

Tekil Olmayan Fiksator Otomasyonu**

Ahmet AYDIN^{*1}, İbrahim D. AKÇALI², Ercan AVŞAR¹, M. Kerem ÜN¹,
Hüseyin MUTLU³, Turgay İBRİKÇİ¹, Ö. Sunkar BİÇER⁴, Cenk ÖZKAN⁴, Atakan
DURMAZ²

¹Çukurova Üniversitesi, Elektrik – Elektronik Mühendisliği Bölümü, Adana

²Çukurova Üniversitesi, Mactimarum Araştırma ve Uygulama Merkezi, Adana

³Mersin Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Mersin

⁴Çukurova Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji ABD, Adana

Geliş tarihi: 07.09.2015

Kabul tarihi:25.12.2015

Özet

Tıp pratiğinde ekstremitte kırıklarıyla şekil bozukluklarının yönetimi harici fiksator adı verilen mekanik cihazlar yoluyla gerçekleştirilir. Ancak bu hizmetin kalitesi, bu tür ortopedik araçların akılcı ve etkin kullanımı için bir matematik kuram geliştirilmesinin gerekli olduğu biyomekanik yaklaşımla iyileştirilebilir. Temel sorun, yumuşak doku ve kemik koşullarını dikkate alan uygun bir çerçevenin karmaşık planlama gerektirmeksizin kırık bölgesine kolayca uygulanması ve daha sonra da ortaya çıkan kalıcı yer değiştirmelerin matematik kurama göre düzeltilmesidir. Uygun çerçeve olarak kemik parçalarına üç dönme ve üç öteleme olanağı sağlayan Gough-Stewart Platform Mekanizması harici fiksator olarak kullanılmıştır. Matematik kuramın girdi ve çıktıları standart ve yeterli hassasiyette algılanarak ve elde edilen sonuçlar tekillik bakımından test edilerek kullanımı kolay ve stabil bir sistem geliştirilmiştir. Kuramda ihtiyaç duyulan parametrelerin röntgen filmleri üzerinden otomatik süreçle elde edilmesi ve çıktıların ortopedist tarafından kolayca algılanabilmesi için kuramla kullanıcı arasında değişik otomasyon seviyelerine sahip arayüzler oluşturulmuştur. Ayrıca sistemin başlangıçtaki kemik fragmanlarının ayırık olduğu durumdan başlanıp, bu arayüzlerin çıktıların kullanılarak, anatomik eksene hizalandıkları tedavi süreci boyunca sistemin hareketi simülasyonla gösterilmiştir. Harici fiksator cihazları tasarlanıp imal edilerek uygulamalar yapılmış ve kurulan sistemin işlerliği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Harici fiksator, Ortopedi, Tekillik analizi

Non-Singular Fixator Automation

Abstract

In medical practice, management of limb fractures and deformities is carried out by mechanical devices named as external fixator. The quality of this service can be improved with biomechanical approaches which require development of a mathematical model and efficient usage of the system.

* Yazışmaların yapılacağı yazar: Ahmet AYDIN, Çukurova Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Adana, aaydin@cu.edu.tr

** Bu makale 14-16 Mayıs 2015 tarihlerinde Adana'da düzenlenen endüstriyel otomasyon kongre ve sergisinde sözlü bildiri olarak sunulmuştur.

The main problem can be defined as using a proper frame which can easily be applied to the fracture site without any complex planning prior to the operation and by taking into account the condition of the soft tissue and the bone; and then displacing the bone fragments according to a developed mathematical model. Gough-Stewart platform, which gives three-translational and three-rotational degree of freedom to the bone fragments, is selected as the mechanical frame. A user friendly and stable system, which takes some standardized inputs for the mathematical model and makes singularity analysis of the produced output, is developed based on this platform. Two different graphical user interfaces with different automation levels are programmed to collect the needed parameters for the mathematical model from the X-ray images and give the obtained results to the orthopedist in an easily understandable way. Moreover the whole treatment process, from the initially unaligned state to the finally aligned state of the bone fragments which is obtained with the output of the developed graphical user interface, is visually simulated. The external fixator devices are designed and produced, then some experiments are done to test the developed system functionality.

Keywords: External fixator, Orthopedics, Singularity analysis

1. GİRİŞ

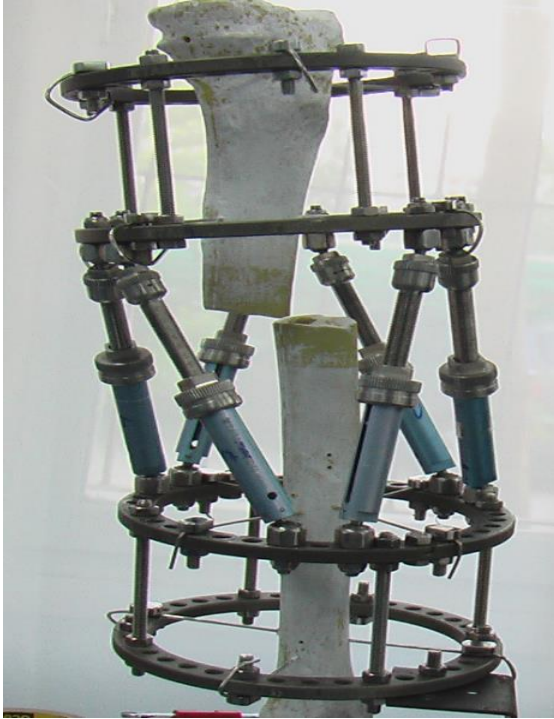
Seligson ve Pope, editörlüğünü yaptıkları "Concepts in External Fixation" adlı eserlerinde harici fiksatorü, iskelet kararlılık kaybını dışarıdan gidermek amacıyla kemiğe yerleştirilen bağlayıcıları bir çubuğa ya da çubuk grubuna birleştirerek bir çerçeve oluşturan kapsamlı bir sistem olarak tanımlamaktadırlar [1]. Harici fiksasyon yönteminin ilk kez 2500 yıl önce Hipokrat tarafından tıbia kırıklarının tedavisinde kullanıldığı bilinmektedir. Uzun yıllardır kullanılan bu cihazlar zaman içerisinde her ne kadar fonksiyonellik kazanıp yaygınlaşsa da bu alanda en önemli adım İlizarov'un halka fiksatorü geliştirerek kemik fragmanlarının her yöne kontrollü tespitini sağlamasıdır [2,3]. Böylece harici fiksatorler kemikleri stabilize etmenin ötesine geçerek açılma şekil bozuklukları ve kemik uzatma operasyonlarında kullanılacak duruma gelmiştir [4]. Fakat kullanımdaki bu esneklik, karmaşık matematiksel modelleri beraberinde getirmiştir. Bu nedenle, matematik modellerde ihtiyaç duyulan parametreleri elde etmek ve gerekli hesaplamaları gerçekleştirmek için bilgisayar yazılımlarının geliştirilmesi gerekmektedir. Günümüzde kullanılmakta olan benzer sistemlerin hepsi yazılım desteğiyle sunulmaktadır [5-11]. Bazılarında kullanılan harici fiksator sistemi aynı olmasına karşın yazılımdaki ve matematik modeldeki farklılıklar kullanım açısından farklı avantajlar sağlamaktadır [5-10].

Mevcut sistemlerde olmayan ve değinilmesi gereken bir diğer önemli nokta da tekillik durumudur. Harici fiksator sistemlerinde, iyileşmenin gerçekleşmesi için, sistemin stabil olması önemlidir ve tekil durumlarda bu mümkün değildir. Burada tekil olmayan güvenceli kullanıma dayalı, özgün bir harici fiksator sisteminin kemik fragmanlarının anatomik eksenlerinde hizalanmasına ilişkin bir çalışma verilmiştir. Bu çalışmada, ortaya konan harici fiksator, bu fiksatorü ve çekilen filmlerle tıbbi verileri dikkate alan cihazın etkinlikle uygulanmasını esas alan bir kuram ve bu kuramın bilgisayarla uygulanmasına ilişkin kullanıcı dostu arayüzler geliştirilmiş ve hazır yazılımlar üzerinden simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Makalenin son bölümünde arayüz ve simülasyonlar üzerinden elde edilen sayısal çıktılara yer verilmiştir.

2. FİKSATOR CİHAZI, YÖNTEM VE VERİ TOPLAMA ARAYÜZLERİ

Geliştirilen sistemin üç temel bileşeni vardır. Bunlardan birincisi diğer yöntemlerle iyileştirilemeyen kırıkların tedavisinde, kemikteki şekil bozukluklarının düzeltilmesinde ve kemik uzatmaları gibi ortopedik problemlerin çözülmesinde etkinlikle yararlanılan araç olan harici fiksator geliştirilmiştir [12-15]. Harici fiksator, Şekil 1 de gösterildiği gibi, tıpta proximal

ve distal diye anılan sıralı düzgün delikleri olan iki halkanın, yerleri rahatlıkla değiştirilebilecek altı çubukla özel biçimde bağlanmasında meydana getirilen robotik düzenlemedir. Halka ve çubuk bağlantılarında özel bir biçimde tasarlanan birbirine dik üç eksen etrafında dönme olanağı tanıyan küre-kabuk mafsalları kullanılmıştır. Yukarıda altı ve aşağıda altı mafsal olmak üzere toplam oniki mafsala ek olarak, çubukların uzunluklarını değiştirmeye yarayan teleskopik yapılı altı adet vida-somun çifti değerlendirilmiştir. Bu harici fiksator tipi genelde Gough-Stewart platformu biçiminde olmakla beraber benzerlerinden ayrıldığı noktalar ortopedistin halkaları bağlamada hiçbir kısıtlama altında bulunmamasıdır. Oysa mevcut sistemlerde bu noktaların yerleri sabittir.

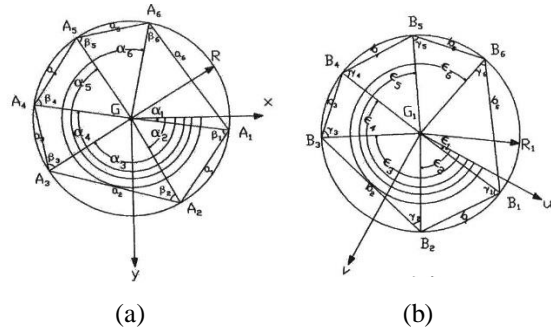


Şekil 1. Harici fiksator takılmış ayrık durumdaki yapay kemik

Yukarıda bahsi geçen bileşenlerden bir diğeri ise, sözü edilen cihaza bağlı olarak tüm tedavi sürecini içine alan bir kuramın geliştirilmiş olmasıdır. Bu kuramın temel girdileri tıpta Lateral

(L) ve Anterior – Posterior (AP) olarak anılan röntgenler ile klinikte ya da dijital yöntemlerle derlenen verilerdir. Söz konusu film verileri özel görüntü işleme algoritmalarıyla kuramın standart girdileri haline dönüştürülmüşlerdir. Bu girdiler ortopedik problemin matematik tanımı olarak görülebilir. Kuramın çıktıları ise cihazı kontrol edilmesinde kullanılan teleskopik vidaların, kemik fragmanlarının ayrık olduğu ve anatomik konumlarda hizalanmış olduğu durumlardaki, uzunluklarının ortopediste sağlanmasıdır.

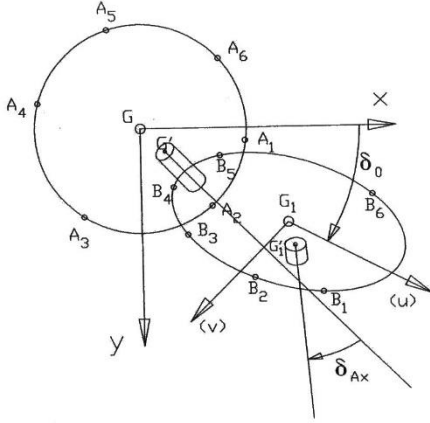
Cihazın mekanik parametreleri; halka yarıçapları, mafsalların üst ve alt halkada bağlandığı noktaların açısal konumları olmak üzere toplamda 14 adettir (Şekil 2). Verilerin bir diğer kısmı ise röntgen verilerinden derlenen, cihaz ve kemik fragmanları ilişkisini ortaya koyan toplamda 20 adet parametre girdileridir (Şekil 4). Klinikten elde edilen halkalar arasındaki ve kemik fragmanları arasındaki dönme miktar değerleri ile beraber (Şekil 3) matematik kuramın tüm verileri toplamda 36 adettir.



Şekil 2. Çubukları halkalara birleştiren mafsalların (a) üst ve (b) alt halkadaki konumları ile alt ve üst halka yarıçapları.

Röntgen verileri, geliştirilen arayüzler kullanılarak toplanmaktadır (Şekil 5 ve Şekil 6). Toplanması gereken parametreler AP için $b_{AP}, c_{AP}, \beta'_{AP}, \beta_{AP}, q_x, e_x, e_z, r_x, r_z, \Psi_{AP}$ (Şekil 4, (a)) ve L için ise $b_L, c_L, \beta'_L, \beta_L, q_y, e_y, e_z, r_y, r_z, \Psi_L$ (Şekil 4 (b)) şeklindedir. Şekil 4 deki detaylı çizimlerden de anlaşılacağı üzere bu parametreler halka referans sistemleri, kemik eksenleri ve kemik fragmanlarının kırık bölgesindeki uçları üzerinden gerçekleştirilmektedir. Bu nedene her iki

arayüzde de izlenen yöntem bu referans ve eksenlerin kullanıcı tarafından birkaç noktanın seçilmesi sonucu elde edilmesi şeklindedir.



Şekil 3. Halkaların birbirlerine göre dönme miktarları ve tedavide uygulanmak istenen kemik dönmesi miktarı

Tüm ölçümlerin esas aldığı referans eksen üst halkaya bağlıdır. Global koordinat eksenleri olarak anılan eksen takımı üst halka merkezine yerleştirilmiştir. Üst halka eksenini belirlemek için, çizgi halinde görünen üst halkanın sol alt köşesi ve sağ alt köşelerine fare ile tıklanarak gerekli tanımlama yapılmıştır (Şekil 7: (1) ve (2) noktaları). Ayrıca seçilen bu iki nokta arasındaki mesafe görüntüler üzerinden piksel cinsinden ölçülen uzunlukların gerçek sistemde kullanılabilmesi için milimetreye (mm) çevrilmesinde ihtiyaç duyulacak ölçeği belirlemek için kullanılır. Kullanılan halkanın dış çapının kaç mm olduğu ve görüntüde seçilen bu iki noktanın uzunluğunun dış çapa eşit olacağı bu görüntülerin işlendiği sırada bilindiğinden bu iki değer kullanılarak bir ölçek elde edilir.

Kemik eksenlerinin bulunması için de öncelikle üst kemik fragmanının sol kısmında iki ve bu iki noktaya karşılık gelecek şekilde sağ kısmında da iki nokta seçilir (Şekil 7: (3, 4, 5, 6) noktaları). Bu karşılıklı nokta çiftlerinin orta noktaları kullanılarak kemik eksenleri çizilir. Aynı işlem aşağıdaki kemik için de uygulanarak alt kemik

ekseni belirlenir (Şekil 7: (7, 8, 9, 10) noktaları). Fragman uçlarının belirlenmesi içinde iki noktaya daha ihtiyaç duyulmaktadır. Bu iki nokta da önceki adımda belirlenen kemik eksenleri üzerinde yer alacak şekilde fragmanın kırık bölgesindeki uçlarının seçilmesiyle belirlenir (Şekil 7: (11,12) noktaları).

Çalışmada hazırlanan iki arayüz arasındaki ölçüm aşamasındaki temel farklardan birisi de alt halka ekseninin belirlenmesidir. İlk arayüz için alt halka eksenini, üst halka ekseninde olduğu gibi, görüntüde genellikle elips şeklinde görünen alt halkanın, en dış iki ucu seçilerek belirlenir (Şekil 7: (13, 14) noktaları). Fakat bu yöntem yerine alt halka eksenini üzerinde 5 farklı nokta seçerek alt halkaya uydurulan elipsin asal eksenini halka eksenini olarak kullanılmıştır. (Şekil 8)

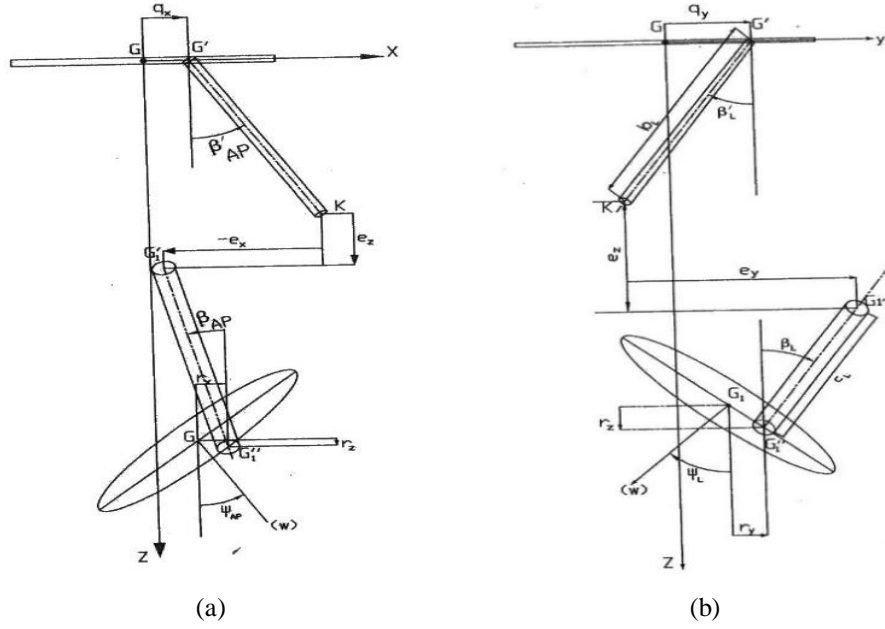
Bu adımlar tamamlandıktan sonra AP için ihtiyaç duyulan tüm referanslar belirlenmiş olur ve AP film verileri bu referanslar arasındaki ilişki kullanılarak otomatikman hesaplanmıştır. Benzer işlemlerin L görüntüsü üzerinde gerçekleştirilmesiyle de L film verileri elde edilerek böylelikle ölçüm işlemi tamamlanmış olur.

Ölçüm işlemi ile elde edilen parametrelerin elde edilmesinden sonra, yukarıda detayları verilen mekanik ve klinik verilerinin de ortopedist tarafından yazılıma girilmesi gerekmektedir. Bu bilginin ortopedist tarafından girilmesinin gerekçesi de sistemin getirdiği esneklikten dolayı halka ve çubukların kurgulama sürecinde herhangi bir şekilde birleştirilebiliyor olması; dolayısıyla bu bilginin o anda oluşması ve kemik fragmanlarına uygulanacak dönme miktarının ortopedist tarafından belirleniyor olmasıdır.

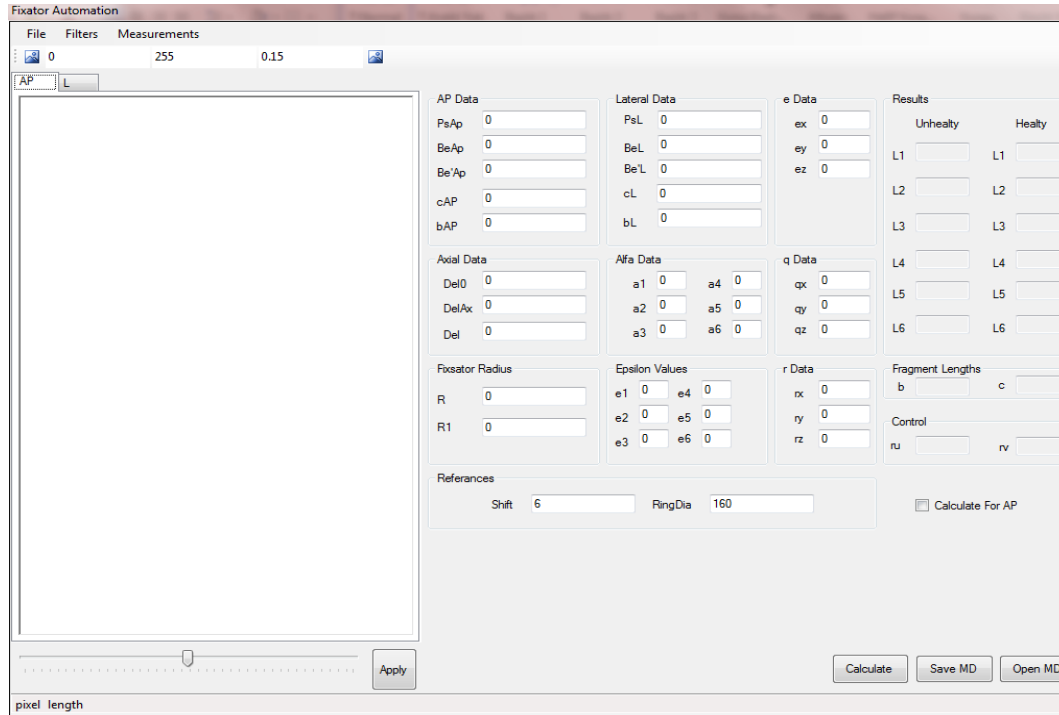
Veri toplama işleminin tamamlanmasının ardından hesaplama işlemleri yapılarak sistemin başlangıç (fragmanların ayrık olduğu) ve son (fragmanların anatomik eksene hizalanmış olduğu) durumları için çubuk uzunlukları ve sistem konfigürasyonu belirlenir [13, 16].

Matematik kuram sistemi üzerinde tanımlanmış dört adet koordinat sistemi üzerine kurulmuştur.

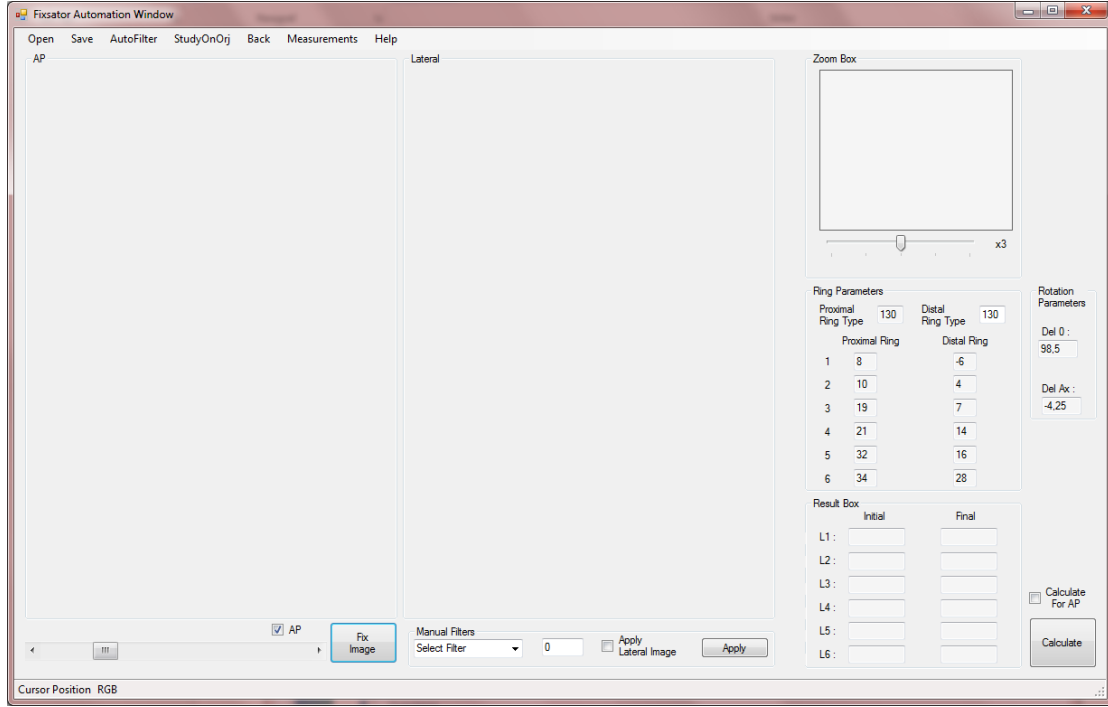
Ahmet AYDIN, İbrahim D. AKÇALI, Ercan AVŞAR, M. Kerem ÜN, Hüseyin MUTLU, Turgay İBRİKÇİ, Ö. Sunkar BİÇER, Cenk ÖZKAN, Atakan DURMAZ



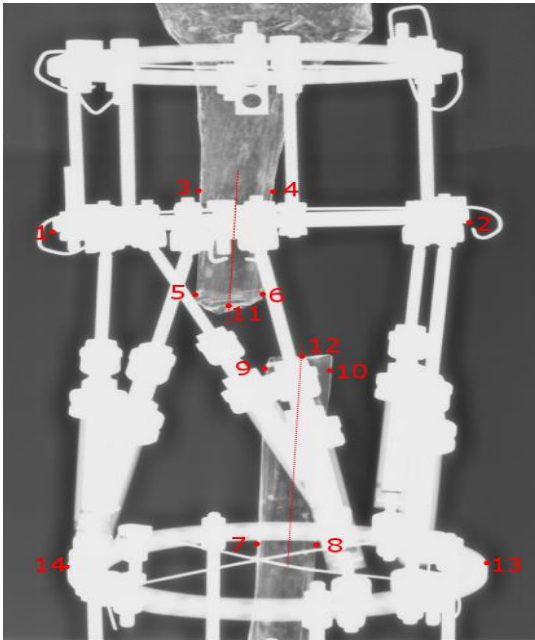
Şekil 4. (a) Anterior – Posterior ve (b) Lateral X-ray görüntülerinden toplanan parametreler



Şekil 5. Geliştirilen arayüzlerden ilki



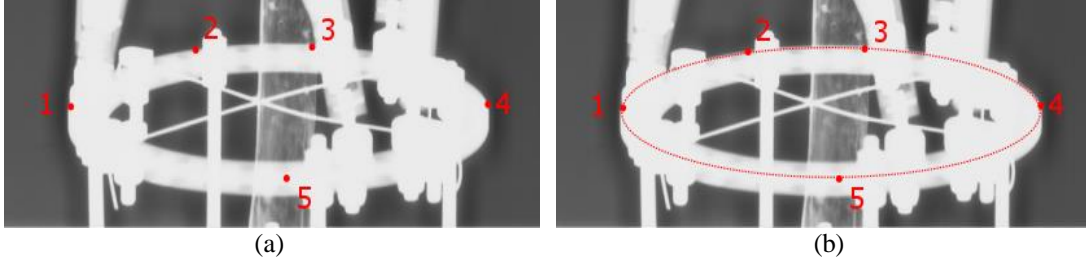
Şekil 6. Geliştirilen arayüzlerden ikincisi



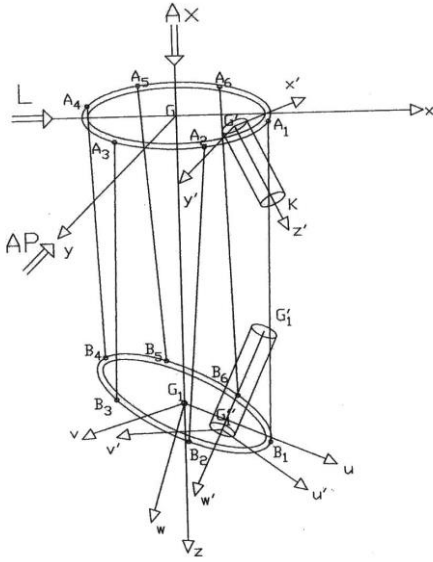
Şekil 7. Referansların belirlenmesi için görüntü üstünde seçilen noktalar ve seçim sırası

Bu koordinat sistemlerinden küresel olanı üst halka merkezlerine, diğerler yardımcı koordinat sistemleri ise alt halka merkezi ve kemik fragmanlarının halkalara bağlandığı noktalardaki kemik merkezlerinde tanımlanmıştır (Şekil 9). Kuram girdileri kullanılarak öncelikle bu koordinat sistemleri arasındaki dönüşümleri sağlayacak matrisler elde edilmektedir. Daha sonra bu matrisler kullanılarak yerel koordinat sistemlerinde ölçülen vektörler küresel koordinat sistemine dönüştürülmektedir. Sonrasında, vektör ifadeleri kullanılarak mafsalların küresel koordinat sistemine göre konumları belirlenir. Son olarak mafsal konumları arasındaki mesafe hesaplanarak çubuk boyları elde edilmiş olur [13, 16].

Elde edilen bu konfigürasyonlar her ne kadar tedavi için yeterli olsa da, sistemin sağlıklı kullanılabilmesi için stabil olması gerekmektedir. Sistemin stabilitesi ise tekillik durumu tarafından belirlenir. Bu nedenle sistemin başlangıç, ara adım ve son durumları için tekillik testi yapılması gerekmektedir. Bu t est Jacobian matrisi olarak



Şekil 8. İkinci arayüz için alt halka eksenini belirlerken (a) yapılan nokta seçimi ve (b) oluşacak elips.



Şekil 9. Ayrık durumdaki sistem konfigürasyonu ve tanımlanan koordinat sistemleri

adlandırılan bir matrisinin determinantının hesaplanarak başlangıçla son konum arasındaki hareketi sırasıyla işaret değiştirip değiştirmediğine bakılarak yapılmaktadır.. Sürekli yapıda olan bu matris determinantının işaret değiştirmesi, sıfır noktasından geçtiği anlamına gelmekte ve bu matris determinantının sıfır olması sistemin tekil olduğu anlamına gelmektedir.

Jacobian matrisinin elde edilmesi için öncelikle halkaları birbirine bağlayan çubukların üç dönme $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ ve üç öteleme (x_1, y_1, z_1) değişkeni kullanılarak hareket fonksiyonları yazılmaktadır (f_i):

$$f_i = f_{i0} - L_i^2 = 0 \quad i = 1 - 6 \quad (1)$$

$$\begin{aligned} f_{i0} = & x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 + 2a_{x_i}x_1 \\ & + 2a_{y_i}y_1 \\ & + 2a_{z_i}z_1 + a_{x_i}^2 \\ & + a_{y_i}^2 + a_{z_i}^2, \quad i \\ & = 1 - 6 \end{aligned} \quad (2)$$

Burada $(a_{x_i}, a_{y_i}, a_{z_i})$ detayları Akçalı ve ark. çalışmasında verilen dönme değişkenlerine bağlı katsayılarıdır [8]. $(L_i, i = 1 - 6)$ ise çubuk boylarını tanımlamak için kullanılan değişkendir. $(f_i, i = 1 - 6)$ tanımlandıktan sonra Jacobian matrisi şu şekilde tanımlanır:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_1} & \frac{\partial f_1}{\partial y_1} & \frac{\partial f_1}{\partial z_1} & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_x} & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_y} & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_z} \\ \frac{\partial f_2}{\partial x_1} & \frac{\partial f_2}{\partial y_1} & \frac{\partial f_2}{\partial z_1} & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_x} & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_y} & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_z} \\ \frac{\partial f_3}{\partial x_1} & \frac{\partial f_3}{\partial y_1} & \frac{\partial f_3}{\partial z_1} & \frac{\partial f_3}{\partial \theta_x} & \frac{\partial f_3}{\partial \theta_y} & \frac{\partial f_3}{\partial \theta_z} \\ \frac{\partial f_4}{\partial x_1} & \frac{\partial f_4}{\partial y_1} & \frac{\partial f_4}{\partial z_1} & \frac{\partial f_4}{\partial \theta_x} & \frac{\partial f_4}{\partial \theta_y} & \frac{\partial f_4}{\partial \theta_z} \\ \frac{\partial f_5}{\partial x_1} & \frac{\partial f_5}{\partial y_1} & \frac{\partial f_5}{\partial z_1} & \frac{\partial f_5}{\partial \theta_x} & \frac{\partial f_5}{\partial \theta_y} & \frac{\partial f_5}{\partial \theta_z} \\ \frac{\partial f_6}{\partial x_1} & \frac{\partial f_6}{\partial y_1} & \frac{\partial f_6}{\partial z_1} & \frac{\partial f_6}{\partial \theta_x} & \frac{\partial f_6}{\partial \theta_y} & \frac{\partial f_6}{\partial \theta_z} \end{bmatrix}$$

Jacobian matrisinin hesaplanmasından sonra tekil bir durum ile başlangıç ve son konumlarda karşılaştırılması halinde, stabiliteyi sağlamak için herhangi bir çubuğun yerinin değiştirilmesi gerekmektedir. Eğer bu durum, ara adımlarda ortaya çıkarsa, bir çubuğun yerinin değiştirilebileceği gibi; sistemin başlangıç ve son durumlar arasındaki hareketini planlayarak da tekil olduğu durumdan kaçınarak stabiliteyi sağlamak mümkündür.

Sistemin tekillik durumu test edildikten ve olası tekillik problemleri çözüldükten sonra, sistem konfigürasyon bilgileri kullanılarak da sistemin tedavi sürecindeki üç boyutlu simülasyonu SolidWorks ortamında yapılmaktadır. Bu da tedavi öncesinde, tüm tedavi sürecinin nasıl gerçekleşeceği ile ilgili ortopediste hem görsel denetim sağlamaktadır hem de verilen reçetenin nasıl bir sonuç doğuracağı gözlenebilmektedir.

3. SAYISAL ÖRNEKLER VE TARTIŞMA

Geliştirilen çalışmanın uygulamaları iki örnek üzerinde gösterilmiştir. Örnek ile ilgili detaylar aşağıda verilmiştir.

• Örnek 1:

Sistemin elde edilen bu AP ve L röntgen görüntüleri kullanılarak yapılan ölçümler ve klinik verilerinin sisteme girilmesiyle elde edilen yazılım arayüzü Şekil 10'da verilmiştir. Arayüze girilen klinik veri Çizelge 1'de verilmiştir. Hesaplamanın yapılmasıyla elde edilen sağlıklı ve sağlıklı durum çıkışları Çizelge 2'de verilmiştir. Bu örnek için tedavinin 10 adımda gerçekleşeceği planlanarak bu süreçte çubuk uzunluklarının alacağı değerler Çizelge 3'de verilmiştir. Sistem, hesaplamalar sonucunda elde edilen sağlıklı duruma ait çubuk uzunluklarına göre kurulduğunda elde edilen sonuç Şekil 11(a)'da verilmiştir.

Sistem çıktıları ve ölçümle kullanılarak gerçekleştirilen bir denetim daha da sistemin üç boyutlu modellemesidir. Bu parametreler

kullanılarak Örnek 1 için oluşturulan üç boyutlu model çıktısının başlangıç ve son konumlardaki durumu Şekil 12'de gösterilmiştir.

Çizelge 1. Örnek 1 için klinik verileri

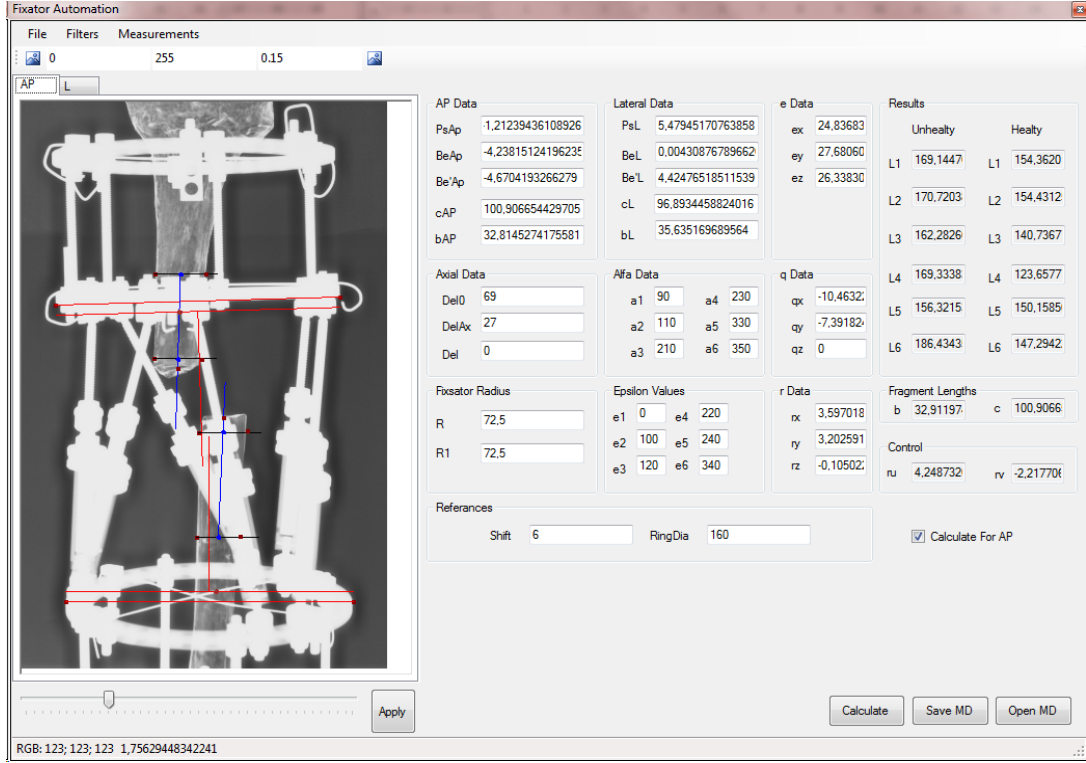
Parametre	Değer	Parametre	Değer
α_1	90	ϵ_1	0
α_1	110	ϵ_1	100
α_1	210	ϵ_1	120
α_1	230	ϵ_1	220
α_1	330	ϵ_1	240
α_1	350	ϵ_1	340
R	72,5	R1	72,5
δ_0	69	δ_{Ax}	27

Çizelge 2. Örnek 1, Sağlıklı ve sağlıklı konumlar için arayüz çıktıları

Çubuk numarası	Sağlıksız Durum Uzunlukları	Sağlıklı Durum Uzunlukları
L1	169,14	154,36
L2	170,72	154,43
L3	162,28	140,74
L4	169,33	123,66
L5	156,32	150,16
L6	186,43	147,29

• Örnek 2:

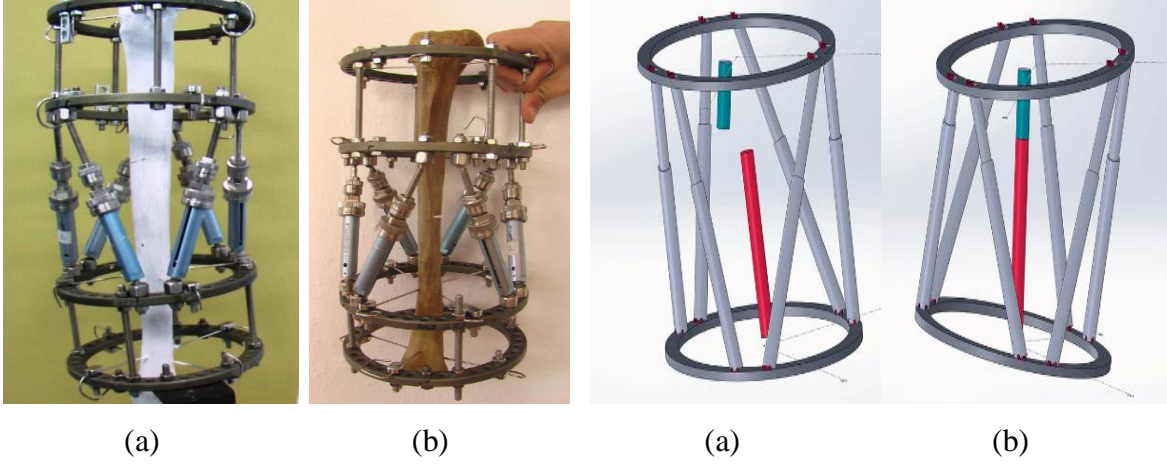
İkinci arayüzün kullanımının gösterilmesi amacıyla hazırlanan örnek için ölçülmüş veriler Şekil 13'de gösterilmiştir. Arayüze girilen klinik veri Çizelge 4'de verilmiştir. Hesaplamanın yapılmasıyla elde edilen sağlıklı ve sağlıklı durum çıkışları Çizelge 5'de verilmiştir. Bu örnek için tedavinin 10 adımda gerçekleşeceği planlanarak bu süreçte çubuk uzunluklarının alacağı değerler Çizelge 6'da verilmiştir. Sistem hesaplamalar sonucunda elde edilen sağlıklı duruma ait çubuk uzunluklarına set edildiğinde elde edilen sonuç Şekil 11(b) de verilmiştir. Örnek 2 için bu parametreler kullanılarak oluşturulan üç boyutlu model çıktısının başlangıç ve son konumlardaki durumu Şekil 14'de gösterilmiştir.



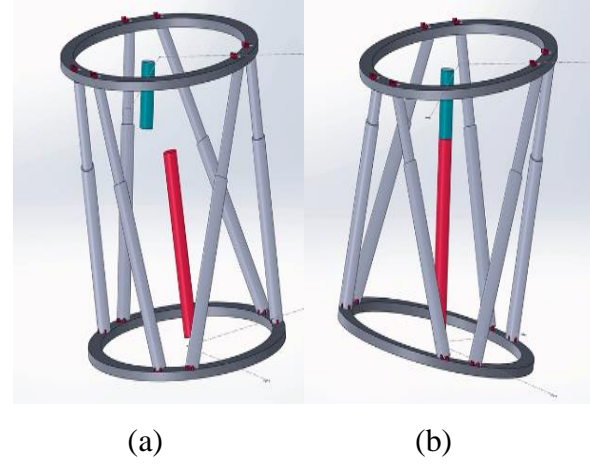
Şekil 10. Ölçümler tamamlandıktan sonra birinci arayüz için ekran görüntüsü

Çizelge 3. Örnek 1 için tedavi süresince çubuk uzunluklarındaki değişim

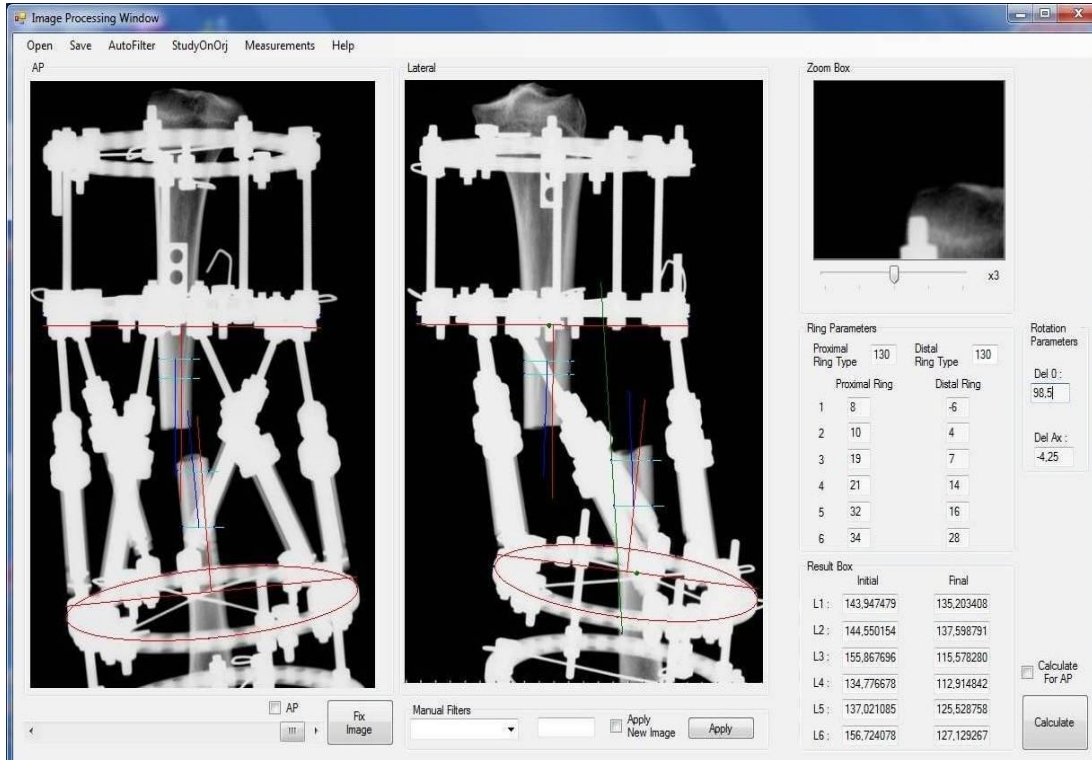
Adım	L_1	L_2	L_3	L_4	L_5	L_6
1	169,14	170,72	162,28	169,33	156,32	186,43
2	167,50	168,91	159,89	164,26	155,64	182,09
3	165,86	167,10	157,49	159,18	154,95	177,74
4	164,22	165,29	155,10	154,11	154,27	173,39
5	162,57	163,48	152,71	149,03	153,58	169,04
6	160,93	161,67	150,31	143,96	152,90	164,69
7	159,29	159,86	147,92	138,88	152,21	160,34
8	157,65	158,05	145,52	133,81	151,53	155,99
9	156,00	156,24	143,13	128,73	150,84	151,64
10	154,36	154,43	140,74	123,66	150,16	147,29



Şekil 11. (a) Örnek 1 ve (b) Örnek 2 için program çıktılarının sisteme uygulamasıyla elde edilen sağlıklı durum.



Şekil 12. Örnek 1 için sistemin (a) sağlıklı ve (b) sağlıklı durumlar için 3 boyutlu simülasyon görüntüsü



Şekil 13. Örnek 2 için ikinci arayüz ölçüm sonrası ekran görüntüsü

Çizelge 4. Örnek 2 için klinik verileri

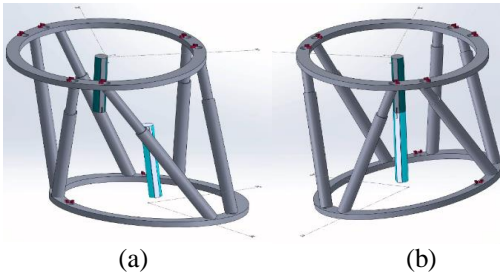
Parametre	Değer	Parametre	Değer
α_1	8	ϵ_1	-6
α_1	10	ϵ_1	4
α_1	19	ϵ_1	7
α_1	21	ϵ_1	14
α_1	32	ϵ_1	16
α_1	34	ϵ_1	28
Proximal Ring	130	Distal Ring	130
δ_0	98,5	δ_{Ax}	-4,25

Çizelge 5. Örnek 2, Sağlıklı ve sağlıklı konumlar için arayüz çıktıları

Çubuk numarası	Sağlıksız Durum Uzunlukları	Sağlıklı Durum Uzunlukları
L1	143,94	135,21
L2	144,55	137,59
L3	155,86	115,57
L4	134,77	112,91
L5	137,02	125,52
L6	156,72	127,13

Çizelge 6. Örnek 2 için tedavi süresince çubuk uzunluklarındaki değişim

Adım	L_1	L_2	L_3	L_4	L_5	L_6
1	143,94	144,55	155,86	134,77	137,02	156,72
2	142,97	143,78	151,38	132,34	135,74	153,43
3	142,00	143,00	146,91	129,91	134,46	150,14
4	141,03	142,23	142,43	127,48	133,19	146,86
5	140,06	141,46	137,95	125,05	131,91	143,57
6	139,09	140,68	133,48	122,63	130,63	140,28
7	138,12	139,91	129,00	120,20	129,35	136,99
8	137,15	139,14	124,52	117,77	128,08	133,71
9	136,18	138,36	120,05	115,34	126,80	130,42
10	135,21	137,59	115,57	112,91	125,52	127,13



Şekil 14. Örnek 2 için sistemin (a) sağlıksız ve (b) sağlıklı durumlar için 3 boyutlu simülasyon görüntüsü

4. SONUÇ

Program çıktılarından elde edilen sonuçlar kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlardan ve sistemin son durum resimlerinden de gözlenebileceği üzere sistem performansı

ortopedik açıdan beklenen düzeydedir.

TEŞEKKÜR

Burada sunulan çalışmalar TÜBİTAK tarafından desteklenen 106M466 ve 112M406 numaralı projeler kapsamında gerçekleştirilmiştir.

5. KAYNAKLAR

1. Seligson, D., Pope, M.H., 1982. Concepts in External Fixation, Grune & Stratton, New York.
2. Çakmak, M., Kocaoğlu, M., 1999. İlizarov Cerrahisi ve Prensipleri, İstanbul.
3. Ilizarov, G., 1992. Transosseous Osteosynthesis Springer-Verlag, Heidelberg.
4. Spiegelberg, B., Parratt, T., Dheerendra, S. K., Khan, W. S., Jennings, R. and Marsh, D. R.,

2010. Ilizarov principles of deformity correction. *Annals of the Royal College of Surgeons of England* 92(2): 101-105.
5. Austin, E., Schneider, J., Mullaney, M., 2004. Orthopaedic Fixation Method and Device with Delivery and Presentation Features, Google Patents.
 6. Taylor, H. S., Taylor, J. C., 2000. Six Axis External Fixator Strut, Google Patents.
 7. Haskell, A., 2014. External Fixator Deformity Correction Systems and Methods, Google Patents.
 8. Ortho, R. 2015. Smart Correction® Computer Assisted Circular Hexapod Fixator. Retrieved 17.06.2015, from <http://www.responseortho.com/products/external-fixators/smart-correction-hexapod-fixator/>.
 9. Tasarimmed. 2015. Spider Frame® Bilgisayar-Destekli Dairesel Eksternal Fiksator. Retrieved 18.06.2015, from <https://www.spiderframes.com/anasayfa>.
 10. Orthofix. 2015. Orthofix. Retrieved 27.06.2015, 2015, from <http://www.orthofix.it/>.
 11. Takata, M., Vilensky, V. A., Tsuchiya, H., Solomin, L. N., 2013. Foot Deformity Correction with Hexapod External Fixator, the Ortho-SUV Frame™. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 52(3): 324-330.
 12. Mutlu, H., Akçalı, İ.D., Gülşen, M., 2006. A Mathematical Model for the Use of a Gough-Stewart Platform Mechanism as a Fixator, *J. of Engineering Mathematics* , pp:119-143
 13. Akçalı, I. D., Sahlar, M. O., Ün, K., Aydın, A., İbrikçi, T., Esen, R., Gulsen, 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, Vol 25, Pt 4: Image Processing, Biosignal Processing, Modelling and Simulation, Biomechanics. O. Dossel, W. C. Schlegel. 25: 708-711.*
 14. Akçalı, İ. D., Şahlar, M. O., Aydın, A., İbrikçi, T., Ün, M. K., Esen, R., Gülşen, M., Bayram, H., 2009. Ortopedik Klinik Uygulamalar İçin bir Fiksatorün Tasarımı İmalatı ve Kullanılışı. III. Ulusal Tıbbi Cihazlar İmalatı Sanayi Kongre ve Sergisi. Samsun. Sayfa:33-43.
 15. Akçalı, İ.D., Gülşen, M., Mutlu, H., Özkan, C.,2004. Use of Stewart Platform as a Fixator, 3rd. Meeting of the ASAMI International, May 27-29 (2004), İstanbul, p.440.
 16. Aydın, A., 2009. Applications of Medical Image Processing Techniques on A Biomechanics System”, MSc. Thesis,
 17. Akcali, I. D., Avsar, E., Ün, M. K., Aydın, A., İbrikçi, T., Mutlu, H., Durmaz, A. 2014. Displacement Analysis of Robotic Frames for Reliable and Versatile Use as External Fixator. In IEEE 4th Annual International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER), Sayfa:180-185.