



ELEKTRONİK KONTROLLÜ DİZ ÜSTÜ PROTEZ BACAĞIN MODEL TASARIMI

DESIGNING OF A MODEL OF ELECTRICAL CONTROLLED ABOVE KNEE PROTHESIS

Mücahit Ege¹, Serdar Küçük²

¹Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Programı

Gedik Üniversitesi

mucahit.ege@gedik.edu.tr

²Biyomedikal Mühendisliği Bölümü

Kocaeli Üniversitesi

skucuk@kocaeli.edu.tr

Özetçe

Bu çalışma ile elektronik kontrollü diz üstü protez bir bacağın mekanik model tasarımı çıkarılmıştır. Bunun için ilk olarak yürüme analizi verileri elde edilmiştir. Elde edilen verilere dayanarak sistemin mekanik modeli tasarlanmıştır. Model tasarımında elektronik kontrollü protez bir bacak için ergonomik yapı, boy, ağırlık, enerji tüketimi, hız, tork ve elektromekanik kontrol gibi parametrelerin çok önemli olduğu görülmüş ve tasarımlar bu doğrultuda gerçekleştirilmiştir. Mevcut literatürde üretim ve kontrolü kolay olması nedeniyle genellikle düz zemin koşullarında diz ve ayak bileği üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Farklı zemin koşullarında yürüme kabiliyeti kazandırmak için tasarımda ayak bileğine ikinci bir eksen hareketi eklenerek ayak inversiyonu ve eversiyonu sağlanmıştır. Ayrıca diz ve ayak bileğine ek olarak ayak parmağı eklemi eklenerek kullanıcı için yürüme rahatlığı ve estetik yürüme kabiliyeti elde edilmesi amaçlanmıştır. Bu tasarımlara dayanarak sistemin ileri yön kinematığı çıkarılmış ve yürüme esnasında konum ve yönelim verileri elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler — protez, diz üstü protez, kinematik, model tasarım, yürüme analizi.

Abstract

In this study, a mechanical model of electrically controlled above knee prosthesis was designed. Since the parameters such as ergonomic structure, height, weight, energy consumption, velocity, torque and electromechanical control are very important for prosthesis, the new prosthesis was designed considering these parameters. In literature, studies are mostly performed in flat surfaces because of straight forwardly designing and manufacturing above knee prosthesis. However in this study, a universal joint that provides foot inversion and eversion was added to the ankle in order to make the prosthesis to walk different surface conditions. Likewise a toe joint was also mounted for achieving walking convenience and aesthetics. Finally, forward kinematics model

was derived and position and orientation data was obtained during the walking.

Keywords — prosthesis, above knee prosthesis, kinematic, model design, walking analysis.

1. Giriş

Günümüzde dünyada çeşitli sebeplerden dolayı yaklaşık 1.9 milyon kişi bacağına kaybetmiş ve bunların 400 bin kadarı diz üstü amputasyonu olduğu tespit edilmiştir [1]. Ampüte bir bacağın getirdiği fiziksel kayıpla birlikte kişilerin psikolojik olarak da olumsuz etkilendiği görülmüştür. Bu kişilerin normal hayata adaptasyonu açısından protez bacaklar büyük önem arz etmektedir.

Düz zeminde yapılan testler sonucu elektronik kontrollü protez bacakların enerji tüketiminde normal bir insanın harcadığı enerjiden %60 daha fazla enerji harcattığı ve bunun diz üstü ve diz altı ampüte kişiler için farklılık gösterdiği anlaşılmıştır [2]. Farklı zeminlerde farklı hızlarda enerji tüketiminin değişkenlik gösterdiği gözlenmiştir [3].

Dabiri ve arkadaşlarının geliştirdiği protez ile ikisi ayak tabanında biri diz eklemine olmak üzere üç sensör kullanılmıştır. Ayak altındaki sensörler yerle temasın topukta mı, parmak ucunda mı olduğunu anlamak için kullanılmıştır. Diz eklemesindeki sensör ise diz fleksiyon hareketini ölçmek için kullanılmıştır. Protez, 47 yaşında 183cm boyunda ve 75kg ağırlığında bir birey ile denenmiş ve saniyede 125 kare resim alacak şekilde hareketler kaydedilmiştir. Çalışma sonucu, kullanılan pnömatis yapay kasların kullanımı ile biyolojik yapıya çok benzer davranış elde edildiği vurgulanmıştır [4].

Jinying ve arkadaşları protez bir ayağa parmak ekleyerek yürüme eylemindeki etkilerini incelemişlerdir. Bunun için protez ayak bileğinin ve parmağın dinamik modeli oluşturulmuştur. Simülasyon sonuçlarına göre ayak parmağı eklendiğinde yürüme eyleminde ayak bileğinde harcanan enerjinin 1.2 katına çıktığı görülmüştür. Bu protez ampüte bir birey ile hem lineer motor tahrikli aktif ayak parmağı, hem de tahriksiz pasif ayak parmağı eklenerek denenmiş ve ayak bileği çıkış momentinin ve güç tüketiminin her iki durumda da

Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

düştüğü gözlemlenmiştir. Bu durum parmak ekleyerek ayak bileğindeki tasarım gereksinimlerinin düştüğü şeklinde yorumlanmıştır. Aktif ayak parmağı bağlantısı pasif ayak parmağı bağlantısı ile karşılaştırıldığında insan yürüyüşüne daha benzer davranışlar görülmüştür. Sadece pasif ayak parmağı eklenmesi protezin yapısını basitleştirmiştir. Aynı zamanda toplam protez ağırlığının aktif ayak parmağı bağlantısına kıyasla daha düşük olduğu görülmüştür [5].

Düz zeminde yürüme eylemi için sadece dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketi yeterli görülmüş ve literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde ayak bileği protezinde çoğunlukla tek eksen hareket üzerinde çalışmalar gerçekleştirilmiştir [1,2,3,4,5]. Tek eksen üzerinde çalışmasının sebebi üretim ve kontrolünün kolay olmasıdır. Ancak protez kullanan birey açısından bakıldığında ayak bileğine ayak eversiyonu ve inversiyonu hareketinin eklenmesi kullanım açısından rahatlık sağlayacaktır.

Bu çalışmada elektronik kontrollü diz üstü protezin mekanik model tasarımına yönelik çalışmalar sunulmuştur. Bunun için ergonomik yapı, ağırlık, enerji tüketimi, hız, tork ve elektromekanik kontrol gibi parametreler göz önünde bulundurularak yürüme analizi çıkarılmış ve Solidworks programında model tasarımı gerçekleştirilmiştir. Ayrıca ileri yön kinematiği çıkarılarak yürüme esnasında ayağın konum ve yönelimi çıkarılmıştır.

2. Yöntem ve Materyal

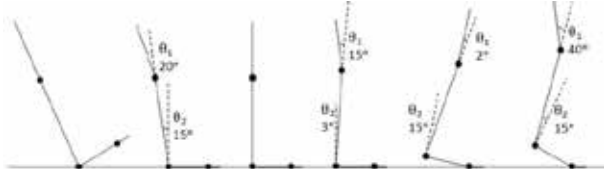
Sistem tasarımı için öncelikle yürüme hareket analizi elde edilmiş ve bu verilere dayanarak Solidworks programında model tasarımı gerçekleştirilmiştir. Model üzerinde eklem ve hareket noktalarına, uygun şekilde koordinatlar vererek ileri yön kinematiği çıkarılmıştır. Son olarak ta kinematik denklemler kullanılarak yürüme eyleminin sadece bir evresi için ayak parmağının örnek konum ve yönelim bilgisi elde edilmiştir.

2.1. Yürüme Hareket Analizi

Model tasarımı için öncelikle normal bir insanın yürüme analizi yapılarak geliştirilecek sistemin mekanik yapısı oluşturulmuştur. Yürüme eylemi basma ve salınım olmak üzere iki fazdan oluşmaktadır. Bu fazlarda yürüme esnasındaki diz ve ayak bileğindeki açı bilgileri literatürden derlenmiş ve tasarım bu bilgiler ışığında gerçekleştirilmiştir.

2.1.1. Sagittal Düzlemde Basma Fazı Hareket Analizi

Yürüme eyleminde basma fazı, topuğun yere değmesi ile başlar ve aynı ayağın parmaklarının yerden ayrılmasıyla sonlanır.



Şekil 1: Sagittal düzlemde yürüme eyleminin basma fazı.

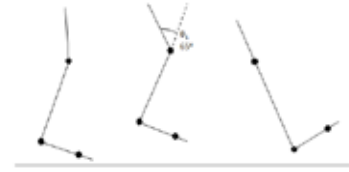
Şekil 1'de sagittal düzlemde yürüme eyleminin basma fazı diz ve ayak bileğindeki açı değişimleri bilgisi ile verilmiştir.

Basma fazında topuğun yere değme anında ayak bileği eklemi nötral konumdadır. Ayak bileği eklemine plantar fleksiyon hareketi ile, ayak tabanı yere doğru ilerler. Ayak tabanı yere değmesi ile birlikte ayak bileği 15 derece hareket

etmiş olur. Ayak tabanı yerde iken basma fazı ortasıdır. Topuğun yerden ayrılması sırasında, bilek eklemi, yaklaşık olarak 15 derecelik dorsal ekstansiyon hareketi yapar. Parmakların yerden ayrılması sırasında, tibia ile ayak arasındaki açı ters dönerek bilek yaklaşık olarak 20 derecelik plantar fleksiyon durumuna geçer [6].

2.1.2. Sagittal Düzlemde Salınım Fazı Hareket Analizi

Salınım fazı, parmakların yerden ayrılmasıyla başlar ve topuğun yere değmesiyle sona erer. Bu hareketin Şekil 2'de gösterildiği gibi hızlanma, salınım fazı ortası ve salınım fazı sonu olmak üzere üç evresi vardır.



Şekil 2: Sagittal düzlemde yürüme eyleminin salınım fazı.

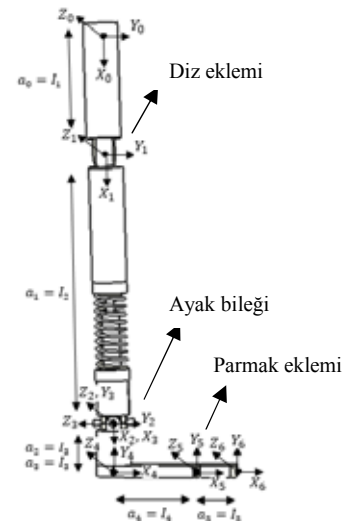
Yürüme siklusunu hızlanma fazı ile ayağın yerden kaldırılması ile başlar. Bu evrede kalça ve dizde fleksiyon artmakta, ayak bileğinde dorsifleksiyon oluşmaktadır. Salınım fazı ortası evresinde, salınan bacak basma fazındaki bacağın yanına gelir ve önüne geçer. Kalça ve dizde fleksiyon artar, ayak bileğinde dorsifleksiyon yapılıdır.

Salınım fazı sonu evresi, salınan bacak basan bacağın önüne geçtiğinde başlar ve ayak yere değene kadar devam eder. Bu esnada diz ekstansiyonda, ayak bileği ise nötral pozisyonundadır.

Hızlanma evresinde parmak eklemi bacağın salınımı için önemli bir rol üstlenmektedir [6].

2.2. Model Tasarımı

Model tasarımında literatür taraması sonucu elde edilen veriler kullanılmış ve bu doğrultuda mekanik tasarım gerçekleştirilmiştir. Protez, diz üstü amputasyonunda kullanıma yönelik tasarlanmıştır. Şekil 3'de gösterildiği gibi diz, ayak bileği ve ayak parmağı olmak üzere üç hareket eklemi bulunmaktadır.



Şekil 3: Tasarlanan diz üstü protez ve hareket eksenleri.

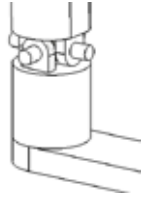
Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

Diz eklemi sadece z ekseninde hareket ederken ayak bileği hem x hem de z eksenini etrafında hareket etmektedir. Böylece ayak bileğinde z eksenini yönünde dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketi sağlanırken x eksenindeki hareket ile ayak eversiyonu ve inversiyonu kabiliyeti kazanılmış olacaktır. Ayak parmağı da sadece z ekseninde hareket etmektedir.

Sistemin mekanik ve kontrol yapısının tasarımı için amputé bireyin yaş, boy, kilo gibi parametreleri yanı sıra yürüme hızı, yürüme esnasında oluşan açısal hız, konum ve tork verileri de büyük önem arz etmektedir.

Tasarlanan sistem diz, ayak bileği ve ayak parmağı olmak üzere üç hareketli eklem içermektedir. Ayak bileği hareketi üniversal bağlantı ile iki eksende gerçekleştirilecektir.



Şekil 4: Tasarlanan iki eksen ayak bileği.

Ayak bileğinde Şekil 4'te görüldüğü gibi üniversal bir bağlantı yapısı kullanılarak bileğin iki eksende hareket etmesi sağlanmıştır. Bilek belli açı değerlerinde sınırlandırılarak servo motor ile kontrolü sağlanacaktır.

2.3. Kinematik Analiz

2.3.1. D-H Dönüşüm Matrisleri Yöntemi

Denavit-Hartenberg yöntemi kullanılarak protezin ileri kinematik analizi yapılmıştır. Bunun için ilk olarak eklem eksenlerinin dönme yönleri belirlenerek eksenler yerleştirilmiştir. Eklemlere yerleştirilen koordinat sistemlerinden sonra eklem değişkenleri adlandırılarak Şekil 3'deki gibi yerleştirilmiştir. Belirlenen D-H değişkenleri Tablo 1'de verilmiştir.

Yürüme esnasında meydana gelebilecek sertliği azaltmak amacıyla I_2 boyunca yaylı süspansiyon kullanılmıştır. Burada oluşan lineer hareket hesaplamalarda ihmal edilmiştir.

Tablo 1: Modele ait D-H değişkenleri

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	Q_i	Değişken
1	0	I_1	0	Q_1	Q_1
2	0	I_2	0	Q_2	Q_2
3	90	I_3	0	Q_3	Q_3
4	-90	I_3	0	0	-
5	0	I_4	0	Q_5	Q_5
6	0	I_5	0	0	-

${}^{i-1}T_i$:

$$\begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & \alpha_{i-1} \\ \sin\theta_i \cos\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \cos\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} d_i \\ \sin\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

D-H değişkenlerinin belirlenmesiyle her bir eklem için yukarıda gösterilen (1) nolu genel dönüşüm matrisi denklemine göre eklem konumları belirlenir. Elde edilen dönüşüm matrislerinin çarpımıyla ileri yönlü kinematik çıkarılır.

$${}^0T_N = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 {}^4T_5 {}^5T_6 \quad (2)$$

Ayağın yönelimini bulmak için ayrı iki parça olması nedeniyle parmak ve topuk konum bilgileri elde edilmelidir. Bu nedenle

$i=1,2,3,4,5,6$ için parmak eklemine ileri yönlü kinematik çıkarılır.

Böylece dönüşüm matrislerinin çarpımıyla ayak parmağının konumunu ve yönelimini içeren ve eklem değişkenlerinin birer fonksiyonu olan genel bir dönüşüm matrisi elde edilir.

$${}^0T = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 {}^4T_5 {}^5T_6 \quad (3)$$

Buna göre elde edilen konum bilgisi;

$$P_x = I_1 + I_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) - I_5((\cos\theta_5)((\sin\theta_4)\sin(\theta_1 + \theta_2) - (\cos\theta_3 \cos\theta_4)\cos(\theta_1 + \theta_2)) + (\sin\theta_5)((\cos\theta_4)\sin(\theta_1 + \theta_2) + (\cos\theta_3 \sin\theta_4)\cos(\theta_1 + \theta_2))) + I_2 \cos\theta_1 - I_4((\sin\theta_4)\sin(\theta_1 + \theta_2) - (\cos\theta_3 \cos\theta_4)\cos(\theta_1 + \theta_2)) + I_3(\cos\theta_3)\cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (4)$$

$$P_y = I_3 \sin(\theta_1 + \theta_2) + I_2 \sin\theta_1 + I_5((\sin\theta_5)\cos(\theta_1 + \theta_2) + (\cos\theta_3 \cos\theta_5)\sin(\theta_1 + \theta_2)) + I_3(\cos\theta_3)\sin(\theta_1 + \theta_2) + I_4(\cos\theta_3)\sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (5)$$

$$P_z = I_3 \sin\theta_3 + I_4 \sin\theta_3 + I_5 \cos\theta_5 \sin\theta_3 \quad (6)$$

Yürüme eylemi için yüzeyle teması gereği ayağın komple konum ve yönelimi gerekmektedir olup parmak için yapılan işlemler topuk için de yapılarak ileri yön kinematik çıkarılır. $i=1,2,3,4$ için;

$${}^0T_4 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3 {}^3T_4 \quad (7)$$

Buna göre elde edilen topuk konum bilgisi;

$$P_x = I_1 + I_3(\cos\theta_1 \cos\theta_2 - \sin\theta_1 \sin\theta_2) + I_2 \cos\theta_1 + I_3(\cos\theta_3)(\cos\theta_1 \cos\theta_2 - \sin\theta_1 \sin\theta_2) \quad (8)$$

$$P_y = I_3(\cos\theta_1 \sin\theta_2 + \cos\theta_2 \sin\theta_1) + I_2 \sin\theta_1 + I_3(\cos\theta_3)(\cos\theta_1 \sin\theta_2 + \cos\theta_2 \sin\theta_1) \quad (9)$$

$$P_z = I_3 \sin\theta_3 \quad (10)$$

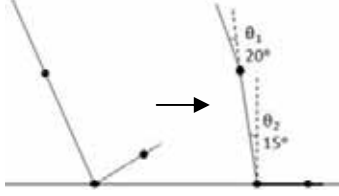
2.3.2. Örnek Kinematik Uygulama

(3) ve (7) nolu işlemlerde dönüşüm matrisleri çarpımı yapılarak ayak parmağı ve topuğun konum denklemleri çıkarılmıştır. Yürüme analizinde verilen açı değerleri ile ilgili

Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

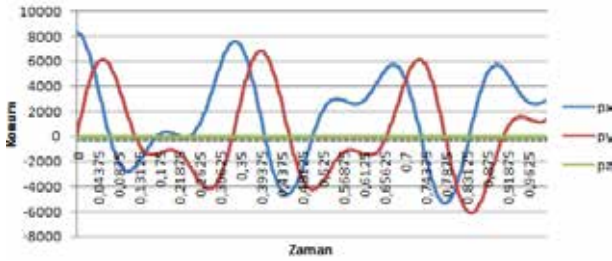
2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

bağ uzunlukları denklemde kullanıldığında hareketin gerçekleştiği zamana ait ayak parmağı ve topuğun x, y ve z eksenleri için konumu elde edilmektedir.



Şekil 5: Yürüme esnasında topuktan ayak tabanının yere değmesine kadar diz ve ayak bileği açı değişimleri.

Şekil 5'te yürüme eyleminin basma fazına ait topuğun yere değmesinden ayak tabanının yerle tamamen temasına kadar olan diz ve ayak bileğinde oluşan açı değişimleri gösterilmiştir. Bu hareket sonucu diz ekleminde 20 derece, ayak bileğinde ise 15 derecelik hareket gerçekleşmektedir. 30 yaşında 184cm boy ve 80kg ağırlığa sahip bir bireyin fiziksel özelliklerine dayanarak I_1, I_2, I_3, I_4, I_5 verileri elde edilmiştir.



Şekil 6: Yürüme esnasında topuktan ayak tabanının yere değmesine kadar geçen süre içinde ayak parmağının konum ve yönelimi.

Şekil 5'te gösterilen hareketin gerçekleşmesi için bu veriler kullanılarak ayak parmağının konum bilgileri elde edilmiştir. Bu hareketin gerçekleşme süresi 1s olarak kabul edilmiş ve buna göre Şekil 6'da gösterilen grafik elde edilmiştir.

3. Sonuçlar

Elektronik kontrollü diz üstü protez bir bacağın mekanik model tasarımı, hareket analizi ve ileri yönlü kinematiği çıkarılmıştır. Bu çalışma için öncelikle literatürde elde edilen verilere dayanarak yürüme eyleminin hareket analizi çıkarılmıştır. Böylece tasarlanacak olan modelin mekanik özellikleri elde edilmiştir. Model tasarımı Solidworks programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Diz ekleminde tek eksenli hareket sağlanırken ayak bileğinde üniversal bağlantı yapı kullanılarak iki eksenli hareket sağlanmış ve düz zeminde yürüme eylemine ayak eversiyon ve inversiyon hareketleri kabiliyeti kazandırılmıştır. Böylece farklı yüzey koşullarında yürürken normal insana çok benzer hareket kabiliyetinin elde edilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca ayak ucuna eklenen parmak ekleminin yürüme eyleminin salınım fazında hızlanma evresine yardımcı görev üstlenmesi hedeflenmiştir. Ayak parmağı olmayan protezlerde kullanıcının daha fazla enerji harcadığı bilgisiyle eklenen parmağın kullanım rahatlığı sağlayacağı düşünülmektedir. Ayrıca bu parmak eklemi denge açısından da önemli rol üstlenecektir. Model tasarımı

yapımından sonra sistemin ileri yön kinematiği çıkarılmış ve yürüme eyleminin sadece bir evresi için ayak parmağının konum ve yönelim bilgileri elde edilmiştir. Buna göre yürüme esnasında ayağın konum ve yönelimini bulmak için yürüme eyleminin bütün evreleri için topuk ve ayak bileğine ait konum bilgileri birlikte elde edilmesi gerekmektedir.

4. Kaynakça

1. Kaufman, K.R., et al., *Energy expenditure and activity of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2008. **89**(7): p. 1380-1385.
2. Waters, R., et al., *Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1976. **58**(1): p. 42-46.
3. Genin, J.J., et al., *Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees*. European journal of applied physiology, 2008. **103**(6): p. 655-663.
4. Dabiri, Y., et al., *A powered prosthetic knee joint inspired from musculoskeletal system*. Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2013. **33**(2): p. 118-124.
5. Zhu, J., Q. Wang, and L. Wang, *Effects of toe stiffness on ankle kinetics in a robotic transtibial prosthesis during level-ground walking*. Mechatronics, 2014. **24**(8): p. 1254-1261.
6. Milli Eğitim Bakanlığı, *Yürüme Analizi II*, Ortopedik Protez ve Ortez