TÜBİTAK

Yürüme Rehabilitasyonu için Pelvis-Kalça Dış İskelet Sisteminin Geliştirilmesi

Program Kodu: 1001

Proje No: 115M698

Proje Yürütücüsü:

Doç. Dr. Volkan PATOĞLU

Bursiyerler:

Ata Otaran

Özdemir Can Kara

Gökay Çoruhlu

KASIM 2018

ANKARA

ÖNSÖZ

Yirmi yılı aşkın süredir üzerinde araştırmalar yapılan rehabilitasyon robotları konusu, özellikle son onbeş yıl içerisinde giderek artan bir ilginin odağı olmuştur. Geliştirilen ilk sistemler omuz ve dirsek hareketlerine yoğunlaşmış, bu eklemlere ait hareketlerinin robot destekli fizik tedavisinde alınan başarılı sonuçlar, yürüme egzersizlerine olanak sağlayacak yeni robotların geliştirilmesini motive etmiştir.

Yürüme desenini taklit etmeye yönelik çabalarda ilk adım sajital düzlemde kalça ve diz hareketlerini destekleyen dış iskelet sistemlerinin geliştirilmesidir. Son birkaç yılda yürüme ve denge kurma süreçlerinde altı serbestlik dereceli pelvis hareketlerinin öneminin farkına varılmış ve pelvis hareketlerinin bir kısmına izin veren ve hatta destekleyen birkaç robot sistemi geliştirilmiştir. Ancak, özellikle kompleks pelvis-kalça hareketlerinin insan anatomisine uygun şekilde desteklenmesine imkan sağlayacak aygıtların geliştirilmesi halen çok aktif bir araştırma alanıdır.

Bu projenin birincil hedefi, yürüme ve denge rehabilitasyonunda yer alan, tekrara dayalı, emek-yoğun ve fiziksel müdahale gerektiren pelvis-kalça rehabilitasyon egzersizlerini robotik sistemlerle destekleyerek tedavinin maliyetini düşürüp erişebilirliğini arttırmak ve bunun bir sonucu olarak ülkemizdeki ve dünyadaki milyonlarca hastanın yaşam kalitelerinin yükseltmektir. Buna paralel bir diğer amaç nörolojik problemler nedeniyle kaybedilen işgücünü geri kazandırarak ve tedavi maliyetleri düşürerek ülke ekonomisine katkıda bulunmaktır.

Çalışma kapsamında 1) ergonomik hasta-makina arayüzü oluşturmuş ve kuvvet geri-beslemeli dış iskelet sistemi tasarlanıp üretilmiş, 2) bu cihazın fizik tedavi uzmanının denetimi altında çalışmasını sağlayacak arayüz tasarlanmış ve hastanın güvenliğini garanti eden kontrol algoritmaları geliştirilmiş, ve 3) sistemin performans testleri yapılmıştır.

Çalışmalarımız, TÜBİTAK – Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı çerçevesinde 115M698 no'lu proje olarak desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

ŞEKİLLER 4
TABLOLAR 5
ÖZET 6
ABSTRACT 7
1. GİRİŞ 8
2. LİTERATÜR ÖZETİ 10
3. YÖNTEM 16
3.1 – Kuvvet Geri-Beslemeli Pelvis-Kalça Dış İskeletinin Tasarımı ve Üretimi 16
3.1.1 – Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Kinematik Tasarımı 16
3.1.2 – Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Güç İletim Sisteminin Seçimi 24
3.1.3 – Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Tasarımı 27
3.1.4 - Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Prototip Üretimleri 30
3.2 – Dış İskeletin Kontrolünün Geliştirilip Uygulanması 33
3.2.1 – Model Tabanlı Gürbüz Pozisyon Kontrolü 33
3.2.2 – Empedans Kontrolü 36
3.2.3 – Kullanıcı Ara Yüzünün Oluşturulup Egzersizlerin Belirlenmesi 38
3.3 – Performans Testleri 41
3.3.1 – Kinematik Performans Testleri 41
3.3.2 – Kontrol Performans Testleri 43
3.3.3 – Kullanılabilirlik Testleri 44
4. SONUÇLAR 46
4.1 Tartışma 47
4.2 Öneriler 48
KAYNAKLAR 49
EK 1 – YAYINLAR VE SUNUMLAR 53

ŞEKİLLER

Şekil 1: Hareket düzlemleri 17
Şekil 2: Pelvisin yürüme açısından en kritik 4 serbestlik derecesi olan dikey pelvis deplasmanı, lateral pelvis deplasman, pelvis rotasyonu ve pelvis düşmesi 17
Şekil 3: Sistem ait kinematik yapının şemasal gösterimi 21
Şekil 4: Düzlemde 3 serbestlik derecesine sahip simetrik paralel mekanizmalar 21
Şekil 5: Düzlemsel 3 serbestlik derecesine sahip simetrik paralel 3RRP mekanizması 22
Şekil 6: Düzlemsel 3 serbestlik derecesine sahip simetrik paralel 3RRP mekanizmlarının kalçaya bağlanması ve ilgili pelvis hareketleri 23
Şekil 7: Doğrudan tahrikli motora bağlanan bir gerdirilmiş kasnak sistemi 25
Şekil 8: Doğrudan tahrikli motora tahriklenen çift aşamalı gerdirilmiş kasnak sistemi ile sürülen 3RRP mekanizması 25
Şekil 9: Dişli kutulu fırçasız motor ve kasnakla sürülen dikey doğrusal kızak ve insan bağlantı noktasında esneme miktarı ölçülen yaylar 26
Şekil 10: Dişli kutulu fırçasız motor ve kasnakla sürülen lateral doğrusal kızak 27
Şekil 11: Dış iskelet tasarımına ait katı model 29
Şekil 12: Kinematik uyum testleri için üretilen ilk prototipe ait görsel 30
Şekil 13: 3RRP mekanizmasının test edilmesine yönelik geliştirilen prototipe ait görsel 30
Şekil 14: Pelvis-kalça dış iskelet sistemine ait prototip 31
Şekil 15: Pelvis-kalça dış iskelet sistemine ait prototip 32
Şekil 16: Pelvis-kalça dış iskelet sistemine ait prototip 32
Şekil 17: Eklem bazında model tabanlı gürbüz pozisyon kontrol yöntemi 33
Şekil 18: Eklem bazında model tabanlı kontrol yöntemi ile yörünge takibi 35
Şekil 19: Empedans kontrol algoritması 36
Şekil 20: Empedans kontrol algoritması ile yörünge takibi 37
Şekil 21: Empedans kontrol algoritması ile yay gerçeklemesi 38
Şekil 22: Grafiksel kullanıcı arayüzü 39
Şekil 23: 3RRP mekanizmasının tektürellik analizi 41
Şekil 24: Sistemin çalışma alanının deneysel doğrulanması 42
Şekil 25: Sanal tüneller gerçekleyerek gönüllüye ideal yörüngeyi takip ettirme 43
Şekil 26: Sanal tüneller gerçekleyerek küçük sapmalar için gönüllülerin hareketlerine izin verme ancak yüksek sapmalarda hareketleri idea yörünge etrafında limitleme 44
Şekil 27: Hareket analiz sistemi ile yapılan deneyler 45
Şekil 28: Hareket analizi sonuçları 45

TABLOLAR

Tablo 1: Düz bir yüzeyde enerji açısından etkin ve doğal normal yürüme için uyum içerisinde gerçekleştirilmesi için gereken hareketler 19
Tablo 2: 3RRP mekanizmasının doğrulanmış çalışma alanı ve sürekli kuvvet/tork çıktıları . 41
Tablo 3: Tüm sistemin doğrulanmış çalışma alanı ve insan çalışma alanı..... 42

ÖZET

Tekrara dayalı ve fiziksel müdahale gerektiren rehabilitasyon egzersizlerinin robotik sistemlerle desteklenmesi, tedavi uzmanlarının fiziksel yükünü azaltıp üretkenliğini arttırmakta, tek bir uzmanın birden fazla hasta ile eşzamanlı ilgilenebilmesini olanaklı kılarak tedavi maliyetine ve erişilebilirliğine olumlu katkılar sağlamaktadır. Ayrıca robot destekli sistemler sayesinde hastaların iyileşmesi nicel ölçütlerle takip edilebilmekte ve yeni rehabilitasyon protokolleri hayata geçirilebilmektedir. Literatürde robotik sistemlerin yürüme rehabilitasyonu amaçlı kullanımının geleneksel fiziksel tedaviye kıyasla daha etkin olabileceği klinik çalışmalarca gösterilmiştir.

Bu projede, nörolojik problemler sonrasında yürümede meydana gelen işlevsel bozuklukların tedavisinde kullanılmak üzere robot destekli bir pelvis-kalça dış iskelet sistemi geliştirilmiştir. Proje kapsamında, a) pelvis ve kalça egzersizlerinin robot destekli gerçekleştirilmesine olanak sağlayan, yüksek serbestlik dereceli, paralel mekanizma tabanlı, ergonomik, geri-sürülebilir bir dış iskelet tasarlanıp üretilmiş, b) fizik tedavi uzmanı-robot ara yüzü geliştirilip uzman tarafından belirlenen egzersizlerin hastaya güvenli bir şekilde uygulanabilirliğini garanti eden kontrol algoritmaları türetilmiş ve c) bütünleşik sistemin performans ve ergonomi testleri yapılmıştır.

Projenin birincil özgün katkısı kalça eklemindeki dönüş hareketlerine ek olarak pelvisteki dönüş ve öteleme hareketlerine de izin veren ve bu sayede doğal insan yürüme desenine mükemmel uyum sağlayabilen yenilikçi bir dış iskelet geliştirilmesidir. Geliştirilen sistem, yürüme deseni ile uyumlu pelvis hareketlerine izin vererek terapi süresince rahatlık ve ergonomiyi garanti etmenin yanı sıra, literatürdeki diğer dış iskeletlerde pelvis hareketlerinin kısıtlanması nedeniyle daraltılmış olan serbestlik derecesi ve çalışma alanını genişletmekte, sistem kullanılarak uygulanabilecek yürüme ve denge egzersizlerinin çeşitliliğini ve etkinliğini arttırmaktır. Ayrıca dış iskeletin pelvis hareketlerine izin vermesi hastanın dış iskelete bağlanması sırasında harcanan (ortalama 15-20 dakikalık) zamanın önemli ölçüde kısaltılmasına imkan vermekte ve çok değerli terapi süresinin ayarlar yerine fizik terapi egzersizleri için kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır. Kalça dönüşlerine yönelik egzersizlere ek olarak pelvis mobilizasyon ve denge egzersizlerinin de dış iskelet kullanılarak uygulanabilmesini ve oraklama yürüyüş gibi telafi edici hareketler içeren yürüyüş desenlerinin engellenmesini mümkün kılan sistem, alt ekstremite dış iskeletleri ile yapılabilen tedavilerin kapsamını genişletmektedir.

ABSTRACT

Assistance of repetitive and physically involved rehabilitation exercises with robotic devices not only helps eliminate the physical burden of movement therapy for the therapists, but also increases availability and effectiveness of treatment and decreases costs by allowing a single therapist to supervise multiple patient at a time. Moreover, robot-assisted rehabilitation therapy allows quantitative measurements of patient progress and realization of new treatment protocols. In the literature, beneficial effects of robotic gait rehabilitation over conventional training have been shown through clinical trials.

In this project, an active pelvis-hip exoskeleton has been developed for treatment of reduced mobility and locomotion dysfunction secondary to neurological problems. The project involved a) design of a multi degrees-of-freedom, parallel mechanism based, ergonomic, backdriveable force feedback rehabilitation device to assist pelvis and hip movements, b) development of a therapist-robot interface and passive control algorithms to implement therapist instructed exercises in a safe manner, and c) determination of the performance of the coupled system to verify ergonomic compatibly of the device.

The primary novelty of the project originates from the novel kinematic structure that allows for the translational and rotational movements of the pelvis joint along with hip rotations, enabling perfect replication of the natural human gait pattern during walking. Allowing for coordinated pelvis movements, the exoskeleton is not only capable of guaranteeing ergonomy and comfort throughout the therapy, but also extends the possible set of locomotor and balance exercises that can be administered using the lower extremity exoskeletons developed in the literature. Moreover, enabling pelvis movements significantly shortens the setup time (10-15 minutes) required to attach the patient to the exoskeleton, allowing more effective time be spend on exercises. Furthermore, compensatory gaits, such as stiff legged walking, can be targeted by the exoskeleton, extending the type of therapies that can be administered using lower extremity exoskeletons.

1. GİRİŞ

İnme her yıl yaklaşık 17 milyon insanın mağdur olduğu bir nörolojik hastalıktır (Global Burden of Stroke). Ülkemizdeki hasta sayısı 1.5 milyon olarak tahmin edilmektedir. 2002 yılı verilerine göre majör nörolojik işlev bozukluklarının sadece tedavisinin ülkemizde hasta başına düşen yıllık maliyeti 20000-40000 TL aralığındadır (BeyinFelci.org). Hastalığın neden olduğu gerçek maliyetinin tespiti için yukarıdaki rakama sakatlık nedeniyle kaybedilen işgücünün ve hastaların hayat kalitesindeki düşüşün olumsuz etkileri de eklenmelidir.

İnme tedavisinde fizik tedavi zorunlu ve çoğu zaman alternatifsiz bir süreçtir. Hastalık tedavisi süresince yapılan tedavilerin etkili olması için görev bazlı, yoğun ve bol tekrarlı olması ve hasta katılımını desteklemesi gerekmektedir. Fakat tüm bu özellikleri içerisinde barındıran tedavi uygulamaları fazlaca insan gücü ve fiziksel katılım gerektirdiği için tedavi maliyetini arttırmaktadır.

Yürüme yeteneği bireylerin günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirebilmelerine olanak sağlayan öncelikli yaşam fonksiyonlarından biridir ve yürüme yeteneği ile hayat kalitesi arasında güçlü ilişki olduğu literatürde gösterilmiştir (Guralnik vd., 1993; Guralnik vd.,1995; Chiu, vd., 2000). Yürüme tedavisinin birincil hedefi yürüme yeteneğinin geliştirilmesidir. Bu fonksiyonun yitirildiği beyin ve omurilik yaralanmaları, inme ve diğer nörolojik rahatsızlıklar tedavide baş sırada yer almaktadır. Bununla birlikte multipl skleroz, Parkinson, kalça protez operasyonları ve diğer ortopedik durumlarda da yürüme tedavisinin yaygın kullanımı söz konusudur.

Ayrıca hastalık sonrası ortaya çıkan hareketsizlik, dolaşım bozukluğu ve kas-iskelet sistemindeki yıpranma gibi problemlere neden olabilmektedir. Yürüme tedavisi sırasındaki kemikler üzerine ağırlık aktarımı, kemiklerin güçlenmesine yardımcı olarak osteoporoz riskinin azalmasını sağladığı gibi, kasların harekete geçirilmesi de dolaşım sisteminin olumlu etkilenmesini sağlamaktadır.

Literatürde robot destekli sistemlerin yürüme rehabilitasyonu amaçlı kullanımının geleneksel fiziksel tedaviye kıyasla daha etkin olabileceği klinik çalışmalarca gösterilmiştir. Dış iskelet tipi robot destekli rehabilitasyon sistemleri yoğun, uzun süreli ve tekrara dayalı yürüme eğitimini kalça ve diz eklemlerinde başarı ile uygulayabilmekle beraber, bu sistemler pelvis hareketlerini kısıtlayarak doğal yürüme desenine izin vermemektedirler.

Yürüyüş ritminin doğal, telafi edici hareketler içermeyen ve enerji açısından verimli olabilmesi için belirlenmiş olan altı temel belirleyiciden üçü doğrudan pelvis hareketleri ile ilgilidir. Pelvis hareketlerinin serbest olması ve kalça dönüşleri ile uygun ritimde gerçekleştirilmesi, vücut ağırlık merkezinin her düzlemdeki salınımını en aza indirmekte, ani yön değişikliklerinin önüne geçmekte ve yürüme sırasında enerji verimliliğini sağlamaktadır. Doğal yürümenin olmazsa olmazı pelvis hareketlerini desteklemeye yönelik dış iskelet tarzı bir robot sistemi geliştirmek projenin temel hedefidir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Yürüyüş rehabilitasyonu, nörolojik rehabilitasyonda çok önemli bir yere sahiptir. Tedavide temel yaklaşım, işlev görmeyen bacakların normal yürüyüş deseninde harekete geçirilmesi ve yük aktarımının kontrollü olarak yapılmasıdır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda umut verici bir tedavi konsepti olarak, bant üzerinde kısmi vücut ağırlığı aktarımı (VAA) sağlayan destekli yürüme sistemi yolu ile lokomotor tedavisi öne çıkmaktadır. Bu yöntemde, hastaların karmaşık yürüyüş döngüleri standart tekrarlayan bir paterne sokularak, motor öğrenmenin lehine etkin bir tedavi uygulanmaktadır.

Hastaların geleneksel VAA destekli koşu bandı eğitimi için dört terapistten oluşan bir ekip gereklidir. Terapistlerin ikisi bacakları yürütürken, bir diğeri ise denge ve kararlılığı sağlayıp salınan bacağın hareketini gerçekleştirebilmesi için pelvis salınımlarını uygular. Ekibin dördüncü elemanı koşu bandı ve VAA sisteminin operatörüdür. Geleneksel VAA destekli koşu bandı eğitimi yoğun bir çaba ve yüksek iş gücü gerektirmekte ve aynı zamanda muhtemel yaralanma riski taşımaktadır.

Tekrara dayalı, emek-yoğun ve fiziksel müdahale gerektiren yürüyüş rehabilitasyon egzersizlerinin robotik sistemlerle desteklenmesi, tedavi uzmanlarının fiziksel yükünü azaltıp üretkenliğini arttırmakla kalmayıp tek bir uzmanın birden fazla hasta ile eşzamanlı ilgilenebilmesini olanaklı kılarak tedavi maliyetine ve erişilebilirliğine olumlu katkılar sağlamaktadır. Ayrıca robot destekli sistemler sayesinde hastaların iyileşmesi nicel ölçütlerle takip edilebilmekte, uzaktan erişimli terapi ve grup tedavisi gibi yeni rehabilitasyon protokolleri hayata geçirilebilmektedir.

Literatürde robot destekli sistemlerin rehabilitasyon amaçlı kullanımının geleneksel fiziksel tedaviye kıyasla daha etkin olabileceği klinik çalışmalarca gösterilmiştir (van der Lee vd., 2001; Platz, 2003; Prange vd., 2006; Kwakkel vd., 2008). Rehabilitasyon terapilerinin etkin olabilmesi için tedavinin yoğun (Kwakkel vd., 1999), uzun süreli (Sunderland vd., 1992), tekrara dayalı (Butefisch vd., 1995) ve günlük aktivitelere yönelik görev tabanlı (Bayona, 2005) olması gereklidir.

Travmatik beyin ve omurilik yaralanmaları, inme, nörolojik veya ortopedik nedenlerden kaynaklanan yürüme yeteneğinin kaybı durumlarında, yürüme yeteneğinin tekrar kazanımı ve geliştirilmesi için robot destekli yürüyüş rehabilitasyon sistemleri kullanılmıştır. Dış iskelet tipi robotlar insan eklemleri ile bütünlük içerisinde çalışırlar. Her bir ekleme karşılık gelen

eyleyici ve algılayıcılar sayesinde o eklem üzerinde oluşan kuvvetler ve eklemin istenilen hareketi ne kadar doğrulukla yapabildiği bilgileri dış-iskelet tipi robotlar ile ölçülebilir. Bu sebepten dış-iskelet tipi robotlarda eklemlerin belirtilen egzersiz doğrultusunda istenilen miktarda çalışması garanti edilir. Literatürdeki önerilmiş olan dış iskelet sistemleri sajital düzlemde kalça ve diz dönüşlerini kontrol ederek işlev görmeyen bacakların normal yürüyüş deseninde harekete geçirilmesini sağlamaktadırlar. Literatürdeki dış iskelet tarzı sistemlerin hiçbiri yürüme deseninde çok önemli rolü olan pelvis hareketlerini kontrol etmemektedir. Piyasadaki robotların en yaygın kullanılanı olan Lokomat (Hocoma AG) sistemi sadece hastanın sajital düzlemdeki kalça ve diz hareketlerini kontrol eder. Lokomat sistemi hastanın pelvis dönüşlerini ve (tek bir düzlem dışındaki) öteleme hareketlerini kısıtlar. ReoAmbulator (Motorika Ltd) sistemi de pelvis hareketlerini benzer şekilde kısıtlar. Akademik araştırmalar için geliştirilmiş olan LOPES (Veneman vd., 2007) dış iskelet sistemi, Lokomat'tan farklı olarak pelvisin bütün öteleme hareketlerine pasif olarak izin verir. Bu sistem pelvis dönüşlerine izin vermediği gibi öteleme hareketlerini aktif olarak kontrol edemez. ALEX (Banala vd., 2007) dış iskelet sistemi pelvisin dikey ve lateral öteleme hareketleri ile pelvis rotasyonu ve düşmesine pasif olarak imkân sağlamakla beraber bu serbestlik derecelerini kontrol edemez. Ayrıca bu sistem oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir.

Sonlandırıcı tipi robotlar hastaya tek bir noktadan bağlanmakta ve robot hareketi bu noktadan sağlanmaktadır. Piyasadaki LokoHelp (LokoHelp Group), Gangtrainer GT I (Reha-Stim) ve akademik araştırmalar için geliştirilmiş olan HapticWalker (Schmidt, 2004), MIT-Skywalker (Artemiadis ve Krebs, 2010) bu tür robot sistemlerine örnektir. Sonlandırıcı tipi robotların eklemleri insan eklemleri ile birebir örtüşmezler. Dolayısıyla eklem bazlı egzersizler ve vücut eklemlerinin istenilen hareketleri ne kadar doğru yaptığı bu tür robotlarla belirlenememektedir. Bu tip robotların bir problemi de hareket kabiliyeti düşük olan eklemlerin yapması gereken hareketlerin başka eklemler tarafından telafi edilmesine izin vermeleridir. Sonlandırıcı tipi rehabilitasyon robotları telafi edici yürüme desenlerine izin verdikleri için klinik açıdan tercih edilmezler.

KineAssist (Kinea Design, LLC) and WalkTrainer (Swortec SA) rehabilitasyon robot sistemleri gezgin bir robot tabanına bağlıdır ve yürüme bandı yerine doğal yüzeyler üzerinde yürüne ve özellikle denge egzersizleri için geliştirilmişlerdir. Bu sistemlerden KineAssist pelvis dönüşlerine pasif olarak izin verirken, WalkTrainer pelvis hareketlerini kontrol edebilmektedir. Gezgin robot tabanına bağlı bu tür sistemler dinamik denge egzersizleri için daha uygun olmakla beraber, yürüme bandı ile yapılan tekrara dayalı tedaviler için uyun değildir ve karmaşık yapıları ve kullanım zorluğu nedeniyle yaygınlaşmamışlardır.

Yukarıda belirtilen dış iskelet tarzı rehabilitasyon sistemleri yoğun, uzun süreli ve tekrara dayalı yürüme egzersizlerini bacaklara başarı ile uygulayabilmekle beraber, bu sistemler sadece sajital düzlemde kalça ve diz dönüşlerini kontrol ederek işlev görmeyen bacakların normal yürüyüş deseninde harekete geçirilmesini sağlamaktadırlar. Ancak dizin aşırı extensiyonu ve salınım fazında sınırlı diz fleksiyonu gibi birincil yürüyüş sapmalarını düzeltmeye odaklanan bu sistemler, pelvis hareketlerini ihmal ettiklerinden ana yürüyüş desenindeki anormalliklerden kaynaklanan telafi edici hareketlere karşı etkisizdir. Oysaki yaygın kabul gören nörorehabilitasyon yaklaşımlarından Bobath ve propriyoseptif nöromusküler kolaylaştırma tekniği yürüyüş döngüsü içinde pelvis hareketlerinin önemini vurgulamaktadır (International Bobath Instructors Training Association, 2007; Davies, 1994; Wang, 1994; Trueblood vd., 1989). Yürüme sürecinde çok önemli birkaç role sahip pelvis hareketlerini desteklemeye yönelik dış iskelet tarzı bir robot sistemi geliştirmek projenin temel hedeflerindendir.

Pelvis alt ekstremite kuvvetleri gövdeye aktarır ve ambulasyon sırasında ileri itmeye yardımcı olur (Neptune vd., 2001). Pelvis salınan bacak hareketini sağlamak için Vücut Ağırlık Merkezinin (VAM) destek ayağı üzerine yerleştirilmesini sağlar (Inman vd., 1981; Perry, 2010). Ayrıca, yürüyüş sırasında enerji tüketimini azaltmak için VAM'nin dikey hareketini modüle eder (Perry, 2010). Pelvisin istenilen hareketlerin sağlanması yürüme engelli hastaların yürüme performans önemli iyileştirmelere yol açar ve bu nedenle geleneksel yürüyüş rehabilitasyonu sürecinde bir terapistin sadece pelvis hareketini kontrol için bulunması esastır. Ancak pelvis hareketleri robot destekli lokomotor tedavilerinde büyük ölçüde ihmal edilmiştir.

İnme sonrası yürüme bozuklukları, etkilenen tarafta hemiparezi ve anormal kas sinerji desenlerini kapsar (Shiavi vd., 1987). Hemiparezi ve kas sinerjileri nedeniyle sağlıklı bireylerin rahat yürüme hızı 1,5 m/s iken, inme sonrası hastaların yürüme hızı 0.55 m/s seviyesindedir (Shiavi vd., 1987; Murray vd., 1964). Etkilenen uzuvda zayıflık, etkilenen ve etkilenmeyen uzuvda anormal sinerji desenleri inme sonrası yürümede asimetrilere yol açar. İnme sonrasında yoğun olarak gözlemlenen, yürüyüşün basma fazındaki asimetri, yürümenin verimliliğini düşürmekle kalmayıp istenmeyen yürüyüş estetik desenlerine ve denge sorunlarında neden olmaktadır.

Yürüyüş rehabilitasyonunda sıkça gözlemlenen yürüyüş sapmaları, ana yürüyüş desenindeki anormalliklerden kaynaklanan telafi edici hareketlerdir. Bu sapmalar genellikle pelvis motor kontrolündeki sorunlar nedeniyle ortaya çıkarlar. Örneğin, sık gözlemlenen oraklama yürüyüş deseni pelvis elevasyonu ve kalça sirkumdiksiyonu ile ilişkilidir. Pelvik elevasyon

salınım fazında yeterli bacak boşluğu sağlayabilmek için hemiparetik tarafın abartılı seviyede yükseltilmesinden kaynakladır. Kalça sirkumdiksiyonu ise abartılı bir kalça dönüşü ile pelvisin aşırı miktarda rotasyonundan kaynaklanır. Genel olarak pelvis rotasyonunun ve düşmesinin anormal kontrolü inme sonrası kişilerde en sık görülen yürüyüş sapmalardır.

Yürüme sırasında doğru bacak hareketlerine ek olarak uygun pelvis hareketlerini sağlayarak tedavi etkinliğini arttırmayı amaçlayan robot destekli pelvis sistemlerinin geliştirilmesi robotik rehabilitasyon alanında nispeten yeni bir araştırma konusudur. Aoyagi ve grubu tarafından koşu bandı eğitimi sırasında insanın pelvis hareketlerine yardımcı olmak amacıyla bir robotik cihaz, Pelvic Assist Manipulator (PAM), geliştirilmiştir. Altı adet pnömatik silindirden oluşan PAM yürüyüş sırasında pelvisin doğal hareketini hastaya uygulamak üzere geliştirilmiştir (Ichinose vd., 2003). Kalça hareketlerini içermeyen ve pozisyon kontrolü altında çalışan cihaz, hastalara istenilen pelvis hareketleri uygulayabilmekle beraber, geri-sürülebilir olmaması dolayısıyla hastaların doğal hareketlerine uyum sağlayamamakta ve kalça/diz hareketleri ile senkron çalışması için özel kontrol yöntemlerinin uygulanmasını gerektirmektedir (Aoyagi vd., 2005). Ayrıca büyük ve hantal olan bu sistemin bacaklar için geliştirilen robot destekli lokomotor sistemleri ile birlikte kullanımı zordur.

Stauffer ve grubu (Stauffer vd., 2008; 2009) paraplegic hastalar için WalkTrainer'ı geliştirmiştir. Bu cihaz, aktif bacak ve pelvis ortezleri, kapalı çevrim VAA sistemi ve tahrikli gezgin tabandan oluşmaktadır. Pelviste altı, kalça, diz ve ayak bileğinde birer serbestlik derecesine sahip olan WalkTrainer, pelvis ve bacak yörüngelerinin ölçümü ve uygulanması için kullanılmıştır. WalkTrainer'ın altı serbestlik derecesine sahip pelvis modülü oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir ve pasif geri-sürülebilir olmaması dolayısıyla hastaların doğal hareketlerine uyum sağlayabilmesi için sistemin her eksende kuvvet kontrolünü gerektirir. Ayrıca sistemde, gezgin tabanın hızının bacak hızları ile senkronizasyonu gerekmektedir. Yüksek serbestlik derecesine ve karmaşık mekanik yapıya sahip olan bu sistemin hastaya özel olarak programlanması ve kullanımı zordur.

Pietrusinski ve grubunun (Pietrusinski vd., 2010) geliştirdiği Robotic Gait Rehabilitation (RGR) robotu pelvis hareketlerini desteklemek için kalça kemerinin iki tarafında tek serbestlik dereceli tahrikleyiciler kullanmaktadır. Sadece düşey düzlemde tahriklenen bu sistem sayesinde pelvis düşmesi ve dikey pelvis deplasmanı aktif olarak sağlanabilmekte, ancak yürüyüşün önemli parametrelerinden pelvis rotasyonu ve lateral pelvis deplasmanını aktif olarak kontrol edilememektedir.

Luu ve grubunun (Luu vd., 2011; Luu vd., 2014) geliştirdiği NaTUre-gaits robotu WalkTrainer'a benzer şekilde tahrikli gezgin tabana bağlanmış pelvis ve bacak modüllerinden oluşmaktadır. Bu sistem pelvis hareketleri için kalça kemerinin iki tarafında 3 serbestlik dereceli tam tahrikli düzlemsel kartezyen robot sistemleri kullanmaktadır. Temelde WalkTrainer'a çok benzer olan bu sistem, karmaşık yapısı, zor kontrolü ve insana uyum için aktif kontrol gerektirmesi nedeniyle dezavantajlıdır.

Son olarak Agrawal ve grubu (Mokhtarian vd., 2013) tamamen pasif yay sistemlerinden oluşan bir pelvis ortez sistemi önermiştir. Kullanıcının hareketlerine göre bir optimizasyon rutini ile tasarlanan sistem, pasif VAA sistemlerine benzer şekilde pelvis hareketleri için yapılması gereken işi azaltabilmektedir. Ancak tamamen pasif olan sistem, hastaya doğru hareketleri uygulama gibi bir fonksiyona sahip değildir. Ayrıca sistemin kullanıcıların ihtiyaçlarına göre ayarlanması zahmetlidir.

Bu çalışmada yürüme rehabilitasyonunda kullanılmak üzere hastanın pelvis ve kalça hareketlerinin koordineli bir şekilde uygulanabilmesine yönelik dış iskelet tarzı bir robot sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem literatürdeki örneklerinden farklı olarak

- Kalça eklemlerinin sajital düzlemdeki dönüş hareketine ek olarak pelvis rotasyonu, pelvis düşmesi, lateral ve dikey pelvis öteleme hareketlerine de izin veren ve bu sayede doğal yürüyüş desenine mükemmel uyum sağlayabilen yenilikçi bir dış iskelet tasarımına sahiptir.

- Pelvisteki rotasyon, düşme ve dikey ve lateral öteleme hareketlerine gerektiğinde pasif olarak izin verecek, gerektiğinde de bu serbestlik derecelerinin kalça dönüşünden bağımsız olarak kontrol edebilmesine imkân tanımaktadır.

- Özgün tasarımı sayesinde kısmi vücut ağırlığı aktarımlı lokomotor tedavisine ek olarak ana yürüyüş desenindeki anormalliklerden kaynaklanan telafi edici hareketlerin düzeltilmesine yönelik pelvis egzersizlerini de dış iskelet kullanılarak uygulanabilmesini mümkün kılmakta ve robot destekli alt ekstremite dış iskeletleri ile yapılabilen tedavilerin kapsamını genişletmektedir.

- Yürüme sürecinde pelvis konum ve dönüşlerini otomatik olarak ayarlayarak tedavi süresince rahatlık ve ergonomiyi garanti etmenin yanı sıra, literatürdeki diğer lokomotor tarzı dış iskeletlerde pelvis sabitlenmesi nedeniyle kısıtlanmış olan çalışma alanını genişleterek ve sistem kullanılarak uygulanabilecek yürüme ve denge egzersizlerini çeşitlendirmektedir.

- Otomatik pelvis konumlandırması sayesinde hastanın dış iskelete bağlanması sırasında harcanan (ortalama 15-20 dakika süren) zamanın önemli ölçüde kısaltılmasına imkan vermekte ve çok değerli terapi süresinin ayarlar yerine tedavi edici fizik terapi egzersizleri için kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır.

3. YÖNTEM

Robot destekli rehabilitasyon sisteminin geliştirilmesine ait yöntemler üç alt başlık olarak sunulmuştur.

3.1 – Kuvvet Geri-Beslemeli Pelvis-Kalça Dış İskeletinin Tasarımı ve Üretimi

Bu bölümde nörolojik problemler sonrasında yürüme tedavisi sırasında pelvis ve kalça hareketlerinin desteklenmesi amacıyla kullanılacak kuvvet geri-beslemeli bir dış iskelet tasarlanıp üretilmiştir.

3.1.1 – Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Kinematik Tasarımı

Robot dış iskelet tasarımının ilk aşaması olan mekanizmanın kinematik sentezlenmesinde dikkate alınan en önemli unsur *insan yürüme desenine olan uyumdur*. Bu nedenle öncelikle insan yürümesi ve bu sürece etki eden faktörler belirlenmiştir.

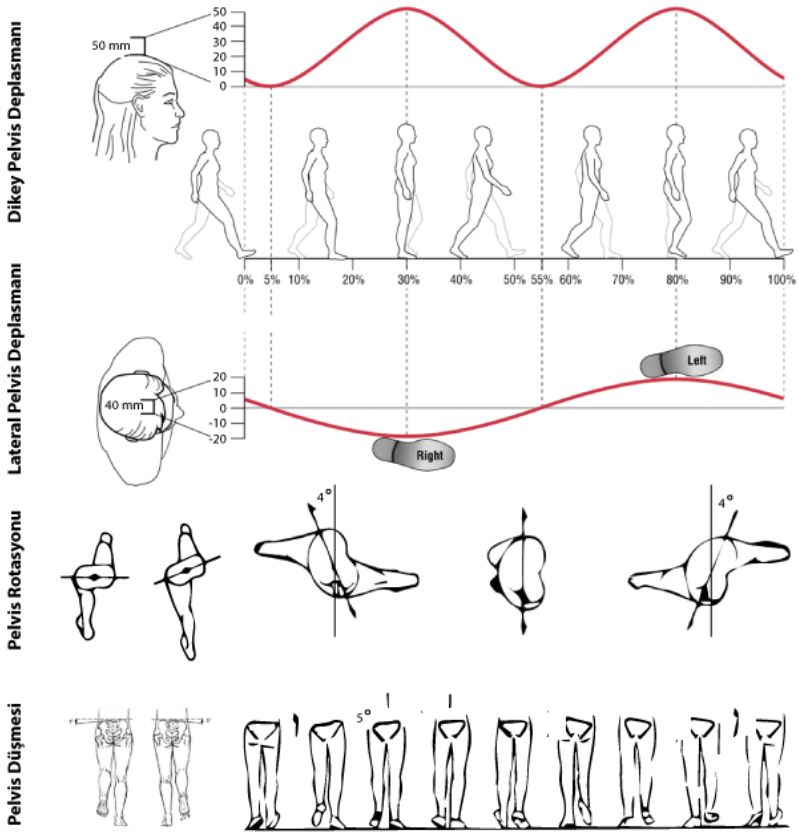
İnsanın normal yürüme hareketi, ağırlık merkezinin öne doğru hareket etmesini sağlayan ekstremitelerde ve gövdede meydana gelen bir dizi ritmik ve değişken hareketlerin tümüdür. Yürüme, pek çok eklem hareketinin uyum içinde yapılmasını gerektiren bir hareketler zinciridir. Yürürken gövdeyi öne doğru ilerletebilmek için bir ekstremitedeki topuğun yere değme anı ile aynı topuğun tekrar yere değme anı arasında bacaklarda bir dizi hareket oluşur. Belirli bir düzenle tekrarlanan bu hareket zincirine, yürüme siklusu adı verilir. İnsan yürürken önce bir bacağını öne atar; onun üzerine bastıktan sonra diğerini yerden kaldırır ve ilerletir. Her ekstremitenin yürüme siklusu, bir bacağın yerde olduğu süre, basma (duruş) fazından, havada olduğu süre ise salınım fazından oluşur. Bu faz, topuk yere dediğinde başlar ve aynı ayağın parmakları yerden ayrıldığında sona erer. Salınma fazı, parmakların yerden ayrılmasıyla başlar ve topuğun yere değmesiyle sona erer. Her bir faz kendi içerisinde alt fazlara ayrılarak detaylandırılabilir.

Saunders ve grubu (Saunders vd., 1953) vücut ağırlık merkezinin yer değişimlerini azaltıp etkin yürüme elde etmek için gerekli 6 temel belirleyiciyi **pelvis rotasyonu**, **pelvis düşmesi** (tilt), diz ve **kalça fleksiyonu**, ayak bileği plantar fleksiyonu, ayak ve ayak bileği rotasyonu ve **lateral pelvik deplasman** olarak belirlemiştir. Uygun ritimde gerçekleştirilen bu hareketler, vücut ağırlık merkezinin her düzlemdeki salınımını en aza indirilerek ve ani yön değişikliklerinin önüne geçerek yürüme sırasında enerji tüketimi en aza indirirler. Biomekanik hesaplara göre bu altı hareket sayesinde frontal sajital düzlemlerde vücut ağırlık merkezi yer değişimi 95 mm'den den 50 mm'ye indirilebilmektedir.

Yürümenin altı temel belirleyici öğesinin üçünün pelvis hareketlerini içermesi, bu eklemin önemini açıkça ortaya koymaktadır. Toplamda 6 serbestlik derecesine sahip olan pelvisin yürüme açısından en kritik 4 serbestlik derecesi olan dikey pelvis deplasmanı, lateral pelvis deplasman, pelvis rotasyonu ve pelvis düşmesi Şekil 2'de şematik olarak gösterilmiştir. Hareketlerin gerçekleştiği ve yürüme analizlerinde sıklıkla kullanılan düzlem tanımları Şekil 1'de sunulmuştur.



Şekil 1: Hareket düzlemleri



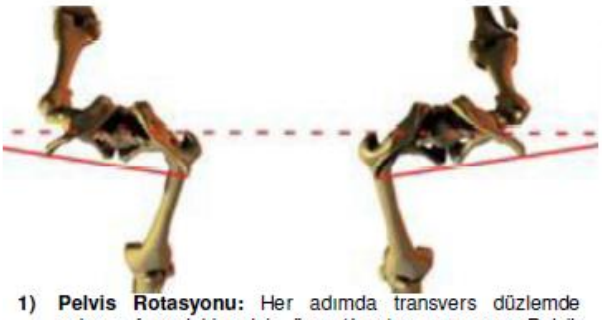
Şekil 2: Pelvisin yürüme açısından en kritik 4 serbestlik derecesi olan dikey pelvis deplasmanı, lateral pelvis deplasman, pelvis rotasyonu ve pelvis düşmesi

Düz bir yüzeyde enerji açısından etkin ve doğal normal yürüme için uyum içerisinde gerçekleştirilmesi için gereken hareketler Tablo 1'de sunulmuştur. Doğal yürüme sürecinde Tablo 1'de detaylandırıldığı şekilde pelvis transvers eksen etrafında yük taşımayan tarafa doğru 4˚ dönerek kalça eklemini öne doğru ilerletir. Pelvis rotasyonu olarak adlandırılan bu hareket adım uzunluğu ve yürüyüş hızının artmasında etkin rol oynamanın yanı sıra, vücudun yük taşıyan ayak üzerinden geçerken ağırlık merkezinin kaldırılması gereken mesafeyi azaltarak yürüyüş sırasında harcanan enerjinin düşük tutulmasına önemli seviyede katkıda bulunur.

Süreçteki diğer önemli belirleyici olan pelvis düşmesi, normal yürüme sırasında yük taşımayan ayağın frontal düzlemde 5˚ aşağıya doğru kaydırılması ile salınım ayağının yere olan mesafesini azaltarak vücut ağırlık merkezinin dikey değişimini en aza indirmekte etkilidir. Bu hareket, salınan bacak için yeterli mesafenin oluşturulabilmesi için diz ve ayak bileği fleksiyonu ile senkronize olarak uygulanır. İlk değme fazında başlayıp basma fazı sonunda oluşan ayak bileği plantar fleksiyonu ve ayak supinasyonu yürüyüş sırasında bacak boyunun kısalmasını önleyerek vücut ağırlık merkezinin alçalmasını azaltan diğer önemli faktörlerdir.

Pelvis rotasyonu ve **pelvis düşmesi** normal yürüyüşte vücut ağırlık merkezinin frontal düzlemde değişimini 50 mm seviyesinde tutulabilmesi için vazgeçilmez hareketlerdir. **Lateral pelvik deplasmanı,** pelvisin yere basan bacağın üzerine doğru kaydırılması ile vücut ağırlık merkezinin transvers düzlemde yer değişimini azaltır ve yürüyüş sırasında dengeyi koruyabilmek açısından önemli işleve sahiptir.

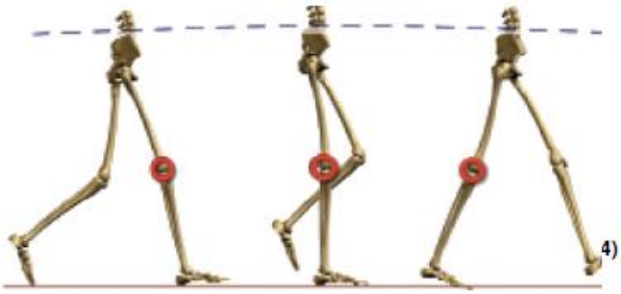
Tablo 1: Düz bir yüzeyde enerji açısından etkin ve doğal normal yürüme için uyum içerisinde gerçekleştirilmesi için gereken hareketler



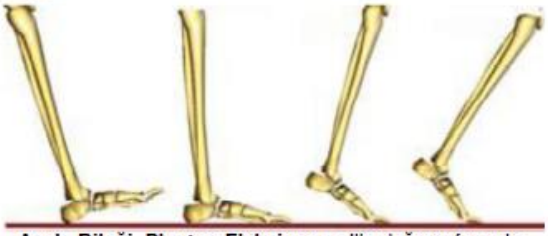
1) **Pelvis Rotasyonu:** Her adımda transvers düzlemde salınım fazındaki pelvis öne 4˚ rotasyon yapar. Pelvik rotasyon sayesinde vücut ağırlık merkezinin çift destek fazındaki alçalması azalır, kalça eklemi öne doğru ilerlediğinden adım uzunluğu ve yürüyüş hızı artar.



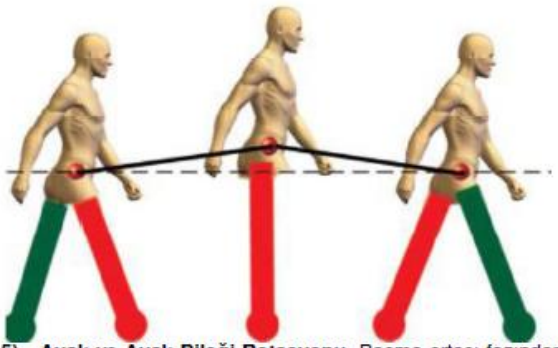
2) **Pelvis Düşmesi:** Salınım fazında pelvisin frontal düzlemde yere doğru alçalması sayesinde tek basma fazında vücut ağırlık merkezinin yükselmesi azalır. Salınım fazındaki bacağın pelvisi alçalırken ayağın yere sürtünmemesi için diz ve ayak bileğinde fleksiyon gerekir. Pelvik düşme her iki yönde 5˚'dir.



3) **Kalça ve Diz Fleksiyonu:** Basmanın yüklenme fazında diz fleksiyonu oluşarak vücut ağırlık merkezinin yükselmesi azalır.



4) **Ayak Bileği Plantar Fleksiyonu:** Ilk değme fazında başlayıp ayağın yere tam değmesine kadar oluşan ayak bileği plantar fleksiyonu vücut ağırlık merkezinin alçalmasını azaltır. Basma fazı sonunda oluşan plantar fleksiyonu da aynı şekilde vücut ağırlık merkezinin alçalmasını azaltır.



5) **Ayak ve Ayak Bileği Rotasyonu:** Basma ortası fazından sonra vücut ağırlık merkezi alçalmaya başlarken ayak bileğinde oluşan plantar fleksiyon ve ayak supinasyonu bacak boyunun kısalmasını önleyerek vücut ağırlık merkezinin alçalmasını azaltır.



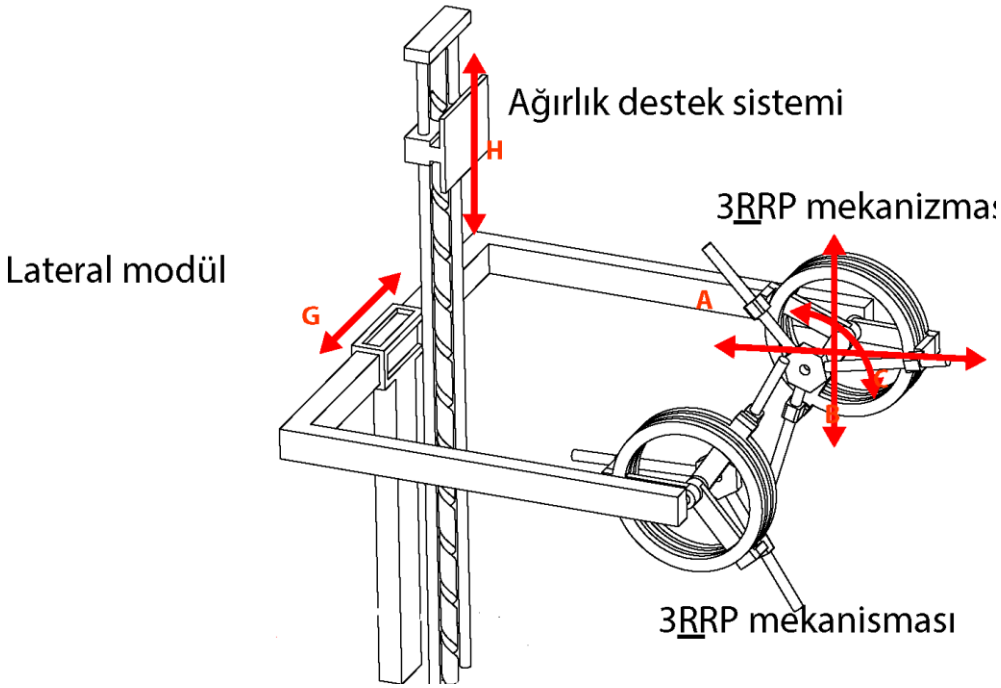
6) **Lateral Pelvis Deplasmanı:** Pelvisin yere basan bacağın üzerine doğru kaydırılması ile vücut ağırlık merkezinin transvers düzlemde yer değişimini azaltır ve yürüyüş sırasında dengeyi koruyabilmek açısından önemli işleve sahiptir.

Dış iskeletin tasarımında göz önünde bulundurulan önemli husus, insan yürüme hareketine olan uygunluk, yani *ergonomidir*. Projenin özgün yönlerinden biri kalça ekleminde sajital düzlemdeki dönüş hareketine ek olarak pelvisin dönüş (rotasyon ve düşme) ve öteleme (dikey ve lateral deplasman) hareketlerine de izin veren ve bu sayede insan yürüyüş desenine ideal uyum sağlayabilen yenilikçi bir dış iskelet geliştirilmesidir. Proje kapsamında pelvisteki dönüş ve öteleme hareketlerine gerektiğinde pasif olarak izin verilmesi, gerektiğinde de bu serbestlik derecelerinin kalça dönüşlerinden bağımsız olarak kontrol edebilmesi hedeflenmektedir. Bu nedenle pelvis ve kalçadaki doğal yürüme ritmini gerçekleştirebilecek aynı zamanda da pelvis mobilizasyon ve denge egzersizlerini aktif olarak kontrol edebilecek bir kinematik yapıya seçilmelidir.

Projenin ön kinematik tasarım aşamasında bu hareketlere izin verebilecek kinematik yapılar analiz edilmiş ve amaca uygun bir kinematik yapı seçilmiştir. Yürüme hareketlerinin insan anatomisine uygun şekilde gerçekleştirilebilmesi hem hastaların konforu, hem fizik tedavi egzersizlerinin uzman tarafından öngörülen şekilde, telafi hareketleri yapılmadan uygulanabilmesi, hem de hastaların iyileşmelerinin etkin takibi açılarından büyük önem taşımaktadır.

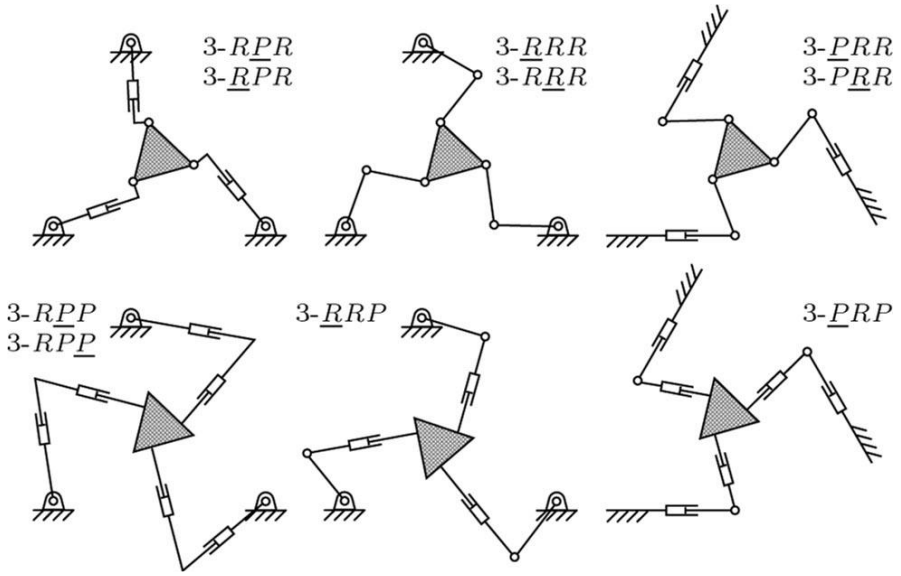
Şekil 3'te projede seçilen ön kinematik tasarımın şekilsel gösterimine yer verilmiştir. 7 serbestlik derecesine sahip olarak tasarlanan sistem, sajital düzlemsel hareket eden 2 adet 3RRP mekanizmasının lateral olarak hareket eden bir doğrusal eklemle bütünleşmesinden oluşmaktadır. Proje kapsamında düzlemsel paralel mekanizmalardan iki tanesi her biri kalça kemerinin bir tarafına yerleştirilerek kalçanın fleksiyon/ekstensiyonu ile birlikte pelvisin rotasyon, düşme ve dikey öteleme hareketleri gerçekleştirilebilecektir. Lateral öteleme hareketi için sisteme tek serbestlik dereceli bir sistemin seri olarak bağlanması, bu şekilde gereken bütün pelvis-kalça hareketliliğinin sağlanması mümkündür.

Ağırlık destek sistemi proje önerisinde yer almayan, ancak egzersizler sırasında gerek duyulması nedeniyle eklenen fazladan bir dik eksende destek sağlamaktadır.

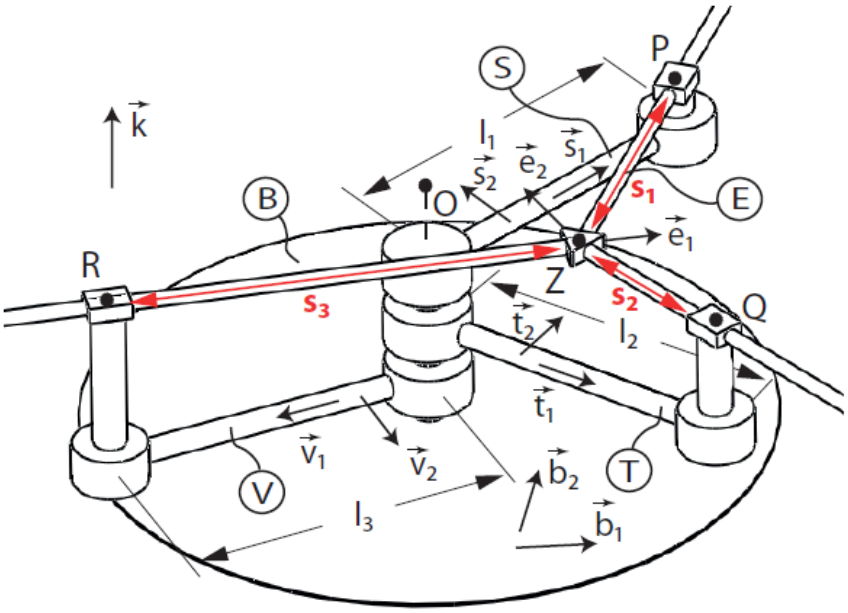


Şekil 3: Sistem ait kinematik yapının şemasal gösterimi

Projenin ön kinematik tasarım aşamasında Şekil 4'te sunulan, düzlemde 3 serbestlik derecesine sahip bütün paralel kinematik yapılar incelenmiş ve Şekil 5'te detaylandırılan 3RRP mekanizmasının proje hedeflerine en uygun kinematik yapıyı oluşturduğuna karar verilmiştir.

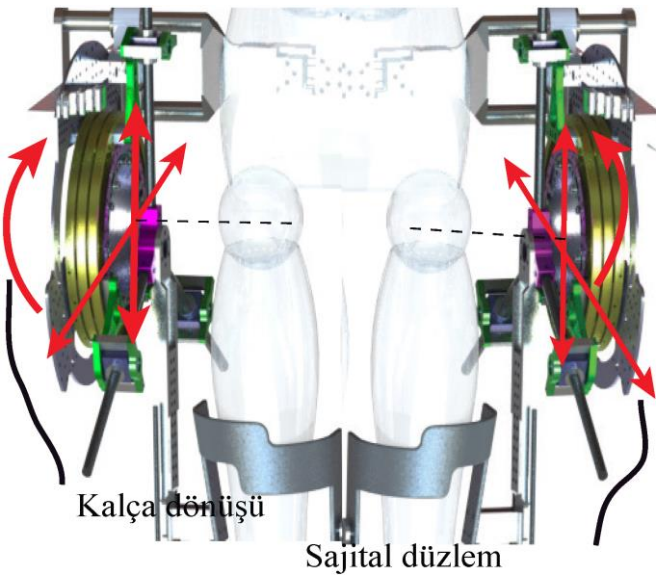


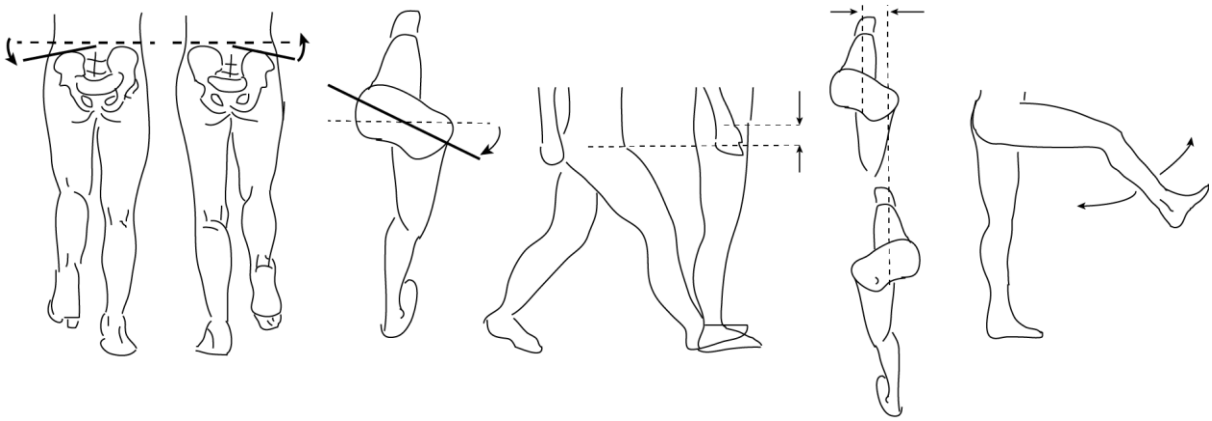
Şekil 4: Düzlemde 3 serbestlik derecesine sahip simetrik paralel mekanizmalar



Şekil 5: Düzlemsel 3 serbestlik derecesine sahip simetrik paralel 3RRP mekanizması

Paralel kinematik yapı yüksek esnemezliği ve motorlarının az hareketli eklemlere sabitlenmesini izin vermesi nedeniyle seri kinematik yapılara kıyasla daha yüksek bant genişliğine sahiptir ve kuvvet geri-beslemeli dış iskelet için tercih edilmiştir. Düzlemsel 3RRP paralel mekanizması hem her bir kalçanın dönüş hareketlerini gerçekleştirmek için kullanılacak, hem de pelvis hareketlerinin gerçekleştirilmesinde görev alacaktır. İki adet düzlemsel 3RRP paralel mekanizmasının kullanımı ile elde edilen pelvis hareketleri Şekil 6'da sunulmuştur.





Şekil 6: Düzlemsel 3 serbestlik derecesine sahip simetrik paralel 3RRP mekanizmlarının kalçaya bağlanması ve ilgili pelvis hareketleri

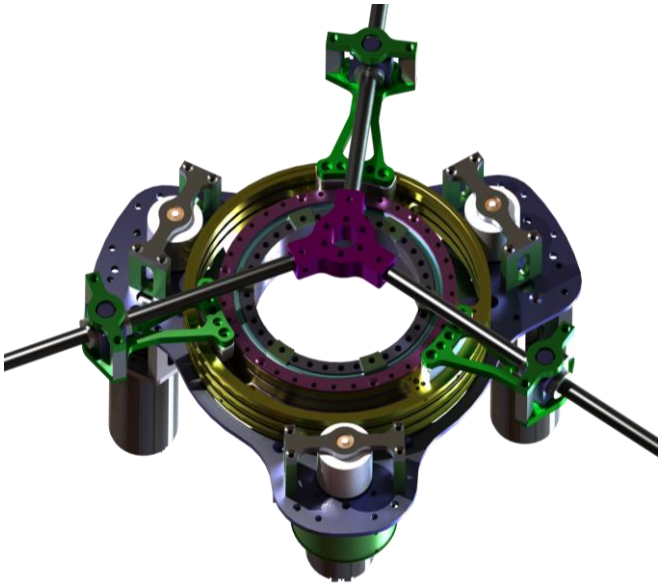
Seçilen 3RRP kinematik yapısı, istenen hareket serbestliğini sağlamanın yanı sıra, izometrik davranışlı, tekilliksiz, geniş çalışma alanına sahiptir. 3RRP mekanizmasında yere bağlanan dönel eklemlerin aynı eksene sahip olacak şekilde yerleştirilmesi mekanizmanın limitsiz dönüşüne imkân sağlamaktadır. Yüksek dönüş yeteneği 270 dereceye yakın bir hareket açıklığına sahip kalça eklemi için çok önemlidir. Son olarak 3RRP mekanizmasının ileri ve ters kinematiği analitik çözüme sahip olduğu için avantajlıdır.

3.1.2 – Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Güç İletim Sisteminin Seçimi

Bu bölümde dış iskeletin güç iletim sistemindeki motorların ve güç iletim mekanizmasının seçimi ele alınmıştır. Güç iletimi için harmonik dişli sistemleri ve gerdirilmiş kasnak sistemleri incelenmiş, her bir serbestlik derecesi için en uygun güç iletim mekanizmasına karar verilmiştir. Sistem için seçilmiş olan kinematik yapıdaki her bir modüle ait güç iletim sistemi detaylandırılmıştır.

Kuvvet geri-beslemeli dış iskelet için geliştirilen güç iletim mekanizmasının tasarımında, fiziksel temasın mümkün olduğu her insan-makina arayüzünde olduğu gibi, dikkate alınması gereken en öncelikli unsur *güvenliktir*. Aktif kuvvet geri-beslemeli bir arayüzün klinik deneylerde kullanılabilecek derecede güvenli kabul edilebilmesi için cihazla etkileşim içinde bulunan hasta, dilediğinde cihazın uyguladığı kuvvetlere baskın çıkıp robotu istediği biçimde yönlendirebilmelidir. Bu özellik, özellikle robot herhangi bir arıza neticesinde çalışmaz duruma geldiğinde geçerli olmalıdır. Proje kapsamında bu gereksinim dış iskeletin *yüksek geri-sürülebilirliğe* (back-driveability) sahip şekilde tasarlanması ile yerine getirilmektedir. Tasarlanıp üretilen yüksek geri-sürülebilirliğe sahip kuvvet geri-besleme aygıtı hem aktif halde iken kuvvet kontrol algoritmaları ile, hem de çalışmaz halde iken hasta tarafından yönlendirilebilmektedir. Bu sebeple bu çalışmada güç iletim mekanizmalarının seçiminde yüksek geri-sürülebilirlik ve düşük atalet momenti belirleyici kıstaslar olarak ele alınmıştır.

Robotun, kalçaya ait fleksiyon/extensiyon dönüşü ve (lateral öteleme dışındaki) pelvis hareketlerine imkân tanıması, yüksek geri-sürülebilirliğe sahip olması ve aynı zamanda sistemin fleksiyon/extensiyon dönüşü için yüksek tork çıktısına sahip olabilmesi amacıyla kullanılan 3-RRP mekanizmasını tahriklemek için Şekil 7'de CAD modeli sunulan çift aşamalı gerdirilmiş kasnak (capstan drive) güç iletim sistemi Şekil 8'de sunulduğu şekilde uygulanmıştır.



Şekil 7: Doğrudan tahrikli motora bağlanan bir gerdirilmiş kasnak sistemi



Şekil 8: Doğrudan tahrikli motora tahriklenen çift aşamalı gerdirilmiş kasnak sistemi ile sürülen 3RRP mekanizması

Gerdirilmiş kasnak güç iletim yöntemi çok düşük sürtünmesi sayesinde yüksek verimliliğe sahiptir. Kullanılan yüksek esnemezliğe sahip çelik teller sayesinde yüksek bant genişliğine de sahip olan bu tahrik yöntemi ile kalça dönüş hareketleri için gereken yüksek tork seviyelerine çıkmak mümkün olmaktadır. Kuvvet geri beslemeli robotlarda yaygın olarak kullanılan gerdirilmiş kasnak sistemi düşük sürtünmesi ve boşluğu nedeniyle tercih edilmiştir.

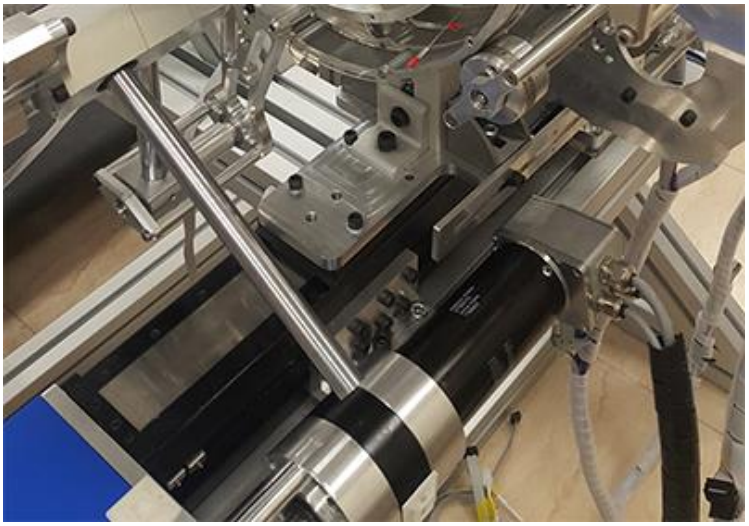
Gerdirilmiş kasnak güç iletim yöntemi dış iskeletin *yüksek pasif geri-sürülebilirliğe* (back-driveability) sahip olmasını sağlamakta ve sistemin hasta ile güvenli etkileşimini yerine getirilebilmektedir.

Hastanın ağırlığını taşımakla görevli ağırlık destek sisteminin güvenlik açısından pasif geri-sürülebilirliğe sahip olması uygun değildir. Bu eksenin kuvvet kontrolü altında aktif geri-sürülebilirliğe sahip olması kararlaştırılmış ve bu amaçla Şekil 9'da sunulan seri elastik eyleyici tabanlı bir güç iletim yöntemi seçilmiştir. Bu ekseni tahriklemek için dişli kutusuna sahip fırçasız bir motor bir kasnak yardımıyla doğrusal kızak mekanizmasına bağlı bir sonsuz dişliyi döndürmektedir. Kuvvet kontrolü için eksenin hasta bağlantı bölgesinde esneklikleri ölçülen yaylar yerleştirilmiştir.



Şekil 9: Dişli kutulu fırçasız motor ve kasnakla sürülen dikey doğrusal kızak ve insan bağlantı noktasında esneme miktarı ölçülen yaylar

Yer çekimi telafisinde olduğu gibi lateral hareketlerin desteklenmesinde de güvenlik açısından pasif geri-sürülebilirlik uygun değildir (hastanın düşme riski oluşmaktadır). Bu nedenle hastanın lateral hareketlerini desteklemek için Şekil 10'da sunulduğu şekilde ağrılık destek sistemi ile aynı yapıda bir seri elastik eyleyici kullanılmıştır.



Şekil 10: Dişli kutulu fırçasız motor ve kasnakla sürülen lateral doğrusal kızak

3.1.3 – Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Tasarımı

Bu aşamada istenen özelliklere sahip yeni bir rehabilitasyon robotu sistematik olarak tasarlanmış, bu pelvis-kalça dış iskeleti üretimine hazır hale getirilmiştir. Bu çalışma kapsamında kinematik ve güç iletim mekanizmasına ait detaylar tanımlanmış, geometrik ölçüler, malzeme, motor ve iletim mekanizmalarının özellikleri belirlenmiştir. Bu aşamada robot sahip olması gereken tüm isterilere göre dikkatlice değerlendirilmiş ve yinelemeli tasarıma yer verilmiştir.

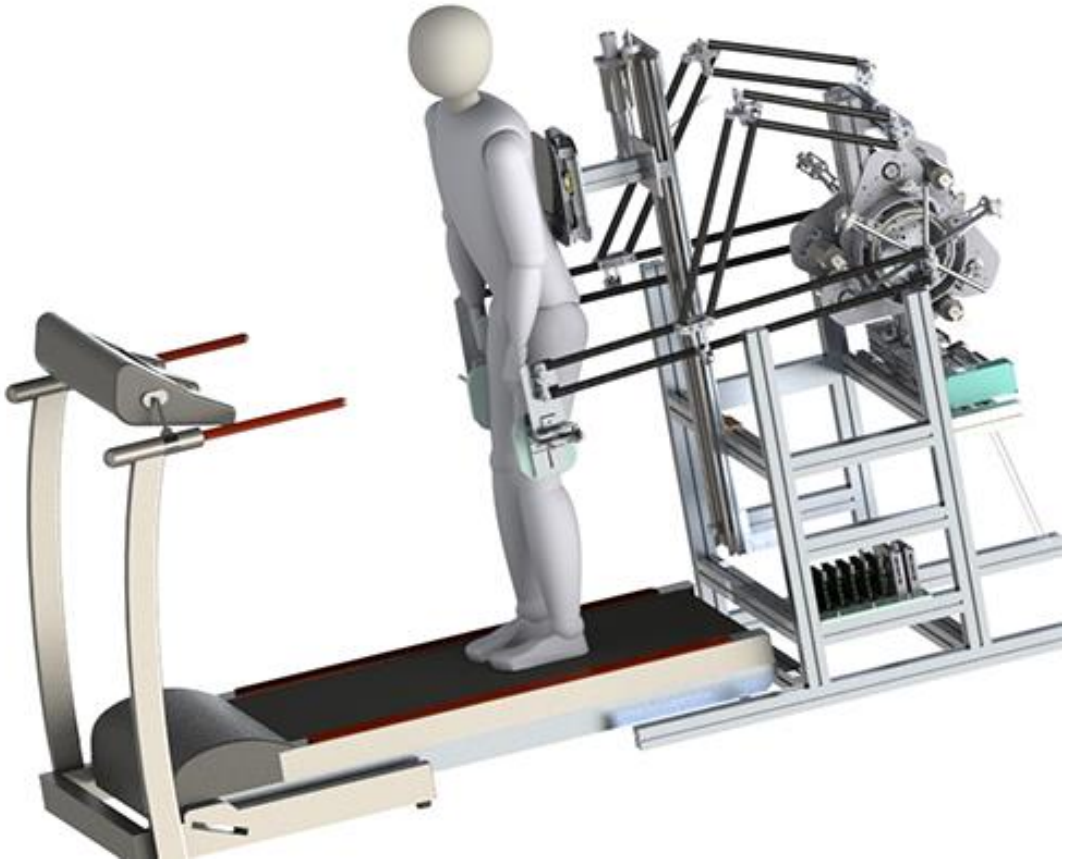
Kuvvet kontrolü altında çalışacak dış iskeletin mekanik tasarımı, kontrol algoritmalarının geliştirilmesine de doğrudan etki etmektedir. Geri sürülebilirliği nedeniyle empedans kontrol yöntemleri ile kontrol edilmesi uygun olan kuvvet geri beslemeli dış iskeletin tasarımında, algoritmanın etkinliği, yani kullanıcının hareketlerini kısıtlamadan aslına sadık kuvvetlerin yansıtılabilmesi, için dikkat edilen unsurlar şunlardır:

- Düşük sürtünme kuvveti ve boşluk;
- Yüksek yapısal esnemezlik;
- Yüksek geri-sürülebilirlik (back-driveability);
- Yüksek hareket ve kuvvet bant genişliği, dinamik erim;
- Dinamik ve kinematik açılardan kullanıcıya uygun, hafif ergonomik tasarım;
- Düşük kütle ve eylemsizlik momenti;
- Tektürel davranışlı, tekilliksiz, geniş çalışma alanı.

Tüm bu isterler tasarım sürecinde ele alınmış, farklı isterler birbiriyle çeliştiğinde, yinelemeli tasarım yaklaşımları kullanılarak bu faktörler arasında ödünleşim yapılmıştır. Sistemin kinematik yapısı ve güç iletim mekanizması robot, ağırlık, esnemezlik, çalışma alanı ve tektürel davranış gibi kinematik ölçütler; dinamik erim, bant genişliği gibi dinamik ölçütler göz önüne alınarak tasarlanmıştır. Bu isterilerin tasarıma dâhil edilmesi sistemin dinamik modellenmesini kolaylaştırmakla kalmayıp, kontrol altındaki performansını da önemli ölçüde iyileştirilebilmesine sebebiyet vermiştir.

Kinematik tip seçiminde tercih edilen 3RRP düzlemsel paralel kinematik yapılar yüksek yapısal esnemezliğe, yüksek dinamik erime ve tektürel davranışlı geniş çalışma alanına sahiptir. Güç iletiminde tercih edilen boşluksuz ve düşük sürtünmeli gerdirilmiş kasnak tabanlı güç iletim mekanizmaları yüksek hareket ve kuvvet bant genişliklerinin elde edilmesine ve modellenmesi güç etkilerin mümkün olduğunca ortadan kaldırılmasına yardımcı olmaktadır.

Tasarım kapsamında Şekil 11'de sunulduğu gibi yürüme sırasında kolların serbest salınımına izin verebilmek amacıyla 3RRP düzlemsel paralel mekanizmalar hastadan uzağa yerleştirilmiş, hareketin hastanın pelvis-kalçasına iletimi için karbon fiber tüpler kullanılarak gerçeklenen düzlemsel paralleogram mekanizmaları kullanılmıştır. 3RRP mekanizmalarının son eklemlerinin ağırlığı ile düzlemsel parallelogram mekanizmalarının agırlığını telafi dengelemek için yay tabanlı pasif bir ağırlık telafi mekanizması tasarlanmıştır. Pasif ağırlık telafisi dış iskelet sisteminin pasif geri-sürülebilirliğini arttırmakla kalmayıp, aynı zamanda sistemin motorlarının aktif olmadığı durumda dahi hasta üzerinde yük oluşturmamasını sağlayarak güvenliğini arttırmaktadır.



Şekil 11: Dış iskelet tasarımına ait katı model

Tasarım iyileştirmeleri kapsamında ele alınan bir başka unsur, düşme durumunda hastanın ağırlığını taşıyıp, yürüme sırasında hastanın ağırlığını kısmı olarak telafi edebilecek ağırlık destek sisteminin tasarımıdır. Seri elastik eyleyici tahrikli aktif ağırlık destek sistemi hem 3RRP mekanizmalarının üzerindeki yükü azaltmakta, hem de hastayı oturur durumdan kaldırıp, hastaların sisteme bağlanmasını kolaylaştırmaktadır.

Tasarım iyileştirmeleri kapsamında ele alınan son unsur, pelvise ait lateral hareketlerin desteklenmesidir. Prototiplerle gerçekleştirilen denemeler sonucunda, güvenlik açısından, lateral destek modülünün gerektiğinde hastanın ağırlığının önemli bir kısmını da taşıyabilmesinin önemli olduğuna karar verilmiş, bu nedenle lateral hareket modülünün ağırlık destek sistemine benzer şekilde seri elastik eyleyici tahrikli olmasına karar verilmiştir. Sistemin tasarım iyileştirmeleri sonrasındaki son tasarıma ilişkin katı model Şekil 11'de sunulmuştur.

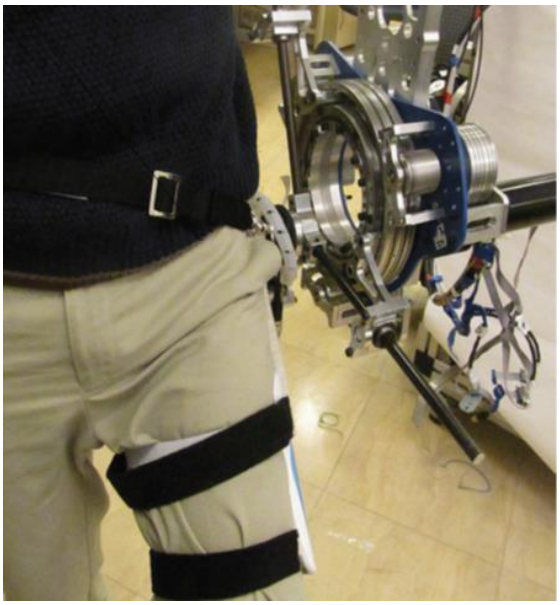
3.1.4 - Kuvvet Geri-Beslemeli Dış İskeletin Prototip Üretimleri

Tasarlanan pelvis-kalça rehabilitasyon robotunun değişik aşamalarda doğrulanması amacıyla çeşitli prototipleri üretilmiştir. Şekil 12'de sunulan 3B yazıcılar kullanılarak üretilen ilk ön prototip sayesinde sistemin kinematik uyumuna ait doğrulamalar gerçekleştirilmiştir. Bu prototipte üretim kolaylığı açısından prizmatik eklemler yerine dönel eklemlere yer verilmiştir.



Şekil 12: Kinematik uyum testleri için üretilen ilk prototipe ait görsel

İlk prototip sonrasında 3RRP mekanizmasının ve bu sistemin güç iletimini oluşturan gerdirilmiş kasnak sisteminin test edilmesi için Şekil 13'te sunulan ön prototip üretilip test edilmiştir.



Şekil 13: 3RRP mekanizmasının test edilmesine yönelik geliştirilen prototipe ait görsel

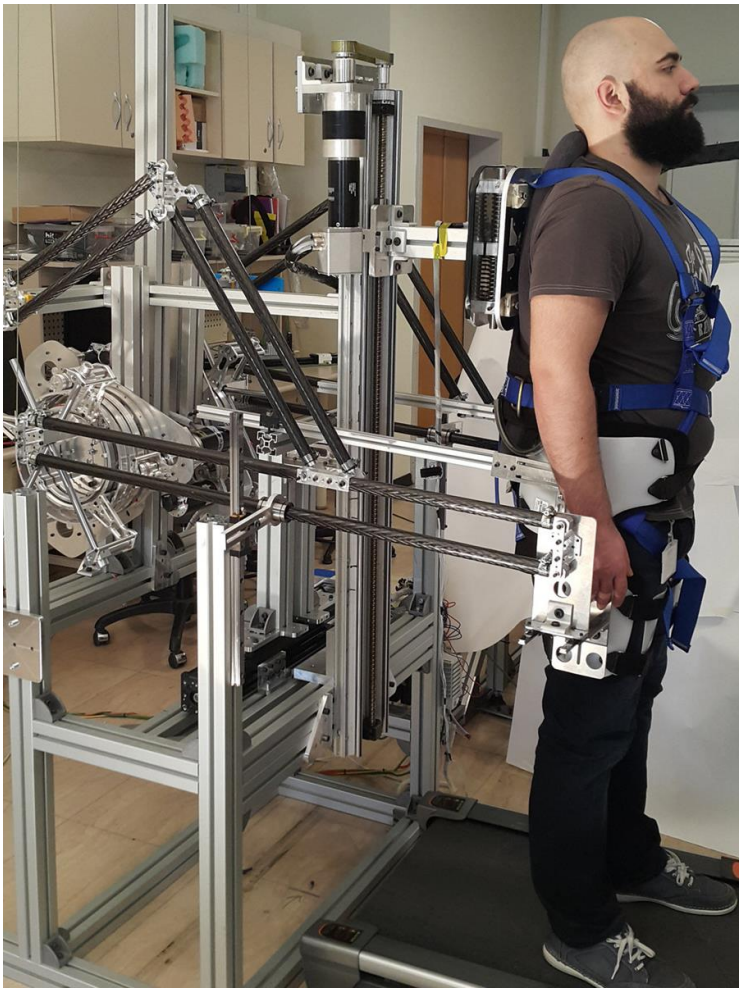
Şekil 12’de ve Şekil 13’te sunulan ön prototipler kapsamında edinilen tecrübeler ile sistemde çeşitli iyileştirmeler yapılmış, örneğin hastanın ellerinin serbest hareket edebilmesine izin vermek amacıyla 3RRP mekanizmaları geriye alınmış ve hareketin iletimi için bir düzlemsel paralel eklem mekanizması tasarlanmıştır. Tüm bu iyileştirmeler sonrasında dış iskelete ait son prototip Şekil 14, 15 ve 16’da sunulduğu şekilde geliştirilip üretilmiştir.



Şekil 14: Pelvis-kalça dış iskelet sistemine ait prototip



Şekil 15: Pelvis-kalça dış iskelet sistemine ait prototip



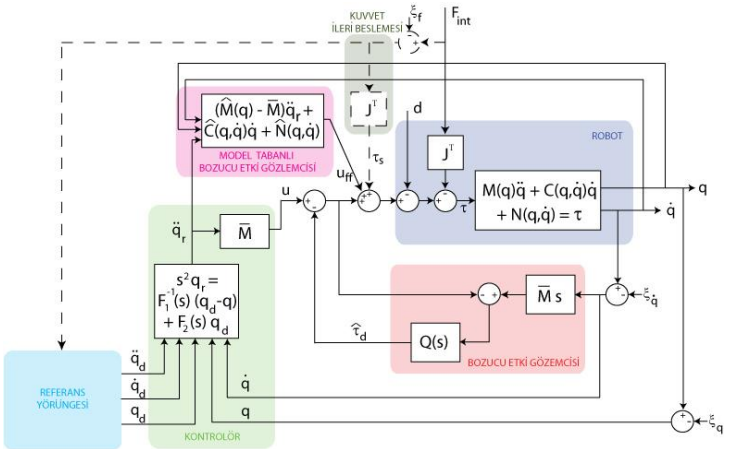
Şekil 16: Pelvis-kalça dış iskelet sistemine ait prototip

3.2 – Dış İskeletin Kontrolünün Geliştirilip Uygulanması

Proje kapsamında öngörülen hareketlerin hastaya uygulanabilmesi için model tabanlı pozisyon kontrol yöntemleri, öngörülen kuvvetlerin hastaya iletebilmesi için de empedans kontrol algoritmaları türetilmektedir. Model tabanlı kontrol yöntemlerinin etkin bir şekilde uygulanabilmesi amacıyla öncelikle sistemin kinematik ve dinamik modelleri oluşturulmaktadır. Kontrol çalışmaları kapsamında öncelikle sistemin kinematik ve dinamik modelleri sembolik olarak türetilmiş, üretilen her bir modülün pozisyon ve empedans kontrolü gerçekleştirilmiştir.

Çalışma kapsamında, gerdirilmiş kasnak tabanlı güç iletimi sayesinde tasarım sırasında sürtünme ve boşluk gibi modellenmesi güç etkilerin olabildiğince azaltılmış olması ve ağırlıkların pasif yerçekimi telafi mekanizması ile dengelenmesi modelleme aşamasında büyük kolaylık sağlamıştır. Düşük kütlesi, yüksek geri-sürülebilirliği ve yüksek esnemezliği sayesinde sistem modelinin yüksek başarıma sahip olması, kuvvet sensörlerine ihtiyaç duymaksızın etkileşimin kontrol edilmesine imkân sağlayan açık döngü empedans kontrol yönteminin uygulanmasında imkân vermiştir.

3.2.1 – Model Tabanlı Gürbüz Pozisyon Kontrolü



Şekil 17: Eklem bazında model tabanlı gürbüz pozisyon kontrol yöntemi

Şekil 17'de eklem bazında model tabanlı gürbüz pozisyon kontrol yöntemi şematik olarak sunulmuştur. Gürbüz yörünge takip algoritması, modellemeden kaynaklanan belirsizlikleri ve dış çevresel etkenlerden kaynaklanan gürültüleri dengeleyecek şekilde tasarlanmıştır. Kullanılan model tabanlı gürbüz pozisyon kontrol yöntemi şu şekilde açıklanabilir:

Model çıktısı ve gerçek çıktı arasındaki farktan elde edilen hata, modele gelen toplam bozucu etkiler olarak kabul edilecektir. Bozucu etki gözlemleyicisi modele uygulandığı zaman, robot dinamiği karmaşık hesaplamalara başvurulmadan basit bir atalet olarak modellenebilmektedir. Robotun dinamiğini standart ikinci dereceden robot dinamik denklemleri ile ifade edebiliriz.

$$M(q)\,\ddot{q} + C(q,\dot{q}) + N(q) + F(\dot{q}) = \tau$$

Bu denklemde $M(q)$ atalet matrissini, $C(q,\dot{q})$ Coriolis ve merkezcil kuvvetleri, $N(q)$ yer çekimi kuvvetini ve $F(\dot{q})$ ise sürtünme kuvvetini temsil etmektedir. τ ise robota motorlar tarafından uygulanan torku belirtmektedir. Ayrıca q, $\dot{q}$, $\ddot{q}$ sıra ile açı, açısal hız ve açısal ivmeyi simgelemektedir. x ve $\dot{x}$ çalışma uzayındaki pozisyon ve hızlara karşılık gelmektedir. Jacobian matrisi J olarak verilirken model tabanlı dinamik telafisi için kullanılan Coriolis/merkezcil ve yerçekimi matrisleri şapka ile gösterilmiştir. *d* istenen yörünge değerlerini işaretlemektedir. Denetçi tarafından hesaplanan s^2q_r terimi referans ivme değerini belirtmektedir. $F_1(s)$ ve $F_2(s)$ denetçinin geri-besleme ve ileri besleme terimlerine karşılık gelmektedir. Bozucu etki gözlemcisinde bulunan Q(s) terimi düşük frekans geçiren filtre $\bar{M}$ ise atalet matrisinin ortalama değerleridir. ξ'lar sensörlere etkiyen gürültüyü, F_{int} ise sisteme etkiyen bozucu etkileri temsil etmektedir. Model tabanlı dinamik telafisi sisteme u_{ff} terimi ile eklenmektedir. Model tabanlı dinamik telafisi için kullanılan atalet, Coriolis/merkezcil ve yerçekimi matrisleri şapka ile gösterilmiştir.

Bahsedilen robot dinamiği sabit bir atalet ve bozucu etki torkunun toplamı olarak sadeleştirilebilir.

$$\bar{M}\,\ddot{q} + \tau_d(q,\dot{q},\ddot{q}) = \tau$$

Bu denklemde geçen $\bar{M}$ diyagonal ve sabit bir atalet matrisidir. $\bar{M}$ robotun karmaşık bir yörüngedeki hareketi sonucu oluşan kütle matrisinin ortalaması alınarak elde edilir. $\tau_d(q,\dot{q},\ddot{q})$ ise modellenmemiş tüm dinamikleri içeren bozucu etkilerdir. Bozucu etki gözlemleyicisi alçak geçirgen filtre $Q(s)$ vasıtasıyla toplam bozucu etkileri hesaplayabilmektedir. Bozucu etki torkları hesaplandıktan sonra, kontrol girdisine eklenerek tüm bozucu etkiler ($\tau_d(q,\dot{q},\ddot{q})$) telafi edilebilir ve böylece robot dinamiği daha basite indirgenilebilir. Böylece istenilen yörüngenin takibi için basit doğrusal bir kontrol stratejisi geliştirilebilir.

Şekil 17'de gösterilen genel modelde bozucu etki gözlemleyicisi M ve $Q(s)$ terimlerini içerir. Modelin ters dinamiği olarak varsayılmıştır. Robot dinamiği hız çıktısı ile birinci dereceden bir

sistem olarak modellenebildiği için $Q(s)$ birinci dereceden alçak geçişli bir filtredir. Bu filtre ters dinamiği nedensel olarak gerçekleyebilmek ve ölçümlerden kaynaklı gürültülerin etkisini azaltmak için kullanılmıştır. Maksimum frekansı Q(s)'in kesme frekansından alçak olan bozucu sinyaller bu filtre ile engellenir ve gerçek sistem ve nominal sistem benzerleşir. Bu durumda robot dinamiği

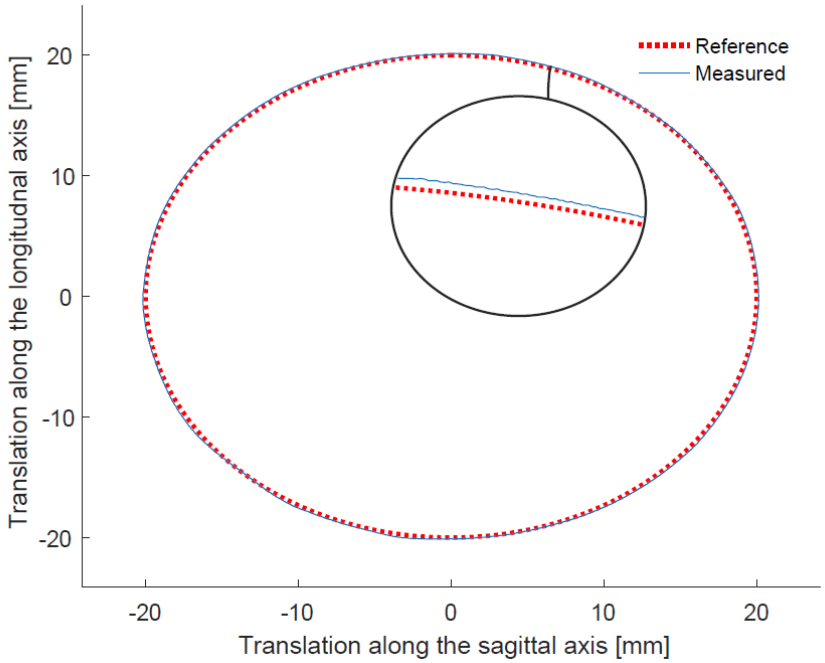
$$\bar{M}\,\ddot{q} = \tau$$

şeklinde gösterilebilir. Kontrol direk olarak motorlara uygulandığı için, denetçide eklem bazında hata kullanılmıştır. Temel olarak

$$s^2\,q_r = F_1^{-1}(s)\,(q_d - q) + F_2(s)\,q_d$$

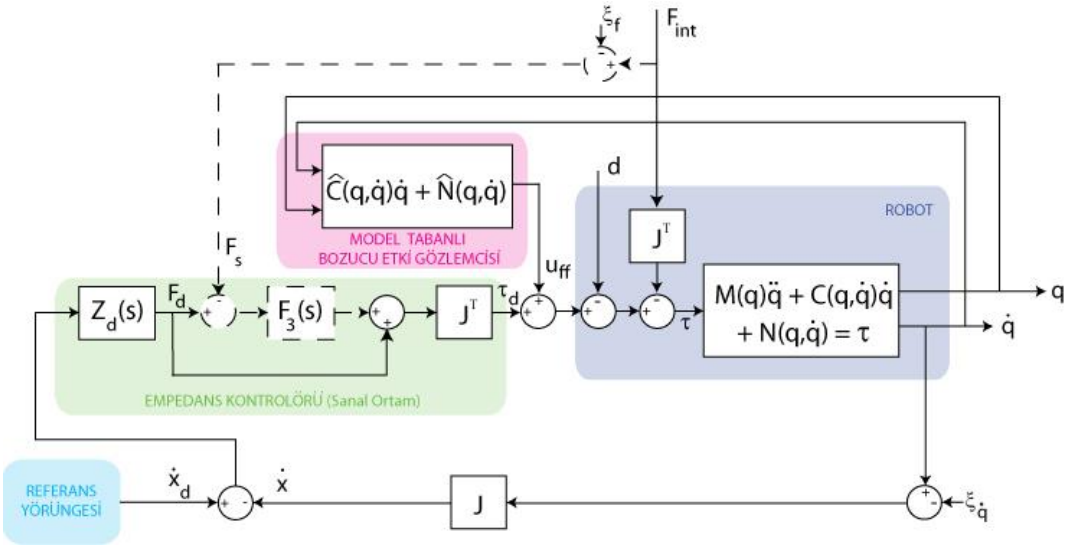
denkleminden açısal ivme hesaplanır ve kontrol girdisini elde etmek için $\bar{M}$ ile çarpılır.

Şekil 18'de eklem bazında model tabanlı gürbüz pozisyon kontrol yöntemi ile yörünge takibine ait örnek sonuçlar sunulmuştur. Sajital düzlemde gerçekleştirilen bu yörünge takibi deneyinde RMS hata %1'in altındadır.



Şekil 18: Eklem bazında model tabanlı kontrol yöntemi ile yörünge takibi

3.2.2 – Empedans Kontrolü



Şekil 19: Empedans kontrol algoritması

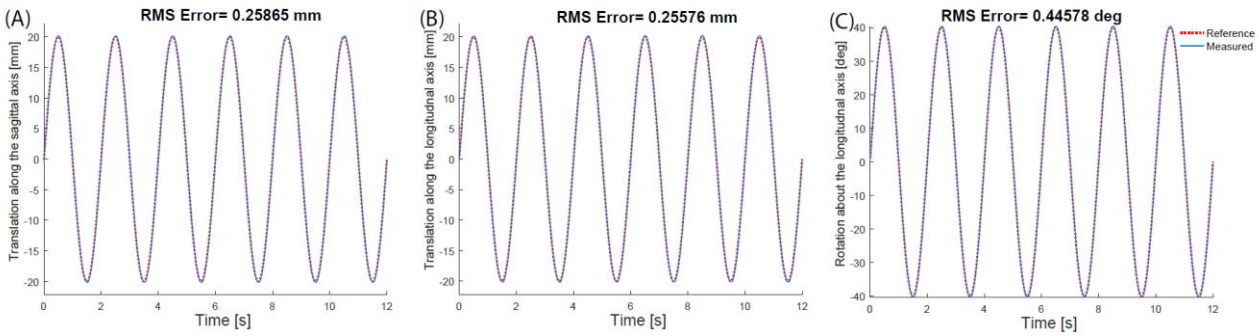
Şekil 19'da etkileşimler için kullanılan empedans kontrol algoritmasına ait akış şeması sunulmuştur. Şekil 9'da robota ait atalet, Coriolis/merkezcil ve yerçekimi matrisleri sırasıyla M(q), $C(q,\dot{q})$ ve $N(q,\dot{q})$ olarak tanımlanmıştır. q durum değişkenini , $\dot{q}$ ise durum değişkeninin zamana karşı değişimini temsil etmektedir. x ve $\dot{x}$ çalışma uzayındaki pozisyon ve hızlara karşılık gelmektedir. Jacobian matrisi J olarak verilirken model tabanlı dinamik telafisi için kullanılan Coriolis/merkezcil ve yerçekimi matrisleri şapka ile gösterilmiştir. Empedans kontrol algoritmasında Z_d istenen empedans değerlerini, $F_3(s)$ geri beslemeli kuvvet katsayısını temsil etmektedir. Semboller ξ_q ve ξ_q hız ve konum ölçümlerinde ortaya çıkan sensör gürültülerini, ξ_f kuvvet ölçümlerinde ortaya çıkan sensör gürültülerini, F_s kuvvet algılayıcısı ile ölçülen çevresel kuvvetleri, u_{ff} tahmini merkezcil, Coriolis ve yerçekimi (dinamik) terimlerinin geri besleme kuvvetlerini ve d sistem dinamiğine etki eden bozucu etkileri göstermektedir.

Empedans kontrol görev uzayında uygulanmaktadır, çünkü empedans değerlerinin eklem uzayında seçimi zordur. Robotlarda kullanılan optik pozisyon ölçerler sadece eklem dönüşlerini ölçebildiklerinden, kontrolün görev uzayında uygulanması eklem kuvvetlerinden, sonlandırıcı kuvvetlerine olan eşleşmenin (Jacobian) hesaplanmasını şart koşmaktadır. Bütün farklı serbestlik derecelerine istenen empedans değerlerini gürbüz bir şekilde atayabilmek için, öncelikle model tabanlı dinamik telafisi gerçekleştirilmektedir. Dış iskeletin dinamik hareket denklemleri Kane metodu kullanılarak çıkarılmıştır. Sistem parametrelerinin

tam olarak belirlenmesinin mümkün olmayışı, dinamiğin tamamen telafisini olanaksız kılmaktadır. Ancak deneysel olarak teyit edilen tahmini parametreler kullanılarak Coriolis/merkezcil $C(q,\dot{q})$ ve yerçekimi $N(q, \dot{q})$ terimleri mümkün olduğunca telafi edilmektedir.

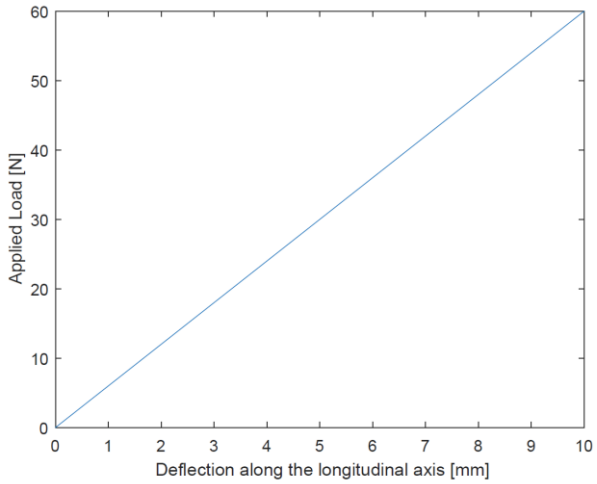
Empedans kontrol mimarisinde robot algılayıcıları tarafından ölçülen anlık hız değerleri, robot Jacobian'ı ile çarpılarak robot sonlandırıcısında oluşan anlık hız değerleri bulunur. Bulunan robot sonlandırıcısı anlık hız değeri ile istenilen robot sonlandırıcısı anlık hız değeri arasındaki hata hesaplanarak istenilen empedansa beslenir ve istenilen kuvvet değeri hesaplanır. İstenilen kuvvet değeri robotun devrik Jacobian'ı ile çarpılarak istenilen eyleyici tork değerlerine ulaşılır. Ayıca robot anlık konumu ve hızları yerçekimi, merkezcil ve Coriolis terimlerinin tahmini değerlerinin hesaplanmasında kullanılır. Elde edilen bu değer sisteme geri beslenerek dinamik telafisi gerçekleştirilir. Çevresel kuvvetlerin bir algılayıcı yardımıyla ölçülmesi durumunda ölçülen kuvvet değerleri istenilen sonlandırıcı kuvvet değerleri ile karşılaştırılmak üzere kapalı döngü kuvvet denetçisine girilir. Kuvvet algılayıcısının olmadığı durumda sistem açık döngülü olarak kontrol edilebilir.

Şekil 20'de empedans kontrol algoritması kullanılarak çeşitli sinüs referanslarının takibi ve RMS takip hataları sunulmuştur.



Şekil 20: Empedans kontrol algoritması ile yörünge takibi

Şekil 21'de empedans kontrol algoritması kullanılarak gerçeklenen bir yayın deneysel olarak doğrulanmasına yer verilmiştir.



Şekil 21: Empedans kontrol algoritması ile yay gerçeklemesi

Şekil 20 ve 21'de yer alan sonuçlar, empedans kontrol algoritmasının proje için gerekli başarıma ulaştığını doğrulamaktadır.

3.2.3 – Kullanıcı Ara Yüzünün Oluşturulup Egzersizlerin Belirlenmesi

Bu bölümde fizik tedavi uzmanı ile kontrol sistemi arasındaki denetleme ve kumanda ara yüzü oluşturulması çalışmaları ele alınmıştır. Burada amaç, uzmanın hedeflenen hareketleri ve uygulanacak kuvvetleri robota kolay bir şekilde bildirebilmesi ve tedavisi sırasında kaydedilen hasta verilerine etkin bir biçimde ulaşabilmesidir.

Arayüzün hayata geçirilebilmesi için öncelikle fizik tedavi uzmanlarının ihtiyaçları ve hastalara uygulanacak desteklerin ve egzersizlerin çeşitleri belirlenmiştir. Rehabilitasyon alanında uzman doktorlardan oluşan danışmanların tavsiyeleri doğrultusunda çalışmalar yapılmış, egzersiz detaylarının seçimi ve ara yüzü geliştirilmesi robota ait prototipin testleri ile birlikte gerçekleştirilmiştir.

Egzersizler sırasında önem verilen başlıca hususlar aşağıda listelenmiştir:

- Egzersizler hastaların günlük yaşamdaki yürüme ve denge aktivitelerine dayalı olmalıdır. Yürüme sırasında hastanın ağırlığı desteklenmeli ve düşmeye karşı önlem alınmalıdır.

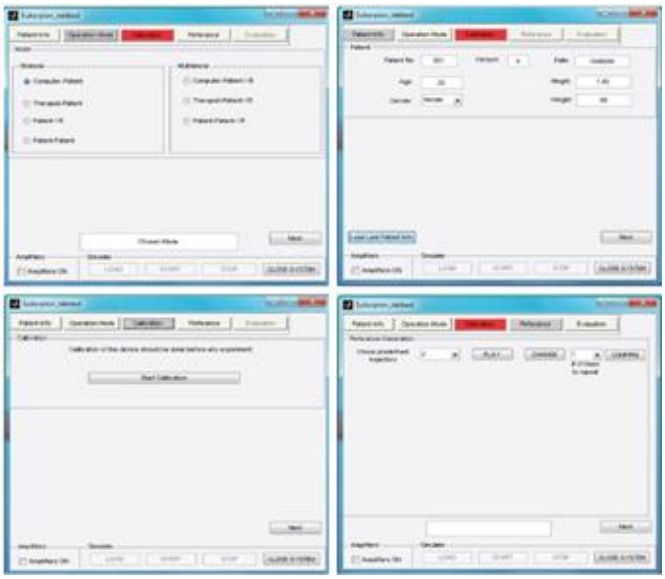
- Hastaların ilgi, motivasyon ve tercih ve fonksiyonel kapasitelerinin farklı olduğu göz önüne alınarak yürümeye hitap eden, farklı zorluk derecesine sahip yürüme ve denge aktivitelere yer verilmelidir.

- Robotik egzersizler kişi merkezli olarak planlanmalı ve çeşitlilik, kolaydan zora derecelendirme, tekrar sayısı, geri bildirim, hastanın katılım miktarı motor öğrenme prensipleri dikkate alınarak belirlenmelidir.

- Planlanan yürüme ve denge egzersizleri çeşitli kontrol algoritmaları vasıtasıyla dış iskelete programlanarak hastalara çeşitliliğe dikkat edilecek şekilde yoğun ve yüksek sayıda tekrarlı olarak uygulanabilmelidir.

- Ayrıca egzersiz sırasında elde edilen veriler bilgisayara kaydedilerek hastanın gelişiminin objektif olarak değerlendirilebilmesi sağlanmalıdır.

Bu egzersizler kuvvet geri beslemeli ve sanal gerçeklikle bütünleşmiş bir şekilde uygulanabilecektir. Özellikle sanal gerçeklik tabanlı destek yöntemlerinin ilgili kas gruplarını tedavi amacına uygun şekilde düzenli olarak faal hale getirilip kompensatuvar hareketleri engellenebilmesinin motor-nöron iyileşmesine olan olumlu etkileri nedeniyle, bu tür yöntemlerin geliştirilmesine öncelik verilecektir. Fizik tedavide sonrasında hastaların işlevsel görevleri yerine getirebilmesi amaçlandığından, tedavide kullanılan egzersizler yine işlevsel görevlere yönelik seçilecek ama görevler destek miktarının ve hareketlerin zorluk derecelerinin ayarlanmasını mümkün kılmak amacıyla sanal ortamda uygulanacaktır. Egzersizler hastanın iyileşme sürecine uyumlu biçimde programlanarak hastaya en etkin tedavinin uygulanması sağlanacaktır.



Şekil 22: Grafiksel kullanıcı arayüzü

Belirlenen egzersizler üç ana grup altında toplanmıştır:

- edilgen (pasif) egzersizler,
- dirençli egzersizler ve
- destekli egzersizler.

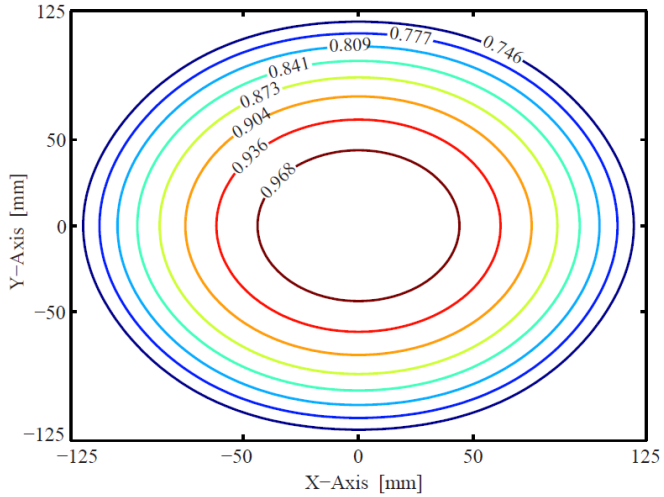
Grafiksel kullanıcı arayüzünün programlanması ile ilgili çalışmalar tamamlanmış ve Şekil 22'de sunulan grafiksel arayüz Matlab programı kullanılarak programlanmıştır. Arayüz hastaya ait bilgileri kaydetmenin yanı sıra edilgen, dirençli ve destekli egzersizlere ait parametrelerin kolayca değiştirilebilmesine imkân vermektedir.

Çeşitli destek modlarının kullanıcı ara yüzü vasıtasıyla dış iskeletlere kumanda edebilmesi için her bir destek moduna ait kontrol algoritmasının donanım seviyesinde uygulanması ve algoritmalar arasındaki geçişin denetçi kontrol yöntemleri ile idare edilmesi de ele alınmıştır. Algoritmalar arasında geçiş sırasında kararlılığın korunması denetçi kontrol yöntemlerinin uygulanmasında göz önünde bulundurulması gereken öncelikli kriterdir. Geçişler sırasında kararlılığın garanti edilmesi için minimum sakinleşme zamanının (minimum dwell time) yönteminin uygulanmasına karar verilmiştir. Projede denetçi kontrol algoritmasının gerçek zamanlı uygulanması için Matlab Stateflow Toolbox kullanılmıştır.

3.3 – Performans Testleri

3.3.1 – Kinematik Performans Testleri

Öncelikle geliştirilip üretilen rehabilitasyon sisteminin kinematik performansı incelenmiştir. Kinematik testler kapsamında robotun çalışma alanı ve bu alan içindeki davranışının tektürelliği tespit edilmiştir. Şekil 24'te kinematik altyapının en önemli bileşeni olan 3RRP mekanizmasının çalışma alanı içerisindeki tektürelliğine ait grafik sunulmuştur.



Şekil 23: 3RRP mekanizmasının tektürellik analizi

Tablo 2'de 3RRP mekanizmasının doğrulanmış çalışma alanı ve sürekli kuvvet/tork çıktıları listelenmiştir.

Tablo 2: 3RRP mekanizmasının doğrulanmış çalışma alanı ve sürekli kuvvet/tork çıktıları

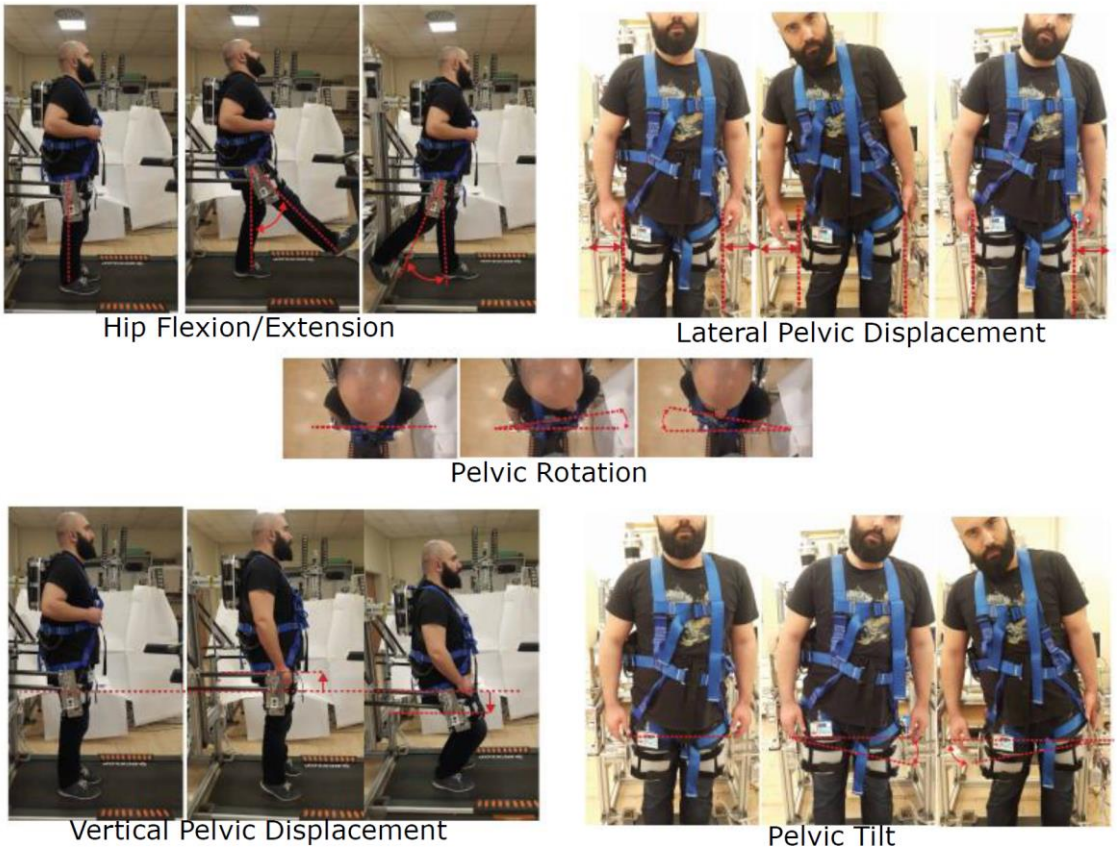
Serbeslik Derecesi	Çalışma Alanı	Sürekli Kuvvet/Tork Çıktısı
Sajital düzlem - x	± 225 mm	135 N
Sajital düzlem - y	± 225 mm	135 N
Sajital düzleme dik - θ	± 300 derece	72 Nm

Tablo 3'te tüm sisteme ait doğrulanmış çalışma alanı insan çalışma alanı ile birlikte listelenmiştir.

Tablo 3: Tüm sistemin doğrulanmış çalışma alanı ve insan çalışma alanı

Hareket	İnsana Ait Çalışma Alanı	Çalışma alanı
Dik pelvis deplasmanı	± 24 mm	± 225 mm
Lateral pelvis deplasmanı	± 40.8 mm	± 150 mm
İleri/geri pelvis deplasmanı	Yürüme bandına bağlıdır	± 225 mm (yürüme bandı üzerinde)
Pelvis süzmesi (frontal düzlem)	± 6.5 deg	± 12 deg
Pelvis dönüşü (transverse düzlem)	± 6 deg	± 10 deg
Kalça fleksiyon /ekstensionu	30 /10 deg	300 / 300 deg

Şekil 25'te sistemin çalışma alanının deneysel olarak doğrulanmasına yer verilmiştir.

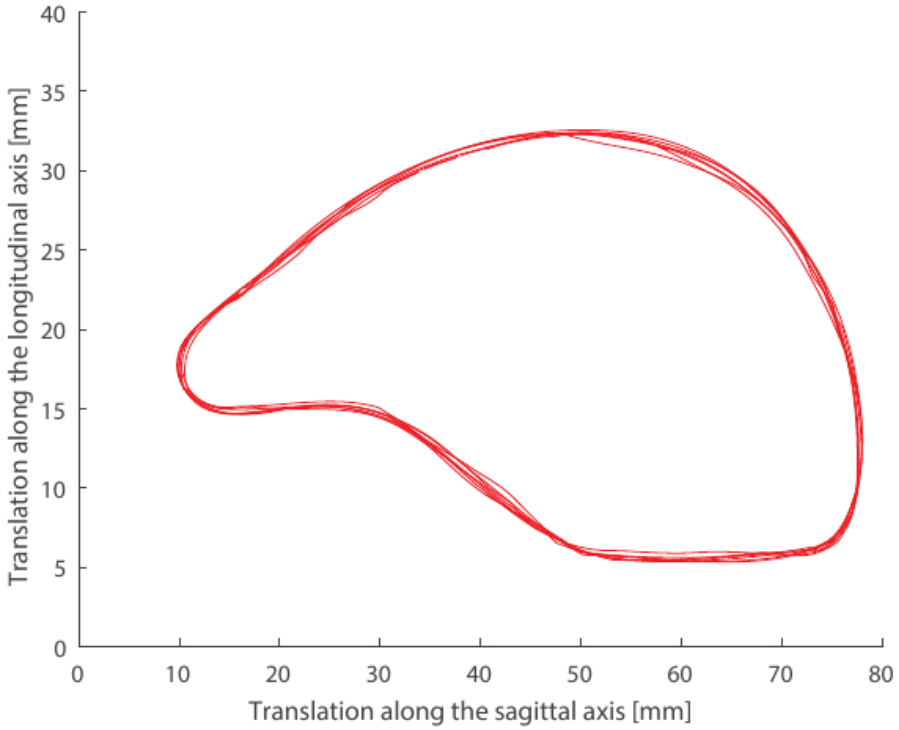


Şekil 24: Sistemin çalışma alanının deneysel doğrulanması

3.3.2 – Kontrol Performans Testleri

Kontrol performansının değerlendirilmesi için cihaz sağlıklı gönüllülere takılmış ve cihaz pasif durumdayken gönüllüye ait yürüme deseni ölçülüp kayıt edilmiştir. Kayıt sonrasında bu ideal yürüme deseni etrafında empedans kontrol algoritması kullanılarak sanal kısıtlar (tüneller) oluşturulmu ve gönüllüden bu kısıtlar altında yürümesi istenmiştir.

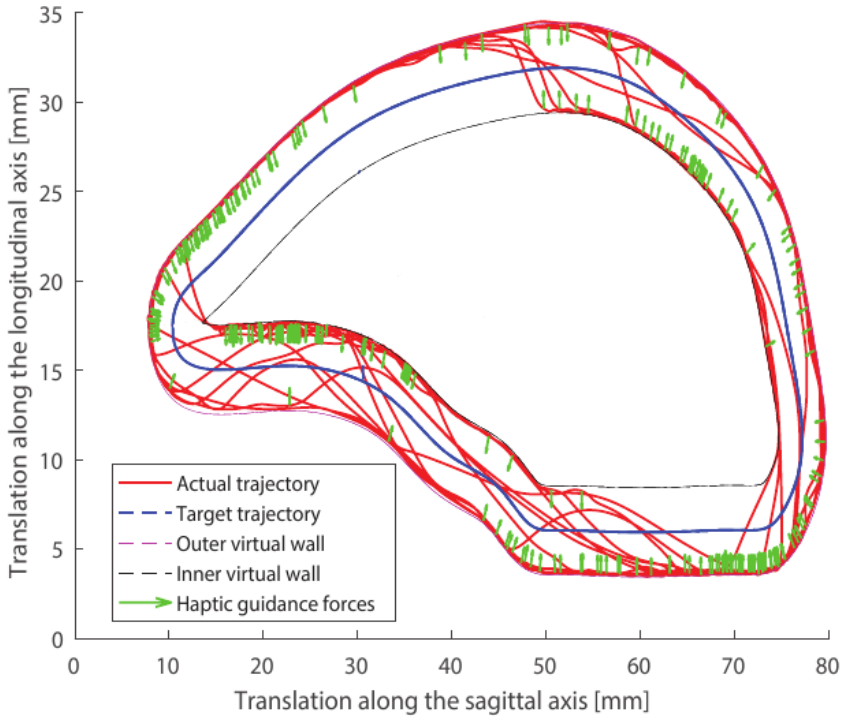
Şekil 25'te sanal tünelin çapının düşük tutulduğu bir denete ait veriler sunumuştur. Bu şekilde gönüllüye istenilen yörüngenin ektin bir şekilde izlettirilebildiği gözükmektedir.



Şekil 25: Sanal tüneller gerçekleyerek gönüllüye ideal yörüngeyi takip ettirme

Şekil 26'da sanal tünelin çapının yüksek tutulduğu bir denete ait veriler sunumuştur. Bu şekilde gönüllüye istenilen yörüngenin etrafında küçük sapmalar için istediği gibi hareket etme imkanı sunumuş ancak sanal kısıtla ile istenmeyen büyük sapmalar limitlenmiştir.

Rehabilitasyon tedavilerine sanal tünelin çapının yüksek tutulduğu durumla başlanması ve zaman içerisinde tünel çapı daraltılarak hastaların kompesatuvar hareketler yapmalarının engellenmesi esastır.



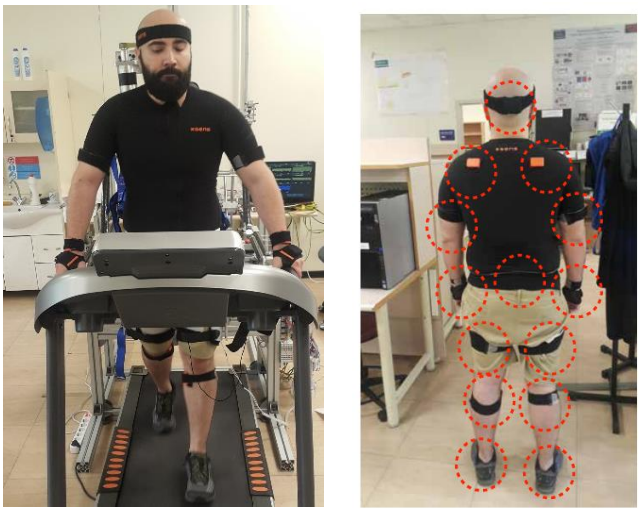
Şekil 26: Sanal tüneller gerçekleyerek küçük sapmalar için gönüllülerin hareketlerine izin verme ancak yüksek sapmalarda hareketleri idea yörünge etrafında limitleme

3.3.3 – Kullanılabilirlik Testleri

Sistemin kullanılabilirliği çeşitli gönüllüler tarafından test edilmiştir. Cihazın 1 dakika içinde kullanıcıya bağlanabildiği deneysel olarak doğrulanmıştır.

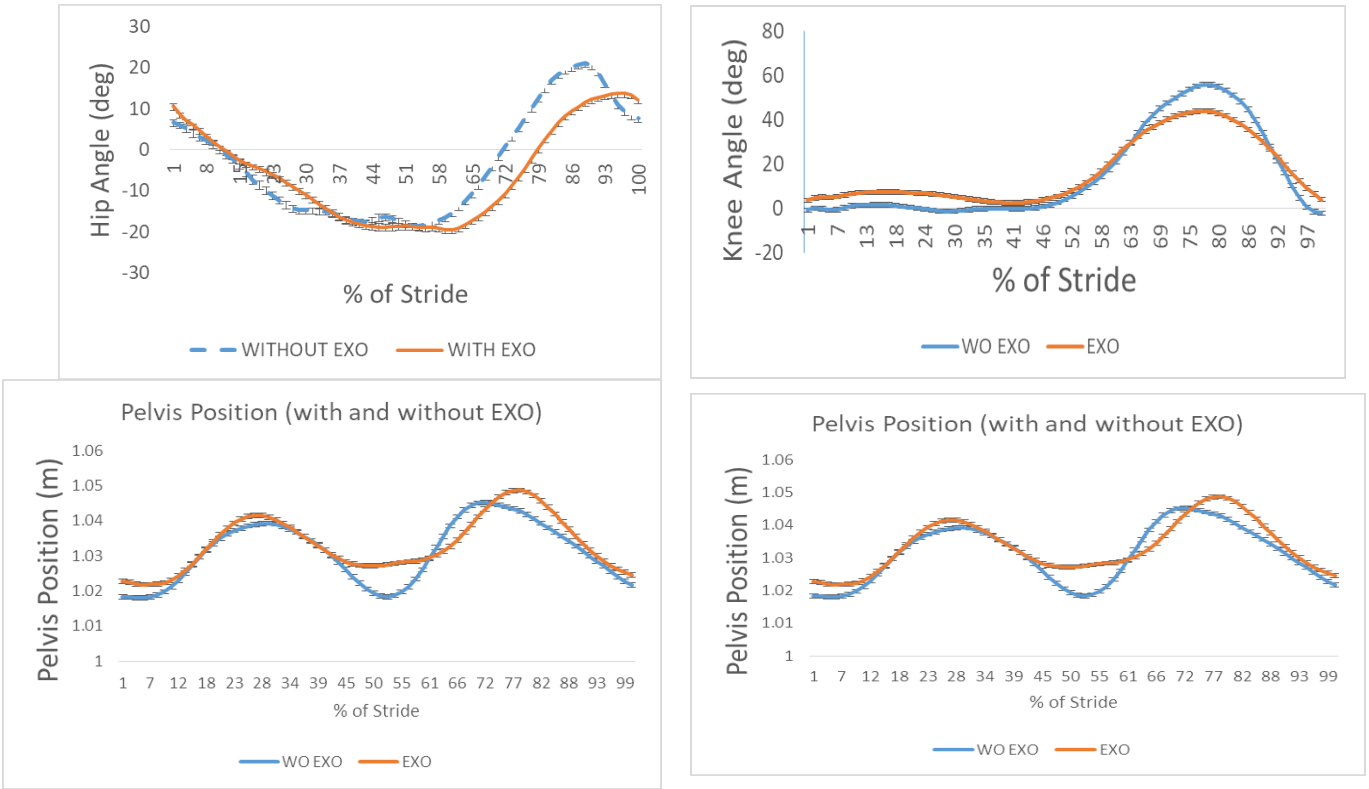
Cihazın pasif geri-sürülebilirliğinin değerlendirilmesi için cihaz kontrolcüleri ve motorları aktif değilken gönüllülere bağlanmış ve Xsens hareket takip sistemi kullanılarak gönüllülerin cihazla ve cihazsız yürüme analizleri yapılmıştır.

Şekil 27'de hareket takip sisteminin gönüllülere bağlantıları sunulmuştur.



Şekil 27: Hareket analiz sistemi ile yapılan deneyler

Şekil 28'de hareket analiz sisteminden alınan sonuçlar sunulmaktadır. Sonuçlar pasif durumdaki dış iskeletin yürüme kinematiğine etkisinin %10 seviyesinde olduğunu ortaya koymaktadır. Kinamatikteki bu az değişim sistemin acil bir durumda hasta tarafından güvenli bir şekilde hareket ettirilebileceğini ortaya koymaktadır. Kontrol altında sürtünme ve atalet gibi etkiler kontrolcü tarafından aktif olarak telafi edildiğinden aktif sistemin yürüme desenine olan olumsuz etkisi çok daha düşük seviyededir.



Şekil 28: Hareket analizi sonuçları

4. SONUÇLAR

Rehabilitasyon robotları tekrara dayalı ve fiziksel müdahale gerektiren rehabilitasyon egzersizlerinin uygulanmasında, tedavi uzmanlarının fiziksel yükünü azaltıp üretkenliğini arttırarak tedavi maliyetlerinin azaltılmasına ve tedavi erişilebilirliğine olumlu katkılar sağlamaktadır. Bu tür sistemler sayesinde hastaların iyileşmesi nicel ölçütlerle takip edilebilmesine ve grup tedavisi gibi yenilikçi rehabilitasyon protokolleri hayata geçirilebilmesine imkan tanımaktadır.

Bu motivasyonla, projemizde nörolojik problemler sonrasında alt uzuvlarda meydana gelen işlevsel bozuklukların tedavisinde kullanılmak üzere robot destekli bir pelvis-kalça dış iskelet sistemi geliştirilmiş ve ergonomik bir rehabilitasyon platformu oluşturulmuştur.

Geliştirilen sistem hasta için ergonomi ve güvenliği sağlamanın yanı sıra dış iskeletler ile uygulanabilen alt ekstremite tedavilerin kapsamını genişletmekte, denge egzersizleri gibi pelvis hareketlerini içeren fizik tedavi yöntemlerinin robot destekli olarak uygulanabilmesini mümkün kılmaktadır. Ayrıca geliştirilen rehabilitasyon robot sistemi yürüyüş deseninde istenmeyen kompensatuvar hareketlerin önüne geçebilmekte ve bu sayede tedavinin etkinliğini arttırma potansiyeli taşımaktadır.

Projemiz hem rehabilitasyon robotları ve kuvvet geri beslemeli dış iskeletler alanlarına önemli yenilikler getirmiştir. Projede kullanılan teknolojiler, tasarım yöntemleri ve tasarlanan modüler eklemler, farklı rehabilitasyon robot uygulamalarında kullanılabilecek niteliktedir.

Projemizin literatüreki benzer teknolojilere göre katkı sağladığı bu yenilikler şu şekilde özetlenebilir:

- Dış iskelet kalça ekleminde dönüş hareketlerine ek olarak tüm pelvis öteleme ve dönüş hareketlerine izin vermekte ve bu sayede robot ile insan yürüme deseni arasında ideal uyum sağlayabilmektedir.
- Dış iskelet kalça dönüş eksenlerini otomatik olarak ayarlayarak tedavi süresince rahatlık ve ergonomiyi garanti etmenin yanı sıra, literatürdeki diğer dış iskeletlerde pelvis hareketlerine izin verilmemesi nedeniyle kısıtlanmış olan çalışma alanını genişletmekte ve sistem kullanılarak uygulanabilecek yürüme ve denge aktivite egzersizlerinin hem kapsamını ve çeşitliliğini arttırmaktadır.

- Dış iskelete bağlanması sırasında harcanan zamanı önemli ölçüde kısaltmaktadır. Hastalar hiçbir ayar gerektirmeyen cihaza 1 dakikanın altında bağlanabilmektedir. Literatürdeki cihazlarda bu süre 20 dakika seviyesindedir.
- Dış iskeletin pelvis hareketlerine gerektiğinde pasif olarak izin vermesi, gerektiğinde de bu serbestlik derecelerini aktif olarak kontrol edebilmesi, yürüme desenine yönelik egzersizlerde kompensatuvar hareketlerin dış iskelet kullanılarak engellenebilmesini mümkün kılmakta ve dış iskeletler ile uygulanabilen alt ekstremite tedavilerin kapsamını genişletmektedir.

Proje çalışmalarımızdan çıkan yayınların listesini EK 1'de bulabilirsiniz. Robotun çalışma alanı, geri-sürülebilirliği, ergonomisi ve kontrolü ilgili çeşitli videolara ise aşağıdaki ağ sayfasından ulaşabilirsiniz:

http://hmi.sabanciuniv.edu/?p=1087

4.1 Tartışma

Proje kapsamında geliştirilen sistem literatürde pelvis-kalça rehabilitasyonu için tasarlanmış en gelişmiş sistem olmanın yanı sıra ülkemizde alt ekstremite rehabilitasyon robotları alanında tamamlanmış en kapsamlı çalışmadır.

Proje kapsamında geliştirilen sistemin ergonomi ve güvenlik açılarından ilk denemeleri sağlıklı gönüllüler aracılığıyla yapılmıştır. Rehabilitasyon sisteminin geliştirilmesi sürecinde Acıbadem Üniversitesi Tıp Mühendisliği Bölümü ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü kapsamındaki araştırmacılarda görüş ve öneriler alınmış ve doktor ve terapistlerden gelen öneriler ışığında sistemde güncellemeler yapılmıştır. Uzman doktorlar ve terapistlerle düzenli olarak yapılan görüşmeler sistemin klinik deneylere hazır hale getirilmesinde önemli rol oynamış, gerek fiziksel tasarımda gerekse kontrol tasarımında doktorlardan alınan geri bildirim yoğun şekilde kullanılmıştır.

Klinik deneyler proje kapsamında yer almamaktadır ve işbirliği içinde olduğumuz hastanelerle beraber ayrı bir akademik çalışma olarak projelendirilecektir. Bu projenin sonlanmasını takiben gerekli etik izin başvurularının yapılması ve rehabilitasyon sisteminin her iki hastaneye ön klinik deneyler için kurulması ve sistemin etkinliğinin araştırılacağı klinik deney protokolünün netleştirilmesi hedeflenmektedir.

4.2 Öneriler

Proje sonucunda proje önerisinde öngörülen bütün hedeflere ulaşılmış, klinik deneylere hazır bir sistem tasarlanıp hayata geçirilmiştir.

Projenin başarıya ulaşmasında tüm tasarım süreci boyunca doktorlardan ve terapistlerden görüş ve önerilerin alınması büyük önem arz etmiştir. Doktorların ve terapistlerin tasarım sürecine erken dâhil edilmeleri ve tasarımla ilgili alınan mühendislik kararlarının kendileri ile sık sık doğrulanması, ortaya çıkarılan teknolojinin ihtiyaçlara karşılık veren yenilikçi bir teknoloji olmasında önemli rol oynamıştır. Benzer çalışmalar yapacak araştırmacılara bu tür işbirliklerine önem vermeleri ve doktorlardan ve terapistlerden mümkün olduğunca yoğun şekilde bilge ve görüş almaları önerilir.

Bu tür cihazların klinik etkinliğine dair kanıt oluşturulması önem arz etmektedir. Ancak klinik deney süreçleri hastanelerle yakın koordinasyon ve gerekli etik izinlerin tamamlanmasını gerektirmektedir. Klinik deneylerin hastanelerin yürütücülüğünde klinik araştırmalar olarak yapılandırılmasının daha uygun olduğu değerlendirilmiştir. Bu nedenle, klinik deneylere süresi zaten oldukça limitli olan proje kapsamında yer verilmemiştir. Projenin tamamlanmasını takiben sistemin klinik deneylere tabii tutulması için hastaneler ile işbirlikleri yapılmış olup ve klinik araştırmaların desteklenmesi için yeni TUBİTAK projeleri tasarlanmaktadır.

KAYNAKLAR

Aoyagi, D., Ichinose, W.E., Harkema, S.J., Reinkensmeyer, D.J. and Bobrow, J.E. (2005) “An assistive robotic device that can synchronize to the pelvic motion during human gait training”, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.

Artemiadis PK, Krebs HI. (2010) On the control of the MIT-Skywalker. IEEE Eng Med Biol Soc., pp. 1287-1291.

Banala, S.K., Agrawal, S.K., and Scholz, J.P. (2007) “Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients,” IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 401–407.

Bayona, N., Bitensky, J., Salter, K., & Teasell, R. (2005). The role of task-specific training in rehabilitation therapies. Top Stroke Rehabil. , 12, 58--65.

BeyinFelci.org. *http://www.beyinfelci.org/sayilarin_dili.asp*

Butefisch, C., Hummelsheim, H., Denzler, P., & Mauritz, K. (1995). Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. J. Neurol. Sci. , 130, 59--68.

Chiu H.C., Chern J.Y., Shi H.Y., Chen S.H., Chang J.K., (2000) "Physical functioning and health-related quality of life: before and after total hip replacement," The Kaohsiung Journal of Medical Sciences, 16(6): pp. 285-292.

Davies, P.M. (1994) "Starting again. Early rehabilitation after traumatic brain injury or other severe brain lesion". Springer-Verlag.

Economic Cost of Stroke. (2009). http://www.who.int:http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/cvd_atlas_17_economics.pdf

Global Burden of Stroke. *http://www.who.int*

Guralnik, J.M., Andre, Z.L., Abbott, R.D., Berkman, L.F., Satterfield, S., Evans, D.A., and Wallace R.B. (1993) "Maintaining mobility in late life. I. Demographic characteristics and chronic conditions," American Journal of Epidemiology, 137(8): pp. 845-857.

Guralnik J.M., Ferrucci L., Simonsick E.M., Salive M.E., Wallace R.B., (1995) "Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability," New England Journal of Medicine, vol. 332, pp. 556-562.

Hocoma AG *http://www.hocoma.com/en/*

Ichinose, W.E., Reinkensmeyer, D.J., Aoyagi, D., Lin, J.T., Ngai, K., Edgerton, R.V., Harkema, S.J. and Bobrow, J.E. (2003) “A robotic device for measuring and controlling pelvic motion during locomotor rehabilitation”, IEEE Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society.

Inman V, Ralston H. and Todd F. (1981). Human Walking, 1st Edn,Williams & Wilkins.

International Bobath Instructors Training Association (2007) *http://www.ibita.org*

Kinea Design, LLC *http://www.kineadesign.com/*

Kwakkel, G., Kollen, B. J., & Krebs, H. I. (2008). Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery After Stroke: A Systematic Review. Neurorehabilitation and Neural Repair , 22, 111-121.

Kwakkel, G., Wagenaar, R., Twisk, J., Langkhorst, G., & Koetsier, J. (1999). Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral artery stroke: A randomized trial. Lancet , 35, 191--196.

LokoHelp *http://medical.woodway.com/gait_rehab/lokohelp.html*

Luu, T.P., Lim, H. B., Qu, X. and Low, K. H. (2011) “Pelvic motion assistance of NaTU re-gaits with adaptive body weight support”, Asian Control Conference, 950–955.

Luu, T.P., Low, K.H., Qu, X., Lim, H.B. and Hoon, K.H. (2014) “Hardware Development and Locomotion Control Strategy for an Over-Ground Gait Trainer: NaTUre-Gaits”, IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine.

Mokhtarian, A., Fattah, A and Agrawal, S.K. (2013) “An Assistive Passive Pelvic Device for Gait Training and Rehabilitation Using Locomotion Dynamic Model”, Indian Journal of Science and Technology, Volume 6, Issue 3.

Motorika Ltd. *http://www.motorika.com/*

Murray, M., Drought, A.B. and Kory, R.C. (1964) "Walking patterns of normal men," The Journal of Bone and Joint Surgery, 46(2): pp. 335-360.

Neptune R R, Kautz S A and Zajac F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking, Journal of Biomechanics, vol 34(11), 1387–1398.

Perry J (2010). Gait analysis: normal and pathological function, 2nd edition, Slack Incorporated

Pietrusinski, M., Cajigas, I., Mizikacioglu, Y., Goldsmith, M., Bonato, P. and Mavroidis, C. (2010) “Gait Rehabilitation Therapy Using Robot Generated Force Fields Applied at the Pelvis”, IEEE Haptics Symposium.

Platz, T. (2003). Evidence-based arm rehabilitation—A systematic review of the literature. Nervenartz, 74 (10), 841-849.

Prange, G. B., Jannink, M. J., Groothuis-Oudshoorn, C. G., Hermens, H. J., & IJzerman, M. J. (2006). Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. Journal of Rehabilitation Research & Development , 43, 171--184.

Reha Stim *http://www.reha-stim.de/cms/index.php?id=108*

Saunders, J.B., Inman, V.T. amd Eberhart, H.D. (1953) “The major determinants in normal and pathological gait”. Journal of Bone and Joint Surgery, 35A, 543-558.

Schmidt, H. (2004) “Hapticwalker—A novel haptic device for walking simulation,” EuroHaptics Conference, pp. 60–67.

Shiavi, R., Bugle, H.J. and Limbird, T. (1987) "Electromyographic gait assessment, part 2: Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns," J Rehabil Research, 24:24-30.

Stauffer, Y., Allemand, Y., Bouri, M., Fournier, J., Clavel, R., Metrailler, P., Brodard, R. and Reynard, F. (2008). “Pelvic motion measurement during over ground walking, analysis and implementation on the WalkTrainer reeducation device”, International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2362–2367.

Stauffer, Y., Allemand, Y., Bouri, M., Fournier, J., Clavel, R., Metrailler, P., Brodard, R. and Reynard, F. (2009) “The WalkTrainer—A New Generation of Walking Reeducation Device Combining Orthoses and Muscle Stimulation”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 17, no. 1.

Sunderland, A., Tinson, D., Bradley, E., Fletcher, D., Langton, H., & Wade, D. (1992). Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke: A randomised clinical trial. J. Neurol. Neursurg. Psychiatr. , 55, 530--535.

Swortec SA *http://www.swortec.ch/index.php/products/walktrainer*

Trueblood, P.R., Walker, J.M., Perry, J. and Gronley, J.K. (1989) "Pelvic exercise and gait in hemiplegia". Phys Ther, vol 69, no 1

van der Lee, J. H., Snels, I. A., Beckerman, H., Lankhorst, G. J., Wagenaar, R. C., & Bouter, L. M. (2001). Exercise therapy for arm function in stroke patients: a systematic review of randomized controlled trials. Clinical Rehabilitation, 15, 20-31.

Veneman, J.F., Kruidhof, R., Hekman, E.E.G., Ekkelenkamp, R., van Asseldonk, E.H.F. and van Der Kooij, H. (2007) “Design and evaluation of the Lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation,” IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 15, no. 3, pp. 379–386.

Wang, R.Y. (1994) "Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on the gait of patients with hemiplegia of long and short duration". Phys Ther, vol 74, no 12.

EK 1 – YAYINLAR VE SUNUMLAR

Projeye ilgili Tezler

1. Hammad Munawar, ME Doktora Tezi, Sabancı Üniversitesi, 2017
   Design, Implementatation and Control of a Robot-Assisted Gait Trainer with an Active Pelvis-Hip Exoskeleton
   Tez danışmanı: Doç. Dr. Volkan Patoğlu

2. Ata Otaran, ME Doktora Tezi, Sabancı Üniversitesi, 2017
   Design, Control and Evaluation of Educational Devices with Series Elastic Actuation
   Tez danışmanı: Doç. Dr. Volkan Patoğlu

Hakemli konferanslarda sunulan bildiriler

1. Besir Celebi, Mustafa Yalcin and Volkan Patoglu, AssistOn-Knee: A Self-Aligning Hammad Munawar, Mustafa Yalçın ve Volkan Patoglu, Redundant Kinematics and Workspace Centering Control of AssistOn-Gait Overground Gait and Balance Trainer, IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2016.

2. Hammad Munawar ve Volkan Patoglu, Gravity-Assist: A Series Elastic Body Weight Support System with Inertia Compensation, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), 2016.

3. Hammad Munawar ve Volkan Patoglu, Active Body Weight Support with Inertia Compensation, Türkiye RobotBilim Konferansı (ToRK), 2016.

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje Yürütücüsü:	Doç. Dr. VOLKAN PATOĞLU
Proje No:	115M698
Proje Başlığı:	Yürüme Rehabilitasyonu Için Pelvis-Kalça Dış İskelet Sisteminin Geliştirilmesi
Proje Türü:	1001 - Araştırma
Proje Süresi:	36
Araştırmacılar:	
Danışmanlar:	
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	SABANCI Ü.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	15/09/2015 - 15/09/2018
Onaylanan Bütçe:	580275.0
Harcanan Bütçe:	550748.93
Öz:	Tekrara dayalı ve fiziksel müdahale gerektiren rehabilitasyon egzersizlerinin robotik sistemlerle desteklenmesi, tedavi uzmanlarının fiziksel yükünü azaltıp üretkenliğini arttırmakta, tek bir uzmanın birden fazla hasta ile eşzamanlı ilgilenebilmesini olanaklı kılarak tedavi maliyetine ve erişilebilirliğine olumlu katkılar sağlamaktadır. Ayrıca robot destekli sistemler sayesinde hastaların iyileşmesi nicel ölçütlerle takip edilebilmekte ve yeni rehabilitasyon protokolleri hayata geçirilebilmektedir. Literatürde robotik sistemlerin yürüme rehabilitasyonu amaçlı kullanımının geleneksel fiziksel tedaviye kıyasla daha etkin olabileceği klinik çalışmalarca gösterilmiştir. Bu projede, nörolojik problemler sonrasında yürümede meydana gelen işlevsel bozuklukların tedavisinde kullanılmak üzere robot destekli bir pelvis-kalça dış iskelet sisteminin geliştirilmiştir. Proje kapsamında, a) pelvis ve kalça egzersizlerinin robot destekli gerçekleştirilmesine olanak sağlayan, yüksek serbestlik dereceli, paralel mekanizma tabanlı, ergonomik, geri-sürülebilir bir dış iskelet tasarlanıp üretilmiş, b) fizik tedavi uzmanı-robot ara yüzü geliştirilip uzman tarafından belirlenen egzersizlerin hastaya güvenli bir şekilde uygulanabilirliğini garanti eden kontrol algoritmaları türetilmiş ve c) bütünleşik sistemin performans ve ergonomi testleri yapılmıştır. Projenin birincil özgün katkısı kalça eklemindeki dönüş hareketlerine ek olarak pelvisteki dönüş ve öteleme hareketlerine de izin veren ve bu sayede doğal insan yürüme desenine mükemmel uyum sağlayabilen yenilikçi bir dış iskelet geliştirilmesidir. Geliştirilen sistem, yürüme deseni ile uyumlu pelvis hareketlerine izin vererek terapi süresince rahatlık ve ergonomiyi garanti etmenin yanı sıra, literatürdeki diğer dış iskeletlerde pelvis hareketlerinin kısıtlanması nedeniyle daraltılmış olan serbestlik derecesi ve çalışma alanını genişletmekte, sistem kullanılarak uygulanabilecek yürüme ve denge egzersizlerinin çeşitliliğini ve etkinliğini arttırmaktır. Ayrıca dış iskeletin pelvis hareketlerine izin vermesi hastanın dış iskelete bağlanması sırasında harcanan (ortalama 15-20 dakikalık) zamanın önemli ölçüde kısaltılmasına imkan vermekte ve çok değerli terapi süresinin ayarlar yerine fizik terapi egzersizleri için kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır. Kalça dönüşlerine yönelik egzersizlere ek olarak pelvis mobilizasyon ve denge egzersizlerinin de dış iskelet kullanılarak uygulanabilmesini ve oraklama yürüyüş gibi telafi edici hareketler içeren yürüyüş desenlerinin engellenmesini mümkün kılan sistem, alt ekstremite dış iskeletleri ile yapılabilen tedavilerin kapsamını genişletmektedir.
Anahtar Kelimeler:	Rehabilitasyon robotları, Dış iskelet sistemleri, fiziksel insan-robot etkileşimi
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Hayır

TÜBİTAK