



# ELEKTRO-PNÖMATİK KONTROLLÜ DİZALTI PROTEZİ TASARIMI VE SİMÜLASYONU

*DESIGN AND SIMULATION OF AN ELECTRO-PNEUMATICALLY CONTROLLED UNDER KNEE PROSTHESIS*

**Erol Uyar**  
**Mehmet Sergen Çatal**

## ÖZET

Bu çalışmada, bir dizaltı protezinin elektro-pnömatik kontrol tasarımı, prototip testi ve simülasyonu ele alınmıştır. Kazalar ve diyabet hastalığı gibi nedenlerden maalesef birçok kişinin ayak amputasyonu gerekli olmakta ve çoğunlukla da diz altından gerçekleştirilmektedir. Çift ayakla (bipedal) yürüme dinamiği belli olan bir insanın bilek, diz ve kalça hareketleri arasındaki senkron ilişkiden yararlanılarak kalçası sağlam olan kişinin kalça hareketlerine bağlı olarak diz hareketi türetilmektedir. Bu çalışmada önce bipedal yürüme sırasında özellikle kalça ve diz sinyalleri arasındaki çapraz korelasyon ilişkisi incelenerek kalçaya bağlı referans diz hareketi sinyali üretilmiş ve buna bağlı olarak dizin hareketi geri beslemeli bir kontrol devresi ile sağlanmıştır. Üretilen Referans diz sinyali ile geri beslenen sinyal mikroişlemciye yüklenerek oluşturulan hataya bağlı oransal bir valfin kumanda ettiği döner silindire bağlı olan diz protezi hareket ettirilmiştir. Prototip tasarımı başarı ile gerçekleştirilen kontrol tasarımının MATLAB ile simülasyonu papılarak sonuçlar karşılaştırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Kontrol, Valf, Protez, Simülasyon, Korelasyon, Dinamik model.

## ABSTRACT

In this paper, general motion analysis of human bipedal-walking under the various circumstance is carried out and the optimal control of knee joint for an amputee is investigated. In contrary to many previous, generally model based mathematical studies; real measurements of both hip and knee angles of a healthy human being during bipedal walking are registered to make a certain decision of normal walking conditions. Thus instead of very complex, time consuming model based studies with their insufficient accuracy, real time and application oriented approach have been the main purpose of this study. After exposing the relative motions of hip and knee angles, a computer based control of the knee motion of amputee without lower link (tibia) in accordance to the motion of the femur through the hip joint is investigated, so that to design an optimal prosthesis for the amputee. Various measurements and tests like surface walking, walking on the sloping surface, and staircase walking are made to investigate the real parameter variations. In this way, it is considered to reach a reality true theoretical modeling of the human walking dynamics

**KEYWORDS:** Femur, Tibia, Control, Joint, Computer, Amputee, Interface

## 1. GİRİŞ

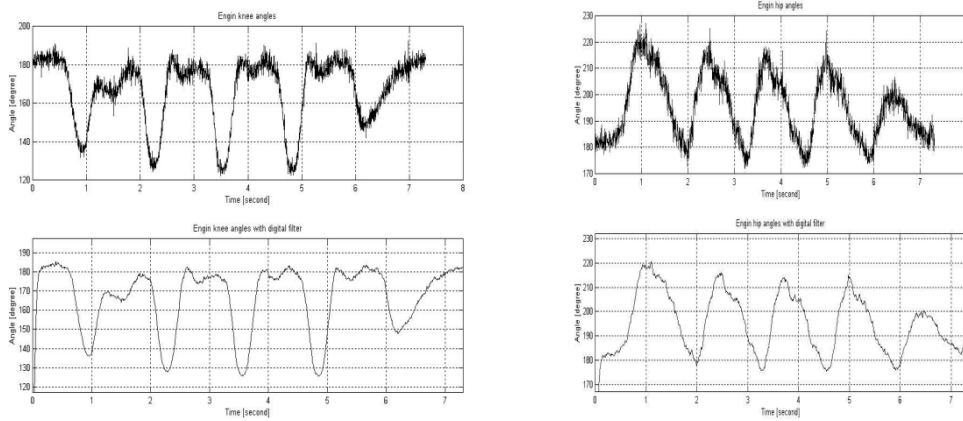
Yürüme insan vücudunun en önemli ve karmaşık proseslerinden birisidir. Malesef trafik kazaları, sağlık sorunları (diyabet, damar tıkanıklığı vs) gibi nedenlerden birçok insan bacak amputasyonuna maruz kalıp yürüme engellisi durumuna düşmektedir. Çok defa bu operasyonlar diz altı amputasyonu şeklinde gerçekleştirilmek zorunda kalındığından çift ayaklı (bipedal) yürümede çok önemli olan diz mafsalı kaybedilmektedir. Bu durum özellikle hastaya uygun dizaltı protezleri tasarımı geliştirilmesi ve kullanımını önemli bir araştırma konusu haline getirmiştir [1], [2], [5], [9].

Ampütasyon seviyesini iyileşme açısından en büyük kan akışı noktaları belirler. Cerrah yürüme sırasında sarf edilen enerjiyi Minimize etmek ve yürüme kolaylığını kaybetmemek açısından özellikle dizi kurtarmaya çalışır. Diz ve diz altı protezleri normal yürüme dinamiği ve hastanın yürüme adaptasyonu açısından son derece önem arzeder. Protezler genelde kaybedilmiş bir organ veya vücut parçasının işlevini veya görünümünü yerine getirmek üzere tasarlanan sentetik parçalardır.



Şekil 1. Ayak protezi.

Optimal bir protez tasarımı için diz, kalça ve bilek hareketlerinin senkronizasyonu büyük önem taşımaktadır. Normal yürüme şartlarının sağlanabilmesi ancak bu uzuvların hareketlerinin analizi ile mümkündür. Yürüme periyodu esnasında kalça ve diz hareketleri, dolayısı ile femur ve tibianın açılma değişimleri, yani bu iki uzvun birbirlerine göre hareket senkronizasyonu, dengeli yürümenin temel unsurunu oluşturmaktadır [3], [5].



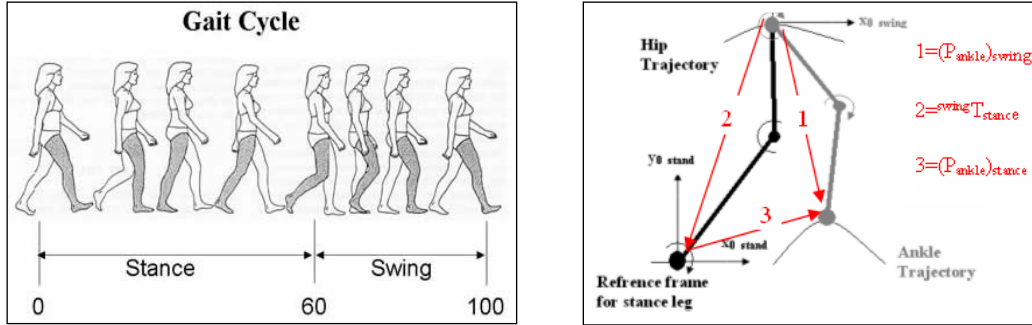
Şekil 2. Kalça (femur) ve diz (tibia) grafikleri.

Çalışmada diz ve kalça hareketlerinin eşzaman ölçümlerini sağlayan Şekil 1. de görüldüğü gibi mafsallarına potansiyometreler bağlanmış bir ölçme protezi tasarlanmıştır. Bu protez yardımıyla değişik kişilerin Şekil 2. de görülen femur ve tibia hareketlerinin elektriksel grafilerinin saptanması sağlanmıştır. Şekil 2. de ölçülen orijinal sinyallerdeki parazit etkisi filtrelenerek elde edilen sinyaller bilgisayar ortamına aktarılarak hareket grafikleri çizdirilmiş ve daha sonra da bu sinyaller arasındaki ilişkiler değerlendirilmiştir [6]-[8].

Bu grafikler arasındaki çapraz korelasyon ilişkisi incelenerek kalçaya bağlı olarak diz hareketini normal yürüme prosedürüne uygun bir motor hareketi ile sağlayacak bir kontrol sistemi tasarlanmıştır. Aşağıda detayları verilen böyle bir devre ile oldukça başarılı yürüme sonuçları elde edilmiştir.

## 2. BACAK BİYOMEKANİĞİ

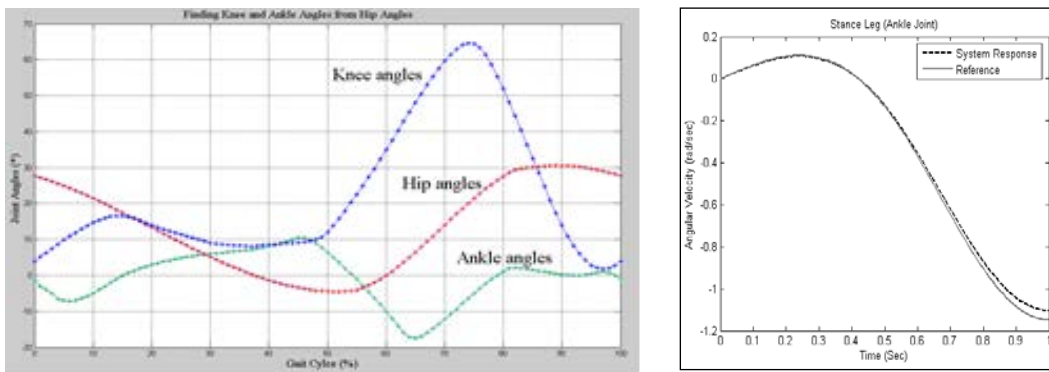
İnsanın yürüme prosesi duruş (stance) ve salınım (swing) fazları olarak adlandırılan, birbirini takip eden iki fazdan oluşur. Bu fazlar Şekil 3. de gösterilmiştir. Bu şekillerden izleneceği gibi bir ayağın yerle temasta olduğu salınım fazı sırasında diğer ayak yerle temassız olarak hareketini tamamlamaktadır [5]-[7].



Şekil 3. Çift ayakla (bipedal) yürüme prosesi ve fazları.

## 3. MODEL

Bacak duruş ve salınım fazlarını simüle etmek üzere iki serbestlik dereceli iki R-R manipülatör olarak modellenmiştir. (Şekil 4) Hareket esnasında her bacak konumunu duruş fazından salınım fazına periyodik olarak değiştirerek hareket döngüsünü tamamlar. Burada her iki bacağın hareketinin başlangıç ve sonunda aynı konumlarda bulunması farz edilmiştir. Normal yürüme için bilek, diz ve kalça mafsallarının üçünün de birlikte senkron olarak hareket ettirilmesi gereklidir. Duruş fazında bilek ve diz mafsalları hareket halinde iken, salınım fazında bilek sabit olup kalça mafsalı hareket halindedir. Yürüme esnasında stabilite sağlanması açısından özellikle kalça ve bilek belli yörüngeler üzerinde hareket eder. Seçilen referans eksen takımına göre bunlarla ilgili mafsalların hareketleri periyodiktir. Şekil 4. de bir yürüme periyodu boyunca kalça, diz ve bilek açılarının değişim eğrileri görülmektedir.



Şekil 4. Yürüme periyodu boyunca kalça, diz ve bilek açılarının değişimleri.

Kalça ve bilek mafsallarının hareket yörüngeleri bipedal yürüme prosesinin analizi için kullanılabilir. Bu yörüngeler belirlendiği takdirde robotikte ki ters kinematik yöntemi kullanılarak ilgili mafsalların duruş ve salınım fazlarındaki açısal hareket değişimleri saptanabilir.

#### 4. BIPEDAL YÜRÜMENİN TERS KİNEMATİK ANALİZİ

Duruş fazında bilek mafsalsının hareketi ile salınım fazında da kalça açısı  $\theta_1$ , diz açısı  $\theta_2$  olarak gösterilirse; ters kinematik analiz için duruş fazında aşağıdaki trigonometrik denklemler yazılabilir.

$$\begin{cases} p_x = a_1 \cdot c\theta_1 + a_2 \cdot c\theta_{12} \\ p_y = a_1 \cdot s\theta_1 + a_2 \cdot s\theta_{12} \end{cases}_{s \tan ce} \quad (1)$$

$\{P(p_x, p_y)\}$  duruş fazında kalça mafsalsının referans eksen takımına göre konumunu belirtmektedir. Mafsalsal değişkenleri bazı hesaplamalar sonucu (1) no lu denklemden elde edilebilir. Bu denklemden türev alınarak hız ifadesi aşağıdaki gibi elde edilir [4]-[6].

$$\begin{cases} \dot{p}_x \\ \dot{p}_y \end{cases} = \mathbf{J} \cdot \begin{cases} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{cases}_{s \tan ce} \quad (2)$$

Burada J Jacobian Matrisi olup mafsalsal değişkenleri (2) denklemini her iki tarafı Jacobian'ın tersi ile çarpılarak elde edilebilir. (2) Denkleminin türevi alınarak duruş fazında sabit koordinat eksenlerine göre ivme vektörü aşağıdaki şekilde elde edilir:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} = K \cdot \begin{bmatrix} a_2 c\theta_{12} & a_2 s\theta_{12} \\ -a_1 c\theta_1 & -a_1 s\theta_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{v}_x \\ \dot{v}_y \end{bmatrix} + K \cdot \begin{bmatrix} a_1 a_2 c\theta_2 & a_2^2 \\ -a_1^2 & -a_1 a_2 c\theta_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 \\ (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \end{bmatrix} \quad ; K = \frac{1}{a_1 a_2 \cdot s\theta_2} \quad (3)$$

Salınım fazında duruş fazından farklı olarak referans eksen kalçada olup kalça ile birlikte hareket eder. Her zaman dilimi için bilek hareketi sabit eksen koordinat takımının salınım fazı referans eksen takımına göre ters matris transformasyonu alınarak bulunur. Bu transformasyon aşağıdaki (4) denklemleri ile ifade edilebilir.

$$\{P_{ankle}\}_{swing} = {}^{swing}T_{s \tan ce} \{P_{ankle}\}_{s \tan ce} \quad (4)$$

Tüm hareket denklemleri bu çevirim kullanılarak bulunur [1], [6].

#### 5. YÖRÜNGE PLANLAMA

Gerek kalça gerekse bilek yörüngeleri teorik olarak aşağıdaki şekilde hesaplanabilir:

- Önce kalça eğrisinin istenen yörünge noktalarından geçen eğri belirlenir.
- Sonra kalça parametreleri tanımlanan bu eğriyle (yörüngeyi) örtüşecek şekilde seçilir (İstenen hız profili uyurma)
- Bunlara karşı gelen mafsalsal parametrelerinin (açılarının) zamana bağlı değişimi ile hesaplanır.
- Bilek yörüngesi için bipedal yürümenin ekstrem değerleri olarak kritik 3 nokta tanımlanır.
- Salınım fazındaki bacak için mafsalsal açıları belirlenen konumlara göre kinematik denklemler çözülerek bulunur [3], [8].

##### 5.1. Kalça Yörüngesi Tayini

Kalça yörünge eğrisi olara aşağıdaki parabol eğrisi alınabilir.

$$y_h(t) = A \cdot [x_h(t) - a] \cdot [x_h(t) - b] \quad (5)$$

Buradan  $y_h$  ve  $x_h$  kalça eğrisinin kartezyen koordinat bileşenlerini;  $A$ ,  $a$ ,  $b$  aşağıdaki noktalardan geçen eğriyi sağlayan yürüme parametrelerini tanımlamaktadır. Noktalar:

- P1(-  $L_w/4$ , 0) Başlangıç (İlk) sağlama noktası
- P2(0,  $h_{max}$ ) Orta nokta
- P3( $L_w/4$ , 0) Son sağlama noktası

$L_w$  yürüme uzunluğunu,  $h_{max}$  ise  $y$  yönünde maksimum konumu belirtmektedir.

Hareket zamana bağlı değiştiğinden arzulanan yörüngenin takip edilebilmesi için parametrelerin bu şartları sağlayacak şekilde seçilmesi gereklidir. (0,  $tgait$ ) yürüme periyodu için sağlanması gerekli pozisyon şartları:

- $x_{hip}(0) = -L_w/4$
- $x_{hip}(tgait) = L_w/4$

Hız için de  $\dot{x}_{hip}(tgait) = 0$  olarak belirlenirse zamana bağlı kalça yörünge eğrisi aşağıdaki şekli alır.

$$x_{hip}(t) = A_t \cdot \sin^2(b_t \cdot t) + C \quad (6)$$

Burada  $A_t$ ,  $b_t$ ,  $C$  zamana bağlı parametreler olup verilen yürüme şartlarından bulunur. Yörüngenin  $x(t)$  değişimi bulduktan sonra  $y(t)$  değişiminde (6) ifadesine bağlı olarak saptanır.

## 5.2. Bilek Yörüngesi

Kalçadan farklı olarak salınım fazını da bilek mafsalsının yörünge hareketi konfigürasyon koordinat düzleminde tespit edilir. Burada da yörüngenin kritik noktaları aşağıdaki uç noktalardır. Başlangıç noktası (-  $L_w/2$ , 0), orta nokta (0,  $L_w/2$ ) ve son nokta da ( $L_w/2$ , 0) olarak belirlenebilir.  $L_w$  alt bacak boyunu ifade etmektedir. Tüm bu noktalar bileğin salınım fazında, kalçanın duruş fazındaki belli bir konumuna karşılık gelmektedir. Bilek yörüngesini tayin etmek için gerekli algoritma şöyle özetlenebilir. Kalçaıyla beraber hareket eden koordinat eksenlerine göre ayağın salınım fazındaki referans pozisyonu, ayağın duruş halindeki (4) numaralı denklemin ters transformasyonu alınarak saptanır.

Verilen sağlama noktalarına göre ters kinematikle çözülen zamana bağlı polinom ifadeleri aşağıdaki şekilde verilebilir [3], [5].

$$\theta_{knee}(t) = a_{knee} \cdot t^2 + b_{knee} \cdot t + c_{knee} \quad (7)$$

$$\theta_{hip}(t) = a_{hip} \cdot t^2 + b_{hip} \cdot t + c_{hip} \quad (8)$$

## 6. REKURSİVE NEWTON-EULER ALGORİTMASI

Son olarak genel tork denklemleri Newton-Euler yöntemi yardımı ile hesaplanabilir. Mafsal parametreleri olarak açısal değişimler ve türevleri ters kinematik analizi ile bulduklarından genel tork değerleri de bunlardan hesaplanabilir. Bu hesaplamalar sonucu duruş fazında tork ifadesi şu denklem ile ifade edilir [8], [10].

$$\tau = \mathbf{M}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{V}(\theta, \dot{\theta}) + \mathbf{G}(\theta) + \mathbf{F}(\theta) + \tau_e \quad (10)$$

Burada  $\mathbf{M}(\theta)$  manipülatör atalet matrisi,  $\mathbf{V}(\theta, \dot{\theta})$  merkezkaç ve Koriolis kuvvet vektörlerini,  $\mathbf{G}(\theta)$  ise yer çekimi kuvvet vektörünü,  $\mathbf{F}(\theta)$  uç efektör kuvvetlerini ve  $\tau_c$  de uç efektör momentini belirtmektedir.

## 7. KALÇA HAREKETİNE BAĞLI DİZ KONTROLÜ

Yukarıda açıklanan nonlinear denklemlerin yürüme dinamiğini gerçeğe en yakın bir modelle ifade etmesine rağmen, çözümleri pratik ve kolay değildir. Ancak gerek diz ve gerekse kalçanın açısal hareketlerinin belli sınırlar içinde değişmesi göz önüne alınarak, bu nonlinear denklemler lineerleştirilerek yaklaşık teorik çözümler elde edilebilir. Bu karmaşık denklemlerin çözümleri ile uğraşmak yerine burada uygulamaya yönelik ölçme ve sinyal analizine dayalı daha etkin bir kontrol yöntemi üzerinde durulmuştur. Dizi olmayan ve ayağı diz üstü operasyonu geçirmiş bir insana kalça hareketine bağlı olarak diz hareketlerini normal yürüme prosedürüne göre yaptıracak bir kontrol sistemi tasarımına geçmeden önce, kalça ile diz grafiklerinin zamana bağlı ilişkileri çapraz korelasyon fonksiyonu kullanılarak bulunmaya çalışılmıştır [3], [5].

$x(t)$  kalça ve  $y(t)$  diz fonksiyonlarını göstermek üzere, bu ikisi arasındaki zaman ilişkisi

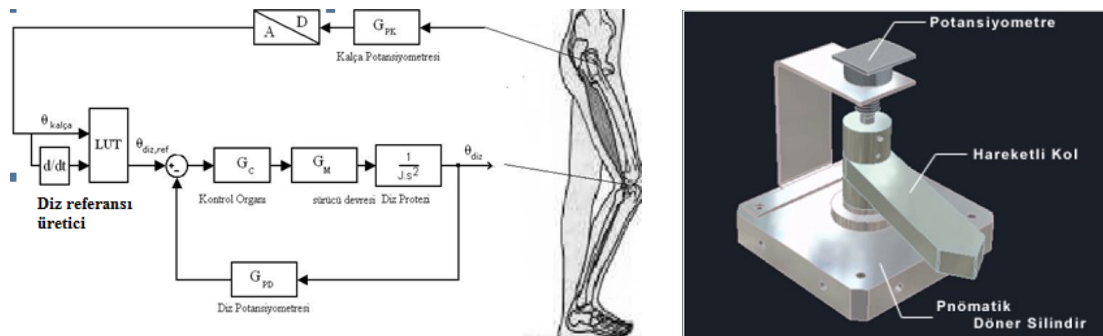
$$R_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T y(t).x(t + \tau).dt \quad (11)$$

çapraz korelasyon fonksiyonu ile ortaya konabilir.  $R_{xx}(t)$  ölçülen kalça sinyalinin kendi içindeki ilişkiyi gösteren otokorelasyon fonksiyonu olarak incelendiğinde ergodik ve periyodik bir fonksiyon olarak ele alınabileceği görülmüştür.  $R_{xy}$  çapraz korelasyon fonksiyonu ölçülen  $x$  kalça ve  $y$  diz fonksiyonlarından saptanabilir.  $R_{xx}$  ve  $R_{yx}$  fonksiyonlarının Fourier Transformları alınırsa frekans domanine dönüştürülen  $S_{xx}(w)$  ve  $S_{yx}(w)$  fonksiyonlarının oranı bu iki hareketin arasındaki frekansa bağlı ilişkiyi belirler.

$$H(w) = \frac{S_{yx}(w)}{S_{xx}(w)} \quad (12)$$

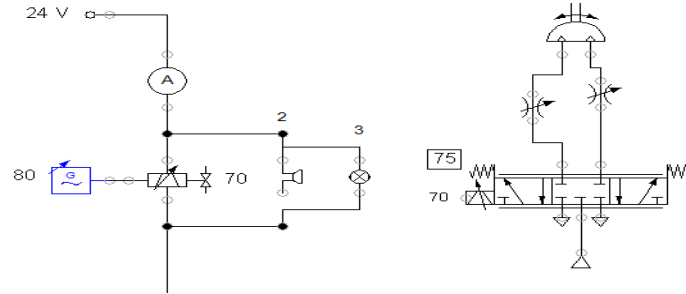
$H(w)$  belirlendikten sonra  $S_{xx} = H(w).S_{yx}$  bağıntısından bulunacak  $R_{xx}$  diz oto korelasyon fonksiyonundan ters korelasyon alınarak  $x(t)$  diz fonksiyonu zamana bağlı olarak tesbit edilir. Çalışmada Matlab ortamında bu fonksiyonların benzerleri üretilerek yukarıda anlatılan ilişkilerden ölçülen kalça hareketine bağlı diz fonksiyonu başarı ile saptanmıştır.

Sonuçta çapraz korelasyon fonksiyonundan her iki sinyal arasında oldukça yakın ve tekrarlanan bir faz ve genlik ilişkisi olduğu görülmüştür. Bu sonuç, kalça sinyali referans alınarak ona göre diz hareketini yönlendirecek bir kontrol devresi kullanılabileceğini kanıtlamıştır. Bu mantıktan hareketle, diz potunun geri besleme sinyalini ürettiği Şekil 5. da verilen bir kontrol devresi tasarlanarak diz hareketi kontrol edilmiştir. Bu amaçla yukarıda açıklanan pratik ölçme protezi mafsallarına yerleştirilen potansiyometreler ile kalça ve diz hareketleri bir yürüme periyodu süresinde saptanmıştır.



Şekil 5. Yürüme periyodu boyunca kalça, diz ve bilek açıları verileri.

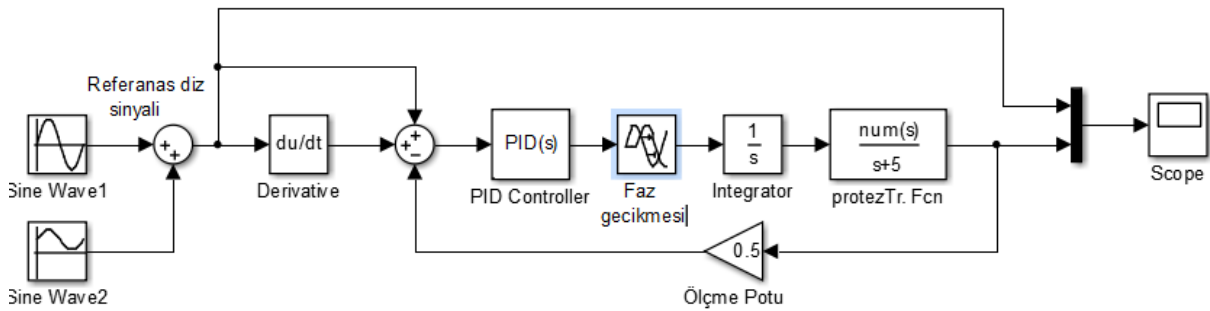
Çalışmada kullanılan 5/3 yollu oransal valfin reel bir simülasyonu Şekil 6.. de verilen test devresi ile denenmiştir. Sinyal jeneratöründen üretilen ve 0-10 V seviyesine yükseltile harmonik sinyal oransal valfin girişine verilerek bunun sürdüğü döner silindir ile ucuna bağlı protez kolun hareketi sağlanmıştır. Sinyal jeneratöründen ayarlanan frekans ve kısma valfleri ile protez kolun hareketinin hızı değiştirilmiştir.



Şekil 6. Oransal valf ve pnömatik devrenin simülasyonu.

### 7.1. Kontrol Uygulaması

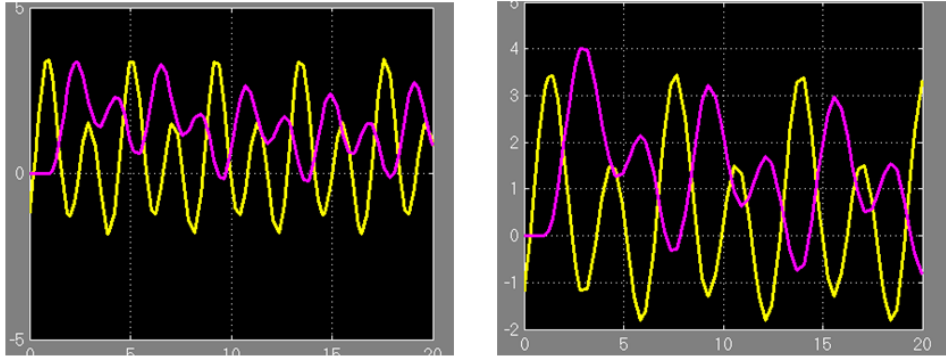
Şekil 6. de verilen devrede kalça potansiyometresi ile ölçülen analog kalça açısı, mikro işlemcide oluşturulan "look up" tablosuna göre o an ki referans diz açısı olarak diz potu ile ölçülen anlık değerle mukayese edilerek hata tesbit edilmektedir. Bu hata değeri yine mikro işlemci ortamında yazılan PI kontrol algoritması ile değerlendirilerek L-298 sürücüsünün ürettiği PWM sinyali Oransal pnömatik valfin girişine uygulanmaktadır. Valfin yönettiği döner silindire bağlı diz protezinin hareketi sağlanmıştır. Protezin J ataletine bağlı uygun kontrol kazanç değerleri ve parametreleri seçilerek oldukça başarılı kontrol sonuçları elde edilebileceği yapılan değişik uygulama örnekleri ile görülmüştür. Sistemin frekans davranışı sınırları içinde kalan belli hızlarla yürünmesi durumunda dizin kalçayı oldukça hassas olarak takip ettiği izlenmiştir. Şekil 8. de kalça hareketine bağlı olarak dizin hareketini gösteren bir test sonucu görülmektedir.



Şekil 7. Yürüme prosesi kontrolünün MATLAB simülasyonu.

### 7.2. Yürüme Simülasyonu

Uygulaması yapılan control devresinin Şekil 7. de verilen MATLAB Simulink uyarlaması ile modellenmesi yapılarak protez dizin üretilen referans diz eğrisini PI kontrolcu ile takibi incelenmiştir. Hızlı ve yavaş yürüme durumlarında alınan hareket eğrileri Şekil.8 da gösterilmiştir.

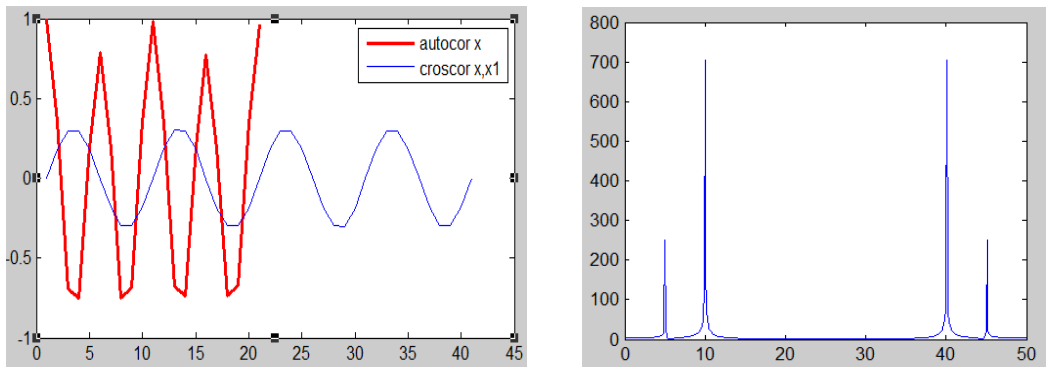


Şekil 8. Hızlı ve yavaş yürüme diz grafleri simülasyonu.

## SONUÇ

Bu çalışmada dizaltı bir ayak protezi tasarımı ve kontrol uygulaması ele alınmıştır. Klasik ortopedik tedavi yöntemleri ve terapileri maalesef çok defa yeterli çözümler getirememektedir. Mühendisliğin bu aşamada üzerine düşen görevi yerine getirmesi ve insanlık yararına uygulamalar yapması gerektiği düşüncesi ile bu çalışmanın bir boşluğu doldurabileceği amaçlanmıştır. Henüz bir prototip olarak yapılan çalışmadan elde edilen sonuçlar, daha iyi protezler ve kumanda kontrol sistemleri geliştirilerek bacak hareketleri yanısıra çok başarılı diğer ortopedik uygulamalar yapılabileceğini göstermiştir.

Ayrıca burada kullanılan basit ölçme sistemlerinin yürüme bantı ile birlikte kullanılması halinde birçok ortopedik ölçümlerde, son derece net ve ayrıntılı değerlendirmeler yapılabileceği kesin olarak müşahade edilmiştir.



Şekil 9. Sırasıyla kalça ve diz hareketlerinin korelasyon eğrileri, kalça sinyalinin Fourier Transformu.

$$x1=2*\sin(2*\pi*t); \quad x=3*\cos(2*\pi*f1*t)+1*\cos(2*\pi*f2*t); \quad y=fft(x)$$

Teorik modelden de anlaşılacağı gibi nonlineer bir karakteristiğe sahip olan proses, değişik kontrol algoritmaları ve yöntemleri kullanılarak bu tür uygulamalarda çok daha iyi sonuçlar alınmasını sağlayabilir. Şekil 9. da örnek olarak seçilen kalça(x) ve (x1) diz sinyalleri ile Matlab ortamında yapılan simülasyonun sonucu elde edilen korelasyon fonksiyonları ve kalça sinyali Fourier dönüşümü sonuçları verilmiştir. Sonraki çalışmalarda özellikle merdiven çıkma, eğik bir düzlemde yürüme, koşma gibi hareketlerde diz ve kalça ölçümleri ile bu durumlarda yanal stabilite sorunlarını çözecek kontrol sistemlerinin tasarımı, üzerinde çalışılacak orijinal konular olabilir. Ayrıca bu çalışmalar insan benzeri eklemlerden oluşacak çok serbestlik dereceli "humanoid" servis robotlarının geliştirilmesine de büyük katkı sağlayabilir.





## KAYNAKLAR

- [1] S. Deutsch, A "Understanding Nervous System", IEEE Press, Newyork, 1992
- [2] E.Uyar, O.Baser, L.Cetin and H.Oflaz. INVESTIGATION AND ANALYSIS OF BIPEDAL HUMAN WALKING TO CONTROL THE MOTION OF KNEE PROSTHESES. The 17th INTERNATIONAL DAAAM SYMPOSIUM. "Intelligent Manufacturing & Automation: Focus on Mechatronics & Robotics". 8-11th November 2006
- [3] O.Baser "Analysis and Control of bipedal human locomotion", M.S. Thesis, Dept. Mechanical Eng., Dokuz Eylul University, Izmir, Turkey, 2003
- [4] F.H.Raven, "Automatic Control Engineering", Mc-Graw Hill Inc., 1968  
A.Torige, "Analysis of consumption of energy on biped robots", Syrocco 2000 Conf., Austria-Wien, pp. 139-145
- [5] E.Uyar, O.Baser, E.Ozcivici and R.Baci, "Investigation of bipedal human gait dynamics and knee motion control", MDM2002 Conf., Cappodocia, Turkiye, 2002
- [6] J.Larmouth, F.N.Nagy, "Personaş assistant robots for the 21st century (intelligent bipeds and multipeds)", IFAC International Workshop on Automatic Control for Quality and productivity, 3-5 June 1992, Istanbul, Turkiye, pp.1-8
- [7] Hosoda, K., Takuma, T., Nakamoto, A., & Hayashi, S. "Biped robot design powered by antagonistic pneumatic actuators for multi-modal locomotion". Robotics and Autonomous Systems, Volume 56, Issue 1, 31 January 2008, Pages 46-53
- [8] Erol Uyar, Nihat Engin Toklu, Ferhat İdgü Balbozan, Onur Keskin .Human Gait Analysis by Using Computer Vision.Decom 09,Ohrid-Macedonia
- [9] E.Uyar,A.Koyuncu. İki Eksenli Elektro-Pnömatik Manipülatör Tasarımı İmalatı ve Kontrolü. DEÜ. Müh.Fak.Makina Müh.Bölümü.Bitirme Projesi.2012

## ÖZGEÇMİŞ

### Erol Uyar

1945 yılı İzmir doğumludur. 1970 yılında Almanya Stuttgart Üniversitesi Genel Makine Fakültesini bitirmiştir. Robert Bosch, AEG firmalarında ve ETİBANK Seydişehir tesislerinin montajında çalışmıştır. 1976 da doktorasını tamamlayarak 1981 yılında Makine Teorisi ve Dinamiği Anabilim Dalında Doçent ve 1985 yılında Profesör ünvanlarını almıştır. Ege ve Dokuz Eylül Üniversitelerinde lisans ve Y.Lisans –doktora seviyesinde dersler vermiş ve Almanya Hannover Teknik Üniversitesinde Araştırmacı olarak çalışmıştır. Değişik idari görevlerde bulunmuş ve yurt içi ve dışı çok sayıda yayınlar yapmış ve sempozyumlar düzenlemiştir. DEÜ de Fen Bilimleri Enstitüsü bünyesinde Mekatronik Y.Lisans ve doktora eğitimi veren bölümü kurmuş ve 2012 yılında aynı üniversiteden emekli olmuştur. Halen Ege Üniversitesi Elektrik-Elektronik mühendisliği bölümünde fahri olarak çalışmaktadır.

### Mehmet Sergen Çatal

1994 yılı Manisa doğumludur. 2018 yılında Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliğinden mezun olmuştur. 2022 yılında Ege Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliğinde yüksek lisansını tamamlamıştır. 218E057 ve 119E219 numaralı Tübitak projelerinde bursiyer olarak çalışmıştır. Şuan İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.