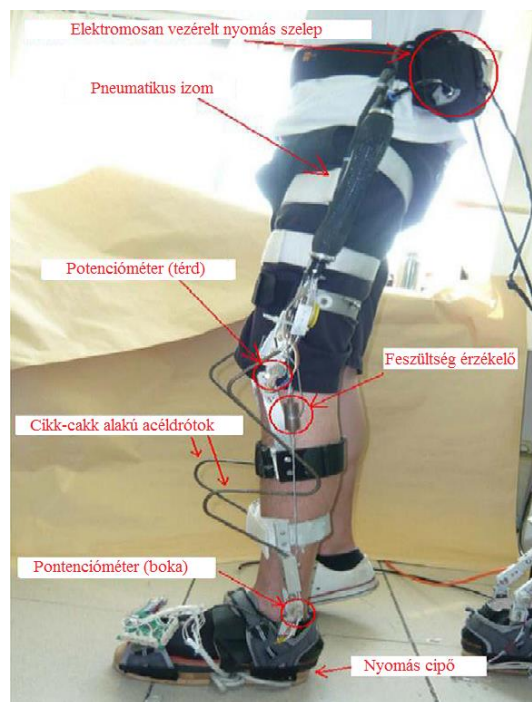
A szerkezet alapvetően egy pneumatikus izomból, egy elektronikus szabályozó szelepből, acéldrótokból, a nyomás cipőből és egyéb érzékelőkből áll. A PMI a feszültséget csigákon keresztül adja át az acéldrótoknak, melyek cikk-cakk alakban helyezkednek el a térd mellett, párhuzamosan. A drótokat speciális alakúra tervezték, így érik el a térd és a boka megfelelő mozgását. Ezen kívül még tartalmaz egy-egy pontenciómétert a térdnél és a bokánál, ami az ízületek elfordulási szögét méri.

Alapvetően a láb mozgása két szakaszból áll: a lengésfázisból és az állásfázisból. Az állásfázisban a láb a test teljes vagy résztömegét támasztja alá, míg a lengésfázisban a tömeg lekerül róla és az ízületek hajlításával és kiegyenesítésével segíti előre a mozgást. Az állásfázis alatt a feszültségszabályzó összehúzza a PMI-t, ami nyomtatékat hoz létre a térdnél. Ezáltal a quadriceps-nek kevesebb erőt kell kifejteni, mint amennyit az ortézis nélkül kellene.

A lengésfázis közben, a mozgáspálya ellenőrzése kerül végrehajtásra. A térdízület követi az előre megtervezett mozgást, ami összeegyeztethető a láb valódi mozgásával. Hogy ez a két fázis hatékonyan tudja váltani egymást, két kompenzátort építettek be.

A kísérletek azt mutatják, hogy a kialakított szabályzórendszer és az ortézis is hatékonyan működnek. Kifejlesztettek egy hátra vehető táskát, ami két sűrített szén-dioxiddal töltött tartályt tartalmaz, ami viszont nagyon nehéz, így megnehezíti a viselését és a sűrített gázt is csak 40 percre biztosítja. Jelenlegi fejlesztések arra irányulnak, hogy az eszközt minél hordozhatóbbá és önellátóbbá tegyék.

(Wu et. al., 2010)



17. ábra alsóvégtag ortézis

Forrás: Wu et al., 2010

Az emberi test mozgása rendkívül bonyolult és összetett. A bemutatott terápiás eszközök jelenleg még nem képesek a természetes mozgást pontosan leutánozni, de a technika fejlődése egyre bonyolultabb rendszerek megépítését teszi lehetővé. A végső cél az, hogy ne csak egy bizonyos izmot, hanem komplett végtagokat lehessen helyettesíteni ilyen eszközökkel. Ez nem csak a betegek és sérültek életére, de a rehabilitációs kutatásokra is nagy hatást gyakorolna.

3.2 Bénulást, zsibbadást okozó betegségek

Számos idegrendszeri betegség okozhat zsibbadást, bénulást az alkarban. Az idegrendszeri gyulladások nem csak a kézen, de lábon is okozhatnak bénulást. Jellemzően a zokninak vagy a kesztyűnek megfelelő területeken. Zsibbadás legfőképp az ujjakat és a tenyeret érintik, melyek legtöbbször hasogató fájdalommal járnak, és a kéz gyengeségét okozzák. A kiváltó okok lehetnek: cukorbetegség vagy alkoholfogyasztás, de gyógyszerek, immunbetegségek, fertőzések is. Vitaminok szedésével, a kiváltó ok kezelésével javíthatjuk ezeket az állapotokat.

Egy másik zsibbadást kiváltó ok közé tartozik a végtagokat behálózó környéki idegrendszer szálait összenyomó tényezők. Ezek az idegszálak csontok, izmok, szalagok által képezett „alagutakban” haladnak. Emiatt – az összenyomásuk következtében létrejövő kórképeket - nevezik „alagút szindrómának”. Szinte mindegyik alagút szindrómánál megfigyelhető, hogy az ideg összenyomás helyét ujjal megnyomva áramütésszerű érzés fut végig a végtagon. Az alagút szindrómák kezelése sokféle lehet az egyszerű nyugalomba helyezéstől egészen az ideg műtéti feltárásáig.

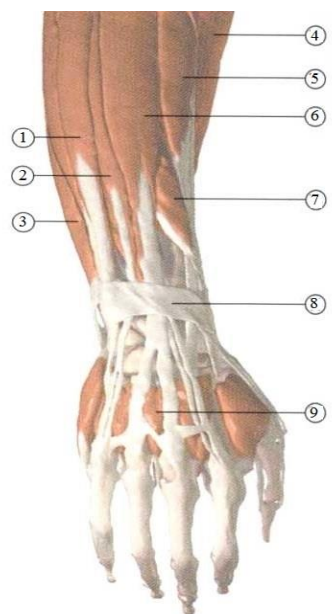
Karzsibbadást leginkább a központi idegrendszer megbetegedései közül a szélütés (stroke) okoz. De kizárólag a kart ritkán érinti, gyakrabban az arcot és a kart. Ez a zsibbadás szinte sohasem jár fájdalommal. A kórok az agyi vérkeringésben keresendő. Leggyakrabban érelzáródás okozza a stroke-ot. Ilyenkor nagyon fontos a gyors és azonnali orvosi ellátás és kivizsgálás, mivel az agyszövet már néhány perc alatt visszafordíthatatlan károsodásokat szenvedhet. Gyakran ezek a kézzsibbadásos-bénulós tünetek csak néhány (4-5) percre, esetleg óráig tartanak. Később viszont már tartós és visszafordíthatatlan, egyébként pedig megelőzhető bénulás lehet a következménye. Az első kezelés ilyenkor agyi keringést javító gyógyszerek adásából, és az agyban kimutatható szűkületek kitisztításából állhat. Jellemző, hogy a bénulás környékén idegrendszeri sérülés is kialakul, ami a végtag merevségéhez vagy teljes mozdulatlanságához vezet. Magyarországon 40-50 ezer ember kap évente stroke-ot, átlagosan 10 percenként kerül be egy beteg a kórházba stroke miatt, és a statisztika szerint a szélütést túlélő betegek 48%-a szenved el valamilyen bénulást.

A fentieknél jóval ritkábban sclerosis multiplex (SM - az agyi idegrostok burkának szakaszos elvesztése miatt kialakuló betegség), agydaganatok, az agy sérülései, esetleg gyulladásai is okozhatnak kézzsibbadást és egyéb mozgászavarokat. Ezek kizárása miatt is érdemes neurológushoz fordulni. Mozgáskoordinációs problémák közül az egyensúlyvesztés,

bizonytalan járás, szédülés, a végtagokkal végzett mozgások ügyetlensége, a lábak gyengesége tűnhet föl. (Forrás: <http://www.informed.hu>, 2014)

3.3 Az alkar működése és funkciója

Alkarnak nevezzük a kéz könyöktől lejjebb eső részét. Az alkar és a kézfej nagyon fontos szerepet játszik egy ember életében, mivel rengeteg alapvető mozgást végzünk vele, ezért fontos, hogy megfelelően működjön. Az alkar izomzatát két részre lehet osztani: elől a hajlító izmok, hátul pedig a feszítők. Ezek az izmok hosszú, karcsú inakkal kapcsolódik a kézfejhez és biztosítják az ujjak mozgását. Így az izmok kevés helyet foglalnak el a kézen. A alkar szinte csupa csont, mégis rendkívül sok fontos mozgásra képes. Az elől lévő izmok között van olyan is, amely az egész kezet és van, amelyik csak az ujjakat mozgatja. A válltól lefelé haladva a kézfejig, azt egyre kisebb izmok egyre aprólékosabb és pontosabb mozgásra képesek. A 18. ábra az alkar felső részén található izmokat mutatja, és azok funkcióját.



A kéz tenyérrel lefelé

18. ábra Az alkar izmai: (M: musculus), 1. Singcsonti csuklófeszítő izom (M. extensor carpi ulnaris); 2. Kisujjfeszítő izom (M. extensor digiti minimi); 3. Singcsonti csuklóhajlító izom (M. flexor carpi ulnaris); 4. Felkari izom (M. brachialis); 5. Rövid orsócsonti csuklófeszítő izom (M. extensor carpi radialis brevis); 6. Ujjakat feszítő izom (M. extensor digitorum); 7. Hosszú hüvelykujjtávoltító izom (M. abductor pollicis longus); 8. Feszítőizmokat leszorító szalag (Retinaculum extensorum); 9. Csontközötti izom (M. interosseus)

Forrás: <http://erg.bme.hu>, 2014

4. PNEUMATIKUS IZOM ÁLTAL VEZÉRELT KÉZTERÁPIÁS ESZKÖZ TERVEZÉSE ÉS KIVITELEZÉSE

Az irodalmi részben többféle pneumatikus izom által működtetett terápiás eszközt tanulmányoztam és ismertettem, melyek mind az alsó, mind a felső végtagok kezelésére alkalmasak. A megszerzett ismeretek alapján tervezem és építem meg a saját terápiás eszközömet. A célom az, hogy ezek az eszközök szélesebb körben elterjedjenek hazánkban, ezzel segítve a különféle betegségekben (pl. alagút szindróma, SM, stroke) szenvedő betegek felépülését. Az eszköz a kézfej és az ujjak mozgását segíti.

4.1 Pneumatikus izom kiválasztása

A terápiás eszköz működtetéséhez két darab pneumatikus izmot kellett választanom. Az irodalmi részben többféle izmot is bemutattem, végül a Festo által gyártott izmok közül választottam ki a megfelelőeket. A Festo 3 különböző átmérőjű izmot gyárt: 10 mm, 20 mm és 40 mm. Ezeken az átmérőkön belül, még különböző hosszúságú izmokat is gyártnak (pl. 10x250 mm). Méretükből adódóan különböző nagyságú erő kifejtésre alkalmasak. Az izom feladata lényegében az, hogy a kézfejet megemelje. Egy ilyen aktuátor hatalmas erőt (630 N) tud kifejteni, ami akár sérülést is okozhat, ezért nagyon fontos, hogy megfelelő méretű izmot használjunk. Mivel egy emberi kézfej nem sokkal nyom többet 500 grammnál, így a legkisebb átmérőjű izmot választottam ki, azon belül is két különböző méretűt egy 100 (MAS-10-100)- és egy 250 mm (DMSP-10-250) hosszút.

Különböző méretű izmok és a hozzájuk tartozó maximális elméleti erő.

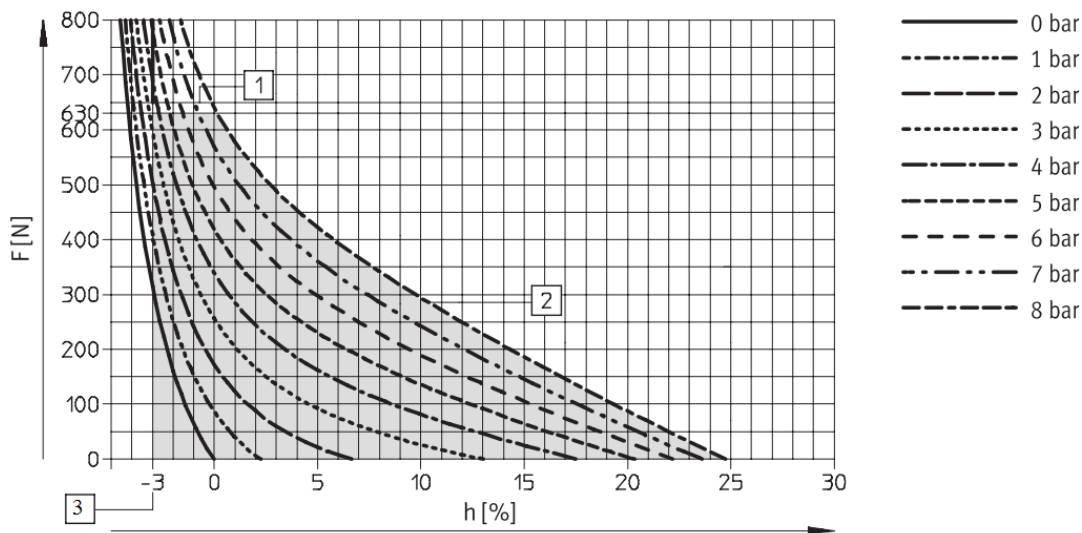
- DMSP-10-100 → 630 N,
- DMSP-20-200 → 1500 N,
- DMSP-40-400 → 6000 N.

Mindkét izom egy 6 mm átmérőjű csőcsatlakozóval rendelkezik (19. ábra), amin keresztül bejuttatható a sűrített levegő.



19. ábra Csőcsatlakozó

A 20. ábrán a MAS-10-100 típusú izom jelleggörbéje látható, az erő [N] és a megnyúlás [%] függvényében. A görbén leolvasható, hogy egy adott nyomásértéken mekkora erőt fejt ki a pneumatikus munkahenger és ehhez mekkora relatív megnyúlás párosul. A mindkét műizmot maximum 8 bar (800 kPa) nyomáson lehet működtetni. Az afeletti nyomás esetén fennáll az izom tönkremenetele.



20. ábra MAS-10-100 jelölésű, Festo által gyártott Fluidic Muscle jelleggörbéje
 1 - max. nyomáson lévő min. elméleti erő, 2 - max. túlnyomás, 3 - max. megnyújtás

Forrás: <http://www.festo.com>, 2014

A 3. táblázat a DMSP típusú 10 mm átmérőjű Fluidic Muscle-ok általános műszaki adatait foglalja össze.

3. táblázat DMSP-10-100 jelölésű, Festo által gyártott Fluidic Muscle legfontosabb adatai

Forrás: <http://www.festo.com>, 2014

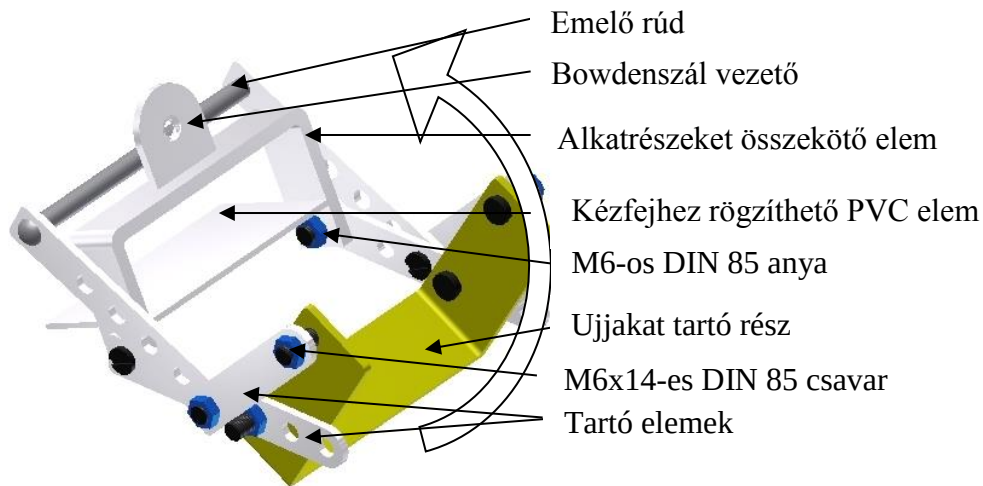
Belső átmérő [mm]	10	4.2 A kézter- ápiás eszköz virtuá- lis model- lezése
Hosszúság [mm]	40-9000	
Maximális terhelés [kg]	30	
Maximális megnyúlás a névleges hosszúsághoz képest	3%	
Maximális összehúzódás a névleges hosszúsághoz képest	25%	
Maximális hiszterézis a névleges hosszúsághoz képest	$\leq 3\%$	
Működtető nyomás [kPa]	0-800	
Maximális erő kifejtés [N]	630	
Környezeti hőmérséklet [$^{\circ}\text{C}$]	-5-60	

A tervezésem első lépése a virtuális modellezés volt. Az eszközt teljes mértékben a pneumatikus eszközök tanulmányozása által megszerzett tudással, és saját elképzeléseim alapján készítettem el. A terápiás eszközt az Autodesk Inventor tervezőprogram segítségével terveztem meg. Először külön lemodelleztem minden alkatrészt, melyből később összeállítottam a teljes modellt. Kényszerezés segítségével létre tudtam hozni az alkatrészek kapcsolatát, ezáltal az eszköz mozgását is meg tudtam vizsgálni. Így a modell segítségével ki tudtam szűrni az esetleges hibákat, melyek a kivitelezés során felmerülhetnek.

A tervezés első felében a terápiás eszköz legösszetettebb részét, az ujjakat mozgató részt készítettem el (21. ábra). Ennek a feladata az ujjak rögzítése és mozgatása lesz. Az eszköz nagyrészt alumíniumból készült, kivéve az ujjakat tartó és a kézfejhez rögzíthető részt, azok elkészítéséhez műanyagot (PVC) használtam. Az egyes alkatrészek rögzítését csavarokkal, alátéttel és anyákkal oldottam meg. A bowdenszál vezető részt ragasztott kötéllel rögzítettem a fő összekötő elemhez. A bowdenvezető feladata, hogy felvegye a húzóerőt és ezáltal a csukló megemelkedjen.

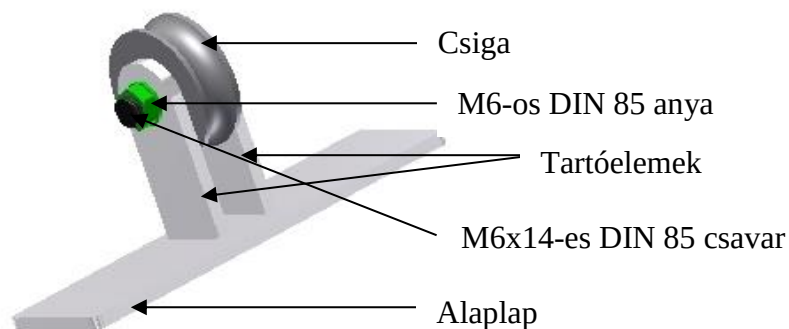
A szerkezet felépítése a következő alkatrészekből áll:

- egy U alakban meghajlított 200 mm hosszú, 30 mm széles, 2 mm vastag alumínium elemből,
- az U elemre ráerősített szálvezetőből, ami egy 5 mm-es furatot tartalmaz,
- 4 darab hosszabb (100 mm), és 2 darab rövidebb (70 mm) tartó elem részből, amik az ujjakat tartó elemet rögzítik,
- a tartó elemeket összekötő rúdból,
- egy 106x50x3 mm-es műanyaglapból, amit a kézfejhez lehet rögzíteni,
- egy 244x30x3 mm vastag, U alakban meghajlított műanyag elemből, ami az ujjakat tartja,
- és a rögzítő csavarokból és anyákból.



21. ábra Ujjakat tartó rész

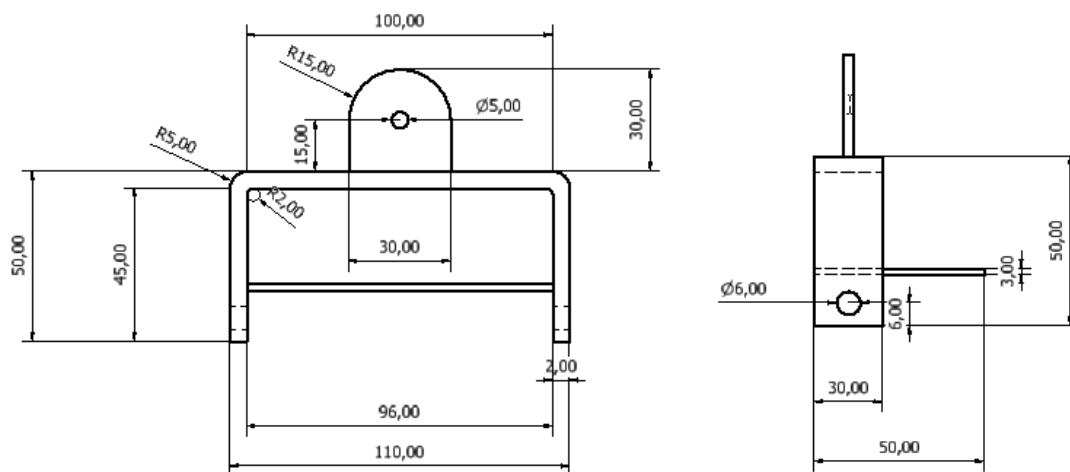
Az előbb ismertetett alkatrészhez hozzá tartozik még egy, a kézfej felső részéhez rögzíthető elem (22. ábra), ami egy csigát tartalmaz. A csiga szerepe a súrlódás csökkentése. Ezen a csigán gördül végig az egyik beépített bowden szál, ami a pneumatikus izom végét köti össze az emelőrúddal, így adja át az energiáját, ezáltal hozva létre a kívánt mozgást. A bowden két végére vezetékrögzítőket szereltem fel, ezáltal az izomra a bowdeneket egy egyszerű csavarkötéssel rögzíteni tudtam.



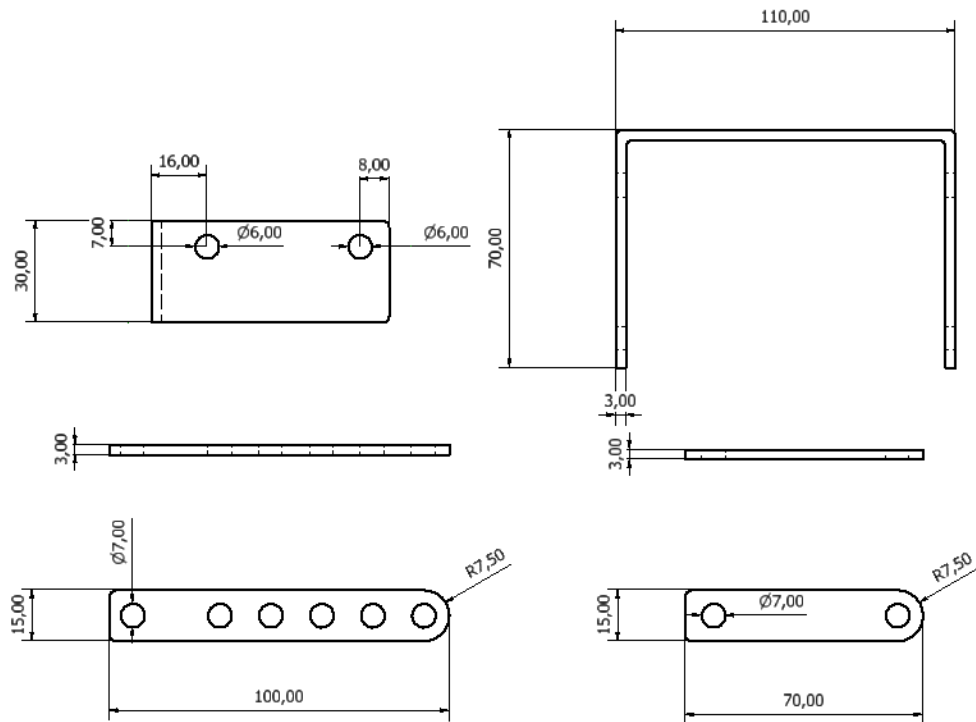
22. ábra Kézfejre rögzíthető csiga

4.3 A terápiás eszköz méretezése

A terápiás eszköz méreteinek kialakításánál az átlagos emberi kézfej méreteit vettem alapul. Egy átlagos kéz szélessége a tenyéren keresztbe, az ujjak tövénél, 100-110 mm közé esik. Ez főleg a főösszekötő elemnél (23. ábra) és az ujjakat tartó elemnél (24. ábra) volt fontos az U-alak kialakítás miatt, mivel a kézfejnek és az ujjaknak kényelmesen el kell férnie bennük.



23. ábra Főösszekötő elem méretei



24. ábra Ujjakat tartó rész és a tartó elemek méretei

4.4 A kézterápiás eszköz kivitelezése

A tervezésnél azt vettem figyelembe, hogy minél egyszerűbben kivitelezhető és működtethető eszközt hozzak létre. Első lépés az anyagválasztás volt. Mivel a jövőben kezelt betegek általában nagyon legyengültek, így fontos, hogy egy könnyű szerkezetű eszközt hozzak létre. Olyan anyagokat kerestem, melyek a legjobban megfelelnek ezeknek a követelményeknek. A szerkezet nagyjából kétféle anyagból készül: alumíniumból és műanyagból. Azért erre a két anyagra esett a választásom, mert könnyűek, könnyen megmunkálhatók és időtállóak. 2 mm-es alumínium lemezt és 3 mm vastag műanyag (PVC) lemezt használtam fel a szerkezet megépítésére. Az alumínium anyagminősége AlMg 99,5 fk., kemény lemez, melynek szakítószilárdsága 130 N/mm^2 . A kézre rögzíthető csigát textilbakelitből esztergáltam ki.



25. ábra A textil-bakelit csiga

Az anyagok kivágásához és megmunkálásához a Szarvasi Vas-Fémipari Zrt-től kértem segítséget. Mivel fontos volt az alkatrészek pontos elkészítése, ezért CNC (Computer Numerical Control) szerszámgépet használtunk azok kivágásához. Az alkatrészdarabok kivágása, összeragasztása és hegesztése után, a további összeszerelési munkákat saját magam végeztem el. A csavarkötésekhez M6x14 Hgf /Hengeresfejű/ DIN 85 8.8-as szabványú csavarokat és M6-os DIN 85 8.8-as szabványú anyákat használtam. A pneumatikus izmok egyik végét külön egy műanyag lapra rögzítettem, amit később majd hozzá lehet szíjzni a karhoz (26. ábra). Az izmok másik vége egy bowden szálon keresztül kapcsolódik a készfejre szerelhető eszközhöz.



26. ábra Az izom rögzítése

4.5 A terápiás eszköz összeállítás

A kivágott és meghajlított alkatrészeket különböző módon (hegesztés, ragasztás, csavarkötés) illesztettem össze. Először az ujjakat mozgató részt készítettem el (27. ábra). Az emelő rúddal összekötött tartóelemet, csavarkötéssel rögzítettem a főösszekötő elemhez. Az emelőrúd szintén csavarkötéssel rögzül a két tartószár között. A főösszekötő elem tetején lévő bowdenszál vezetőt és az U-alakú elem között lévő PVC lapot ragasztással rögzítettem. A ragasztáshoz HERNON Dissipator Grade 746 típusú ragasztót használtam, ami megfelelő erősségű kötést ad, akár alumínium-alumínium, akár alumínium-PCV összeragasztásáról van szó.



27. ábra Az ujjakat tartó rész összeállított állapotban

A csigát tartó elemek - mivel ott a ragasztás nem adott elég tartást a kicsi felfekvő felület miatt - argon védőgázos wolframelektrodás ívhegesztéssel (AWI) hegesztettem össze (28. ábra). A csigát egy M6-os csavarkötés tarja, amit távtartókkal láttam el, a könnyebb forgás érdekében. Az alaplapp egy 110x30x2 mm-es alumínium lemez.



28. ábra Tartó elemek hegesztett kötése

4.6 A terápiás eszköz feladata

4.6.1 A kézfej mozgatása pneumatikus izommal

A terápiás eszköz mozgatását egy, a Festo által gyártott MAS-10-100 jelzésű és egy DMSP-10-250 típusú pneumatikus izom (29. ábra) végzi. Azért kellett két különböző hosszúságú izmot használnom, mert nem ugyan azt a feladatot látták el. Míg a DMSP-10-250 az emelőrúdhoz - ezáltal az újjak mozgatását végzi -, addig a MAS-10-100 a bowden vezetőhöz csatlakozik, így a csukló mozgatását látja el.



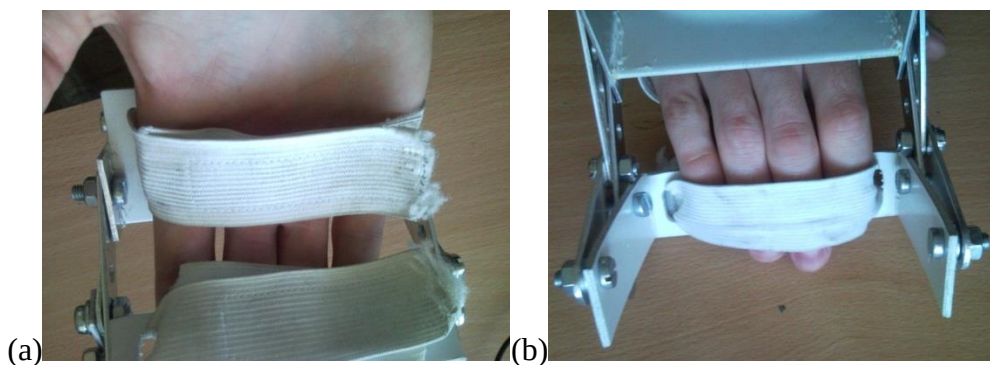
29. ábra MAS-10-100 (felül), DMSP-10-250 (alul)

4.6.2 A terápiás eszköz használata

A 3.2. és a 3.3. fejezetben bemutatam az alkar működését és, hogy milyen betegségek lehetnek azok, amik bénulást vagy zsibbadást okozhatnak.

A megépített terápiás eszköz feladata az, hogyha az alkaron lévő izmok, inak megsérültek, vagy esetleg valamilyen idegrendszeri károsodás lépett fel, akkor a beépített

műizom elássa a megfelelő működési feladatot. Az alkar felső részén lévő izmokat most két pneumatikus mesterséges izom fogja helyettesíteni. Akár csak a valódi izmok, a mű izmok is képesek összehúzódni és elernyedni. Az izom összehúzódásának a mértékét a nyomás szabályozásával lehet változtatni. Ez fontos, hogy megfelelő összehúzódást értsünk el, mivel a betegeknek különböző mértékű sérüléseik lehetnek. Egy rosszul beállított nyomásértékkel - mivel ezek az izmok igen nagy erőt tudnak kifejteni (630 N) - akár kárt is okozhat az eszköz a betegnek. A megépített vázszerkezetbe be kell bújtatni a kézfejet. Itt két helyen kell rögzíteni a kézfejet, az egyik rögzítés a felsőujjperceknél (30/a ábra), a másik az alsóujjperceknél (30/b ábra).



30. ábra Rögzítés: (a) felsőujjpercek, (b) alsóujjpercek

Felsőujjperceknél lévő meggátolja, hogy leessen a kézről az eszköz, az alsóujjperci rögzítés stabilan tartja az ujjakat. A csigát tartalmazó részt, a csukló tetejére kell feltenni, és a csukló felszíjazni. A pneumatikus izmokat a kar felső részére szintén rögzíteni kell, annyira, hogy stabilan illeszkedjen a karon és ne tudjon elcsúszni. Ennek kiküszöbölése érdekében két szíjat építettem be.

A terápiás eszköz feladata az ujjak kinyújtása és a kézfej felemelése. Amint sűrített levegőt bejut a pneumatikus izomba, az összehúzódik, ezáltal húzóerőt fejt ki, amit egy bowdenen keresztül ad át kézfejre erősített szerkezetnek. Ennek hatására az egyik izom kinyújtja az ujjakat, utána a másik csukló ízületet is behajlítja. A beteg állapotához és sérüléséhez mérten, be kell állítani a megfelelő nyomásértéket, ami a kívánt tartományig mozgatja a kezét. Így el lehet kerülni a sérüléseket.

Ilyen jellegű betegségeknél az ismétlődő mozgás a legfontosabb. A folyamatos működést - a sűrített levegő bejuttatását és kiengedését az pneumatikus izomba - az ehhez hasonló terápiás eszközökön általában számítógép vezérli. Egy ilyen eszközt, persze a megfelelő felügyelet mellett, akár otthon is használható, hisz kezelése nagyon egyszerű.

4.6.3 Az eszköz felszerelése a karra, használati utasítás

Ha egy beteget alkalmasnak találtak egy ilyen kezelés elkezdéséhez, akkor az eszköz készen áll a kipróbálásra. A kézen való rögzítés előtt ellenőrizni kell a teljes berendezést, hogy minden elem megfelelően működik-e. Mivel rögzítő szíjak gumírozott anyagból készültek, ezért különböző méretű kezekre is fel lehet rögzíteni a berendezést.

A rögzítés menete:

1. lépés: a pneumatikus izmokat tartalmazó rész rögzítése (31. ábra), ez az egyén karjának hosszától függ, hogy pontosan hol rögzítjük (2 db szíj).



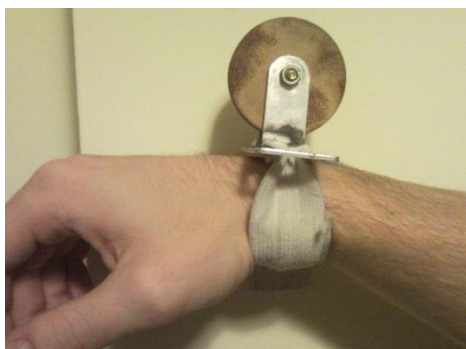
31. ábra Izmok rögzítése

2. lépés: az ujjakra szerelhető rész rögzítése (32. ábra), az egyik rögzítés az ujjvégeknél, másik a felsőujjperceknél (2 db szíj).



32. ábra Ujjakat tartó rész rögzítése

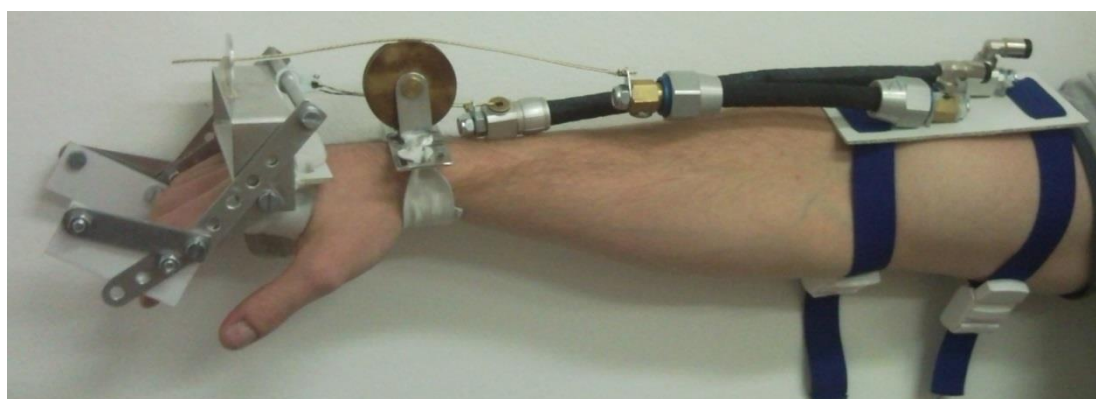
3. lépés: a csiga rögzítése (33. ábra) a csukló felső részére (1 db szíj).



33. ábra Csiga rögzítése

Ezeket a lépéseket kell követni minden használat előtt.

A felszerelés után meg kell bizonyosodni, hogy az eszköz nem tud elmozdulni vagy leesni. A bowdenszál feszségét is meg kell vizsgálni. Ellenőrizni kell, hogy a megfelelő nyomásértéket vigyük be a műizomba, nehogy sérülést szenvedjen a beteg. Az eszköz teljes felszerelt állapotát a 34. ábra mutatja.



34. ábra A terápiás eszköz felszerelt állapotban

5. ÉRTÉKELŐ ÖSSZEFOGLALÁS

OTDK dolgozatom fő célja egy pneumatikus mesterséges izom által működtetett kézterápiás eszköz megtervezése és kivitelezése volt, ami az emberi ujjak és a kézfej rehabilitációját végzi. Az általam tervezett eszközt először Autodesk Inventor tervezőprogrammal készítettem el, amellyel el tudtam készíteni a virtuális modellt, és meg tudtam vizsgálni a szerkezet mozgását. Először az ujjakat mozgató részt modelleztem le, később a kézfejre szerelhető csigas alkatrészt is elkészítettem. Minden egyes alkatrészt saját magam terveztem, a PMI-ket tartalmazó terápiás eszközök tanulmányozása alapján. A szerkezet teljes méretezését az átlagos emberi kéz méreteihez igazítottam. A mozgás létrehozásához két darab Festo által gyártott pneumatikus izmot választottam (MAS-10-100, DMSP-10-250), amit a kivitelezés során be is építettem a terápiás eszközbe.

A virtuális modellezés után az anyagválasztás következett. A célom az volt, hogy a szerkezet a lehető legkisebb tömegű legyen. Emellett olyan anyagokat kerestem, ami jól megmunkálható és jó teherbírású. Végül kétféle anyagot, egy műanyagot (PVC) és az alumíniumot választottam.

A tervezés és az anyagválasztás után a gyártás következett. Az alkatrészek legyártásához a Szarvasi Vas-Fémipari Zrt-től kaptam segítséget. Az alumínium elemek 2 mm vastag lemezből vágtuk ki, CNC szerszám gép segítségével. A PVC alkatrész darabok pontos kivágásához szintén CNC-t használtunk. A kivágás után a tervek szerint minden alkatrészt összeillesztettem. Különböző összeszerelési és rögzítési módszert használtam az egyes daraboknál. Egyes alkatrészeket ragasztással, másokat pedig hegesztéssel vagy egyszerű csavarkötéssel illesztettem össze. Az eszköz alkarra és kézfejre való rögzítéséhez gumírozott szíjakat használtam.

A teljes alkatrész összeszerelése után, a kipróbálás következett. A próbát egy egészséges emberen végeztem el, megfelelő szakmai felügyelet mellett. A próba során az izmokban 6 bar-os (600 kPa-os) nyomást alkalmaztam. Kijelenthetem, hogy az eszköz a kitűzött céloknak megfelel. A várt feladatot (ujjak és csukló mozgatása) elvégzi. A tervezett mozgástartományt azonban nem tudtam elérni az izmokkal. Ennek megoldásához vagy olyan izmokat kell használni, amik nagyobb összehúzóerőre képesek vagy egy áttételt kell beépíteni az izmok és a karra szerelhető rész közé.

A terápiás eszköz éles helyzetben történő alkalmazását, nem próbáltam ki. Nem volt kísérlet korhízi körülmények között olyan betegen, akinek stroke vagy más idegrendszeri

esetleg izomsérülése lett volna. Ennek elvégzéséhez a szerkezet továbbfejlesztését és egy megfelelő orvosi stáb jelenlétét is javaslom.

IRODALOMJEGYZÉK

- Ángyán L. (2005): Az emberi test mozgástana. Motio Pécs, (2005)
- Balasubramanian S., Wei R., Perez M., Shepard B., Koeneman E., Koeneman J., He J. (2008): RUPERT: An Exoskeleton Robot for Assisting Rehabilitation of Arm Functions. [163-167. p.] In: Proceedings. Virtual Rehabilitation 2008, Vancouver, Canada, 25-27 August, 2008
- Balpataki A., Bécsi T., Károly J. (2011): Járműhidraulika és pneumatika. Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Közlekedésmérnöki Kar, Budapest (2011)
- Couper N., Day B., Renahan P., Streeter P., Debartolo B. (2013): Active Ankle-Foot Orthotic: Tethered Air Muscle
- Deaconescu T., Deaconescu A. (2009): Pneumatic Muscle Actuated Isokinetic Equipment for the Rehabilitation of Patients with Disabilities of the Bearing Joints. In: Pneumatic Muscle Actuated Isokinetic Equipment for the Rehabilitation of Patients with Disabilities of the Bearing Joints. March 18 - 20, 2009, Hong Kong.
- He J., Koeneman E. J., Schultz R. S., Herring D. E., Wanberg J., Haung H., Sugar T., Herman R., Koeneman J. B. (2005): RUPERT: a Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy. [6844-6847. P.] In: Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4, 2005
- Horváth Zs. (2011): Piezoelektromosság a mérés technikában. Leica Geosystems Hungary Kft 2011.06.24. Székesfehérvár
- Hunter I. W., Lafontaine S. (1992): a comparison of muscle with artificial actuators. [178-185. p.] In: Biorobotics Laboratory, Department of biomedical Engineering, McGill University, Montreal, Quebec, Canada, (1992)
- Kobayashi, H., Hiramatsu, K. (2004): Development of muscle suit for upper limb, Proceedings of the 2004 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Tokyo, Japan, 26 April - 1 May, Volume 3, pp 2480-2485
- Kobayasi H., Aida T., Hashimoto T. (2009): Muscle Suit Development and Factory Application. [709-710. p.] In: Department of Mechanical Engineering Tokyo University of Science 1-14-6 Kudankita, Chiyoda-ku, Tokyo 102-0073, Japan
- Koeneman E. J., Schultz R. S., Wolf S. L., Herring D. E., Koeneman J. B. (2004): A Pneumatic Muscle Hand Therapy Device. [2711-2713. p.] In: Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA September 1-5, 2004

- Maruta H., Noritsugu T., Sasaki D., Takaiawa M. (2007): Development of Wearable Master-slave Training Device Constructed with Pneumatic Rubber Muscle. [424-429. p.] In: Proceedings. International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science, Nagoya, Japan, 11-14 November, 2007
- Nyers Sz. (2011): Mozgáselemzés MEMS alapú gyorsulás mérő adatai alapján. Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai Kar, Budapest (2011)
- Park y-L., Chen B-R., Young D., Striling L., Wood J. R., Goldfield E., Nagpal R., (2011): Bio-inspired Active Soft Orthotic Device for Ankle Foot Pathologies.
- Plettenburg D. H. (2005): Pneumatic Actuators: a Comparison of Energy-to-Mass Ratio's. [545-549. p.] In: Proceedings. 2005 IEEE 9th Inter-national Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, IL, USA, 28 Jun - 1 July, 2005
- Pődör Bálint (2010): Érzékelők. Óbudai Egyetem KVK Mikroelektronikai és Technológia Intézet, Budapest (2010)
- Sárosi J. (2013): Pneumatikus mesterséges izmok működésének statikus és dinamikus modellezése, nagypontosságú pozicionálása. Doktori (PhD) értekezés. SZIE Műszaki Tudományi Doktori Iskola, Gödöllő (2013)
- Sárosi J., Gyeviki J. (2010): Pneumatikus izomelemek alkalmazása gyógyterápiás eszközökhöz. Jelenkori Társadalmi és Gazdasági Folyamatok, 2010, Vol. 5, No. 1-2, ISSN 1788-7593, 278-282. o.
- Sugar G. T., HE J., Koeneman E. J., Koeneman J. B., Herman R., Huang H., Schultz R. S., Herring D. E., Wanberg J., Balasubramanian S., Swenson P., Ward J. A. (2007): Design and Control of RUPERT: A Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy. [336-346. p.] In: Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol.15, no. 3, September, 2007
- Szente V. (2008): Pneumatikus teljesítmény-átviteli rendszerek áramlástanai jellemzői. Ph. D. értekezés. Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Gépészmérnöki Kar, Budapest (2008)
- Xing K., Xu Q., He J., Wang Y., Liu Z., Huang X. (2008): A Wearable Device for Repetitive Hand Therapy. [919-923. p.] In: Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Scottsdale, AZ, USA, October 19-22, 2008
- Yeh T-J., Wu M-J., Lu T., Wu F-K., Haung C-R. (2010): Control of McKibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis. [686-697. p.] In: Department of Power Mechanical Engineering, National Tsing Hua University, Hsinchu, Tai, July 15, 2010

Tomozi György: Aktuátorok korszerű anyagai: <http://www.sze.hu/~tomozi/Aktuatorok.pdf>
(2014.09.13.)

Ballagi Áron: Mobil Robotika:

<http://www.sze.hu/~ballagi/Robottechnika/Eloadas2-Aktuatorok.pdf> (2014.09. 15.)

Festo termékkatalógus:

http://www.festo.com/cat/de_de/data/doc_de/PDF/DE/DMSP-MAS_DE.PDF (2014.10.10)

Shadow Robot Company hivatalos honlapja:

http://www.shadowrobot.com/wp-content/uploads/2012/11/datasheet_30mm_sam.pdf
(2014.08.23.)

http://mcrlab.sys.okayama-u.ac.jp/study_e.htm (2014.09.17.)

http://www.consult-xim.hu/katalogus/katalogus_phywe/fizikakiserlet/mechanika.pdf
(2014.09.17.)

http://www.informed.hu/index.nfo?tPath=/betegsegek/betegsegek_reszletesen/neuro/nerves/&article_id=32649 (2014.10.11.)

<http://erg.bme.hu> (2014.10.07.)

http://www.inc.bme.hu/hu/subjects/biokomp/Biocomp_1.pdf (2014.10.09)

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönetemet fejezem ki mindazoknak, akik valamilyen módon hozzájárultak OTDK dolgozatom elkészüléséhez. Elsősorban köszönöm Dr. Sárosi József témavezetőmnek, a hasznos útmutatásokat és kritikákat és a közreműködést a Szarvasi Vas-Fémipari Zrt. munkatársainak. Köszönettel tartozom családomnak, akik rengeteg türelmet tanúsítottak velem szemben és tanácsaikkal segítették a munkámat.