

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/354039392>

Ayak bileği ve diz rehabilitasyonunda pasif egzersizler için stewart platform tabanlı robot tasarımı ve kontrolü

Article in Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University · March 2021

DOI: 10.17341/gazimmfd.846641

CITATIONS

0

READS

65



Stewart platform based robot design and control for passive exercises in ankle and knee rehabilitation

Merve Teke Budaklı^{1*}, Cüneyt Yılmaz²

¹Department of Mecatronics Engineering, Faculty Engineering, Turkish-German University, Istanbul, 34820, Turkey

²Department of Mecatronics, Engineering, Faculty Engineering, Yildiz Technical University, Istanbul, 34349, Turkey

Highlights:

- A new robot design with extended workspace is designed by adding a 7th linear actuator to the Stewart Platform structure
- Calculation of forward kinematics by using Newton-Raphson method and vectorial inverse kinematics
- Evaluation of results with passive exercise application at human legs

Keywords:

- Lower extremity rehabilitation robot
- Stewart Platform
- Newton-Raphson method
- Parallel robot
- Position control

Article Info:

Research Article
Received: 24.12.2020
Accepted: 14.03.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.846641

Acknowledgement:

This study was supported by Turkish – German University Scientific Research Projects Commission under the grant no: 2018BM0040.

Correspondence:

Author: Merve Teke Budaklı
e-mail:
tekebudakli@tau.edu.tr
phone: +90 216 333 3171

Graphical/Tabular Abstract



Figure A. Rehabilitation robot for lower limb

Purpose: The intension of the current study is to extend the workspace of a Stewart platform based parallel robot by adding a 7th linear actuator and supplemental mechanical parts in order to carry out passive exercises for ankle and knee rehabilitation with accurate positioning.

Theory and Methods:

Forward kinematics of the rehabilitation robot is calculated by utilizing the Newton-Raphson method, while a vectorial approach has been used for inverse kinematics calculations. The robot hardware is configured by using seven linear actuators, which are operated through Matlab realtime with a PID position control via EtherCAT communication interfaces. The joint range of motion of knee and ankle have been measured by using multi axis tilt sensors, while the positions of linear actuators have been evaluated with absolute and incremental encoders. Passive exercise experiments carried out on human leg have shown that ankle dorsiflexion-plantarflexion, eversion-inversion, abduction-adduction and knee flexion-extension joint range of motion can be ensured by this rehabilitation robot.

Results:

According to measurements on the ankle dorsiflexion-plantarflexion, eversion-inversion, abduction-adduction the time delay in trajectory tracking was less than 0.5 seconds and the maximum angle deviation was obtained 1.2°. For knee flexion-extension joint range of motion, the absolute error in angle and delay in trajectory tracking has been determined as 0.8° and less than 0.5 seconds, respectively.

Conclusion:

The data obtained in this study has been compared with two different lower limb rehabilitation robots from literature. The comparison reveals that the actuators of the designed system give 70% better results in trajectory tracking, 74% better results in obtaining the desired positions and 60% better in achieving the desired foot angle in the same joint movements.



Ayak bileği ve diz rehabilitasyonunda pasif egzersizler için stewart platform tabanlı robot tasarımı

Merve Teke Budaklı^{1*}, Cüneyt Yılmaz²

¹Türk-Alman Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, 34820, Beykoz İstanbul, Türkiye

²Yıldız Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü, 34349, Beşiktaş İstanbul, Türkiye

Ö N E Ç İ K A N L A R

- Stewart Platformu paralel robot yapısına yedinci lineer aktüatör eklenip çalışma uzayı genişletilmiş yeni bir robot tasarımı
- Newton-Raphson yöntemiyle ileri kinematik ve vektörel ters kinematik hesaplamaları
- İnsan bacağına pasif egzersiz uygulamaları ile sonuçların değerlendirilmesi

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi
Geliş: 22.12.2020
Kabul: 14.03.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.846641

Anahtar Kelimeler:

Alt ekstremité rehabilitasyon robotu,
Stewart Platformu,
paralel robot,
Newton-Raphson yöntemi,
konum kontrolü

ÖZ

Günümüzde robotların sanayi ve günlük yaşamda kullanım alanları artmakta ve bununla birlikte uygulamaların robotlar tarafından yerine getirilmesi için farklı robot tasarımları geliştirilmektedir. Paralel robotlar, kapalı zincir kinematik yapısından dolayı kısıtlanmış çalışma uzayına sahiptir. Bunun yanı sıra bu kinematik yapı robota yüksek konum hassasiyeti ve rijitlik kazandırmaktadır. Rehabilitasyon robotlarında; rijit yapı ve hassas pozisyonlama en önemli unsurlardır bu nedenle paralel robotlar rehabilitasyon uygulamalarına uygundur. Bununla birlikte, paralel robotların sınırlı çalışma uzayı eklem hareket açıklığında kısıt oluşturmaktadır. Bu çalışmada; Stewart Platformunun yapısına, 7^{nci} lineer aktüatör ve buna bağlı bir mekanizma ilave edilip çalışma uzayı genişletilerek ayak bileğinin yanı sıra dize de rehabilitasyon yapılmasını sağlayan yeni bir robot tasarlanmıştır. Mekanik tasarım, elektronik donanım, Newton-Raphson sayısal yöntemiyle ileri kinematik ve vektörel ters kinematik hesaplamalarıyla oluşturulan matematiksel alt yapısı ve PID pozisyon kontrolü birleştirilerek rehabilitasyon robotu tasarlanmıştır. İnsan bacağı üzerinde yapılan deneylerle robotun, ayak bileği ve diz eklem hareket açıklıklarını gerçekleştirebilme ve pozisyonlama sonuçları değerlendirilmiş ve literatürle karşılaştırılmıştır. Deneysel ölçümlere göre yörünge takibinde zaman gecikmesi 0,5 saniyenin altında ve azami açı sapması 1,2° elde edilmiştir.

Stewart platform based robot design and control for passive exercises in ankle and knee rehabilitation

H I G H L I G H T S

- A new robot design with extended workspace is designed by adding a 7th linear actuator to the Stewart Platform structure
- Calculation of forward kinematics by using and Newton-Raphson method and calculating vectorial inverse kinematics
- Evaluation of results with passive exercise applications at human legs

Article Info

Research Article
Received: 24.12.2020
Accepted: 14.03.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.846641

Keywords:

Lower limb rehabilitation robot,
stewart platform, parallel robot,
Newton-Raphson method,
position control

ABSTRACT

Nowadays, usage of robots in industry and daily life is increasing, additionally, different robot designs are developed in order to fulfill the applications optimally by means of robots. Parallel robots have a restricted workspace due to their closed chain kinematic structure. However, this kinematic structure provides the robot high positioning accuracy and rigidity. Precise positioning and rigidity are most important key aspects for rehabilitation robots, therefore parallel robots are very suitable for rehabilitation applications. However, the limited workspace of the parallel robot creates a limitation in joint range of motion. In this study, a new rehabilitation robot was designed with the addition of Stewart Platform structure, 7th linear actuator and mechanical part, thus extending the workspace and providing rehabilitation to ankle and knee joints. The robot is configured by combining mechanical design, electronic hardware, mathematical model based on the Newton-Raphson method for forward kinematics as well as vectorial approach for inverse kinematics, and PID position control. Experiments were performed on human leg; ankle and knee range of motion and positioning results are evaluated and compared with literature. According to experimental measurements, the time delay in trajectory tracking was less than 0.5 seconds and the maximum angle deviation was 1.2°.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon uygulamaları; felç, MS (Multipl Skleroz), parkinson, serebral palsi gibi bazı sinir sistemi hastalıkları, ortopedik ve travmatolojik vakalar sonucunda bireylerin etkilenen dış organlarına fiziksel fonksiyonlarını yeniden kazandırmak için büyük önem taşımaktadır [1]. Chen vd. [2] serebral palsi hastalığına sahip çocuk hasta grubu üzerinde yaptıkları çalışmada, robotik tedavinin ayak bileği fonksiyonunu iyileştirmede fizibilitesini ortaya koyarak hasta grubunda denge ve yürüyüşte iyileşme olduğunu saptamıştır. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon başlıca; teşhisin konulması, tedavi yönteminin ve sürecinin belirlenmesi, tedavinin uygulanması ve iyileşme sürecinin kaydedilmesi, değerlendirilmesi aşamalarından oluşur [3]. Uzman hekim tanısı sonrası fizyoterapist, hastanın terapi uyguladığı uzvundan aldığı fiziksel geri bildirimlere göre tedaviyi uygular. Bireylerin fiziksel ve biyolojik yapılarındaki farklılıklardan dolayı, aynı hastalığın etkileri bireylere göre değişiklik gösterebilir. Dolayısıyla fizyoterapistin vücut gücü, beceri ve tecrübesi büyük önem taşımaktadır. Gerekli tecrübeyi kazanması ise yıllar almaktadır. Ayrıca fizyoterapi, tekrarlı hareket etütlerinden oluşmaktadır. Bu da fizyoterapistin vücudunu deforme eden, sabır ve sürekli dikkat gerektiren bir iştir. Ayrıca nüfustaki artış nedeniyle de fizyoterapist ihtiyacı her geçen gün artmaktadır. Bu nedenlerden dolayı klasik rehabilitasyon yöntemlerinin yanı sıra artık robotlar ile kişilerin günlük yaşam aktivitelerinin ve mobilizasyonlarının artırılması hedeflenmektedir. Son yıllarda mühendislik ve kontrol alanındaki gelişmeler rehabilitasyon robot tasarımı konusundaki araştırmalara ivme kazandırmıştır [4]. Günümüzde alt Ekstremitte robotları; dış iskelet (eksoskelatal) ortezler, protezler, yürüme desteği sağlayan robotlar ve sabit egzersiz robotları olarak dört temel grupta geliştirilmektedir [4]. Kalça, diz ve ayak bileği gibi bacak eklemlerinin mobilizasyonunun sağlanması, hasta eklem gerekliliği hareket açıklığının kazandırılması gibi görevlerde robotların önemli rol oynamalarından dolayı Diaz vd. [5] alt ekstremitte robotları derleme makalelerinde ayak bileği ve diz rehabilitasyon sistemlerini ayrı bir grup olarak değerlendirmişlerdir. Buna ilk örnek olarak *“Rutgers Ankle”* rehabilitasyon sistemi gösterilmektedir. Bu sistem altı Serbestlik dereceli Stewart Platformundan oluşur ve pnömatik aktüatörler ve konum/kuvvet kontrolü ile ayak bileği rehabilitasyonunu gerçekleştirmektedir [6]. Boian vd. [7] Rutgers Ankle sisteminden iki tane yan yana yerleştirerek yürüme rehabilitasyon robotu tasarlamışlardır. Xie vd. [8] pnömatik kas aktüatörleri ile dört serbestlik dereceli paralel yapıda giyilebilir ayak bileği rehabilitasyon robotu tasarlamışlardır. Ayak bileğinin plantarflexiyon-dorsiflexiyon hareketini çalışmışlardır. Rastegarpanah vd. beş farklı Stewart Platformunun alt ekstremitte rehabilitasyonu için sınır şartlarını belirleyen çalışma yapmıştır [9]. Bu çalışmanın sonucunda yaptıkları Stewart Platformuyla sekiz inme hastası verilerini kullanarak ayak bileği plantarflexiyon-dorsiflexiyon ve yürüme rehabilitasyon egzersizlerini

gerçekleştirmişlerdir [10]. Takemura vd. [11] giyilebilir Stewart Platformuyla ayak bileğine yürümede destek olabilen ayrıca fizik tedavi uygulayan bir sistem tasarlamışlardır. Lee vd. [12] oluşturdukları bir serbestlik dereceli robot sistemiyle ayak bileği plantarflexiyon-dorsiflexiyon hareketini gerçekleştirmişlerdir ve MS hasta grubu üzerinde pasif ve aktif hareket eğitimi ile hastaların iyileşme sürecini gözlemlemişlerdir. Kılıç vd. [13] ayak bileği plantarflexiyon-dorsiflexiyon hareketini gerçekleştiren ve sertliği değiştirilebilen dış iskelet robotu tasarlamışlardır. Liu [14] üç servo motorla oluşturduğu paralel platformuyla ayak bileği plantarflexiyon-dorsiflexiyon ve inversiyon-eversiyon hareketlerini çalışmıştır. Aynı şekilde Saglia vd. [15] üç lineer motorlu, iki serbestlik dereceli bir paralel mekanizmayla ayak bileği plantarflexiyon-dorsiflexiyon ve inversiyon-eversiyon hareketleri üzerine çalışma yapmıştır. Tsoi vd. [16] dört lineer aktüatörle bir paralel robot tasarlamış ve plantarflexiyon-dorsiflexiyon hareketini empedans kontrol sistemleriyle çalışmıştır. Mohanta vd. [17] tasarladıkları iki serbestlik dereceli sabit egzersiz robotuyla, ayak bileği plantarflexiyon-dorsiflexiyon ve diz fleksiyon-ekstansiyon hareketlerini çalışmışlardır. Wang ve Li [18] tasarladıkları sabit egzersiz robotuyla dize, fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığında aktif ve pasif egzersizleri gerçekleştirmişlerdir. Mohan vd. [19] 2PRP-2PPR düzlemsel paralel robot tasarlamış ve alt uzuv pasif egzersiz uygulamaları yapmışlardır. Rehabilitasyon robotlarında; rijit yapı, hareket tekrarlama hassasiyeti ve hassas pozisyonlama en önemli özelliklerdir. Ayrıca ayak bileği; plantarflexiyon-dorsiflexiyon, inversiyon-eversiyon, abduksiyon-adüksiyon eklem hareketi yapabilen çok eksenli bir eklemdir ve Stewart Platformu yapıları paralel robotlar tarafından tüm eklem hareket açıklığı sağlanabilmektedir. Stewart Platformu, hassas pozisyonlama ve iyi dinamik performans göstermektedir [20]. Bu nedenlerden dolayı literatürde de yer alan özellikle ayak bileği rehabilitasyon robotlarında Stewart Platformu ve benzeri paralel robot yapısı tercih edilmiştir. Ancak paralel robotların kapalı kinematik zincir yapısı nedeniyle meydana gelen dar çalışma uzayından dolayı diz ekleminde rehabilitasyon sağlayamamaktadır ve çalışma uzayı kısıtlı kalmaktadır.

Bu çalışmada 6 serbestlik dereceli paralel robotta 7'inci lineer aktüatör ve özgün tasarlanmış bir mekanik parça dâhil edilerek yeni bir robot yapısı geliştirilmiştir. Böylece hem ayak bileğinde 3 eksende gerekli olan tüm EHA (Eklem Hareket Açıklığı)'ları (plantarflexiyon-dorsiflexiyon, inversiyon-eversiyon, abduksiyon-adüksiyon) ve hem de diz eklemi için gerekli olan fleksiyon-ekstansiyon EHA'sını karşılayarak ayak bileği ve diz rehabilitasyonu gerçekleştirilebilmektedir. PID pozisyon kontrolü ile 7 motorun kontrol sistemi gerçekleştirilmiş, ayak bileği ve diz için, uluslararası kabul gören AAOS (American Association of Orthopedic Surgeons), AMA (American Medical Association) kuruluşlarına göre maksimum EHA'lar belirlenmiş ve tasarlanan rehabilitasyon robotu ile gerçek insan bacağı üzerinde pasif egzersiz uygulamaları yapılmış,

sonuçları değerlendirilerek literatürde yer alan alt uzuv rehabilitasyon robotları ile kıyaslanmıştır.

2. REHABİLİTASYON ROBOTUNUN TASARIMI VE UYGULAMA YÖNTEMİ (DESIGN OF THE REHABILITATION ROBOT AND METHOD OF APPLICATION)

Robotik Sistem, ayak bileği ve diz için rehabilitasyon yapılmasını sağlamak amaçlı tasarlanmıştır. Ayak bileği; kartezyen koordinat sisteminde x-ekseninde inversiyon-eversiyon, y-ekseninde dorsifleksiyon-plantarfleksiyon ve z-ekseninde abduksiyon-aduksiyon eklem hareketleri yapabilen, üç eksenli hareket kabiliyeti olan bir eklemdir. Ayak bileği eklem hareketleri ve hareket açıklıkları Şekil 1a'da gösterilmiştir.

AMA'a göre azami ayak bileği eklem hareket açıklıkları plantarfleksiyon=40°, dorsifleksiyon=20°, inversiyon=30°, eversiyon=20° ve AAOS'a göre abduksiyon=20°, aduksiyon=10°'dir. Diz eklemi, bir eksenli dönme hareketi yapar. Fleksiyon hareketinde azami açı 90°, Ekstansiyon'da ise 45° olarak belirtilmiştir. Diz eklemi hareketleri Şekil 1b'de gösterilmiştir. Rehabilitasyon robotu, ayak bileği ve dizin yukarıda belirtilen tüm EHA'yı karşılayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu bölümde rehabilitasyon robotunun mekanik yapısı, ileri ve ters kinematiği, elektronik donanımı ve kontrol yapısı ele alınmıştır. Bu makalede rehabilitasyon robotunda gönüllü birey ile çalışma yapılması için Koç Üniversitesi Biyomedikal Araştırmalar Etik Kurulu'ndan (22.06.2020, No: 2020.059.IRB2.018) onay belgesi alınmıştır. Gönüllüye bilgilendirilmiş gönüllü olur/onay formu imzalatılmıştır.

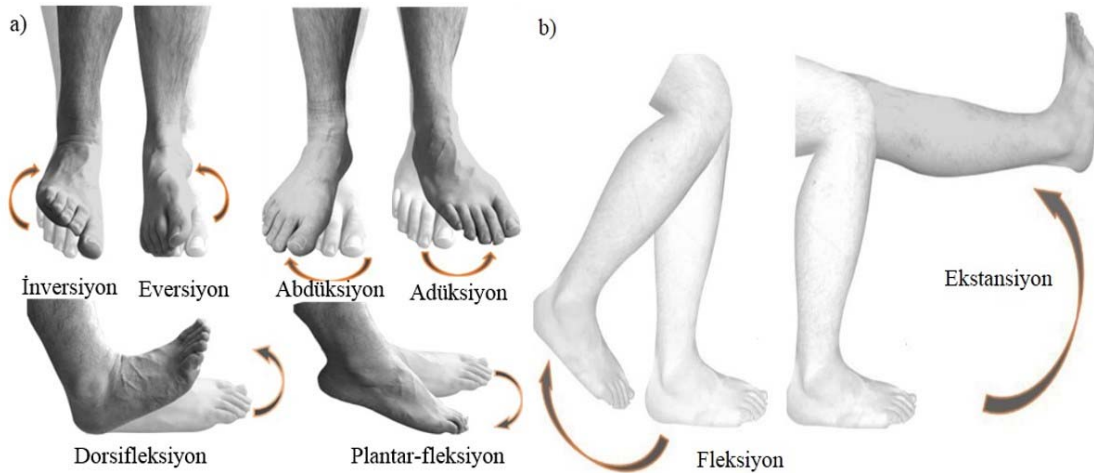
2.1. Robotun Mekanik Yapısı (Mechanical Structure of the Robot)

Şekil 2'de gösterildiği gibi rehabilitasyon robotunun temel yapısı alt platform, üst platform ve arasında 200 mm strok mesafesine sahip 6 adet lineer aktüatör ve 300 mm strok mesafesine sahip 7'inci lineer aktüatörden oluşmaktadır. Platformlar ile 6 lineer aktüatör arasında üniversal mafsallar

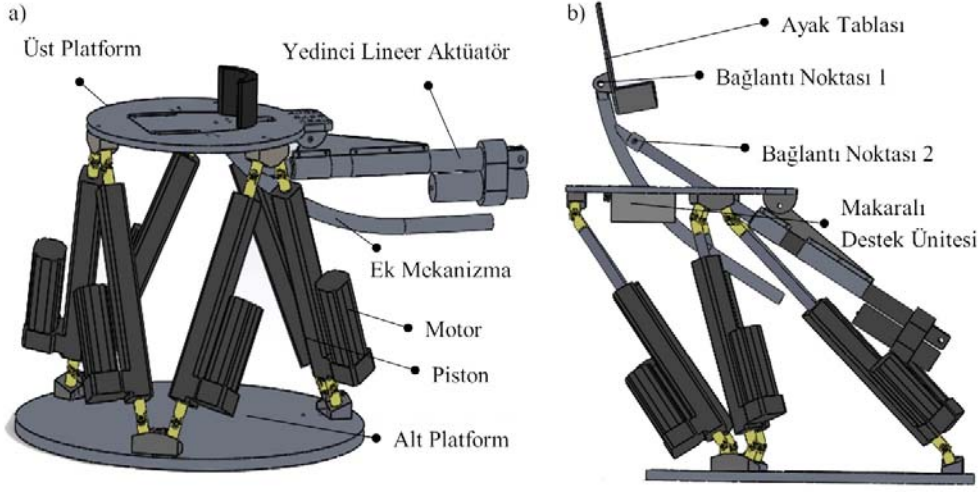
kullanılmıştır. Bu Stewart Platformu yapılı paralel robot, x, y, z ekseninde hem lineer hem de dönme hareketi sağlar ve 6 serbestlik derecesine sahiptir. Üç eksenli dönme hareketi yapan ayak bileğinin rehabilitasyonuna çok uygundur. Diz rehabilitasyonunda Stewart Platformunun çalışma uzayı yetersiz kalmaktadır.

Bu nedenle paralel robota yedinci bir lineer aktüatör ilave edilerek çalışma uzayı genişletilmiştir. Diz rehabilitasyonunda ekstansiyon hareketinde; paralel robot ve 7'inci lineer aktüatör senkron çalışarak hareketi gerçekleştirir. Üst platformun ortasında bulunan aralıktan geçecek şekilde tasarlanan çeyrek çember yapılı alüminyum mekanizma, 7'inci lineer aktüatörün pistonunun uç kısmına bağlıdır (Şekil 2, Bağlantı Noktası 2). Diğer ucu ise üst platformun orta kısmına yerleştirilmiş olan, rehabilitasyon yapılan kişinin ayağının yerleştirildiği ayak tablası ile bağlantılıdır (Şekil 2, Bağlantı Noktası 1). İlgili mekanik parçanın sabit ilerlemesi ve kuvvet desteği sağlanması için destek olarak üst platformun aralığının üzerinde makara ve yarığın kenarlarına teflon malzemeden destek parçaları ilave edilmiştir. Yedinci lineer aktüatörün pistonun uzamasıyla ek mekanik parça üst platformun ortasındaki yarıktan geçerek ilerler ve Stewart Platformu bacağın gerekli pozisyonunu sağlamak için kinematik hesaplamalarına göre x ve z eksenlerinde hareket eder. Böylece diz rehabilitasyonunda, bacağın yörüngesinin en doğru şekilde takibi sağlanmış olur. Yedinci lineer aktüatörün ağırlığının dengelemesi için motorun arka tarafından çelik halat sabitlenmiş ve koltuğun alt tarafına monte edilen makaralar üzerinden dengeleyici ağırlık ile bağlanmıştır (Şekil 3, sağ). Ayak Bileğinin ve dizin açıları çok eksenli iki farklı eğim sensörü ile ölçülmüştür.

Rehabilitasyon yapılacak kişinin oturacağı koltuk, bacak boyuna göre ayarlanabilmesi için aşağı/yukarı, sağ veya sol alt uzağa rehabilitasyon sağlayabilmesi için de sağa/sola kaydırılabilir sabitlenebilmektedir. Ayrıca gönüllünün güvenliği için oturağın yanında, elektronik sistemin üzerinde ve kullanıcının yanında olmak üzere üç adet acil durdurma butonu sisteme yerleştirilmiştir.



Şekil 1. Eklem Hareketleri: a) Ayak Bileği, b) Diz (Joint movements: a) ankle, b) knee)



Şekil 2. Rehabilitasyon robotunun mekanik yapısının 3D-CAD gösterimi (3D-CAD illustration of mechanical structure of rehabilitation robot)



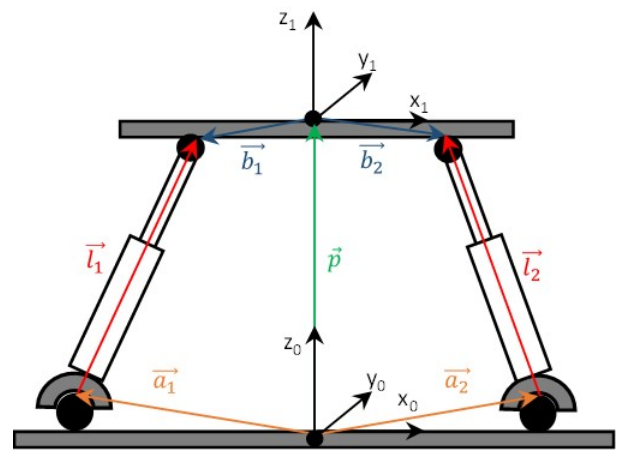
Şekil 3. Alt uzuv rehabilitasyon robotu (Rehabilitation robot for lower limb)

2.2. Robotun Kinematiği (Kinematics of the Robot)

Paralel robotlarda, seri robotların aksine ters kinematik hesaplamaları daha basitken ileri kinematik hesaplamaları çok daha karmaşıktır. Kapalı zincir kinematik yapısından dolayı ileri kinematik hesaplamalarında 64 farklı çözüm elde edilir, gerçek çözüme ulaşmak için literatürde farklı nümerik analiz metotları kullanılmıştır. Bu çalışmada ileri kinematik hesaplamaları Newton-Raphson metoduyla, ters kinematik hesaplamaları vektörel metotla çözümlenmiştir.

2.2.1. Robotik sistemin ters kinematiği (Inverse kinematics of the robotic system)

Rehabilitasyon robotunun ters kinematiği Stewart Platformu kısmı ve ilave mekanik kısım olarak iki parçadan oluşur. Stewart Platformu kısmında, üst platformun orta noktasının pozisyon ve oryantasyonu için her bir lineer aktüatörün strok uzunluğunun belirlenmesi ters kinematik hesaplamalarıyla gerçekleşir. Şekil 4'te Stewart Platformunun iki bacağı üzerinde ters kinematik hesaplamaları için vektörleri gösterilmiştir.



Şekil 4. Ters kinematik hesaplamaları için Stewart Platformunun vektörel tanımı (vectorial definition of Stewart Platform for inverse kinematics calculations)

Alt ve üst platform için iki ayrı kartezyen koordinat sistemi tanımlanmıştır. Alt platformun merkezinde yer alan

koordinat sisteminin (temel koordinat sistemi) merkeziyle alt mafsallar arasındaki ve alt mafsallardan üst mafsallara kadar platformun bacakları boyunca olan vektörler sırasıyla \vec{a}_i ve \vec{l}_i ile ifade edilmektedir. Temel koordinat sisteminin orjininden üst platformun orjinine uzanan \vec{p} vektörü temel koordinat sisteminde ifade edilirler. Üst platformun orjininden bacakların üst mafsallarına doğru olan \vec{b} vektörü ise üst platform koordinat sistemine göre ifade edilmektedir. Vektörel toplama işlemi için üst platform koordinatında yer alan \vec{b} vektörü Euler açılarından oluşan rotasyon matrisi ile çarpılarak temel koordinat sisteminde tanımlanır [21].

Vektörel toplama ile platformun her bir bacağı için l_i bacak uzunlukları Eş. 1 ve Eş. 2 ile hesaplanır.

$$L_i = R \cdot \vec{b}_i + \vec{p}_i - \vec{a}_i \quad (1)$$

$$l_i = \sqrt{L_{ix}^2 + L_{iy}^2 + L_{iz}^2} \quad (i = 1, 2, \dots, 6) \quad (2)$$

Lineer aktüatörlerin piston uzunlukları, bacak uzunluklarından sabit uzunlukları çıkartılarak Eş. 3'deki gibi elde edilir.

$$q_i = l_i - l_s \quad (3)$$

Rehabilitasyon robotunun Stewart Platformu kısmıyla ayak bileğinin tüm eklem hareket açıklıkları karşılanmaktadır. Diz eklemının ekstansiyon hareketinde Stewart Platformu ile birlikte 7'inci lineer aktüatör devreye girer. Şekil 6'da gösterildiği gibi; Stewart Platformu, negatif x yönünde A noktasında harekete başlar. B noktasında platform "0" pozisyonundadır. Dizi Θ° 'ye kadar getirdikten sonra ayak C noktasındayken 7'inci lineer aktüatör devreye girer ve alt kısmına monte edilen çeyrek çember uçlu ve düz sonlandırılmış parça sayesinde ayak Θ° 'den sonra kalan çember yörüngeyi piston uzamasıyla doğru orantılı olarak gerçekleştirir. Maksimum D noktasına gelir. D noktası ile A noktası arasında, diz ekstansiyon hareketinde maksimum

değer olan 90° açı sağlanmış olur. Şekil 5'te "r" bacak uzunluğunu ifade eder.

Yedinci lineer aktüatörün hareketi eğik parçanın bacak yörüngesinden sapması deneysel ve CAD programıyla hesaplanmıştır. Şekil 6'da CAD programıyla birebir çizilen sistemin bacak yörüngesinden sapması mm cinsinden verilmiştir. Burada yeşil çizgi, diz ekstansiyon hareketinde ayağın takip ettiği yörüngedir. 7'inci lineer aktüatörün pistonu ayakaltının tam merkezinden sabitlendiği için diz hareketi boyunca piston bu yörüngeyi takip eder. Bu sapmaları elimine etmek için 7'inci lineer aktüatörün Şekil 5'de gösterilen C-D bölgesindeki hareketi esnasında Stewart Platformu bu sapma miktarı kadar x ve z ekseninde hareket ederek bacak yörüngesinin tam takibini sağlamaktadır. Bacağın stabil hareketi için, eğri parça hareketi esnasında destek almak için makaraya dayanıp ilerler.

Stewart Platformu için hareket eşitlikleri aşağıda verilmiştir (Eş. 4-Eş. 10).

$$x_0 = -r \cdot \sin \gamma \quad (4)$$

$$r^2 = x^2 + z^2 \quad (5)$$

$$z_0 = -(r - \sqrt{r^2 - x_0^2}) \quad (6)$$

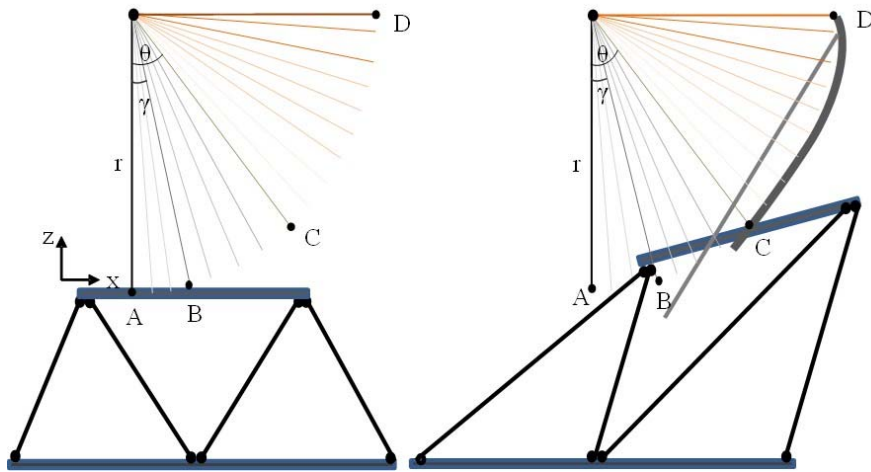
$$x_\theta = r \cdot \sin \theta \quad (7)$$

$$z_\theta = -(r - \sqrt{r^2 - x_\theta^2}) \quad (8)$$

$$x_{st} = x_0 + x_\theta \quad (9)$$

$$z_{st} = z_0 + z_\theta \quad (10)$$

x_{st} ve z_{st} uzunlukları ters kinematik hesaplamalarında pozisyon vektörüne yerleştirilir, böylece Stewart Platformunun 6 bacağı için gerekli uzunlukları Eş.11 ve 12'deki gibi hesaplanır.

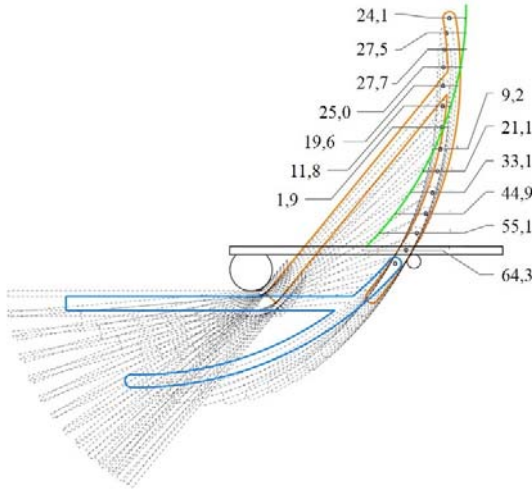


Şekil 5. Diz-ekstansiyon hareketi için robotun kinematik yapısı (Kinematics structure of robot for knee-extension movement)

$$\begin{bmatrix} L_{ix} \\ L_{iy} \\ L_{iz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{x1} & R_{y1} & R_{z1} \\ R_{x2} & R_{y2} & R_{z2} \\ R_{x3} & R_{y3} & R_{z3} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} p_{xst} \\ p_y \\ p_{zst} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$l_p = \sqrt{L_{ix}^2 + L_{iy}^2 + L_{iz}^2} - l_s \quad (12)$$

Stewart Platformu Şekil 5’de gösterilen C noktasına geldiğinde 7’inci Lineer aktüatör devreye girer. Şekil 6’da yer alan 7’inci Lineer Aktüatör, yörüngeyi simgeleyen yeşil çizginin başlama noktasından ilk yörünge hareketine başladığında destek aldığı küçük makaranın temas yüzeyine kadar x ekseninde doğrusal hareket eder. Eğik parçanın makaraya dayanmasıyla birlikte bacak yörüngesini takip etmeye başlar. Bu nedenle lineer aktüatörün hareketi iki bölge olarak hesaplanmıştır:



Şekil 6. Eklene mekanizmanın diz yörüngesinden sapma değerleri (Deviation of implemented mechanism from knee-trajectory)

Birinci Bölgede; yedinci lineer aktüatör 0 pozisyonundan makaraya kadar olan bölgedir. Bu bölgede lineer regresyon metoduyla Stewart Platformunun x eksenindeki yer değiştirmesi Eş. 13 ve 14’te verilmiştir:

$$s_x = -s \quad (13)$$

$$x_{st} = x_{st43} - s \quad (14)$$

Bu eşitliklerde “s”, 7’inci lineer aktüatörün uzama miktarıdır. x_{st} Stewart Platformunun son pozisyonuna göre yer değiştirmesini ifade eder.

Lineer regresyon grafiği Şekil 7a’da verilmiştir. 50 mm 7’inci lineer aktüatörün piston uzama mesafesi için lineer regresyon kullanılır.

İkinci Bölgede; eğik parçanın ucu makaraya dayanmasıyla birlikte bacak yörüngesini takip etmeye başlar. Bu bölgede Şekil 7b’de verilen sapmaların dikkate alınması gerekmektedir. Yedinci lineer aktüatörün pistonunun uzama miktarına göre değişen sapma değerleri, polinom regresyon

ile hesaplanmıştır. Şekil 7b’de polinom regresyon grafiği yer almaktadır. Grafiğin polinomu Eş. 15’de belirtilmiştir.

$$s_x = -71,26 - 0,211s + 0,0066s^2 - 0,00002015s^3 + 0,000000013s^4 \quad (15)$$

Burada s, 7’inci Lineer Aktüatörün uzama miktarıdır.

Elde edilen bu polinomla sapmaları elimine etmek için 7’inci lineer aktüatör ve Stewart Platformunun hareketi matematiksel ifade olarak elde edilerek robotun kontrol yazılımına yerleştirilmiştir.

İkinci bölge için Stewart Platformunun son pozisyonuna göre yer değiştirmesi Eş. 16 ile ifade edilir.

$$x_{st} = x_{st43} + s_x \quad (16)$$

Eş. 17 ve 18’de diz açısındaki değişime bağlı olarak uç işlemci kabul edilen ayağın pozisyonu için gerekli olan 7’inci lineer aktüatörün uzama miktarı hesaplanır.

$$s = (\theta - 47) \cdot \frac{24}{43} + 6 \quad (17)$$

$$L_i = R \cdot \bar{b}_i + \bar{P} - \bar{a}_i \quad (18)$$

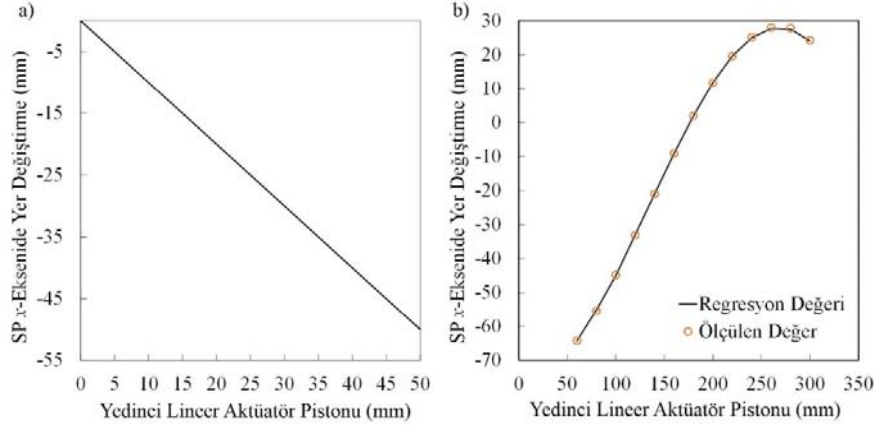
x_{st} uzunluğu Stewart Platformu kinematik hesaplamalarında pozisyon vektörüne yerleştirilerek Stewart Platformunun 6 bacağı için gerekli uzunluklar hesaplanır. Böylece tüm sistemi kapsayan ters kinematik hesaplamaları oluşturulur.

2.2.2. Robotik sistemin ileri kinematiği (Forward kinematics of the robotic system)

Rehabilitasyon robotu paralel robot yapısından dolayı kapalı zincir bir kinematik yapıya sahiptir ve bu nedenle ileri kinematik hesaplamalarında aynı eklemler pozisyonları için 64 farklı üst platform pozisyonu oluşur. Doğru pozisyonları saptayabilmek için farklı matematiksel yöntemler kullanılmaktadır. İleri kinematik eşitliği Newton-Raphson yöntemi kullanılarak 10^{-4} hassasiyetle sayısal olarak hesaplanabilir [22]. Bu hassasiyetin rehabilitasyon robot sistemi için uygun olması nedeniyle çalışmada ileri kinematik hesaplamaları için Newton-Raphson yöntemi kullanılmıştır. Bu metoda göre ilk olarak ters kinematik hesaplamaları sıfıra eşitlenen fonksiyon olarak tanımlanır.

$$f(x)_i = 0 \quad (19)$$

$$f(x)_i = ((p_x + \cos \phi \cdot \cos \beta \cdot b_{xi} + (\cos \phi \cdot \sin \alpha \cdot \sin \beta - \cos \alpha \cdot \sin \phi) \cdot b_{yi} + (\sin \alpha \cdot \sin \phi + \cos \alpha \cdot \cos \phi \cdot \sin \beta) \cdot b_{zi} - a_{xi})^2 + (p_y + \cos \beta \cdot \sin \phi \cdot b_{xi} + (\cos \alpha \cdot \cos \phi + \sin \alpha \cdot \sin \phi \cdot \sin \beta) \cdot b_{yi} + (\cos \alpha \cdot \sin \phi \cdot \sin \beta - \cos \phi \cdot \sin \alpha) \cdot b_{zi} - a_{yi})^2$$



Şekil 7. a) Birinci Bölge için Linear Regresyon Grafiği, b) İkinci Bölge için Polinom Regresyon Grafiği (a) Linear regression curve for the first part, b) Polynomial regression curve for the second part)

$$(p_z + \sin \beta \cdot b_{xi} + \cos \beta \cdot \sin \alpha \cdot b_{yi} + \cos \alpha \cdot \cos \beta) \cdot b_{zi} - a_{zi})^{0.5} - l_s - q_i \quad (20)$$

$$f(x) = [f_1(x) \ f_2(x) \ f_3(x) \ f_4(x) \ f_5(x) \ f_6(x)]^T \quad (21)$$

$f(x)_i$ 'in türevi alınarak aşağıdaki matris oluşturulur.

$$Df^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{\partial q_1}{\partial x} & \frac{\partial q_1}{\partial y} & \frac{\partial q_1}{\partial z} & \frac{\partial q_1}{\partial \alpha} & \frac{\partial q_1}{\partial \beta} & \frac{\partial q_1}{\partial \theta} \\ \frac{\partial q_2}{\partial x} & \frac{\partial q_2}{\partial y} & \frac{\partial q_2}{\partial z} & \frac{\partial q_2}{\partial \alpha} & \frac{\partial q_2}{\partial \beta} & \frac{\partial q_2}{\partial \theta} \\ \frac{\partial q_3}{\partial x} & \frac{\partial q_3}{\partial y} & \frac{\partial q_3}{\partial z} & \frac{\partial q_3}{\partial \alpha} & \frac{\partial q_3}{\partial \beta} & \frac{\partial q_3}{\partial \theta} \\ \frac{\partial q_4}{\partial x} & \frac{\partial q_4}{\partial y} & \frac{\partial q_4}{\partial z} & \frac{\partial q_4}{\partial \alpha} & \frac{\partial q_4}{\partial \beta} & \frac{\partial q_4}{\partial \theta} \\ \frac{\partial q_5}{\partial x} & \frac{\partial q_5}{\partial y} & \frac{\partial q_5}{\partial z} & \frac{\partial q_5}{\partial \alpha} & \frac{\partial q_5}{\partial \beta} & \frac{\partial q_5}{\partial \theta} \\ \frac{\partial q_6}{\partial x} & \frac{\partial q_6}{\partial y} & \frac{\partial q_6}{\partial z} & \frac{\partial q_6}{\partial \alpha} & \frac{\partial q_6}{\partial \beta} & \frac{\partial q_6}{\partial \theta} \end{bmatrix} \quad (22)$$

$$x_{j+1} = x_j - Df^{-1} \cdot f(x_j) \quad (23)$$

Eş. 23'e göre iterasyonla üst platformun mevcut konumu hesaplanır [23].

Newton-Raphson ile hesaplanan Stewart Platformunun orta noktasının konumu aynı zamanda ayağında konumunu vermektedir. Böylece, Eş. 25 ile, 7'inci piston hareket halindeyken yer değiştirmeye bağlı olarak bacağın diz açısı belirlenir. Yedinci lineer aktüatör "0" pozisyonuna geldiğinde sadece Stewart Platformu hareket ederken diz açısına bağlı ileri kinematik Eş. 25 ile hesaplanır.

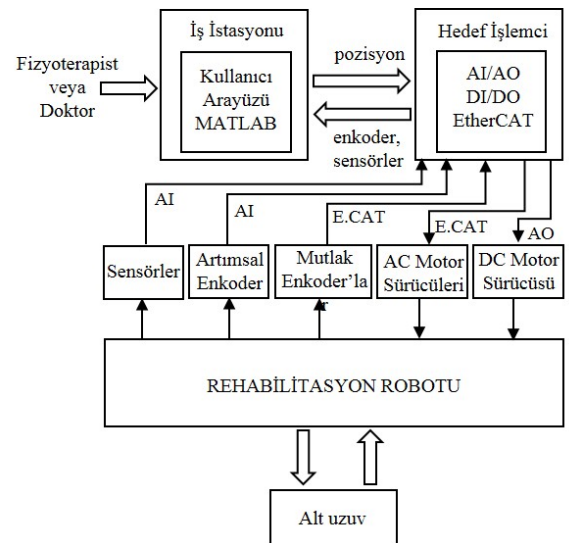
$$\theta = (s - 6) \cdot \frac{43}{24} + 47 \quad (24)$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{x_{st} - x_0}{r}\right) \quad (25)$$

2.3. Elektronik Donanımı ve Kontrol Yapısı

Rehabilitasyon robotunun elektronik yapısı Şekil 8'de gösterilmiştir. Rehabilitasyon robotu, iş istasyonu ve hedef işlemci olmak üzere iki işlemciye sahiptir. İş istasyonunda

Matlab 2019a programında oluşturulan kullanıcı arayüzü ile doktor ya da fizyoterapist, robotu yönetir. İkinci bilgisayar olan hedef işlemci olarak "Speedgoat Baseline" cihazı kullanılmıştır. Bu işlemci Matlab Realtime ile uyumludur ve gerçek zamanlı kontrol haberleşmesinde master özelliği olduğu gibi, üzerinde yer alan dijital ve analog giriş çıkış bağlantılarıyla farklı sensörlerden dijital veya analog gerçek zamanlı veri transferi sağlar. Burada analog giriş ve çıkışlar, AI ve AO olarak belirtilmiştir. Stewart Platformunun 6 adet lineer aktüatörü (Kollmorgen) için 6 adet (AKD) sürücü kullanılmaktadır. Beckhoff firmasının TwinCAT yazılım programıyla 6 motorun haberleşmesi için seri topoloji oluşturulmuştur. Oluşturulan topoloji Matlab-Simulink programında sürücülerin kontrolünün sağlanması için başlatma protokolü olarak kullanılır. Bu topolojiye göre Matlab gerçek zamanlı kontrolde, hedef işlemci üzerinden EtherCAT haberleşme ile sürücülerle bağlantı kurar. Hedef işlemci burada 6 sürücünün yöneticisi (master) işlevini görür.



Şekil 8. Rehabilitasyon Robotunun elektronik yapısının şematik gösterimi (Schematic presentation of the Rehabilitation Robot's electronic structure)

Yedinci lineer aktüatörün sürücüsü ve artımsal enkoderi analog olarak hedef işlemciye bağlanmıştır. Stewart Platformu ve bacakta yer alan çok eksenli eğim sensörlerinden de analog olarak hedef işlemci bağlantısıyla ölçüm alınmaktadır. 6 lineer aktüatörün mutlak enkoderleri ise EtherCAT üzerinden hedef işlemciye bağlıdır.

Robotik sistemde kullanılan sensörler, ölçüm aralığı ve hassasiyeti Tablo 1’de verilmiştir. Birinci Eğim Sensörü ayağa bağlanmaktadır. Ayak bileği 3 ekseninde azami 40° hareket açıklığına sahip olduğu için 60° ’lik eğim sensörü kullanılmıştır. Diz için 90° ölçüm aralığı olan eğim sensörü kullanılmıştır. Stewart Platformunun 6 adet lineer aktüatörlerde mutlak enkoder, 7’inci lineer aktüatörde artımsal enkoder kullanılmıştır.

Tablo 1. Robotik Sistemde kullanılan Sensörler
(Sensors used in robotic system)

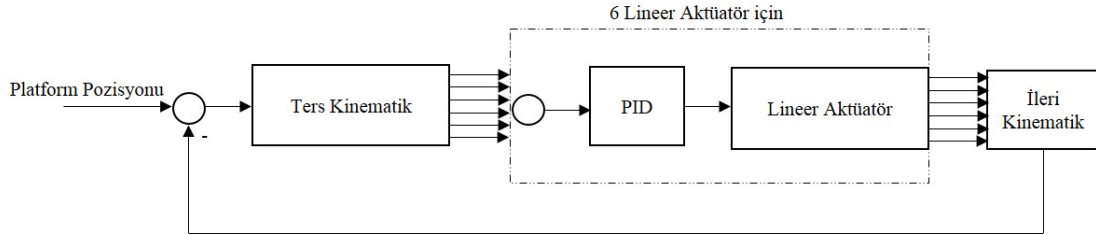
Sensörler	Ölçüm Aralığı	Hassasiyet
Eğim Sensörü 1	$\pm 60^\circ$	$0,1^\circ$
Eğim Sensörü 2	$\pm 90^\circ$	$0,1^\circ$
Mutlak Enkoder	-	$15 \cdot 10^{-6}$ mm
Artımsal Enkoder	-	0,1 mm

Şekil 9’da gösterildiği gibi Stewart Platformunun 6 adet lineer aktüatörünün pozisyonu PID kontrol ile Matlab/Simulink Realtime programında sağlanır. Kontrol edilen her bir pistonun yörünge takibi pozisyonları kinematik hesaplamayla yapılarak istenilen üst platform pozisyonu için 6 aktüatörün eş zamanlı kontrolü sağlanır.

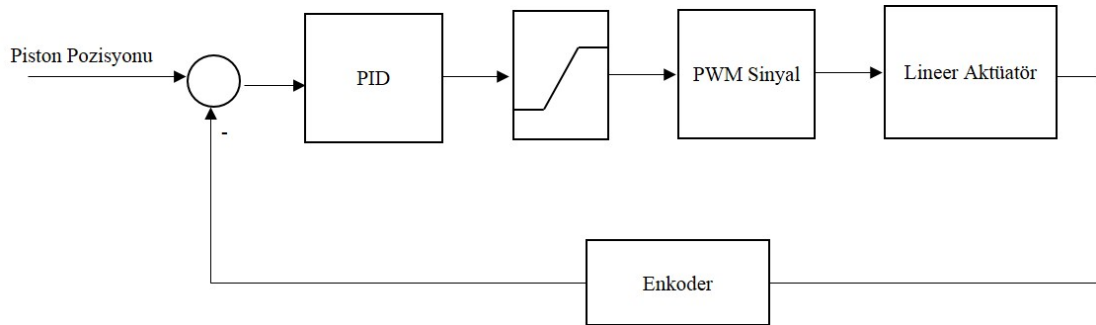
Şekil 10’da 7’inci lineer aktüatörün kontrol yapısı verilmiştir. Aktüatörün DC Motorunun hız kontrolü, Darbe Genişlik Modülasyonu (PWM) yöntemi ve pozisyon kontrolü ayırık PID kontrolör ile gerçekleştirilmiştir.

3. DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR (EXPERIMENTAL RESULTS AND DISCUSSIONS)

Sağlıklı bireyin alt uzvu ile yapılan deneysel çalışmada rehabilitasyon robotunun ayak bileği ve diz için belirlenen maksimum EHA’lar uygulanırken ayak bileği ve dize yerleştirilen eğim sensörleriyle eklemlerdeki açısal değişimler tespit edilmiştir. Ayrıca hareket esnasında lineer aktüatörlerdeki pozisyon değişimi ve yörüngeyi takipleri incelenmiştir. Pasif egzersiz uygulamasında belirli bir germe süresi uygulanarak süre sonunda ilgili eklem ilk pozisyonuna getirilmiştir. Şekil 11’de ayak bileği dorsifleksiyon eklem hareketi grafikleri yer almaktadır. Ayak maksimum açıya getirildikten sonra sabit pozisyonda 3 saniye ayağa germe uygulanmaktadır. Hareket y-ekseninde dönme hareketi olduğu için x-eksenine göre simetrik lineer aktüatör pistonları (L1-L2, L3-L4 ve L5-L6) eşit uzamaya sahiptir (Bkz. Şekil 11a). Şekil 11c’de lineer aktüatörlerin yörünge takibinde zamana bağlı mutlak hatası verilmiştir, buna göre maksimum mutlak hata 3,2 mm’dir. Şekil 11b’de ayağa sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır. Eğim sensörünün $0,1^\circ$ ölçüm hassasiyeti hata olarak dâhil edildiğinde ayak bileği açısının ortalama bağlı hatası 0,00932 (mutlak hatası $0,286^\circ$) elde edilmiştir. Plantarfleksiyon hareketi dorsifleksiyon ile aynı ekseninde ters yönde gerçekleştiği için x-eksenine göre simetrik lineer aktüatör pistonları (L1-L2, L3-L4 ve L5-L6) eşit uzamaya sahiptir (Şekil 11d). Şekil 11f’de lineer aktüatörlerin yörünge takibinde zamana bağlı mutlak hatası gösterilmiştir, buna göre maksimum mutlak hata 3,6 mm’dir. Şekil 11e’de ayağa sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır. Eğim sensörünün $0,1^\circ$ ölçüm hassasiyeti hata olarak dâhil edildiğinde ayak bileği açısının ortalama bağlı hatası 0,00866 (mutlak hatası $0,44^\circ$) elde edilmiştir.



Şekil 9. Stewart Platformunun Kontrolü (Control of Stewart Platform)

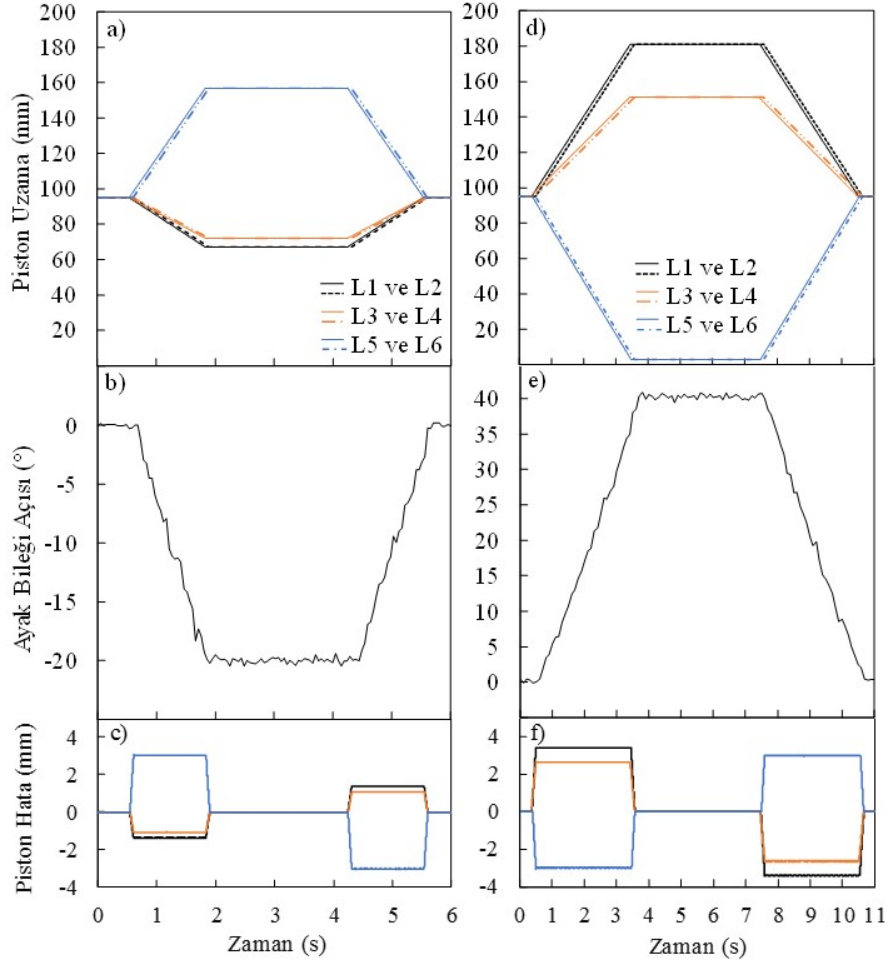


Şekil 10. Yedinci Lineer Aktüatörün Kontrolü (Control of 7th linear actuator)

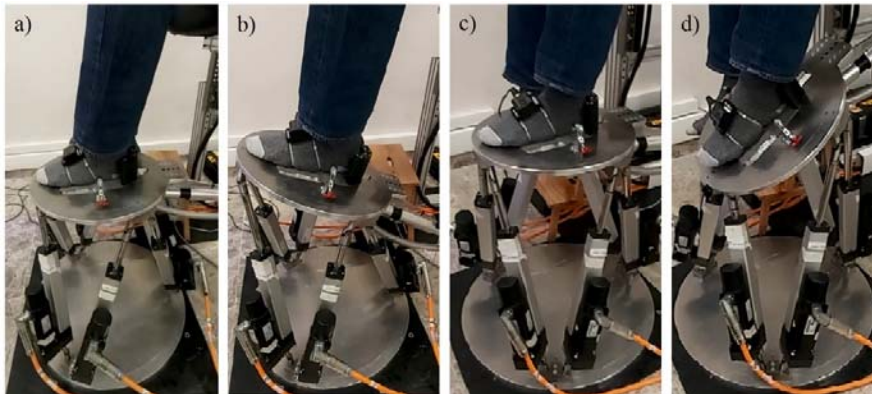
Şekil 12’de rehabilitasyon robotunun dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketlerinin sağlıklı birey ayak bileği üzerinde uygulamaları gösterilmiştir. Şekil 13’de ayak bileği abduksiyon ve adüksiyon eklem hareket grafikleri yer almaktadır. Z-ekseninde negatif yönde dönme ile

gerçekleşen harekette lineer aktüatör pistonları L1-L4-L5 ve L2-L3-L6 eşit uzamaya sahiptir. (Şekil 13a).

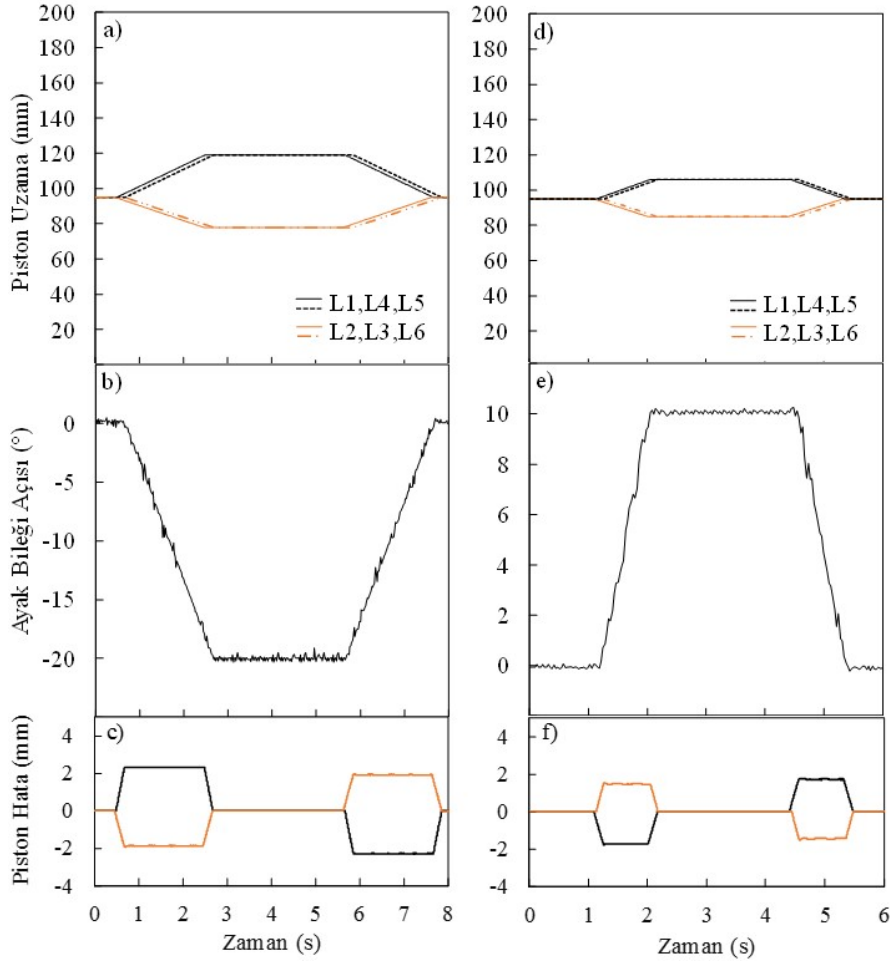
Şekil 13c’de lineer aktüatörlerin yörünge takibinde zamana bağlı mutlak hatası verilmiştir, buna göre maksimum mutlak



Şekil 11. Dorsifleksiyon-Plantarfleksiyon: a) ve d) Kesik Çizgi: Lineer Aktüatör Piston Pozisyonları, Sürekli Çizgi: Pozisyon Yörüngesi, b) ve e) Ayak Bileği Açısındaki Değişim, c) ve f) Lineer Aktüatör Pistonlarının Konum Hataları (Dorsiflexion-Plantarflexion: a) and d) Dashed line: Position of linear actuator rods, Continuous line: Position trajectory, b) and e) Change of ankle's angle, c) and f) Position error of linear actuator rods)



Şekil 12. Dorsifleksiyon: a) Ayak Bileği 0°, b) Ayak Bileği -20°, Plantarfleksiyon: c) Ayak Bileği 0°, d) Ayak Bileği 40° (Dorsiflexion: a) Ankle 0°, b) Ankle -20°, Plantarflexion: c) Ankle 0°, d) Ankle 40°)

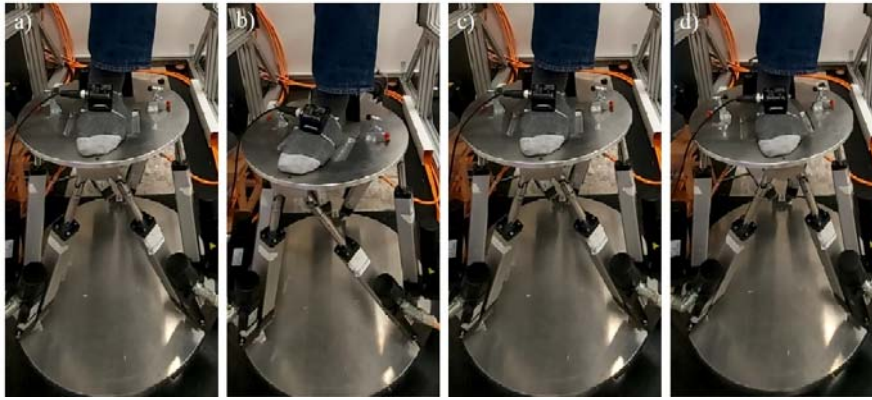


Şekil 13. Abdüksiyon-Adüksiyon: a) ve d) Kesik Çizgi: Linear Aktüatör Piston Pozisyonları, Sürekli Çizgi: Pozisyon Yörüngesi, b) ve e) Ayak Bileği Açısındaki Değişim, c) ve f) Linear Aktüatör Pistonlarının Konum Hataları (Abduction-Adduction: a) and d) Dashed line: Position of linear actuator rods, Continuous line: Position trajectory, b) and e) Change of ankle's angle, c) and f) Position error of linear actuator rods)

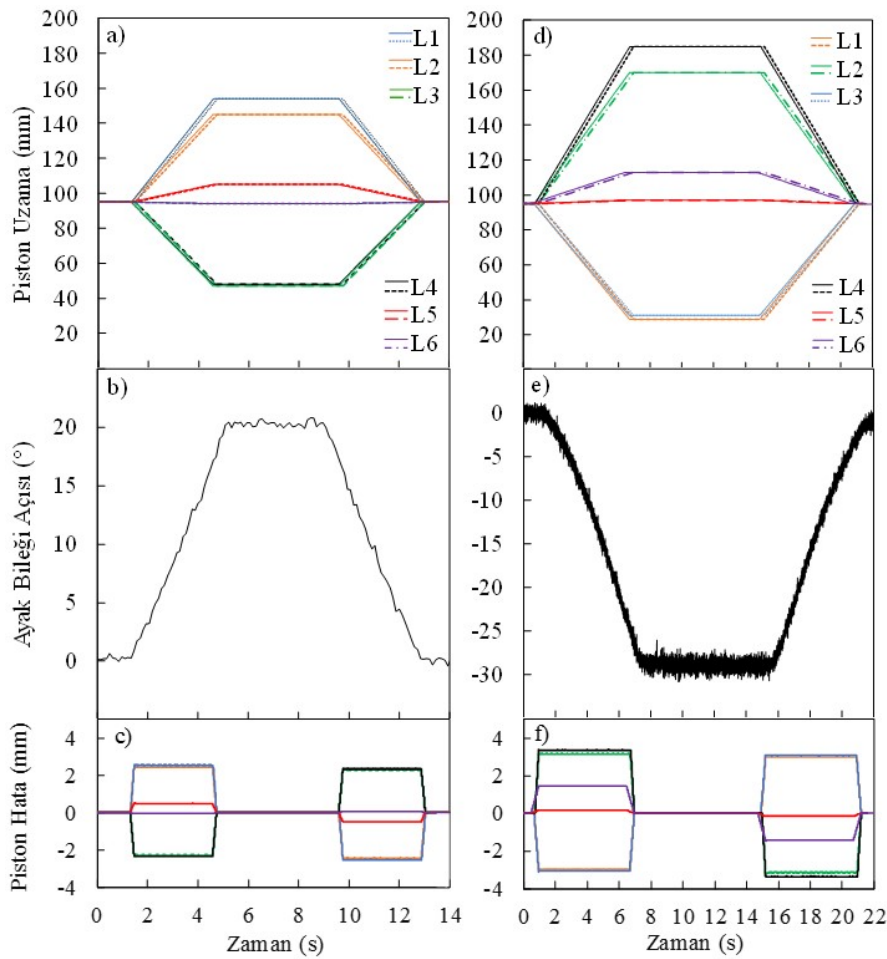
hata 2,8 mm'dir. Şekil 13b'de ayağa sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır. Ayak bileği z-ekseninde dönme ile maksimum EHA -20° 'ye ulaşmaktadır. Eğim sensörünün $0,1^{\circ}$ ölçüm hassasiyeti hata olarak dâhil edildiğinde ayak bileği açısının ortalama bağıl hatası 0,0076 (mutlak hatası $0,25^{\circ}$) elde edilmiştir. Z-ekseninde pozitif yönde dönme ile gerçekleşen adüksiyon hareketinde lineer aktüatör pistonları L1-L4-L5 ve L2-L3-L6 eşit uzamaya sahiptir (Şekil 13d). Şekil 13f'de lineer aktüatörlerin yörünge takibinde zamana bağlı mutlak hatası verilmiştir, buna göre maksimum mutlak hata 2,1 mm'dir. Şekil 13e'de ayağa sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır. Ayak bileği z-ekseninde dönme ile maksimum EHA 10° 'ye ulaşmaktadır. Eğim sensörünün $0,1^{\circ}$ ölçüm hassasiyeti hata olarak dahil edildiğinde ayak bileği açısının ortalama bağıl hatası 0,0084 (mutlak hatası $0,184^{\circ}$) elde edilmiştir. Şekil 14'de rehabilitasyon robotunun abdüksiyon ve adüksiyon hareketlerinin sağlıklı birey ayak bileği üzerinde uygulamaları gösterilmiştir. Şekil 15'da ayak bileği eversiyon ve inversiyon eklem hareket grafikleri yer

almaktadır. Eversiyon eklem hareketi x-ekseninde pozitif yönde dönme ile gerçekleşir. Zamana bağlı lineer aktüatör piston pozisyonları Şekil 15a'da gösterilmiştir. Şekil 15b'de ayağa sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır.

Ayak bileği x-ekseninde dönme ile maksimum EHA 20° 'ye ulaşmaktadır. Eğim sensörünün $0,1^{\circ}$ ölçüm hassasiyeti hata olarak dahil edildiğinde ayak bileği açısının ortalama bağıl hatası 0,016 (mutlak hatası $0,43^{\circ}$) elde edilmiştir. Şekil 15c'de lineer aktüatörlerin yörünge takibinde zamana bağlı mutlak hatası verilmiştir, buna göre maksimum mutlak hata 2,9 mm'dir. İnversiyon eklem hareketi x-ekseninde negatif yönde dönme ile gerçekleşir ve zamana bağlı lineer aktüatör piston pozisyonları Şekil 15d'de gösterilmiştir. Şekil 15e'de ayağa sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır. Ayak bileği x-ekseninde dönme ile maksimum EHA -30° 'ye ulaşmaktadır. Eğim sensörünün $0,1^{\circ}$ ölçüm hassasiyeti hata olarak dahil edildiğinde ayak bileği açısının ortalama bağıl hatası 0,036 (mutlak hatası $1,2^{\circ}$) elde edilmiştir. Şekil 15f'de lineer aktüatörlerin yörünge



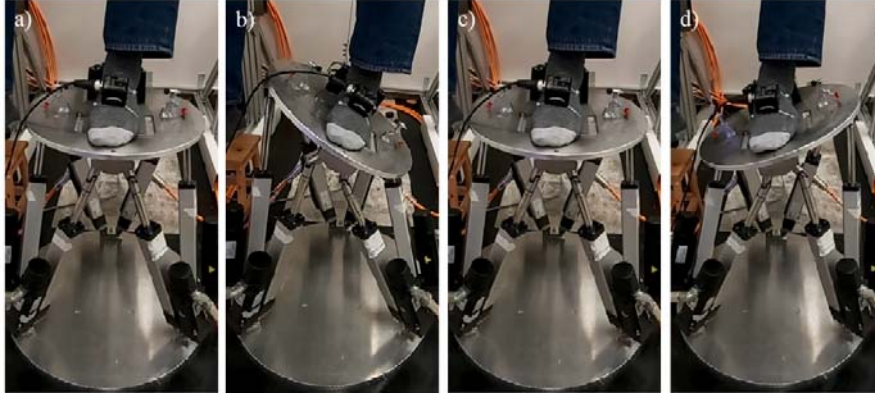
Şekil 14. Abdüksiyon: a) Ayak Bileği 0°, b) Ayak Bileği -20°, Adüksiyon: c) Ayak Bileği 0°, d) Ayak Bileği 10°
(Abduction: a) Ankle 0°, b) Ankle -20°, Adduction: c) Ankle 0°, d) Ankle 10°)



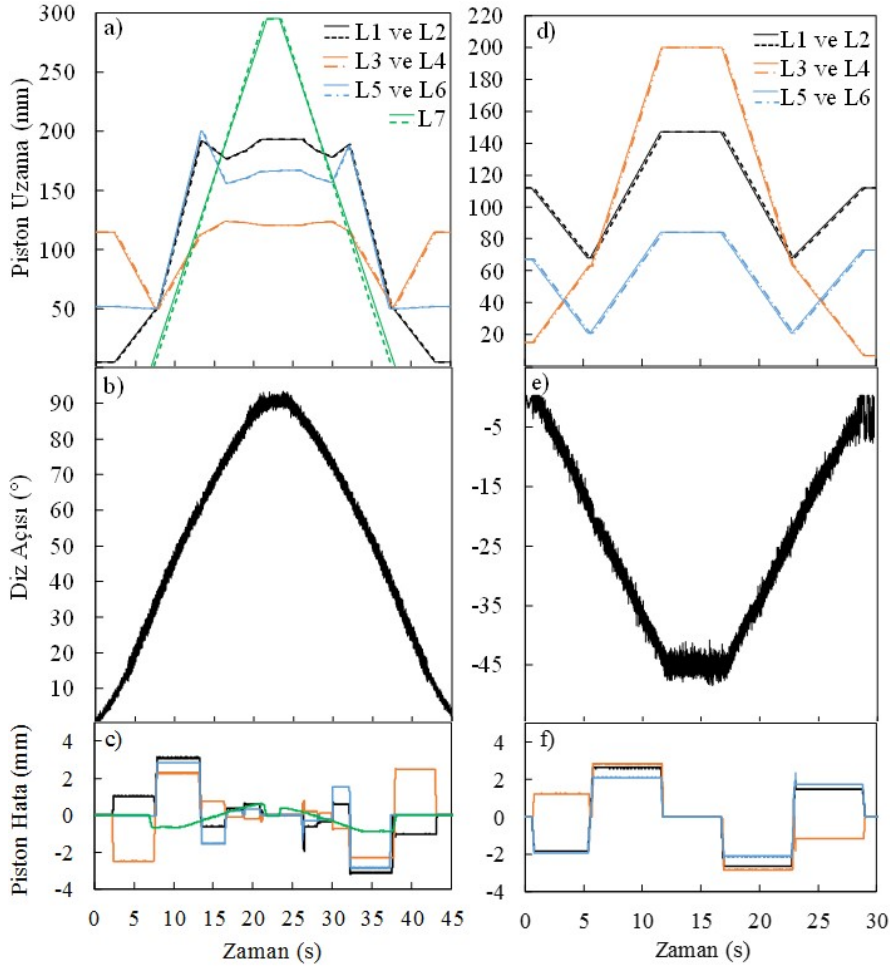
Şekil 15. Eversiyon-İnversiyon: a) ve d) Kesik Çizgi: Lineer Aktüatör Piston Pozisyonları, Sürekli Çizgi: Pozisyon Yörüngesi, b) ve e) Ayak Bileği Açısındaki Değişim, c) ve f) Lineer Aktüatör Pistonlarının Konum Hataları
(Eversion-Inversion: a) and d) Dashed line: Position of linear actuator rods, Continuous line: Position trajectory, b) and e) Change of ankle's angle, c) and f) Position error of linear actuator rods)

takibinde zamana bağlı mutlak hatası verilmiştir, buna göre maksimum mutlak hata 3,6 mm'dir. Şekil 16'da rehabilitasyon robotunun eversiyon ve inversiyon hareketlerinin sağlıklı birey ayak bileği üzerinde uygulamaları gösterilmiştir. Şekil 17'de diz ekstansiyon ve

flexiyon hareket grafikleri yer almaktadır. Ekstansiyon ekleme hareketinde paralel robotun başlangıç pozisyonu olarak x-ekseninde maksimum negatif pozisyon ayarlanır. Paralel robot tüm pistonları eşit olarak sıfır pozisyonuna geldiğinde ilave edilmiş olan 7'inci lineer aktüatör hareket



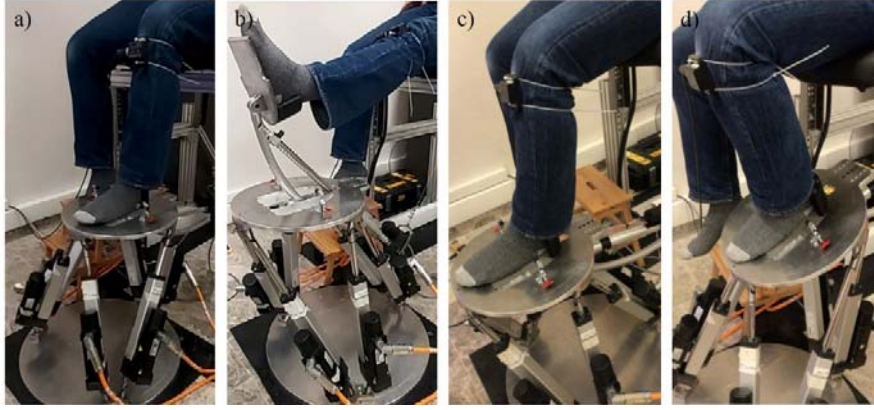
Şekil 16. Eversiyon: a) Ayak Bileği 0°, b) Ayak Bileği 20°, İnverson: c) Ayak Bileği 0°, d) Ayak Bileği -30°
(Eversion: a) Ankle 0°, b) Ankle 20°, Inversion: c) Ankle 0°, d) Ankle -30°)



Şekil 17. Diz Ekstansiyon-Fleksiyon: a) ve d) Kesik Çizgi: Linear Aktüatör Piston Pozisyonları, Sürekli Çizgi: Pozisyon Yörüngesi, b) ve e) Ayak Bileği Açısındaki Değişim, c) ve f) Linear Aktüatör Pistonlarının Konum Hataları
(Knee Extension-Flexion: a) and d) Dashed line: Position of linear actuator rods, Continuous line: Position trajectory, b) and e) Change of ankle's angle, c) and f) Position error of linear actuator rods)

başlar. Bu linear aktüatörün pistonuna sabitlenmiş mekanizma, ucuna sabitlenen ayak tablasıyla 90°'ye kadar diz yörüngesini tamamlamak için harekete başlar. Şekil 17a'da zamana bağlı yedi linear aktüatörün piston pozisyonları gösterilmiştir. Diz yörüngesinin tam takibi için

7'inci linear aktüatörün pozisyonuna göre, paralel robot hataları karşılar. Şekil 17b'de dizin altına sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır. Diz maksimum EHA 90°'ye ulaştığında diz açısının ortalama bağlı hatası 0,0078'dir. Eğim sensörünün 0,1° ölçüm



Şekil 18. Ekstansiyon: a) Diz 0°, b) Diz 90°, Fleksiyon: c) Diz 0°, d) Ayak Bileği -45°
(Extension: a) Knee 0°, b) Knee 90°, Flexion: c) Knee 0°, d) Knee -30°)

hassasiyeti hata olarak dahil edildiğinde toplam hata 0,8° elde edilmiştir. Şekil 17c’de ise tüm lineer aktüatörlerin yörünge takibinde zamana bağlı mutlak hatası verilmiştir, buna göre maksimum mutlak hata 3,3 mm’dir. Diz fleksiyon eklem hareketinde paralel robot başlangıç pozisyonu olarak x-ekseninde en ileri pozisyonda başlar. Şekil 17d’de zamana bağlı lineer aktüatör piston pozisyonları gösterilmiştir. Şekil 17e’de dizin altına sabitlenen eğim sensörüyle yapılan ölçüm grafiği yer almaktadır. Diz maksimum EHA -45°’ye ulaştığında eğim sensörünün 0,1° ölçüm hassasiyeti hata olarak dahil edildiğinde diz açısının ortalama bağlı hatası 0,013 (mutlak hatası 0,69°) elde edilmiştir. Şekil 17f’de lineer aktüatörlerin yörünge takibinde zamana bağlı mutlak hatası verilmiştir, buna göre maksimum mutlak hata 3,2 mm’dir. Şekil 18’de rehabilitasyon robotunun ekstansiyon ve fleksiyon diz hareketlerinin sağlıklı birey üzerinde uygulamaları gösterilmiştir.

Mohanta vd. [16] çalışmalarında üç lineer aktüatör ile tasarımını yaptıkları alt uzuv rehabilitasyon robotlarında ayak bileği dorsifleksiyon-plantarfleksiyon ve diz fleksiyon hareketlerini gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında yer alan r1,r2 ve r3 sırasıyla lineer aktüatörlerin piston uzamalarını ifade eder. Yörünge takibinde r1 pistonunda %6,74271 (6,8 mm), r2 pistonunda %3,9256 (8,6 mm) ve r3 pistonunda %1,4667 (5,9 mm) maksimum piston pozisyon hatası mevcuttur. Bu çalışma kapsamında geliştirilen rehabilitasyon robotunda ise aynı açı aralığında yapılan dorsifleksiyon- plantarfleksiyon ayak bileği hareketlerinde ve diz fleksiyon hareketinde maksimum piston pozisyon hatası sırasıyla %2 (3,2 mm), %1,9 (3,6 mm) ve %2 (3,2 mm) olarak tespit edilmiştir.

Takemura vd. [11] tasarladıkları giyilebilir Stewart Platformu tasarımlı rehabilitasyon robotuyla dorsifleksiyon-plantarfleksiyon, eversiyon-inversiyon ve abduksiyon-adüksiyon ayak bileği pasif egzersizlerini gerçekleştirmişlerdir. Yazarların makalesinde sunulan üç tekrarlı açı diyagramına göre, yörünge takibinde ortalama 1,5 saniye gecikme ile takip edebildiği ve tüm hareketlerde 3°’den fazla konum sapması olduğu gözlemlenmektedir. Bu çalışma kapsamında geliştirilen rehabilitasyon robotunda ise

ayak bileği pozisyonundaki sapmalar dorsifleksiyon-plantarfleksiyon için sırasıyla 0,28°, 0,44°, abduksiyon-adüksiyon için 0,25°, 0,18°,ve eversiyon-inversiyon için 1,2°, 0,43° olarak hesaplanmıştır. Pasif egzersiz uygulamalarında, bu rehabilitasyon robot sisteminin diğer rehabilitasyon robotlarına göre çok düşük hata oranları ile daha iyi pozisyon takibi sağlamanın nedenleri olarak, sabit paralel yapıda bir robotik sistem olması ve hareket esnasında sabit ve rijit yapısının yanı sıra haberleşme sistemi olarak EtherCAT kullanılmış olması düşünülebilir.

4. SİMGELER (SYMBOLS)

- a : Alt platform merkezi ile lineer aktüatör alt mafsalı arasındaki mesafe (mm)
- b : Üst platform merkezi lineer aktüatör üst mafsalı arasındaki mesafe (mm)
- f(x) : Piston pozisyon fonksiyonu
- l : Stewart Platformu lineer aktüatör uzunluğu (mm)
- L : Stewart Platformu bacağı
- p : Alt platform ile üst platform arasındaki mesafe (mm)
- q : Lineer aktüatör piston uzama (mm)
- r: : Diz-topuk arasındaki bacak uzunluğu (mm)
- R : Euler matrisi
- α : X-ekseninde dönme (°)
- β : Y-ekseninde dönme (°)
- γ : Başlangıç konumunda diz açısı (°)
- θ : Diz açısı (°)
- ϕ : Z-ekseninde dönme (°)
- 1,2,3 : Numaralandırma
- i : Stewart Platformu lineer aktüatör sıralaması
- p : Piston
- st : Stewart Platformunun 7’inci lineer aktüatörle eş zamanlı hareketi
- t : Temel koordinat sistemi

5. SONUÇLAR (CONCLUSIONS)

Literatürde yer alan alt uzuv rehabilitasyon robotlarında ayak bileğinde üç eksenle egzersiz sağlayan robotların diz egzersizi sağlayamadıkları, diz egzersizi sağlayan robotların

ise ayak bileğinde üç eksenle rehabilitasyon yapamadıkları gözlemlenmiştir. Bu çalışmada; 6 serbestlik dereceli bir paralel robot, 7'inci lineer aktüatör ve buna bağlı bir mekanizma ilave edilerek tasarlanmış, böylece çalışma uzayı genişletilerek daha fazla alt uzuv eklemine rehabilitasyon yapılmasını sağlayan yeni bir robot oluşturulmuştur. Mekanik tasarım, elektronik donanım, Newton-Raphson sayısal yöntemiyle ileri kinematik ve vektörel ters kinematik hesaplamalarıyla, matematiksel alt yapısı ve PID pozisyon kontrolü Matlab programında birleştirilerek EtherCAT haberleşme ile robotik sistemin yapısı oluşturulmuştur. Rehabilitasyon robotunun gerçek insan bacağı üzerinde yapılan pasif egzersiz uygulamalarında, ayak bileği dorsifleksiyon-plantarfleksiyon, inversiyon-eversiyon, abduksiyon-adüksiyon ve diz eklemine ekstansiyon-fleksiyon EHA'sını gerçekleştirebilme ve pozisyon kontrolü sonuçları değerlendirilmiş ve literatürle karşılaştırılmıştır. Rehabilitasyon robotunun gerçekleştirdiği tüm egzersizlerde aktüatörlerin yörünge takibi ve ayak açısındaki değişimler ölçülmüştür. Deneysel sonuçlara göre yörünge takibinde zaman gecikmesi 0,5 saniyenin altında ve azami açı sapması 1,2° elde edilmiştir. Bu değerler literatürde yer alan iki farklı alt uzuv rehabilitasyon robotuyla karşılaştırıldığında aynı eklem hareketlerinde, tasarlanan sistemin aktüatörlerinin yörünge takibinde %70, istenilen ayak açısını sağlamada %60 daha iyi sonuç verdiği ölçülmüştür. Bu çalışmada tasarlanan rehabilitasyon robotuyla ileriye yönelik kuvvet ve empedans kontrolü ile aktif rehabilitasyon egzersizleri ve yürüme egzersizleri ile ilgili çalışmalar yapılması öngörülmektedir.

Bu makalede rehabilitasyon robotunda gönüllü birey ile çalışma yapılması için Koç Üniversitesi Biyomedikal Araştırmalar Etik Kurulu'ndan (22.06.2020, No: 2020.059.IRB2.018) onay belgesi alınmıştır. Gönüllüye, bilgilendirilmiş gönüllü olur/onay formu imzalatılmıştır.

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGEMENT)

Bu çalışma Türk - Alman Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na kabul edilen 2018BM0040 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Jezernik S., Schärer R., Colombo G., Morari M., Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: A clinical study in spinally injured individuals, *Spinal Cord*, 41 (12), 657-666, 2003.
2. Chen K., Wu Y. N., Ren Y., Liu L., Home-based versus laboratory-based robotic ankle training for children with cerebral palsy: A pilot randomized comparative trial, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 97 (8), 1237-1243, 2016.
3. English B., Phases of rehabilitation, *Foot and ankle clinics*, 18 (2), 357-367, 2013.
4. İnal S., Akdoğan E., Alt Ekstremitte Rehabilitasyon Robotları, *Türkiye Klinikleri Fizyoterapi ve Rehabilitasyon-Özel Konular*, 1 (1), 6-13, 2015.
5. Díaz I., Gil J. J., Sánchez E., Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges, *J. Rob.*, 2011, 1-11, 2011.
6. Girone M., Burdea G., Bouzit M., Popescu V., Deutsch J. E., A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation, *Autonomous robots*, 10 (2), 203-212, 2001.
7. Boian R. F., Bouzit M., Burdea G. C., Lewis J., Deutsch, J. E., Dual Stewart platform mobility simulator, In 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago-USA, 550-555, 28 June-1 July, 2005.
8. Xie S. Q., Jamwal P. K., An iterative fuzzy controller for pneumatic muscle driven rehabilitation robot, *Expert Syst. Appl.*, 38 (7), 8128-8137, 2011.
9. Rastegarpanah A., Saadat M., Rakhodaei H., Analysis and simulation of various Stewart Platform configurations for lower limb rehabilitation, In BEAR conference, University of Birmingham, Birmingham-UK, January, 2012.
10. Rastegarpanah A., Saadat M., Borboni A., Stolkin R., Application of a parallel robot in lower limb rehabilitation: A brief capability study, *International Conference on Robotics and Automation for Humanitarian Applications, Kerala-India*, 1-6, 18-20 December, 2016.
11. Takemura H., Onodera T., Ming D., Mizoguchi H., Design and control of a wearable stewart platform-type ankle-foot assistive device, *Int. J. Adv. Rob. Syst.*, 9 (5), 202, 2012.
12. Lee Y., Chen K., Ren Y., Son J., Cohen B. A., Sliwa J. A., Zhang L. Q., Robot-guided ankle sensorimotor rehabilitation of patients with multiple sclerosis, *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 11, 65-70, 2017.
13. Şekerci E., Kızıllan H., Başer Ö., Evaluation of position tracking control performance of a variable stiffness ankle exoskeleton robot with various controller types, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 35 (3), 1551-1564, 2020.
14. Liu G., Gao J., Yue H., Zhang X., Lu G., Design and kinematics analysis of parallel robots for ankle rehabilitation, In 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Beijing-China, 253-258, 9-15 October, 2006.
15. Saglia J. A., Tsagarakis N. G., Dai J. S., Caldwell D. G., A high performance 2-dof over-actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation, In 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe-Japan, 2180-2186, 12-17 May, 2009.
16. Tsoi Y. H., Xie S. Q., Impedance control of ankle rehabilitation robot, In 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Bangkok-Thailand, 840-845, 21-26 February, 2009.
17. Mohanta J. K., Mohan S., Deepasundar P., Kiruba-Shankar R., Development and control of a new sitting-type lower limb rehabilitation robot, *Computers & Electrical Engineering*, 67, 330-347, 2018.
18. Wang D., Li J., Li C., An adaptive haptic interaction architecture for knee rehabilitation robot, *International*

- conference on mechatronics and automation, Changchun-China, 84-89, 9-12 August, 2009.
19. Mohan S., Mohanta J. K., Kurtenbach S., Paris J., Corves B., Huesing M., Design, development and control of a 2PRP-2PPR planar parallel manipulator for lower limb rehabilitation therapies, *Mech. Mach. Theory*, 112, 272-294, 2017.
 20. Alwan H. M., Sarhan R. A., Dynamic Analysis of Gough Stewart Robot Manipulator by Using Lagrange Formulation in Matlab Software, *J. Univ. Babylon Eng. Sci.*, 26 (10), 36-50, 2018.
 21. Şumnu A., Güzelbey İ. H., Çakir M. V., Simulation and PID control of a Stewart platform with linear motor, *J. Mech. Sci. Technol.*, 31 (1), 345-356, 2017.
 22. Sarhan R. A., Singularity Free Positioning of Gough Stewart Robot Platform, PhD-Thesis, University of Technology, Mechanical Engineering Department, Iraq, 2019.
 23. Alwan H. M., Sarhan R. A., Kinematics Simulation of Gough-Stewart Parallel Manipulator by Using Simulink Package in Matlab Software, *J. Univ. Babylon Eng. Sci.*, 27 (2), 10-20, 2019.