

# ORTOPEDİK KLİNİK UYGULAMALAR İÇİN BİR FİKSATÖRÜN TASARIMI İMALATI VE KULLANILIŞI\*

**İ.Deniz AKÇALI\*\***,  
**Mehmet Onur ŞAHLAR**,  
Çukurova Üniversitesi  
Mactimarum Araştırma ve Uygulama  
Merkezi, Adana  
e-mail: mactimarum@cu.edu.tr

**Ahmet AYDIN**  
Çukurova Üniversitesi  
Elektrik-Elektronik Mühendisliği,  
Adana

**Turgay İBRİKÇİ, Kerem ÜN,**  
**Ramazan ESEN**  
Çukurova Üniversitesi  
Mactimarum Araştırma ve Uygulama  
Merkezi, Adana

**Mahir GÜLŞEN**  
Ortopedia Hastanesi, Adana

**Hüseyin BAYRAM**  
Çukurova Üniversitesi  
Mactimarum Araştırma ve Uygulama  
Merkezi, Adana

## ÖZET

Ortopedideki klinik uygulamalarda karmaşık biçim bozuklukları ile kırıkların tedavisinde kemiklerin anatomik olarak doğru konumlarına getirilememesi daima sorun olmuştur. Bu tür problemlerin çözümünde başvurulan klasik menteşe-çubuk sistemlerinde, gerek karmaşık planlama gerektirmeleri ve gerekse klinik olarak kabul edilemeyecek kalıcı deformasyonlarla sonuçlanmaları nedeniyle sınırlı olanaklar vardır. Oysa bir ortopedist için istenen temel ölçüt, karmaşık planlama yapmadan, önce yumuşak doku ve kemik koşullarına uygun bir çerçeve uygulamak, daha sonra da olası kalıcı yer değiştirmelerden ötürü oluşacak biçim bozukluklarını kolayca düzeltmektir. İşte bu çalışmada kırıkların ve şekil bozuklukların düzeltilmesi işlemlerinde kullanılacak bir eksternal fiksatörün yukarıdaki temel ölçütü yerine getirecek biçimde tasarımı, imalatı ve uygulaması örnekler üzerinde anlatılmaktadır.

Yukarıdaki ölçütleri yerine getiren uygun bir çerçeve olarak üç dönme ve üç öteleme olanağı sağlayan (3-3)\*lük Stewart Platform Mekanizması seçilmiştir. Eksternal fiksatör görevi yapacak (3-3)\*lük Stewart Platform Mekanizmasının tasarım ve imalatı kapsamındaki gelişim süreci sonunda bir model ortaya çıkmıştır. Bu modelin etkin kullanımına ilişkin veriler, sayısal deney sonuçlarıyla gösterilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Halka fiksatör, (3-3) Stewart Platform Mekanizması, kırık ve biçim bozukluklarının düzeltilmesi, imalat modeli, kullanım süreci

## Design Manufacture and Use of a Fixator for Clinical Orthopedic Applications

### ABSTRACT

In clinical orthopaedics, failure to bring the bone fragments to their correct anatomical positions in the treatment of bone fractures and complex deformities is a potential problem. The main drawbacks of classical rod-wire fixation systems are the need for a complex preoperative planning phase and the possibility of permanent misalignments that are at a clinically unacceptable level. The ideal situation for a clinician is to apply the fixator frame considering the soft and hard tissue condition at the trauma site first and to do proper corrections to prevent any clinically unacceptable misalignment later. In the current work, the design, manufacturing and utilization of an external fixator, which can be used in fracture fixation and deformity correction and enable the clinician to realize the ideal situation mentioned above, is described with examples.

A 3-3 type of Stewart platform mechanism with three translational and three rotational degrees of freedom was chosen to accomplish this task. After the design and manufacturing phases were completed a proper prototype of the device was obtained. The effective usage of the device was demonstrated with numerical experiments.

**Keywords :** Circular fixator, (3-3) type of Stewart Platform Mechanism, correction of deformities and fracture, manufacturing model, deployment process

\*\* İletişim yazarı

\* Bu makale 6-7 Kasım 2009 tarihlerinde Makina Mühendisleri Odasınınca Samsun'da düzenlenen III. Ulusal Tıbbi Cihazlar İmalatı Sanayi Kongresi ve Sergisi'nde bildiri olarak sunulmuştur

## GİRİŞ

**E**ksternal fiksator ya da kısaca fiksator “iskelet kararlılık kaybını dışarıdan gidermek amacıyla kemiğe yerleştirilen bağlayıcıları bir çubuğa ya da çubuk grubuna birleştirerek bir çerçeve oluşturan kapsamlı bir sistem” olarak tanımlanmaktadır [1]. Literatürde, eksternal fiksasyon yönteminin ilk kez 2500 yıl önce Hipokrat tarafından tibia kırıklarının tedavisinde kullanıldığı; çok sonraları 1840 yılında Malgaigne, 1894 de Parkhill ve 1938'de de Della Mano tarafından yaygınlaştırıldığı bildirilmektedir, [2-4]. Mekanik biliminin ilkeleri dikkate alınmadan kullanımı sürdürülen fiksatorler, başarısız sonuçların alınması üzerine terk edilmiştir. Ancak başta Burny ve Bourgouis [5] olmak üzere pek çok araştırmacının fiksator mekaniği alanındaki çalışmaları ışığında bilinçli kullanım ile birlikte yeniden başarılı sonuçlar alınmaya başlanmış ve sistem yaygınlaşmıştır [6-12]. Ilizarov'un [13] halka fiksatorü geliştirerek kemik fragmanlarının her yöne kontrollü tespitini sağlaması da eksternal fiksator uygulamalarında yeni bir adım olarak kabul edilmiştir, [14].

Değişik açılardan eksternal fiksatorler, sorunları, mekanik performansları, sıklıkları, türleri, tasarımları, çalışma parametreleri bakımından incelenmiş; etkinlik dereceleriyle ulusal ve uluslararası literatürde geniş bir yer bulmuştur [15-41]. Ancak, son yıllarda çıkmaya başlayan birkaç yayın dışında [42-43] söz konusu yayınlarda, kemik fragmanlarının anatomik eksenlerine getirilmeleri sorunu hiç işlenmemiştir. Oysa, karmaşık biçim bozuklukları ile kırıkların tedavisi gibi ortopedik klinik uygulamalarda kemik parçalarının anatomik olarak doğru konumlarına getirilememesi daima sorun olmuştur. Var olan yaygın klinik pratikte başvuru olan klasik menteşe-çubuk sistemlerinde, karmaşık planlama gereksinmesi ve kabul edilemeyecek kalıcı deformasyon sonuçlarından ötürü, sınırlı olanaklar vardır. Dolayısıyla, başarılı klinik sonuçlar için kemiklerin hizalanmasında ortopedistin yükünü önemli ölçüde hafifletecek yeni araçlara ve yöntemlere gereksinim bulunmaktadır. İşte bu çalışmada ortopedik klinik uygulamalarda istenen temel ölçütleri yerine getiren bir eksternal fiksatorün tasarımı, imalatı ve kullanılışı gösterilecektir.

## FİKSATOR MODELİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Başlangıcından beri yaygınlıkla değerlendirilmiş fiksator tipi menteşe-çubuk ya da çivi-çubuk fiksatorüdür. Bu tür bir fiksatorüye yöneltilen temel eleştiri istenen dönme ve öteleme hareketlerini aynı anda gerçekleştirememesidir. Bu durum, her doğrultuda hareket olanağı sağlayan halka fiksatorlerin ortaya çıkmasına yol açmıştır. Böylelikle karmaşık planlama yapmadan tıbbi koşulları dikkate alan uygun bir çerçeve

uygulamak ve daha sonra da olası yer değiştirmeleri kolayca düzeltmek olanak dahiline girmiştir.

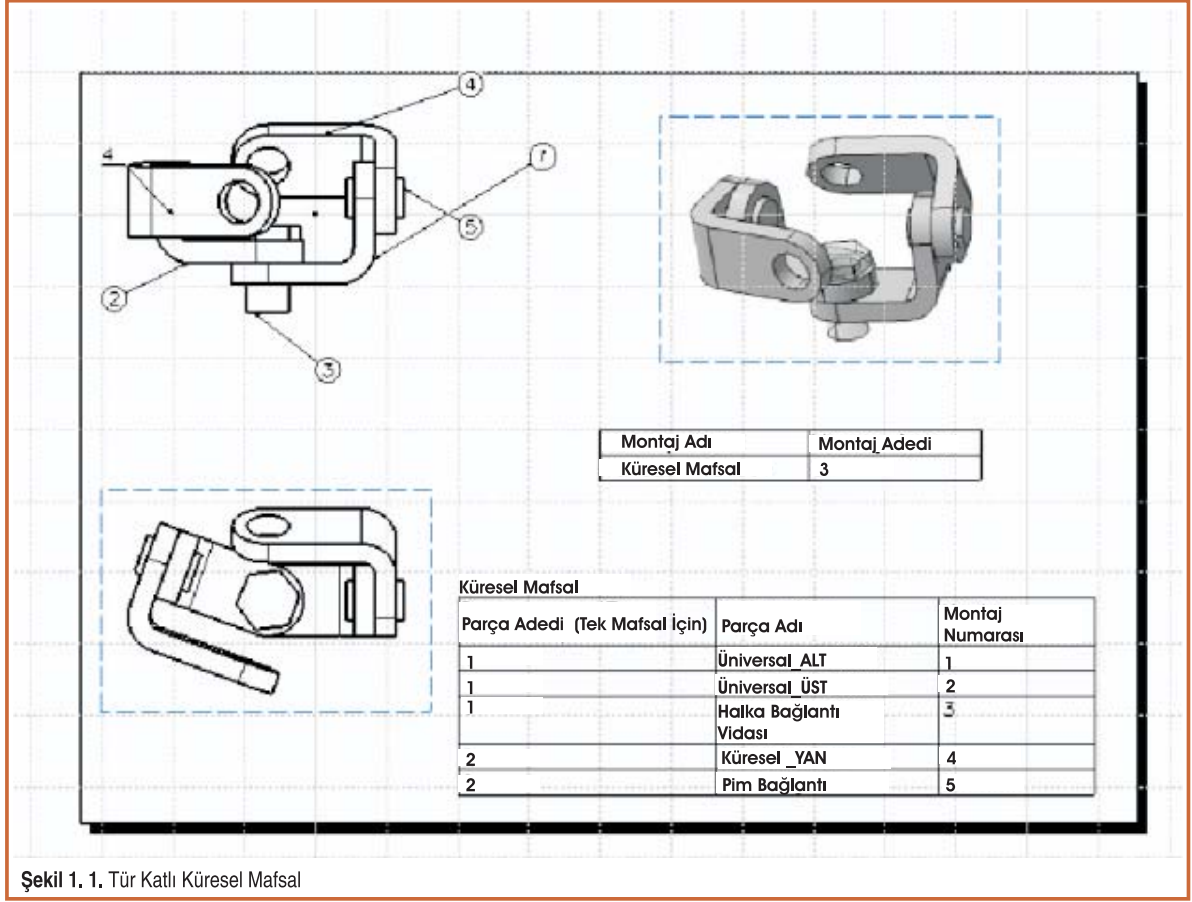
Yukarıdaki durum değerlendirmesi açısından bakıldığında, eksternal fiksatorün aslında kemik fragmanlarının hareket kontrolünü ve tespitini gerçekleştiren bir mekanizma olduğu görülecektir. Yukarıdaki temel ölçütleri yerine getiren uygun bir çerçeve olarak üç dönme ve üç öteleme olanağı sağlayan (3-3)'lük Stewart Platform Mekanizması seçilmiştir. Sıklık ve konum kontrol hassasiyeti gibi özellikleri bu mekanizmaları eksternal fiksator için ideal bir yapı haline getirmektedirler. İlk kez Gough [44] tarafından otomobil tekerleği test düzeneği olarak yararlanılan bu mekanizmalar daha sonra Stewart [45] tarafından uçuş simülatorü olarak değerlendirilmiştir. Gough-Stewart ya da kısaca Stewart Platform mekanizması olarak anılan düzenekte, birisi hareketli öteki sabit iki platform, uzunlukları ayarlanabilen altı çubukla uygun mafsallar üzerinden birbirine bağlanmıştır. Böyle bir robotik yapı sonuçta üçü dönme üçü de öteleme şeklinde olan altı serbestlik dereceli bir uzaysal hareket olanağı yaratmıştır.

Çubuk uzunlukları bilindiğinde platformların birbirine göre bağıl konumlarının saptandığı problem ileri ya da doğrudan kinematik problemi olarak anılır [46-51]. Öte yandan, verilen bağıl platform konumlarına karşılık çubuk boylarının hesaplanması da ters kinematik problemi olarak bilinir. Bu problem, titreşim simülatorü ve takım tezgahları gibi değişik alanlarda ilginç uygulamalar bulmuştur [52-53].

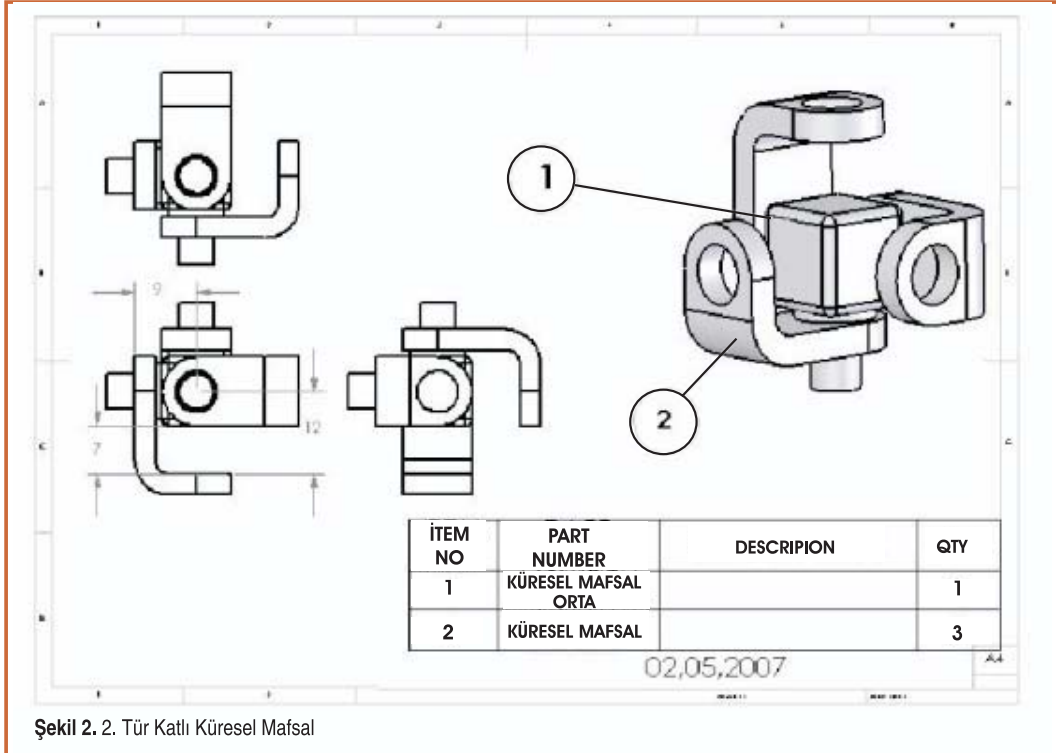
(3-3)'lük Stewart Platform Mekanizmasının değerlendirildiği eksternal fiksator sistemi, aslında üst ve alt kemik fragmanlarının mekanizmanın sırasıyla sabit ve hareketli platformlarına bağlandığı bir biyomekanik sistemdir. Söz konusu biyomekanik sistem, mafsal tasarımlarıyla başlatılan bir geliştirme sürecinin ürünüdür.

Bilindiği gibi, yeni ve özgün bir mekanizma yapımının temel yapı taşı mafsal tasarımıdır, [54]. Bu nedenle, (3-3)'lük Stewart Platform Mekanizmasının ilk aşamadaki tasarımı, 4 serbestlik derecesine sahip çift katlı üniversal mafsal ile 6 serbestlik derecesine sahip çift katlı küresel mafsal tasarımlarına dayandırılmıştır. Ayrıca imalat kolaylığı nedeniyle üniversal ve küresel mafsalların tek serbestlik dereceli basit döner mafsallardan meydana getirilmeleri kararlaştırılmıştır. Katlı üniversal mafsal, dönme eksenleri birbirine dik L şeklindeki iki parçayla basit bir biçimde oluşturulmuştur. Birer dönme eksenleri çıkışacak biçimde birleştirilen L şekilli parçaların, katlı mafsal oluşturdukları noktada Stewart Platform Mekanizmasının alt halkasına, serbest kalan basit döner mafsallarının ise kollara bağlanmaları öngörülmüştür.

Çift katlı küresel mafsal üzerindeki çalışmalar bunun basit döner mafsallardan iki farklı biçimde kurulmasının olanaklı olduğunu göstermiştir. Bunlardan bir tanesi, katlı üniversal mafsalin boşta kalan basit döner mafsallarına birer adet daha



Şekil 1. 1. Tür Katlı Küresel Mafsalsal



Şekil 2. 2. Tür Katlı Küresel Mafsalsal

L-şekilli parçanın eklenmesiyle ortaya çıkmaktadır (Şekil 1). İkincisi ise tüm döner mafsalları basit olan ve ortadaki küre ya da tercihan küp şeklindeki üçlü parçaya bağlanan üç adet L-şekilli parçanın oluşturduğu tasarımıdır (Şekil 2).

Alt halkada üç adet çift katlı üniversal mafsallın, üst halkada üç adet katlı küresel mafsallın kullanılmasıyla 6 serbestlik dereceli iki farklı Stewart Platform Mekanizması elde edilmiştir. İmalatları gerçekleştirilen mekanizmalardan Şekil 3'te görüleni birinci tür katlı küresel mafsallı; Şekil 4'te gözlenen ise ikinci tür katlı küresel mafsallı içermektedir.

Elde edilen (3-3) Stewart Platform Mekanizmalarının alt ve üst halkalarına tellerle uygun şekilde tutturulan yapma kemik modelleri eklenmesi yoluyla iki farklı biyomekanik sistem oluşturulmuştur (Şekil 5), (Şekil 6). Böylelikle eksternal fiksasyon sürecinin ilk evresi tamamlanmıştır.

Yukarıda oluşturulan ilk eksternal fiksasyon modelleri üzerinde yapılan çalışmalarda, kol uzunluklarının ortopedistler bakımından pratik bir ölçümünün ve denetiminin mümkün olmadığı anlaşılmıştır. Ancak bu iki modelden küpü içermeyen katlı küresel mafsallı olanda, alttaki halkada bir üniversal mafsallın dönme eksenlerinin kesiştiği nokta ile üstteki halkanın katlı küresel mafsall eksenlerinin kesiştiği noktanın boş ve ulaşılabilir hacimlerde bulunmaları bu modele yönelmesine neden olmuştur. Katlı üniversal mafsall ve katlı küresel mafsall merkezlerini birleştiren doğrultuda yerleştirilen skala içeren vidalı kol yardımıyla, kol uzunluklarının ölçülebilir ve gerçek değerleriyle skaladan okunan değerleri arasında doğrusal ilişkilerin kurulabileceği; böylelikle kol uzunluklarının denetlenebilir olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sonucu teknik açıdan olanaklı kılacak biçimde, katlı üniversal ve katlı küresel mafsall tasarımları yenilenerek yeni bir model geliştirilmiştir. Skaladan



Şekil 3. 1. Tür Katlı Küresel Mafsallı Olan (3-3)'lük Stewart Platform Mekanizması



Şekil 4. 2. Tür Katlı Küresel Mafsallı Olan (3-3)'lük Stewart Platform Mekanizması



Şekil 5. 1. Tür Katlı Küresel Mafsallı Olan (3-3)'lük Biyomekanik Sistem



Şekil 6. 2. Tür Katlı Küresel Mafsallı Olan (3-3)'lük Biyomekanik Sistem

okunan değerlerle ilgili kol uzunlukları arasındaki korelasyon (1) nolu eşitlik kümesiyle belirlenmiştir. Bu şekilde (3-3)'lük Stewart Platform mekanizmasına dayalı eksternal fiksator geliştirme süreci de tamamlanmış olmaktadır.

$$\begin{aligned} L_i &= 165 + 1,15 \times (\text{okunan Değer}) & i=1, 2, 5, 6 \\ L_3 &= 140 + 1,15 \times (\text{okunan Değer}) \\ L_4 &= 185 + 1,15 \times (\text{okunan Değer}) \end{aligned} \quad (1)$$

## MATEMATİK SÜREÇ

Ortopedik cihazın akılcı kullanımı matematik bir temel gerektirir. Bu çalışmanın ana temasının tasarım, imalat ve kullanılış olması nedeniyle matematik kuramın ayrıntılarına girilmemekle birlikte (Matematik kuramın ayrıntıları için [55] nolu yayına bakınız), Stewart Platform Mekanizmasının kemik fragmanları arasında anatomik hizalamayı yapacak biçimde konuşlandırılması için gerekli matematik süreç burada kısaca özetlenmektedir.

Ortopedik cihazın akılcı kullanımının dayandığı matematik temel, esas itibarıyla, en az ön-arka (Antero Posterior- AP), dış-yan (Lateral-L) ve klinik inceleme gibi yöntemlerle ölçülen tıbbi verilerin ters kinematik olarak adlandırılan bir süreç üzerinden cihazın çubuk uzunluk değerlerine dönüştürülmesini kapsar. Söz konusu dönüşümün ilk evresinde  $\{\beta'_L, \beta_L, \beta'_{AP}, \beta_{AP}, \Psi_{AP}, \Psi_L, \delta_0, \delta_{AX}, \alpha_1-\alpha_6, \varepsilon_1-\varepsilon_6\}$  açı parametreleri ve  $\{q_x, q_y, b_L, c_L, r_x, r_y, r_z, e_x, e_y, e_z, R, R_1\}$  uzaklık parametreleri ile temsil edilen girdi kümeleri önce hareketli halkanın merkezinde yerleşik yerel koordinat eksen takımından ölçülen yerel mafsal koordinatlarına çevrilir. Daha sonraki aşamada ise hesaplanan yerel mafsal koordinatları, sabit halkanın merkezinde yerleşik dünya eksen takım koordinatlarına dönüştürülerek aranan çubuk boyları saptanır.

Yukarıda geçen  $q_x, q_y$  sabit halka ile üst fragmanın merkezleri arasında halka düzleminin x,y eksenleri doğrultusunda ölçülen uzaklıkları;  $r_x, r_y, r_z$  de hareketli halka ile alt fragman merkezleri arasındaki x,y,z dünya eksen takımları doğrultularındaki uzaklıkları simgeler. Girdi kümesinde yer alan  $e_x, e_y, e_z$  uzaklıkları, üst ve alt kemik fragman uçlarının kırık hattında x,y,z dünya eksen takımları doğrultularında ölçülen ayırışma ya da bağıl yer değiştirme miktarlarıdır.  $b_L, c_L$  parametreleri ise L-planından alınan sırasıyla üst ve alt fragman uzunluklarıdır.  $R, R_1$  simgeleri eksternal fiksator sisteminin sırasıyla üst ve alt halka yarıçaplarını temsil etmektedir. Açı parametrelerinden  $\alpha_1-\alpha_6, \varepsilon_1-\varepsilon_6$  girdileri sırasıyla üst ve alt halka düzlemlerinde belli referans noktalarından aynı yönde ölçülen açısal mafsal konumlarını göstermektedir.  $B_L, \Psi_L, \beta_{AP}, \Psi_{AP}$  alt kemik eksen ve bağlı olduğu halka normallerinin dünya koordinat sisteminin z-ekseniyle yaptığı sırasıyla L ve  $A_p$  düzlemlerindeki açıları ifade etmektedir. Benzer şekilde  $\beta'_L, \beta'_{AP}$  üst kemik eksenine z-ekseni arasındaki açıların sırasıyla L ve AP düzlemlerinden ölçülen değerlerini simgelemektedir. Yukarıda sözü edilen üst ve alt halka merkez ve referans noktalarından geçen doğruların aralarında meydana

getirdikleri açının, üst halka düzleminde ölçülen değeri  $\delta_0$  parametresi; aynı düzlemden saptanan üst-alt kemik bağıl dönmesi ise  $\delta_{AX}$  açı parametresi tarafından simgelenmektedirler.

Tüm parametrelerin işaret konvansiyonu, çizgisel büyüklüklerde koordinat takımının pozitif eksenleri yönünde (+) olarak; açısal büyüklüklerde ise (+) değerler sağ-el kuralına göre belirlenmektedir.

## SAYISAL ÖRNEKLER VE TARTIŞMA

Tasarım-imalat ve kullanım süreçleri açıklanan (3-3)'lük Stewart Platform Mekanizmasını içeren biyomekanik sistemin, kemik fragmanlarının anatomik eksenleri doğrultusunda hizalanmasını sağlayacak biçimde, konuşlandırılması üzerine iki uygulama gösterilmektedir.

**Örnek 1:** Çizelge 1'de AP ve L-röntgen verileriyle, Çizelge 2'de klinik inceleme sonuçları sunulan sistemin üst-alt fragmanları hizalayacak biçimde kurgulanması istenmektedir.

Çizelge 1. Örnek 1'e ilişkin Röntgen Girdileri

a. L-röntgen verileri:			
$\beta_L$	$-1,83^0$	$e_y$	$-22,06_{mm}$
$\beta'_L$	$0,29^0$	$e_z$	$4_{mm}$
$b_L$	$62_{mm}$	$r_y$	$10,96_{mm}$
$c_L$	$91,29_{mm}$	$r_z$	$0,31_{mm}$
$\Psi_L$	$1,64^0$	$q_y$	$10,97_{mm}$

b. AP-röntgen verileri:			
$\beta_{AP}$	$0,20^0$	$e_x$	$11,26_{mm}$
$\beta'_{AP}$	$7,99^0$	$r_x$	$11_{mm}$
$\Psi_{AP}$	$1,32^0$	$q_x$	$3,65_{mm}$

Çizelge 2. Örnek 1'e ilişkin Klinik İnceleme Sonuçları

$\delta_0$	$-81^0$	$\delta_{AX}$	$-13,23^0$
$R$	$72,5_{mm}$	$R_1$	$72,5_{mm}$
$\alpha_1$	$20^0$	$\alpha_2$	$20^0$
$\alpha_3$	$160^0$	$\alpha_4$	$160^0$
$\alpha_5$	$260^0$	$\alpha_6$	$260^0$
$\varepsilon_1$	$30^0$	$\varepsilon_2$	$160^0$
$\varepsilon_3$	$160^0$	$\varepsilon_4$	$270^0$
$\varepsilon_5$	$270^0$	$\varepsilon_6$	$30^0$

Çizelge 3. Örnek 1'e İlişkin Çıktılar

$L_1$	$L_2$	$L_3$	$L_4$	$L_5$	$L_6$
158,03 mm	172,43 mm	183,67 mm	173,05 mm	171,98 mm	166,34 mm



Şekil 7. Örnek 1'e İlişkin Ayrık Konum



Şekil 8. Örnek 1'e İlişkin Hizalı Konum

Derlenen tüm veriler matematik süreçte girildiği zaman, hizalanma için gereken çubuk uzunlukları şu şekilde sonuçlanmıştır (Çizelge 3).

Şekil 7'de ayrıık durumda gösterilen biyomekanik sistemin hesaplanan  $L_1$ - $L_6$  uzunluk değerleriyle kurgulanan hali Şekil 8'de gösterilmiştir. Tıbbi standartlara göre kemik parçalarının redüksiyonu olarak adlandırılan olgunun gerçekleştirildiği gözlenmektedir.

Örnek 2: Çizelge 4 ve 5'te verileri derlenen Şekil 9'daki biyomekanik sistemin kemik fragmanlarının hizalandığı durumdaki konumu islenmektedir.

Çizelge 4 Örnek 2'ye İlişkin Röntgen Girdileri

a. L-röntgen verileri:			
$\beta_L$	$-0,26^0$	$e_y$	24,59 mm
$\beta'_L$	$0,13^0$	$e_z$	16,12 mm
$b_L$	60 mm	$r_y$	3,12 mm
$c_L$	100 mm	$r_z$	1,00 mm
$\Psi_L$	$2,03^0$	$q_y$	9,96 mm
b. AP-röntgen verileri			
$\beta_{AP}$	$-5,96^0$	$e_x$	7,70 mm
$\beta'_{AP}$	$8,17^0$	$r_x$	12,85 mm
$\Psi_{AP}$	$-6,09^0$	$q_x$	2,96 mm

Çizelge 5. Örnek 2'ye İlişkin Klinik İnceleme Sonuçları

$\delta_0$	$20,75^0$	$\delta_{AX}$	$-37,0^0$
$R$	72,5 mm	$R_1$	72,5 mm
$\alpha_1$	$10^0$	$\alpha_2$	$170^0$
$\alpha_3$	$170^0$	$\alpha_4$	$260^0$
$\alpha_5$	$260^0$	$\alpha_6$	$10^0$
$\epsilon_1$	$40^0$	$\epsilon_2$	$40^0$
$\epsilon_3$	$130^0$	$\epsilon_4$	$130^0$
$\epsilon_5$	$260^0$	$\epsilon_6$	$260^0$

Yukarıdaki verilerle matematik süreçten, hizalanma için gereken çubuk uzunluk çıktıları Çizelge 6'daki gibi bulunmuştur:

Bulunan çıktılarla biyomekanik sistem kurgulandığında ortaya çıkan konum Şekil 10'da gösterilmiştir. Şekil 10'da üst ve alt fragmanların redüksiyonunun gerçekleştirildiği saptanmaktadır.

Çizelge 6. Örnek 2 Çıktıları

L <sub>1</sub>	L <sub>2</sub>	L <sub>3</sub>	L <sub>4</sub>	L <sub>5</sub>	L <sub>6</sub>
185,70 mm	192,17 mm	174,41 mm	187,13 mm	172,65 mm	162,45 mm



Şekil 9. Örnek 2'ye ilişkin Ayrık



Şekil 10. Örnek 2'ye ilişkin Hizalı

## SONUÇ

Bu çalışmada, klinik başarı için çok dikkatli ve karmaşık planlama gerektiren çivi-çubuk ya da menteşe çubuk sistemleri yerine kırık kemik parçalarının her yöne kontrollü tespitini sağlayan bir halka fiksatorün geliştirilmesi ve kolay kullanımın temelinde yatan matematik süreç anlatılmıştır. Halka fiksator için seçilen mekanizma üç dönme üç öteleme hareket olanağı yaratan (3-3)'lük Stewart Platform Mekanizmasıdır. Fiksatorün etkinliği iki sayısal örnekle kanıtlanmıştır.

## TEŞEKKÜR

Bu çalışma 106M466 nolu projenin bir bölümü olarak TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir.

## KAYNAKÇA

1. Seligson, D., Pope, M.H. 1982. Concepts in External Fixation, Grune & Stratton, New York.
2. Eren, A., Eralp, L. 1999. İlizarov Sisteminin Dünyada ve Türkiye'de Gelişimi, (Ed. M.Çakmak, M. Kocaoğlu) İlizarov Cerrahisi ve Prensipleri, İstanbul, 1-4.
3. Sisk, T.D. 1983. External Fixator, Historical Review, Advantages, Disadvantages, Complications and Indications, Clin. Orthop. 180: 15-22.

4. Parkhill, C. 1897. A New Apparatus For The Fixation of Bones After Resection And In Fractures With A Tendency to Displacement, Trans. Am. Surg. Assoc. 15, 251
5. Burny, F., Bourgouis, R., Donkerwolcke, M. 1982. Elastic Fixation: A Biomechanical Study of the Half-Frame, In Seligson, D., Pope, M.H., (Eds) Concepts in External Fixation, Grune and Stratton, New York, 67-77.
6. Behrens, F. 1981. External Skeletal Fixation; In American Academy of Orthopaedic Surgeons Instructional Course Lectures, Vol.30, The CU Mosley Co., St. Louis.
7. Donald, G. and Seligson, D. 1982. Fixateur Systems in Current Use in Concepts in External Fixation, (Eds: Seligson, D. and Pope, M.) Grune and Stratton, 293-308
8. Pope, M.H. and Evans, M. 1982. Design Considerations in External Fixation, in Concept in External Fixation (Eds: Seligson, D. and Pope, M.), Grune and Stratton, New York, 109-138
9. Hughes, J.L. and Sauer, B.W. 1982. Wagner Apparatus : A Portable Traction Device in Concepts in External Fixation (Eds: Seligson, D. and Pope, M.H.) Grune and Stratton, New York, 203-218
10. Letournel, E. 1982. The Judeth Fixateur for Fractures of the Ankle, in Concepts in External Fixation, Grune and Stratton, New York, 247-266.
11. Behrens, F. 1982. Unilateral External Fixation For Severe Lower Extremity Lesions : Experience with the ASIF (AO) Tubular Frame, in Concepts in External Fixation (Eds: Seligson, D. and Pope, M.) Grune and Stratton, New York, 279-292.
12. Fernandez, A.A. 1985. External Fixation of the Leg Using Unilateral Biplanar Frames, Arch. Orthop. Trauma Surg., 104 Springer Verlag, 182-186.
13. İlizarov, G. 1992. Transosseons. Berlin, Springer Verlag.
14. Çakmak, M., Kocaoğlu, M. 1999. İlizarov Cerrahisi ve Prensipleri, İstanbul.
15. Wu, J.J., Shyr, H.S., Chao, E.Y.S. and Kelly, P.J. 1984. Comparison of Osteotomy Healing Under External Fixation Devices With Different Characteristics, J. Bone and Joint Surgery, 66A.8, 1258-1264.
16. Briggs, B.T., and Chao, E.Y.S. 1982. The Mechanical Performance of the Standard Hoffman-Vidal External Fixation Apparatus, J. Bone and Joint Surgery, 64A.4, 566-573.
17. Behrens, F.A. 1989. A Primer of Fixator Devices and Configurations, Clin. Orthop., 241, 48-56.
18. Chao, E.Y.S., Aro, H.T, Lewallen, D.G. and Kelly, P.J. 1989. The Effect of Rigidity On Fracture Healing In External Fixation, Clin. Orthop., 241, 24-35.
19. Behrens, F. and Johnson, W. 1989. Unilateral External Fixation: Methods to Increase and to Reduce Frame Stiffness, Clin. Orthop., 241, 48-56.

20. **Chao, E.Y., Kasman, R.A., An K.N.** 1982. Rigidity and Streets Analyses of External Fracture Fixation Devices: A Theoretical Approach *J. Biomechanics* 15, 971-983.
21. **Finlay, J.B., Moroz, T.K., Rorabeck, C.H., Dewey, J.D., Boone, R.B.** 1987. Stability of Ten Configurations of the Hoffman L External-Fixation Frame, *J. Bone and Joint Surg.*, 69-A, 734-744.
22. **Gülşen, M., Bayram, H., Tan, İ., Baytok, G.** 1989. Eksternal Fiksatorde Mekanik Verim: Matematiksel Bir Modelin Bilgisayarlı Analizi, *Acta Orthopædica et Traumatologica Turcica* 23, 141-144.
23. **Gülşen, M., Karakaş, E.S.** 1988. Çok Amaçlı Eksternal Fiksator I : Tanıtım ve Uzun Kemik Kırıklarındaki Mekanik Verim, *Ortopedi Travmatoloji ve Rehabilitasyon Dergisi*, 2, 8-15.
24. **Tan, İ., Gülşen, M., Bayram, H., Baytok, G.** 1990. Çivilerin Kırık Hattına Uzaklığının ve Etkin Çivi Boyunun Eksternal Fiksator Sıklığına Etkisi, *Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 15, 540-543.
25. **Behrens, F.** 1989. General Theory and Principles of External Fixation, *Clin. Orthop.* 241, 15-23.
26. **De Bastiani, F., Aldeghery, R., Brivio, R.L.** 1986. Dynamic Axial Fixation: A Rational Alternative for the External Fixation of Fractures, *International Orthopedics* 10, 95-99.
27. **Fernandez, A.A.** 1992. External Fixation Using Pin Fixators, *Injury* 23, Supplement 4.
28. **Gülşen, M., Baytok, G., Herdem, M., Serpel, Y.** 1990. Çok amaçlı Eksternal Fiksator, 11. Milli türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı, Emel Matbaacılık, Ankara, 241-244.
29. **Aldegheri, R., Trivella, G., Lavini, F.** 1989. Epiphseal Distraction Chondrodatisis, *Clin. Orthop.* 241, 117-127.
30. **Aldegheri, R., Trivella, G., Lavini, F.** 1989. Epiphseal Distraction Hemicondriodatisis, *Clin. Orthop.* 241, 128-136.
31. **Aldegheri, R., Brivio, R.L., Agostini, S.** 1989. The Collotasis Method of Limb Lengthening, *Clin. Orthop.* 241, 137-145.
32. **Gülşen, M., Akçalı, İ.D., Mutlu, H.** 1991. Uzaysal Yarım Çerçeve Eksternal Fiksatorün Mekanik Davranışının Analizi, 12. Milli Ortop. ve Trav. Kongre Kitabı, Emel Matbaacılık, Ankara, 464-468.
33. **Shearer, J., Egan, J.** 1990. Computerized Analysis of a Pin Geometry, In Cooms R., Green S., Sarmiento, N., (Eds.), *External Fixation and Functional Bracing*, Butterworths, London, 129-135.
34. **David, S., Gary, P., Patrick, O.** 1981. Measurement of Fracture Gap Motion in External Fixation, Michigan.
35. **Briggs, B.T.** 1982. Edmund, Y.S., The Mechanical Performance of the Standard Hoffman-Vidal External Fixation Apparatus, Rochester.
36. **Gülşen, M., Akçalı, İ.D., Tosun, H., Tan, İ., Bayram, H., Baytok, G.** 1993. Theoretical and Experimental Analysis of Multi-Half-Pin Spatial External Fixation System, *SIROT* 93, Aug .27-30, Seoul, 252-253.
37. **Mutlu, H., Akçalı, İ.D., Gülşen, M., Tosun, H.** 1994. Bir Eksternal Fiksatorün Yanal Deformasyonlarının Analitik ve Deneysel İncelenmesi, 6. Uluslararası Makina Tasarım ve İmalat Kongresi Bildiri Kitabı, 21-23 Eylül, ODTÜ, Ankara, 553-563.
38. **Tosun, H.** 1993. Uzaysal Eksternal Fiksator, Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, Danışman: Prof.Dr. İ.D.Akçalı, Adana.
39. **Polat, Y.** 1996. Bir Uzaysal Eksternal Fiksatorün Katı Modellenmesi ve Sonlu Eleman İncelemesi Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, Danışman: Prof.Dr. İ.D.Akçalı, Adana.
40. **Akçalı, İ.D.** 1996. Makina ve Aletlerin Katı Modellenmesi ve Sonlu Eleman İncelemesi, Çukurova Üniversitesi Rektörlük Arş. Projesi, Proje No: MMF94-3, Kesin Rapor, Adana.
41. **Ün, K., Akçalı, İ.D., Gülşen, M.** 2007. A Theoretical and Experimental Investigation of Lateral Deformations in a Unilateral External Fixator, *ASME J. Medical Devices*, Vol.1, pp.165-172.
42. **Kim, Y.H., Inoue, N.,** 2002. Chao E.Y.S., Kinematic Simulation of fracture Reduction And Bone Deformity Correction Under Unilateral External Fixation, *J. Biomechanics*, 35, 1047-1058.
43. **Koo, T.K.K., Chao, E.Y.S.,** 2006. Mak, A.F.T., Development and Validation of a New Approach For Computer-aided Long Bone Fracture Reduction Using Unilateral External Fixator, *J. Biomechanics*, 39, 2104-2112.
44. **V.E. Gough and S.G.** 1962. Whitehall, Universal Tire Test Machine. Proc. Of the 9th International Technical Congress. F.I.S.I.T.A. Inst. Mech. E. P., 177.
45. **D. Stewart** A Platform With Six Degrees of Freedom. Proc. of I. Mech. E 180 1965, 371-386.
46. **İ.D. Akçalı and H. Mutlu,** 2006. A Novel Approach In The Direct Kinematics Of Stewart Platform Mechanisms With Planar Platforms. *ASME J. Mech. Design* 128, Jan., 252-263
47. **C. Innocenti and V. Parenti-Castelli,** 1990. Direct Position analysis Of the Stewart Platform mechanism. *Mech. Mach. Theory* 25, 611-621.
48. **C. Liang, L. Han and F.** 1995. Weni Forward Displacement Analysis of the 5-6 Stewart Platforms. Proc. of the 9th World Congress on TMM, pp. 184-187.
49. **D.M. Ku,** 1999. Direct Displacement Analysis of a Stewart Platform Mechanism. *Mech. Mach. Theory* 34, 453-465.
50. **T.Y. Lee and J.K. Shim,** 2001. Forward Kinematics of the General 6-6 Stewart Platform using algebraic elimination. *Mech. Mach. Theory* 36, 1073-1085.
51. **Griffis, M. And Duffy, J.** 1989. A Forward Displacement Analysis of a class of Stewart Platforms. *J. Robot Syst.* 6, 703-720.
52. **Hostens, I., Anthonis, J. And Raman, H.** 2005. New Design For A 6 Dof Vibration Simulator With Improved Reliability And Performance. *Mech. Syst. Signal Proc.* 19, 105-122.
53. **Fan, K.C., Wang, H., Zhao, J.W. And Change, T.H.** 2003. Sensitivity Analysis of the 3-PRS Parallel Spindle Platform of a Serial-Parallel Machine Tool. *Int. J. Machine Tools Manuf.* 43, 1561-1569.
54. **İ.D. Akçalı,** *Mekanizma Tekniği, Birsen Kitabevi, 2007, İstanbul, 246s*
55. **Akçalı, İ.D., Şahlar, M.O., Ün, K., Aydın, A., İbrikiçi, Esen, T., Gülşen, R.M., Bayram, H.** 2009. A Mathematical Model in the Implementation of a Stewart-Gough Platform as an External Fixator, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 7-12 Sept., Munich Germany, IFMBE Proceeding Vol. 25/IV, pp.708-711.*