

# Omuz için Tek Serbestlik Dereceli Fizik Tedavi Sistemi Tasarımı ve En İyileştirmesi

*Talha Eraz, Sema Coşkun, Yasin Gökmen, M. İ. Can Dede*

İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Gülbahçe/Urla/İzmir  
talhaeraz@iyte.edu.tr, semacoskun@iyte.edu.tr, yasingokmen@iyte.edu.tr, candede@iyte.edu.tr

## Özetçe

Medikal Teknolojide yaşanan gelişmelerle birlikte önceden insan eliyle yapılan pek çok tedavi artık otonom sistemler ile uygulanabilmektedir. Fizik Tedavi Anabilimdalı'nda son zamanlarda yapılan çalışmalar da çoğunlukla, manipülatörler ile hastalara bazı tedavi hareketlerinin yaptırılması ve bu tedavi yönteminin sonuçlarının izlenmesi yönündedir. Türkiye'de henüz yeni olan bu konuda geçmiş yıllarda dünyanın farklı yerlerinde 2 serbestlik dereceli manipülatörlerden başlayan ve giderek gelişen pek çok sisteme rastlanılabilir. Bu çalışmada, Türkiye'de henüz üzerinde fazla çalışma yapılmamış olan omuz sakatlıklarına yönelik bir sistem tasarımı ortaya konması hedeflenmiş, sistemin dünya genelindeki örneklerinden farklı olması adına tek serbestlik dereceli olması amaçlanmıştır. Sistemin farklı hareketleri desteklemesi için en uygun çözümün dört çubuk mekanizması olduğu düşünülerek tasarım bu fikir etrafında şekillenmiştir. Yapılan çalışmanın sonucunda elde edilen dört çubuk mekanizmasında eyleyici torku için olumlu sonuçlara ulaşılamamış ve sistemin altı çubuk mekanizmasına dönüştürülmesi ile bu sorun ortadan kaldırılmıştır. Kontrol tasarımı için gerekli bilgiler elde edilerek sonuç kısmında gösterilmiştir.

## Giriş

Tıp alanında robotik sistem tasarımı insan anatomisini temel alır. Bu sayede insan ve makine arasındaki etkileşim daha uygun olarak sağlanabilmektedir. İnsan kemik yapısı farklı hareket kabiliyetlerine sahip seri bağlı parçalardan oluşur. Hareketleri doğru biçimde tasarlayabilmek için seri bağlı parçalardaki eklemleri ayrı ayrı modellemek gerekir [1]. Bunun için omuz rehabilitasyon robotunu tasarlamadan önce omuzun yapısı çok iyi araştırılmalıdır.

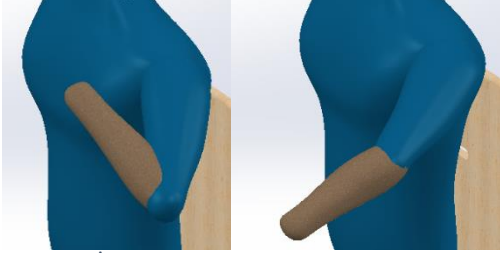
Omuz geniş hareket aralığına sahip kompleks bir yapıdır ve beden en hareketli parçasıdır. Bu hareketlilik geniş sayıdaki eklem ve eklem benzeri yapılar sayesinde oluşur. Omuzun önemli yapıları kemikler ve eklemler, tendon ve kirişler, kaslar, sinirler, kan damarları ve bursalar olarak ayrılır [2]. Üst ekstremitte, parmak eklemleri hariç, toplamda 9 serbestlik derecesine sahiptir [3]. Bununla birlikte, omuz kompleksi 4 serbestlik derecesi omuz kuşağı ve 3 serbestlik derecesi glenohumeral eklem olmak üzere 7 serbestlik dereceli kol hareketini sağlar. Humerusun hareketi skapulunun glenoid fossasına göre ölçülür. Glenohumeral eklem top-soket yapısında ve 3 serbestlik derecesine sahiptir. Yaptırdığı hareketler ise fleksiyon / ekstansiyon, abduksiyon / addüksiyon, içe / dışa döndürmedir. Skapular hareket, en iyi humeral bağlantı için glenoid boşluk ile yönlendirilir.

Skapula 3 bağlantı (skapula, klavikula, sternum) ve 3 eklemden (sternoklavikular, akromioklavikular, skapulotorasik) oluşur. Sternoklavikular eklem top-soket yapıdadır ve 3 serbestlik derecesine sahiptir. Klavikulanın hareketleri elevasyon – depresyon, protraksiyon – retraksiyon ve aksiyel rotasyondur. Klavikulanın hareketleri, skapulunun hareketlerine bağlıdır. Vücut, skapula ile humerusun birbirleriyle sinerjik olarak çalışmasına ihtiyaç duyar. Bu durum skapulohumeral ritim olarak adlandırılır ve eklem doğru çalışması için kritik öneme sahiptir [4].

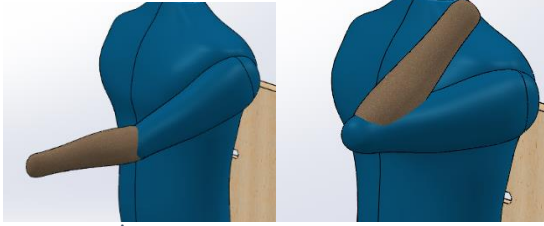
Kol/omuz rehabilitasyonu için bugüne kadar yapılmış robotlar ve ilgili çalışmalar incelendiğinde, bu çalışmanın özgün değeri olan tek serbestlik dereceli bir sisteme rastlanmamıştır. En az iki serbestlik dereceli sistemler için ise pek çok örnek bulunmaktadır. Bu çalışmalara, 2 serbestlik dereceli MIT-Manus robotu [5], 6 serbestlik dereceli MEDARM robotu [6], 6 serbestlik dereceli ARMin robotu [7, 8], 5 serbestlik dereceli MGA robotu [9], 5 serbestlik dereceli MULOS robotu [10], 3 serbestlik dereceli NeReBot robotu [11], 5 serbestlik dereceli MariBot robotu [12], 3 serbestlik dereceli BONES robotu [13] ve 7 serbestlik dereceli CADEN-7 robotu [14] örnek verilebilir. Bu sistemlerin birden çok serbestlik derecesi, ihtiyaç duyulan hareketleri detaylı olarak öngörme gereği olmadan sistem tasarımı yapılmasına olanak sağlar. Bu sistemlerin, kullanım sürecinde oluşacak ve tasarım sürecine ön görülmemiş yeni hareketleri desteklemedeki esnekliği, bu çalışmanın konusu olan tek serbestlik dereceli sistemde yoktur. Tek serbestlik dereceli sistemde kinematik tasarım, istenen tüm hareketlerin ve hastadan hastaya değişecek bazı işlevsel girdilerin yaratacağı farklılıklar dikkate alınarak yapılmalıdır. Sistemin tek eyleyici ile sürülebilmesi ve birden çok hareketi desteklemesi için uyarlanabilir olması ve çalışma öncesinde istenen harekete göre gerekli değişikliğin el ile yapılması gerekir.

Bu çalışmada, Dokuz Eylül Tıp Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon bölümündeki öğretim üyeleri ile beraber hasta grubu belirlenmiştir. Buna göre yaşları 30 ile 70 arasında değişen felçli hastalar üzerinde çalışmaya karar verilmiştir. Hastaların felç durumları akut ve sub-akut dönemleri kapsamaktadır. Üzerlerinde ölçüm yapılan hasta gruplarından vücut ağırlıkları 60 ve 100 kg arasında değişen hastalar değerlendirilmeye alınmıştır. Felçli hastalarda, kasılma ya da daha kötü durumların oluşmaması için yavaş hareket gereklidir. Ayrıca, bu hastalarda içe ve dışa döndürme hareketi ilk seferinde çok zordur. Bu çalışmada birincil hedef, ihtiyaçları olan temel kolay hareketleri yapabilmelerini sağlayabilmektir. Bu yüzden, tasarlanacak felçli hastalar için omuz rehabilitasyonu robotunun desteklemesi için, günlük ihtiyaca yönelik iki temel hareket seçilmiştir. Şekil-1 ile

gösterilen ilk hareket, hastanın yardım almadan yemek yemesi için elini ağzına götürebilmesi, Şekil-2 ile gösterilen hareket de hastanın saçını taraması gibi işlevler için kazanması gereken sinerjiyi temsil etmektedir.



Şekil 1: İlk Tasarımın 1 Numaralı Hedef Hareketi



Şekil 2: İlk Tasarımın 2 Numaralı Hedef Hareketi

Bu çalışmada, literatürde şimdiye kadar yapılmamış olan tek serbestlik dereceli bir sistemle felçli hastalar için omuz rehabilitasyonunu büyük oranda sağlayacak rehabilitasyon robotu geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bir terapist aynı anda birkaç hastayla ilgilenemediği için felçli hastaların tedavileri uzun, zahmetli ve maliyetli olmaktadır. Bu yüzden, rehabilitasyon yöntemlerinde robotların kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Böylece hastalar bu tip sistemlerle başkalarına bağımlı kalmadan kendi gündelik çalışmalarını yapabilmektedirler. Bu çalışmada hastalara bu işlevlerin kazandırılması hedeflenmiştir. Bu robot sayesinde, hastanelerde iş yükü ve maliyet kayıpları da belirli oranda azaltacaktır.

Takip eden kinematik tasarım bölümünde açıklanan çalışmaya ek olarak, geliştirilen robotun harekete tam/yarı destek verdiği veya direndiği 3 farklı çalışma işlevi kazandırılması da hedeflenmektedir.

### Kinematik Tasarım

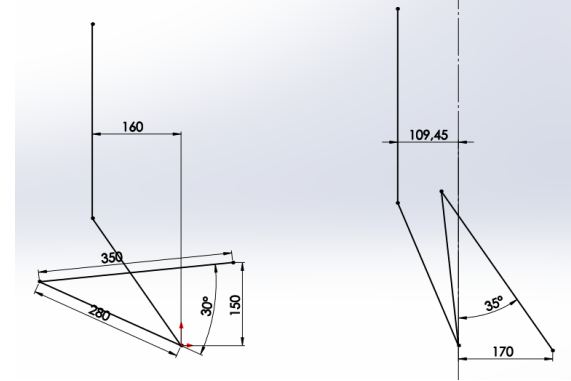
İnsan kolu 7 serbestlik dereceli seri bir sistem olarak kabul edilir. Bu sistemin ilk eklemi olan omuz küresel mafsalsal olarak 3 eksen etrafında dönüş serbestliğine, dirsek döner mafsalsal olarak tek eksen etrafında dönüş serbestliğine ve bilek de ön koldan gelen dönüş serbestliği ile birlikte toplamda 3 eksen etrafında dönüş serbestliğine sahiptir. Kolum bu yüksek serbestlik derecesinden yararlanarak, bilek eklemi dikkate alınmadan ön kolun ortasından uç bağlantısı ile manipülatöre bağlanması ile oluşturulacak ve sayısız farklı hareket elde edilmesini sağlayacak tek serbestlik dereceli ayarlanabilir bir dört çubuk mekanizması ile tasarıma başlanmıştır. Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'ndan akademisyenlerinden alınan görüş çerçevesinde, fizik tedavi robotunun insan kolunu hem önkol hem de üst koldan desteklemesinin önemi vurgulanmış, bu sebeple uç bağlantısı ile kolu hareketlendiren tasarımdan vazgeçilerek dış iskelet tipi bir mekanizmanın tasarımına başlanmıştır. Hareketin yapısı dikkate alınarak, bu mekanizmanın dört çubuk mekanizması olarak tasarlanmasına karar verilmiştir.

### Dış İskelet Tipi Sistemin Geometrik Tasarımı

Dirseğin döner mafsalsal özelliğinden yararlanmak üzere, tasarlanacak dört çubuk mekanizmasının döner mafsallarından birinin döner eksenini dirsek ile çıkışacak şekilde tasarlanmış, bu sayede dört çubuk

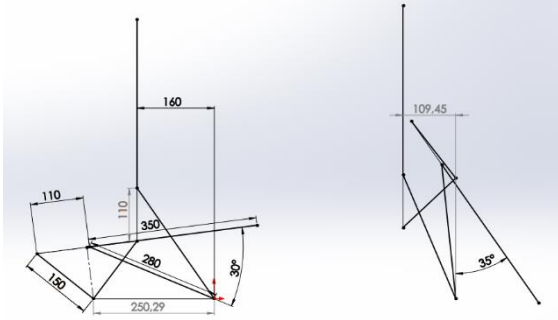
mekanizmasının uzuvlarından birinin (1) önkol ile, birinin (2) üst kol ile bütünleştirilmesinin, dört çubuk mekanizması için mümkün olan tek dış iskelet modeli çözümü olduğu düşünülmüştür. Üst kolun ve bütünleşik olduğu uzvun yapacağı hareketin omuz eklemi etrafında dönüşten ibaret olmasından yararlanarak ikinci döner mafsalsal da omuz eklemine küresel mafsalsal merkezi ile çıkışacak şekilde yerleştirilmiştir. Dirsek ve omuz eklemlerinin merkezleri ile çıkışması istenen döner mafsalsal eksenleri, bir uzvun uzunluğunu belirlemiş ancak bu uzvun uzunluğu hastanın üstkolunun uzunluğuna eşit olmak zorunda olduğu için her hastaya ayrı bir mekanizma tasarımı yapma gereği ortaya çıkmıştır. Bu noktada dört çubuk mekanizmalarının tasarımında sıkça kullanılan bir yöntemin avantajı ortaya çıkmıştır. Hastaya özel tasarım yapma sorunu, dört çubuk mekanizmalarının ölçeklendirilebilir olma özelliği ile aşılmıştır. Dört çubuk mekanizmalarında tüm uzuvlar aynı ölçek büyüldüğünde uzuvların açısalsal hareketi değişmez. Burada hedeflenen de aynı hareketi elde etmek olduğu için, tüm uzuvların ölçeklendirilebilir olarak üretilmesi halinde herhangi bir hasta için mekanizmanın çalışma öncesi uygun boyutlara ölçeklendirilmesi ile çözüme ulaşılabileceği görülmüştür.

Mekanizmanın kinematik sentezi, sarkaç hareketi yapacak olan uzvun (2) ve ona bağlı biyel uzvunun (1) açısalsal hareketi belirlenmiş olduğu için, geometrik yöntemler ile yapılabilmektedir. İki uzvun, her iki hareket için ilk ve son konumları, 2 boyutlu taslak çizim olarak Şekil-3 ile gösterilmiştir.



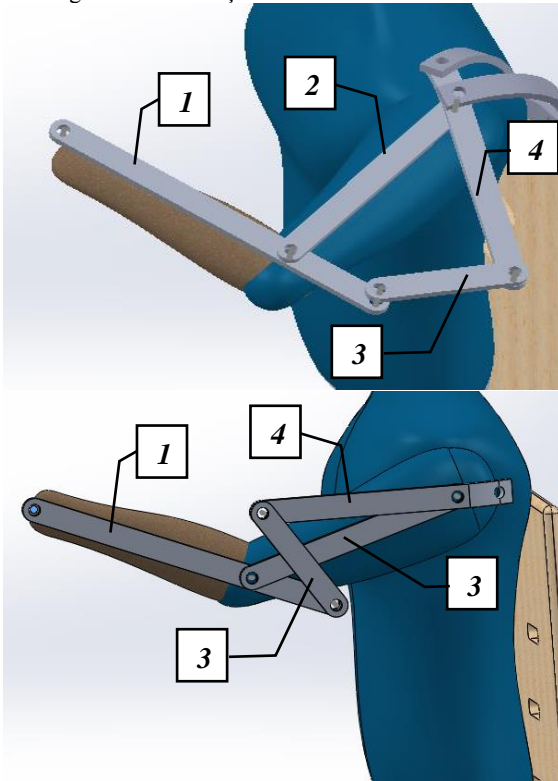
Şekil 3: Her iki hareket için ilk ve son konumların karşılaştırılması

İki konum sentezi olarak yapılan tasarımda, dört çubuk mekanizmasının iki uzvunun (1&2) açısalsal konumu ve bir uzvun (2) boyu belirlendiği için, geriye yalnızca sabit uzvun (4) diğer döner mafsalsalının konumu kalmıştır. Bu da düzlemsel çalışan bir mekanizmada iki parametre ile belirlenir. Bu parametreler, krank uzvunu (3) olabildiğince kısa bırakacak şekilde düzenlenmiş, ilk en iyileme bu kritere göre yapılmıştır. İki konum sentezinin sonucu, Şekil-4 ile gösterilmiştir. Kinematik tasarımı yapılan 4 çubuk mekanizması, Şekil-5 ile gösterilmiştir.



Şekil 4: Geometrik yöntemlerle iki konum sentezi

İki konum sentezinde, hareket ettirilecek olan uzuv (1) ön kola sabit uzuv olarak ele alınmıştır. Uzun ilk ve son pozisyondaki konum ve yönelmesine göre uzva göre aynı konumda kalacak şekilde iki eş nokta oluşturulmuştur. Bu nokta, uzuv ilk pozisyondan son pozisyona geçtiğinde eş konumuna gelecek şekilde ilişkilendirilmiştir. Eş noktalara eşit mesafedeki noktalardan oluşan ve iki noktayı birleştiren çizginin orta dikmesi olan yeni bir çizgi çizilmiştir. Bu çizgi, ikinci sabit mafsal yeri için uygun konumları gösterir. İkinci sabit mafsalın konumu belirlendiğinde sabit uzvun (4) ve krank uzvunun (3) uzunluğu da belirlenmiş olur.



Şekil 5: İki farklı hareket için iki farklı bağlama şekli ile dört çubuk mekanizması

#### Ölçüm ve Veri Analizi

Mekanizmanın geometrik sentezi tamamlandıktan sonra, dinamik modelleme için eklemlerde oluşacak kuvvetlerin ve eyleyicinin karşılaması gereken torkun elde edilmesi hedeflenmiştir. İnsan bedeninin ağırlık dağılımı, Tablo-1'de yaklaşık olarak verilmiştir.

Tablo 1: İnsan Bedeninde Kütle Dağılımı (%) [15]

Bölüm	Erkek	Kadın	Ortalama
Baş	8,26	8,2	8,23
Bütün Gövde	55,1	53,2	54,15

Göğüs Kafesi	20,1	17,02	18,56
Karın	13,06	12,24	12,65
Leğen	13,66	15,96	14,81
Kol Toplam	5,7	4,97	5,335
Üst Kol	3,25	2,9	3,075
Ön Kol	1,87	1,57	1,72
El	0,65	0,5	0,575
Ön Kol ve El	2,52	2,07	2,295
Bacak Toplam	16,68	18,43	17,555
Kalça	10,5	11,75	11,125
Bacak	4,75	5,35	5,05
Ayak	1,43	1,33	1,38
Bacak ve Ayak	6,18	6,68	6,43

Bu değerlerden hareketle, kolun ağırlığı ve dolayısıyla mekanizmanın karşılaşacağı yük, hastanın vücut ağırlığına endekslenebilir olmalıdır. Sisteme hastanın kol ağırlığı dışında, işlevsel olmayan kolda yaşanabilecek istemsiz kasılma veya kas kısalması gibi bedensel kısıtlamalardan kaynaklanacak ek yüklerin ne derece etkili olacağını belirlemek amacıyla Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'nin Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği'nde tedavi gören hastalardan ölçümler alınmıştır. Bu ölçümler, el kantarı ile, hastanın kolu dirseğine yakın bir noktadan çekilerek, serbest bırakılan kolun yana ve öne doğru 90 derece kaldırılması ile el kantarında oluşan kuvveti gözlemleyerek yapılmıştır. Tablo-2 bu ölçümlerde karşılaşılan değerleri ve bu değerlerin Tablo-1'deki oranlara göre hesaplanmış kol ağırlığına oranlarını içermektedir.

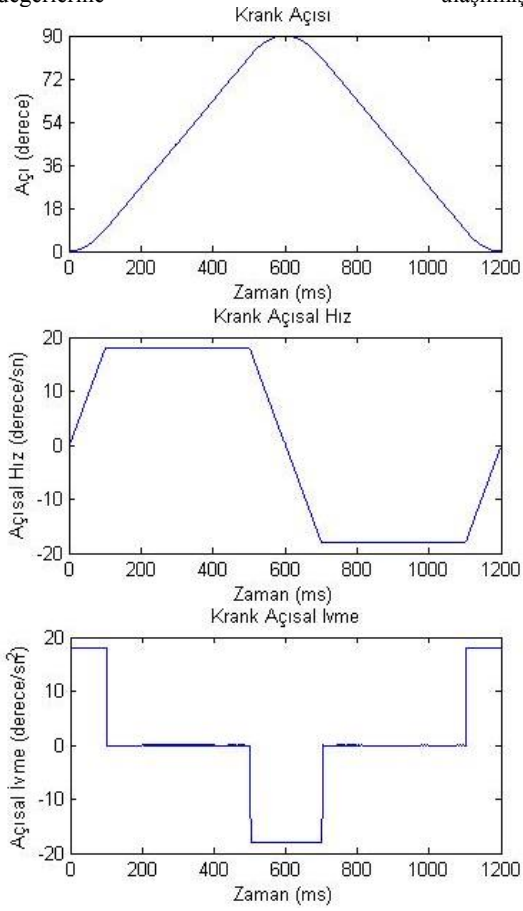
Tablo 2: Fizik Tedavi Kliniği Hastalarından Alınan Ölçümler

Vücut Ağırlığı (kg)	Cinsiyet	Yana (kgf)	Öne (kgf)	Kol (kg)	Yana /Kol	Öne /Kol
75	Erkek	3,50	5,00	4,175	%96	%151
84	Kadın	4,00	6,30	7,923	%120	%120
139	Erkek	9,50	9,50	5,130	%117	%127
90	Erkek	6,00	6,50	3,380	%178	%139
68	Kadın	6,00	4,70	4,175	%113	%120
84	Kadın	4,70	5,00	5,016	%145	%153
88	Erkek	7,25	7,65	5,472	%110	%110
96	Erkek	6,00	6,00	5,301	%99	%99
93	Erkek	5,25	5,25	3,420	%146	%132
60	Erkek	5,00	4,50	3,231	%118	%124
65	Kadın	3,80	4,00	3,231	%118	%124

Testlerde elde edilen kuvvet ölçümleri, kol ağırlığını %30'dan fazla aşmamıştır. Hastaların kol ağırlığı dışında sisteme kasılmaya bağlı olarak göstereceği direnç de bu yolla en çok %30 olarak öngörülmüştür. Ölçümlerde, bu aralığın dışında kalan durumlar yalnızca 3 hastada ortaya çıkmaktadır. Testlerin poliklinik şartlarında ve basit yöntemlere yapılmasının dışında, hastaların teste gösterdiği uyum üzerinden de bu değerlerde yer yer değişiklik oluşmuştur. Bu hastalar için durumun farklılık göstermesinin sebebi de bu uyuma bağlı ölçüm hataları olabilir. Ayrıca bazı hastalar, kilosu ile ilgili net bilgi verememekte, yaklaşık bir değer söyleyebilmektedir. Tüm bunlar ve sistemin poliklinik koşullarında denenecek olması da düşünüldüğünde, kuvvet en iyileştirmesinde gerçeğe uygunluğun bir sonraki aşamada elde edilmesinin daha uygun olacağına karar verilmiştir.

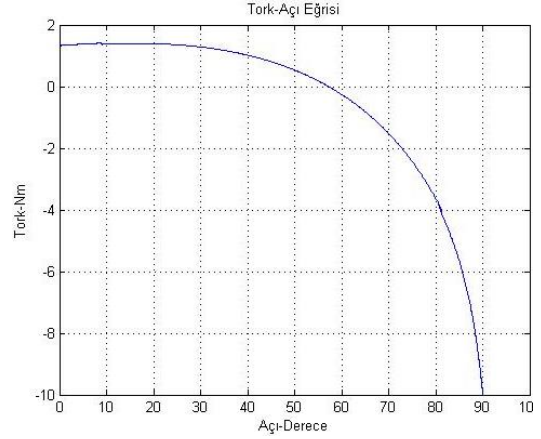
#### Simulasyon ve En İyileştirme

3 boyutlu mekanizma modeli oluşturulmuş, insan kolunun taklidi olarak da hacim ve kütle olarak eşdeğer katı bloklar modellenmiş ve biyel (1) ve sarkaç (2) uzuvlarına sabitlenmiştir. Mekanizmanın katı modeli Solidworks programında, eyleyici eklemi için pozisyon-hız-ivme bilgisi ile hareket edecek şekilde hazırlanmış, hareket analizi ile istenen hareketin elde edilip edilemediği sınanmıştır. Elde edilen animasyon, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde akademisyenlerle tartışılmış ve iki hareketin de doğru biçimde gerçekleştirildiği saptanmıştır. 3 boyutlu model daha sonra Matlab Simulink ortamında, ideal eyleyiciye bağlı Joint Actuator bloğu ile Şekil-6'da grafik olarak gösterilen kinematik hareket girdileri ile çalıştırılmış ve bu hareket için eyleyicinin sağlaması gereken tork değerlerine ulaşılmıştır.

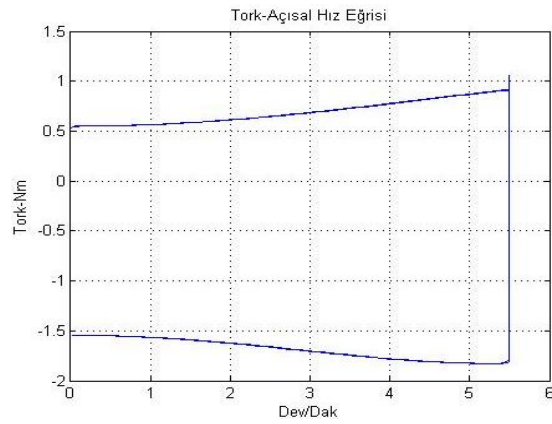


Şekil 6: Dört Çubuk Mekanizması için Eyleyici Hareket Girdileri

İlk tasarımda 90 derecelik dönüş yapan krank (3) uzvuna, hareketin ilk %80'lik kısmında 3 Nm'nin altında bir tork uygulamak yeterliyken, hareketin sonuna doğru 10 Nm'den yüksek bir tork değeri uygulanması gerekeceği tespit edilmiştir. Elde edilen Tork-açı eğrisi, Şekil-7 ile gösterilmiştir. Eyleyici seçiminde kullanılmak üzere aynı mafsala için Tork-açısız hız eğrisi de elde edilmiş ve Şekil-8 ile gösterilmiştir.

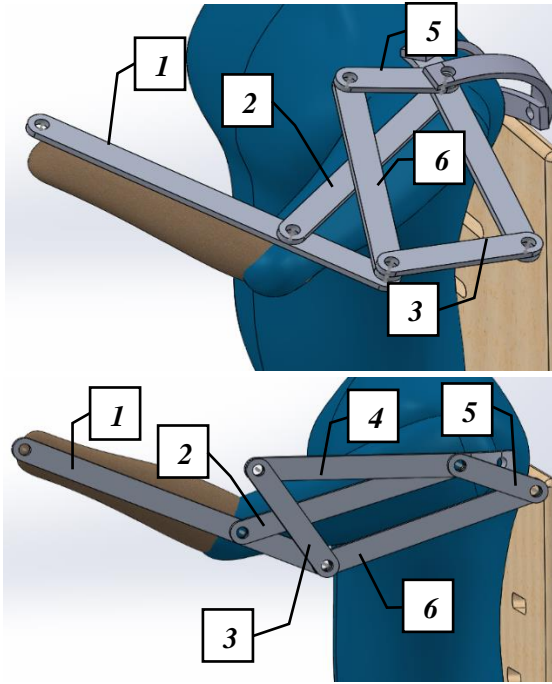


Şekil 7: Dört Çubuk Mekanizması Eyleyicisinin Tork-Açı Eğrisi

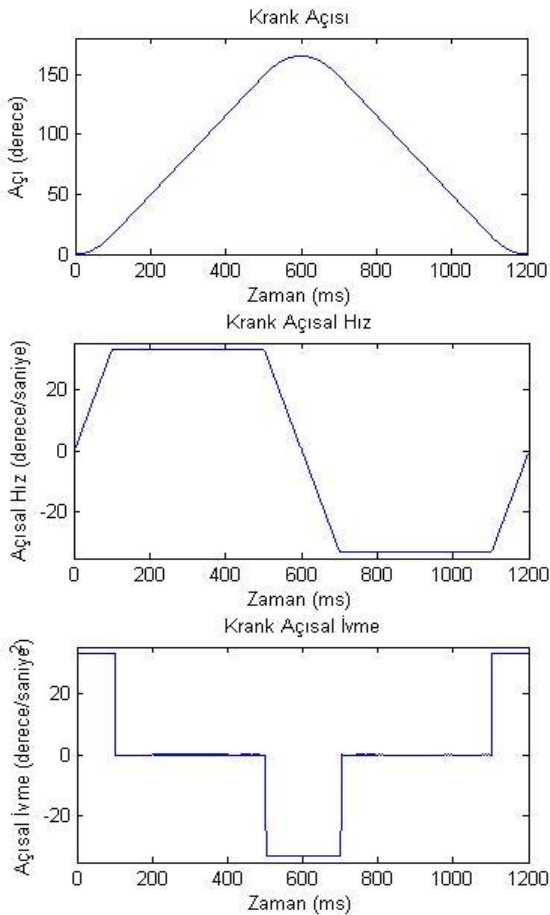


Şekil 8: Dört Çubuk Mekanizması Eyleyicisinin Tork-Açısız Hız Eğrisi

Bu noktada, hareket boyunca tork değerinin dengeli dağılması ve buna bağlı olarak yüksek tork kapasiteli eyleyici ihtiyacının ortadan kaldırılması için uygulanabilecek alternatifler düşünülmüş, doğru hareketi sağlayan dört çubuk mekanizmasının tasarımını değiştirmek yerine, yapısı itibarıyla çift sarkaç niteliği taşıyan mekanizmanın, hareket boyunca 90 derece dönüş yapan krank (3) uzvunu sarkaç uzvu olarak kullanacak ikinci bir dört çubuk mekanizması kullanılarak, sistemin sabit uzuvları (4) ortak, bütünleşik iki dört çubuk mekanizmasından oluşan bir altı çubuk mekanizmasına dönüştürülmesi denenmiştir. İletim açısının, yüksek tork ile karşılaşılan bölge için en iyileştirilmesine göre yapılan ikinci tasarım, sisteme yeni bir biyel uzvu (6) ile yeni bir krank uzvunun (5) eklenmesinden oluşmaktadır. Tasarlanan altı çubuk mekanizması, her iki hareket için farklı bağlama durumunda Şekil-9 ile gösterilmiştir. Yeni tasarım için Matlab Simulink modeli oluşturulmuş, ideal eyleyicinin bağlanacağı mafsala Joint Actuator bloğu bağlanarak hareket eyleyici mafsala uygulanan kinematik girdiler ile analiz edilmiştir. Kullanılan kinematik girdiler Şekil-10'de gösterilmiştir.



Şekil 9: Altı çubuk mekanizması

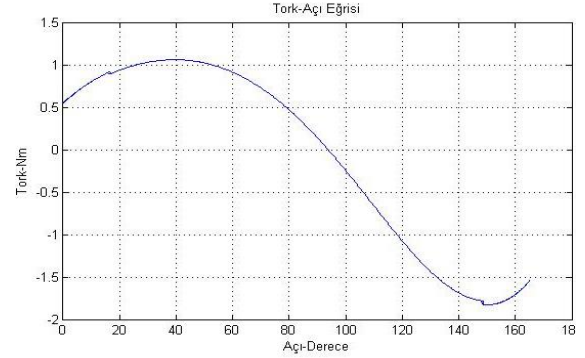


Şekil 10: Altı çubuk mekanizmasının eyleyici hareketi kinematik girdileri

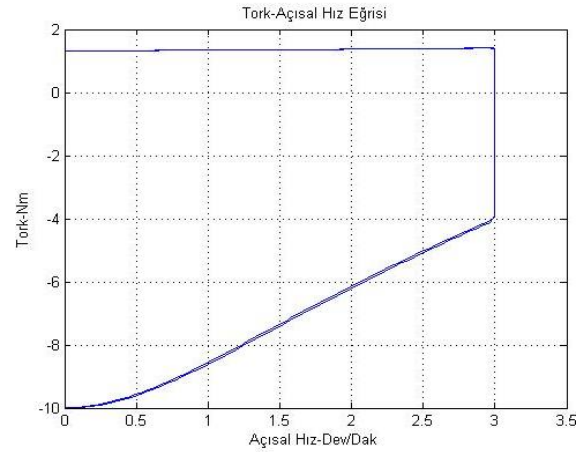
Bu yöntem ile elde edilen mekanizmanın Simulink ortamında analiz edilmesiyle, yeni krank uzvundan (5) hareketlendirilmesi halinde ideal eyleyici tarafından sağlanması gereken tork değerleri, 1.8Nm seviyesinde ölçülmüştür. Altı çubuk mekanizması için elde edilen

tork-açı eğrisi Şekil-11 ile gösterilmiştir. Aynı sisteme eyleyici seçimi için gerekli olan Tork-açısal hız eğrisi de oluşturulmuş ve Şekil-12 ile gösterilmiştir.

Sistemin bu haliyle pasif olarak geri sürülebilirliği önceki tasarıma göre daha azdır. Ancak proje [4] sonraki aşamasında, sistemi yarı destekli ve direnç modunda kullanabilmek için uygulanacak geri bildirimli kontrol sistemi için bu sorunun çözülebileceği ve sistemin admitans tipi şekle dönüştürülmesi planlanmıştır. Bu aşamada sistemin tam destekli çalışma modu için, hastanın kolunda oluşacak kasılma vb. aksaklıklara karşı, acil durdurma düğmesinin yeterli olacağına karar verilmiştir.



Şekil 11: Altı çubuk mekanizması eyleyicisinin Tork-Açı Eğrisi



Şekil 12: Altı çubuk mekanizması eyleyicisinin Tork-Açısal Hız Eğrisi

## Sonuç ve Tartışma

Yapılan tasarım çalışmasında prototipi hazırlanıp denenebilecek bir model oluşturulması hedeflenmiş, Fizik Tedavi Kliniği'ndeki öncelikli ihtiyaçlar dikkate alınarak sistemin hastalara yaptıracağı hareketler hedef olarak belirlenmiştir. Bu hareketlerin dış iskelet tipi bir sistemle yapılması amacıyla tek serbestlik dereceli dört çubuk mekanizması oluşturulmuş, sistem çalışma koşullarına göre analiz edilmiştir. Sisteme hastanın kol ağırlığı dışında ne kadarlık bir ek yük bineceğinin öngörülmesi amacıyla klinikteki hastalardan ölçüm alınmış, bu ölçümlerin sonuçları dikkate alınarak kuvvetin %20 düzeyinde artırılması gerekebileceği, kesin sonuçlar için de prototip ile yapılacak deneme çalışmalarının sonuçlarına ihtiyaç olacağı belirtilmiştir. Sistemin analizi yapılarak, eyleyicinin sağlaması gereken tork değerleri bulunmuş ve 10 Nm değerine ulaşan ani yükselişin önüne geçmek amacıyla sistem altı çubuk mekanizmasına dönüştürülerek en iyileştirme yapılmıştır. Elde edilen yeni Tork-Açı eğrisi, eyleyicinin sağlaması gereken tork

değerini 1.8Nm seviyesinde göstermiştir. Çalışmanın bundan sonraki kısmında sistemin pasif insan kolunu çalıştırması yerine yarı destekli veya harekete direnecek biçimde kontrol edilmesi için çalışılacaktır. Sistem tek eyleyici ile sürülecek ve bu eyleyici için burada sunulan tasarım girdileri kullanılarak kontrol sistemi tasarlanacaktır. Tek serbestlik derecesi ile, hastaların Fizik Tedavi Kliniği'ndeki uygulamaların büyük bir kısmının hastalara otonom sistemler ile yaptırılması nihai hedeftir.

### Teşekkür

Bu çalışmanın gerekli tasarım girdilerinin elde edilmesinde sürekli desteğini esirgemeyen Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilimdalı öğretim üyeleri Prof. Özlem Şenocak, Prof. Özlem Peker ve Prof. Özlem El'e teşekkür ederiz.

### Kaynakça

1. A. B. Koku, e.a., *Antropomorfik Bir Robot Boyun/Baş Tasarımı*. TİMAK, 2006.
2. Sağlam, D.Z., *Ağrılı ve Kısıtlı Omuzda İntraartiküler Hyaluronik Asit Etkinliğinin Plasebo Kontrol Grubu ile Karşılaştırılması*. Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi, 2004.
3. Lo, H.S. and S.Q. Xie, *Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects*. Medical engineering & physics, 2012. **34**(3): p. 261-268.
4. Zatsiorsky, V.M., *Kinetics of human motion*. 2002: Human Kinetics.
5. Krebs, H.I., et al., *Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus*. J Neuroeng Rehabil, 2004. **1**(1): p. 5.
6. Stephen, J.B., B. Ian, and H.S. Stephen, *Designing a Robotic Exoskeleton for Shoulder Complex Rehabilitation*. 7. Tobias, N. and R. Robert, *ARMin – Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot*. 2005.
8. Tobias, N., et al., *ARMin – Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities*. 2006.
9. Craig, C., L. Michael, and R. Stephen, *Design of an Arm Exoskeleton with Scapula Motion for Shoulder Rehabilitation*.
10. Johnson, G.R., et al., *The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2001. **215**(3): p. 275-284.
11. Masiero, S., M. Armani, and G. Rosati, *Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: Focused review and results of new randomized controlled trial*. The Journal of Rehabilitation Research and Development, 2011. **48**(4): p. 355.
12. Rosati, G., et al., *Trajectory planning of a two-link rehabilitation robot arm*. 12th IFToMM World Congress, 2007.
13. Julius, K., et al., *Optimization of a Parallel Shoulder Mechanism to Achieve a High-Force, Low-Mass, Robotic-Arm Exoskeleton*. IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS, 2010. **26**(4): p. 6.
14. Naidu, D., et al., *A Portable Passive Physiotherapeutic Exoskeleton*. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2012: p. 1.
15. Plagenhoef, S., F.G. Evans, and T. Abdelnour, *Anatomical Data for Analyzing Human Motion*. Research Quarterly for Exercise and Sport, 1983. **54**(2): p. 169-178.