Complex Control Systems
ISSN 1310-8255 **Proceedings of the International Scientific Conference "Robotics & Mechatronics 2023"**

Активни ортези за хора с увреждания на ръката

Пламен Райков
Българска Академия на Науките - Институт по Роботика
София, 1113, ул."Акад. Г. Бончев" бл. 1

Резюме*: *В настоящата статията е представена статистика на причините за ампутация при горния крайник и е предложено изработване на протеза за хора с подлакътни ампутации. Показана е техническата конструкция на протезата, начина на управление на протезата чрез електродвигателя и видовете енергоизточници за захранването им.

Ключови думи: протези, роботика, хващач, задвижвания

УВОД

Има много примери на спомагателни устройства за хора с двигателно увреждания. Тези устройства им позволяват да извършват много дейности свързани с ежедневието като по този начин подобрява техния живот. Увредените хора са все повече способни да водят независим живот и да изпълняват по продуктивна роля в обществото. В случай на увреждания при деца, подобни помагащи устройства са показали, че са критични за тяхното психично, познавателно и социално развитие.

Най-старите помагащи устройства са били протези на крайници датиращи от 500 г.пр.н.е. Ранните инвалидни столове намират широко приложение 300 години по-рано. Тези прости протези за крайници и инвалидни столове от тогава са се развили в сложни механични и електромеханични устройства с много степени на подвижност.

Най честите причини за ампутация при горния крайник са показани в таблица 1 и 2. Статистическата извадка е от проведено в САЩ преброяване измежду 75 000 – 100 000 човека са с ампутация на горния крайник.

Таблица1

Вродени (по рождение)	**8.9 %**
Тумори	**8.2 %**
Заболявания, болести	**5.8 %**
Травми, наранявания	**77.1 %**

В таблица 2 е показана най-голямата група от таблица 1, а именно ампутации предизвикани от травми и наранявания (77.1 %) при автомобилни катастрофи, индустриални аварии и т.н. Данните са за 773 клиенти от допитване до 44 фирми за изработване и поставяне на протези в 30 различни щата в САЩ. Данните са разделени за мъже и жени. Ампутациите на ръце при мъжете представляват 68 % от всички ампутации с което се показва , че мъжете губят по-често горните си крайници по различни причини.

Подпомагащите устройства се развиват в три направления в зависимост от това какви увреждания трябва да компенсират:

- Ортези – технически устройства, които подпомагат съществуващи органи. Те са основно лечебно средство за след оперативно или консервативно лечение на заболяванията на крайниците или други органи.
- Ендопротези – технически устройства, имплантирани в човешките крайници, които заменят повредени /в резултат на вродени дефекти, травми или заболявания/ стави.
- Протези – технически устройства, които заместват липсващ крайник или част от крайник.

Таблица 2

	Мъже	**Жени**	**Общо**
Автомобилни катастрофи	**73**	**12**	**85**
Индустриални аварии	**253**	**10**	**263**
Военни действия	**58**	**0**	**58**
Фермерство	**164**	**7**	**171**
Спортни травми	**18**	**1**	**19**
Огнестрелни наранявания	**46**	**5**	**51**
Изгаряния	**19**	**3**	**22**
Косене на трева /с косачка/	**5**	**2**	**7**
Други	**87**	**10**	**97**
Общо	**723**	**50**	**773**

Complex Control Systems
ISSN 1310-8255 **Proceedings of the International Scientific Conference "Robotics & Mechatronics 2023"**

ПРОТЕЗИ НА ГОРЕН КРАЙНИК

Те обхващат голям диапазон от конструкции – от чисто козметично протезиране на частични ампутации на пръстите до функционални протези. Функционалните протези, в зависимост от източника на енергия, се делят на такива с вътрешен източник на енергия /работа на срещуположното рамо/ и с външен източник на енергия /акумулаторна батерия и електродвигател; сгъстен CO_2 или пневматика /.

Различават се два основни вида протези за горен крайник:

1. *Козметично-естетически (пасивни) протези.*
2. *Функционални (активни) протези делящи се на:*

- *Функционално пасивни.*
- *Функционално активни:*
- *с вътрешен източник на енергия;*
- *с външен източник на енергия;*

Голямото желание на хората с ампутации да водят нормален, независим и пълноценен живот налага все по-високи изисквания към производителите на изкуствени крайници (протези) (Williamson et. al., 1994). Хората с ампутации са изправени пред огромно разнообразие от протези: задвижвани чрез тялото (body-powered), кабелно задвижвани (cable-operated), електрически задвижвани (externally powered switch-controlled) и миоелектрични (myoelectric). Всичките тези протези си имат своите силни и слаби страни (Millstein et. al., 1986; Kritter, 1985; Stain, 1983). Целта на производителите е протезите да се доближават максимално по форма и цвят с истинския крайник. Някой от най-новите протези са с толкова степени на свобода, че извършваните от тях функции са идентични с нормален неувреден човешки крайник. Най-голям брой протези в момента се задвижват от енергията на батерии и се управляват посредством сигнали произведени от мускулите. Електроди, поставени на повърхността на мускула, улавят електрически сигнал образуван при съкращаването му. Сигналът, чиято големина е 5 – 20 микроволта се предава към контролер, които го усилва и го подава към електродвигателите за управление на протезата. Протезата се движи със скорост, пропорционална на напрежението подавано от скоростта на контракция на използвания управляващ мускул (Uellendahl, 2000; Sears and Shaperman,1991). Съвременните решения за създаване на конструкции с активно задвижване чрез извличане на сигнали от за подпомагане на движенията на ръката.

СЪВРЕМЕННИТЕ РЕШЕНИЯ НА АКТИВНО ЗАДВИЖВАНЕ НА ОРТЕЗАТА

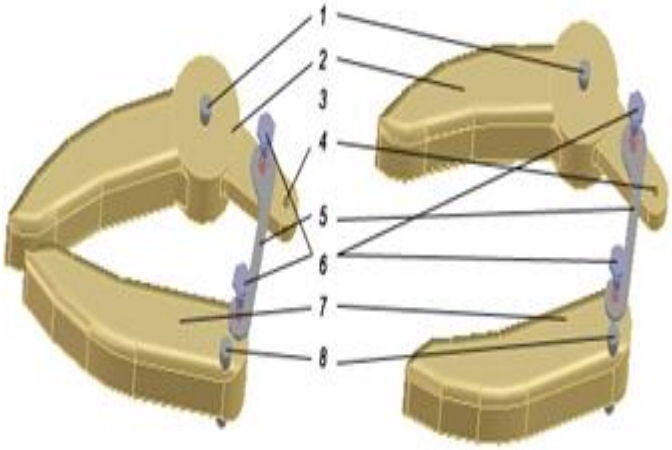
Представената конструкция е изработена за да се постави в корпуса на вече съществуваща протеза задвижвана чрез кабели. Предимствата на тази разработка са:

- заменя се морално остарялото задвижване на протезата чрез кабели (задвижването е посредством движения на други части от тялото) с механични устройства задвижвани от електродвигателя;
- крайната цена на продукта е значително по-ниска от предлаганите аналогични протези на пазара;
- техническата поддръжка е лесна и не се нуждае от специализирани работилници за тази цел.

На фиг.1 е показана методът, по който се извършва захващането на обекти. Захващането е три точково за по-голяма сигурност, едната точка лежи върху палеца (2), а другите две са върху останалите пръсти (7). Палецът и пръстите извършват ротация спрямо осите (1 и 8), които са част от корпуса на китката, а самите те са свързани по между си с твърд елемент (5). Така при преместването на т.4 от фиг.1 се осъществява захващането или освобождаването на обекта.

Бяха разработени няколко варианта за задвижването на китката, но накрая се спряхме на два от тях. На фиг.2 е показан първият вариант.

Свързващият елемент 1 от фиг.2 е захванат за т.4 от фиг.1. Така подавайки напрежение към електродвигателя (9) той завърта болта (5). Болта, в зависимост от това в каква посока е завъртането, приближава или отдалечава гайката (2) към електродвигателя.

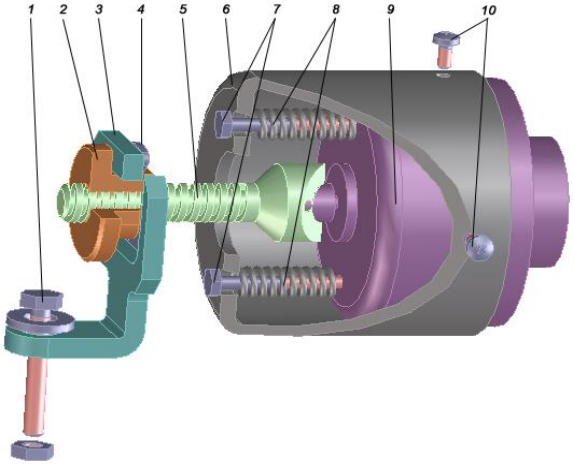


Фигура 1. Кинематична връзка между пръстите на създадената протеза.

Гайката и болта контактуват по между си чрез трапецовидна резба. Тя е изработена от едната страна с глава така, че когато болта я придърпва тя придърпва планката (3), а от другата страна е застопорена чрез зегерка (4), което позволява при развъртането тя да избутва планката. Правоъгълната част на гайката не може да се завърти в контактуващата планката, поради което въртеливото движение на болта се преобразува в транслационно за планката.

Сглобката между задвижващата част и пръстите описва дъга, което означава, че планката като свързващ елемент се движи транслационно спрямо болта и извършва ротация спрямо оста на пръстите (1 от фиг.1). Това налага отвора на планката да е изработена с бъбрековидна форма.

Електродвигателят е захванат с болтове (7) за корпуса на задвижващия механизъм (6), който от своя страна е захванат неподвижно за китката с болтове (10). Когато пръстите на китката са максимално отворени (т.е. гайката е максимално отдалечена) електродвигателя се премества осово напред притиска пружините (8) към корпуса (6), което от своя страна повишава стойността на тока и системата се изключва. Аналогично е положението при затваряне на пръстите при което гайката се приближава максимално, от което електродвигателя се измества осово назад и повишаването на тока е следствие от задържането на електродвигателя към корпуса посредством болтовете (7).

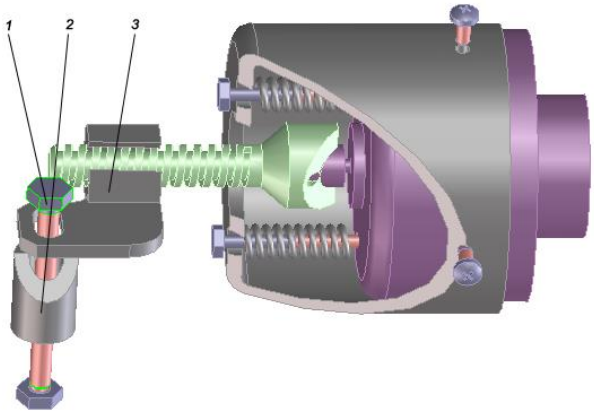


Фигура 2. Вариант за задвижване на китката с междинна планка с бъбрековиден отвор.

Когато спре подаването на напрежение към електродвигателя, силата на притискане между пръстите се отслабва, което е наложило използването на трапецовидна резба поради нейното свойство на само задържане Така когато няма напрежение в системата обекта в китката е подсигурен.

Промяната в конструкцията на фиг.3 се отнася само до изменението на планката (3), докато електродвигателя, болтовете, пружините и корпуса са непроменени.

Предимството на този вариант е, че планката и гайката са изработени като един детайл с което се опростява конструкцията. Също така бъбрека на планката е преместен при оста на контактуване с пръстите. Допълнително е изработена една втулка, която не позволява на самата планка да се движи осево спрямо болта (5 от фиг. 2). Тя би могло да се изработи като едно цяло с планката, но това само ще усложни изработването на планката.



Фигура 3. Вариант за задвижване с промяна на формата на планката 3.

Необходимата сила на захващане се установява от преобразуването на въртеливото движение на електродвигателя в постъпателно за гайката по формулата:

$$F = \frac{2T}{d} \quad [\mathrm{N}] \qquad (1)$$

където d е диаметъра на вала, а T въртящият момент който е:

$$T = \frac{P}{\omega} = 9550\frac{P}{n\eta} \quad [\mathrm{Nm}] \qquad (2)$$

където P е мощността на електродвигателя, ω – ъгловата скорост, n – оборотите, η – к.п.д.

След пресмятането на двигателния винт на опън и усукване се пресмята броя на навивките на гайката по формулата:

$$10 \geq z = \frac{4F}{\pi\left(d^2 - D_1^2\right)\psi[p]} \qquad (3)$$

където d е външния диаметър на резбата на винта

D_1 – външния диаметър на гайката;

ψ – коефициент, отчитащ неравномерното натоварване на навивките (ψ=0.55–0.75);

[p] – допустимото контактно налягане.

Височината на гайката е **H = z . P**, където **P** е стъпката на резбата.

ЕЛЕКТРИЧЕСКО УПРАВЛЕНИЯ НА ПРОТЕЗАТА

Двигателят, инсталиран в протезата е постоянно токов тип HL149, произведен от "Micromotors Srl." – Италия. Скоростта на изходящия вал е 37 rpm с максимален усукващ момент от 0.15 Nm и захранващо напрежение от постоянен ток на 12V (http://www.micromotorssrl.com).

Регулирането на скоростта на двигателите на постоянния ток е основано на UC3637 контролер произведен от "Texas Instruments Co." - САЩ. За постигането на висока ефективност, UC1637 използва модулация на делителя на импулси, или PWM. Използването на инфра-червен балансиращ сигнала и UC1637 усилвател на грешката, затваря контура на управление на скоростта след анализ на факторите които въздействат на устойчивостта на обратната връзка (http://www.texasinstruments.com).

UC3637 се състои от следните основни блокове: генератор на триъгълната вълна, PWM компаратори; два управляващи изхода, електротокова ограничаваща електродвигателя верига, усилвател на грешката, изключващ компаратор и блокиране по напрежение на електрическата верига. Двете изходни линии (А-изход и Б-изход**)** управляват двата крака на Н-мост (усилвател на мощност). А-изхода и Б-изхода имат номинална пропускливост на върха от 500 mA и 100 mA, което прави лесно свързването на устройството с болшинството усилватели. Генерират се два PWM изходени сигнала, първия от който с триъгълна форма. UC1637 използва два отделни компаратора да произвежда двата изходни сигнала на А-изхода и на Б-изхода. Токово лимитирания компаратор осигурява защитата на двете задвижвания на мотора от много висок ток. Ако токът доставен от управлението на двигателя е направено да премине през ниско стойностен резистор, падът на напрежение през този резистор ще бъде мярка на двигателния ток. Това напрежение е приложено между два щифта на UC1637. Използваният "pulse by pulse" метод на токово ограничение е много бърз и осигурява ефективна защита, не само за драйверните компоненти но също така за двигателя. Накрая, UC1637 съдържа също така усилвател на действащата грешка, който е използван да осигури компенсация на фазата (http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/uc3637.pdf).

Следенето на повишаването на тока задава команда команда за спиране**.** Това прави протезния механизъм да има постоянна сила. Когато крайната позиция е достигната, двигателят тръгва да спира и неговата текуща стойност на тока се увеличавания. Стойността на спиращия ток в сравнение с указаната стойност се установява за достатъчно дълго време. Тогава сигналът за спиране е произведен и съответния двигател се изключва от прилагането на високо ниво на сигнал "Shutdown" на IC UC3637. Този метод дава висока степен на многостранност и диапазон на задържане на усукващия момент настроен от потребителя в зависимост от неговите предпочитания.

Всички компоненти на електрониката за управлението на двигателя по постоянен ток са поставени на SMD разработка върху PC дъска, която е разположена в кутия.

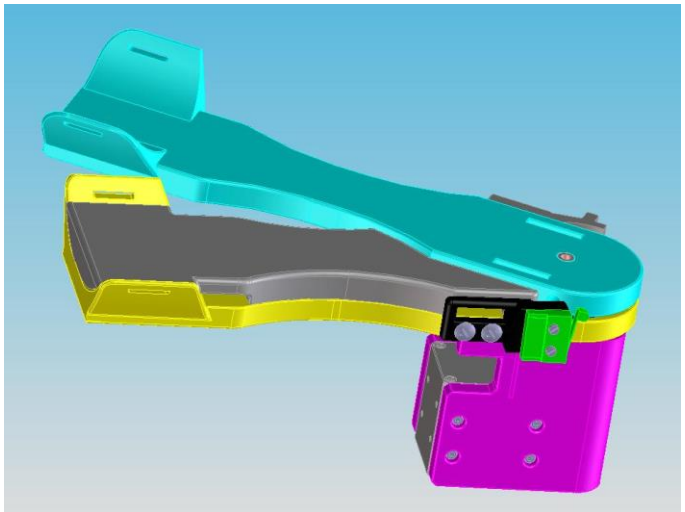
Лабораторен модел на контролер на указаното движение за протеза на изкуствената ръка е изработен и тестван с вече съществуващата механична протеза. Управление на движението на траектория на 3D от избор на потребителя от най-много приложените траектории.

Използваните управляващите сигнали се взимат от мускули на които са прикрепени повърхностно електроди. При съкращаване на мускула се отделя електро импулс с малък волтаж, които служи за управлението на електродвигателя.

Захранването на електродвигателя се извършва от батерия. Използваната батерия е презаредима литиево-йонна (Li-Ion) с капацитет от 600 mAh, която позволява на потребителя безпроблемно използване без зареждане с продължителност поне 24 часа. Темповете на развитие на батериите е огромно, поради изискванията на GSM апаратите и преносимите персонални компютри, от което ще спечели и протезирането на хора с ампутации. В момента батериите от Li-Ion тип достигат до 850 mAh, а новите литиево-полимерни (Li-Pol) ги изместват с това, че течния електролита е заменен с полимер и дава възможност формата на батерията да е с произволна форма, а капацитета и е с 20% повече от Li-Ion (http://en.wikipedia.org; http://www.allaboutbatteries.com).

На базата на гореописаната конструкция беше използвана и нова концепция за хора с лакътни увреждания като вместо конвенционално използваните предавки да се прибегне към "Direct drive" задвижване. Тази обезпечава безхлаинно предаване на ротационните движенията от двигателя в подходящо разработената ротационната става в рамките на заложените в конструкцията твърди предпазни упори. Т това олекотява раменната става от излишни детайли и на база на силов анализ по метода на крайните елементи бяха подходящо конструирани водещите звена.

Беше създаден CAD модел, който беше детайлиран и детайлите бяха изработени в основната си част а 3D принтер.



Фигура 4 .Общ вид на създадената ортеза.

Така изработената в момента ортеза е в е тества в един от институтите на БАН с цел да бъде обучена на базата на електомиографски сигнали от мускулите да следва и подпомага движенията на лекуваната ръка.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Протезите на горен крайник, които се използват в България са морално остарели, с пасивно задвижване, с много малки възможности. Закупуването на модерни протези с активно задвижване от световно-известните производители е непосилно за българските инвалиди. Ето защо е перспективно разработването на български образец на активно задвижвана надлакътна протеза. Необходими са проучвания върху типа на задвижването, минималния брой степени на свобода така че да са изпълнени следните условия: достатъчна функционалност, простота на управлението, подходящи габарити и производствена цена.

БЛАГОДАРНОСТ

Този доклад е изготвен в рамките на проект с Административен договор № КП-06-Н57/8 от 16.11.2021 г. – „Методика за определяне на функционалните параметри на мобилен колаборативен сервизен робот асистент в здравеопазването", финансиран от „Конкурс за Финансиране на фундаментални изследвания - 2021 г." от фонд "Научни изследвания", България.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Kritter, A. E.** (1985), "Current Concepts Review Myoelectric Prosthesis.", The Journal of Bone and Joint Surgery pp 654-657
2. **Millstein, G., Heger, H., and. Hunter, G. A.** (1986), "Prosthetic Use in Upper Limb Amputees: A Comparison of the Body Powered and Electrically Powered Prostheses", Prosthetic & Orthotic International, 10: pp 27-34,
3. **Sears, H. H. and Shaperman, J.** (1991) "Proportional Myoelectric Hand Control: An Evaluation." , American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation pp 20-28.
4. **Stein, R. B. Dphil, M. Walley O. T**. (1983), "Functional Comparison of Upper Extremity Amputees Using Myoelectric and Conventional Prostheses", Arch Phys Med Rehabil Volume 64 pp 243-248.
5. **Uellendahl, J. E.** (2000), "Upper Extremity Myoelectric Prosthetics", CPO, Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North Am., 11, pp 639-652.
6. **Williamson, G. M., Schulz, R., Bridges M. W., Behan, A. M.** (1994), "Social and psychological factors in adjustment to limb amputation" Psychosocial Perspectives on Disability (special issue). Journal of Social Behaviour and Personality. 9(5):249-268