

TC

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİLGİSAYAR KONTROLLÜ UZUN KEMİK  
EKSTERNAL FİKSATÖRÜ**

**Dr. MURAT KALAYCIOĞLU**

**BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İZMİR-2009**

TC  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİLGİSAYAR KONTROLLÜ UZUN KEMİK  
EKSTERNAL FİKSATÖRÜ**

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI  
**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Dr. MURAT KALAYCIOĞLU**

Danışman Öğretim Üyesi: Doç. Dr. Önder Baran

## **İÇİNDEKİLER**

<b>1.ÖZET.....</b>	<b>1</b>
<b>2.SUMMARY.....</b>	<b>2</b>
<b>3.GİRİŞ VE AMAÇ.....</b>	<b>3</b>
<b>4.GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>5</b>
<b>5.GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>12</b>
<b>6.BULGULAR.....</b>	<b>20</b>
<b>7.TARTIŞMA VE ÖNERİLER.....</b>	<b>23</b>
<b>8.KAYNAKLAR.....</b>	<b>25</b>

## ŞEKİL VE TABLOLAR

### ŞEKİLLER

Şekil 4.1 Kemiğin Korteks Yapısı.....	6
Şekil 4.2 Kemiğin İç Yüzeyi ve Diğer Tabakaları.....	6
Şekil 4.3 Kemik Matriksindeki Kanal Sistemleri.....	7
Şekil 4.4 Tibianın Anatomisi.....	8
Şekil 4.5 T.K.K. Kooa, E.Y.S. Chaob, A.F.T. Mak'ın Çalışmalarında Kullandıkları Model Kemik ve Fiksator Görüntüsü (24)....	11
Şekil 5.1 DEÜ SBE Laboratuvarında Hazırlanmış Deney Düzeneği...	13
Şekil 5.2 X Ekseninde Kayma Hareketi Yapan Düzeneğin, Her Üç Düzlemde Çalışan Temas Vidaları.....	13
Şekil 5.3 Z Ekseninde Temas Sağlayan Vidanın Açılmasının Kontrolü.....	14
Şekil 5.4 T-A'dan Alınan Ölçümlerin, T-B Sağlamken Yapılan Doğrulaması.....	17
Şekil 5.5 T-B Kırık İken Alınan Görüntü.....	18
Şekil 5.6 Proksimaldan Başlanarak İşaretli Temas Noktalarına Modelin Yerleştirilmesi	19
Şekil 6.1 Her İki Parça da Yerleştirildikten Sonraki Kırık Hattı Görüntüsü	20
Şekil 6.2 Longitudinal Eksende T-B'nin Redüksiyonu....	21
Şekil 6.3 Lateral Açıdan T-B'nin Redüksiyonu.....	21
Şekil 6.4 Antero-Posteriordan T-B'nin Redüksiyonu.....	22
Şekil 7.1 Bir markanın özel olarak tasarladığı üç boyutlu mesafe ölçüm kolu...24	

## TABLolar

**Tablo 5.1** A orijinine göre noktaların üç düzlemdeki mesafeleri..... **15**

**Tablo 5.2** B orijinine göre noktaların üç düzlemdeki mesafeleri..... **16**

## **1.ÖZET:**

### **BİLGİSAYAR KONTROLLÜ UZUN KEMİK EKSTERNAL FİKSATÖRÜ.**

Dr. MURAT KALAYCIOGLU

Dokuz Eylül Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Biyomekanik Anabilim Dalı

35340 Inciraltı/İzmir

Mevcut klinik uygulamalarda eksternal fiksatorle uzun kemik redüksiyonu denemeyenilme metodu ile yapıldığı kabul edilmektedir. İki boyutlu görüntülerin eşliğinde, cerrah kırığın distal ve proksimal uçlarını uç uca getirmeye çalışır. Bu uygulama tekrar tekrar fiksatorün kilit mekanizmasının gevşetilip sıkılması ile ve iki boyutlu floroskopik görüntü ile denenerek yapılır. Kırığın doğası gereği üç boyutlu olması nedeniyle üç boyutlu redüksiyonun iki boyutlu görüntü eşliğinde tespit edilmesinin ne kadar zor olduğu tahmin edilebilir.

Bu çalışmada elle redüksiyon yapılmasının zorluklarına karşın bilgisayar kontrollü bir redüksiyon yapabilmek için kırık kemiğe redüksiyon kalıbı oluşturulması planlanmıştır. Bu amaçla simetrik bir uzun kemik ele alınmış ve çalışma tibia üzerinde yürütülmüştür. Tibia simetrik pozisyonda yer alan sağ ve sol olmak üzere birbirinin ayna görüntüsü kabul edilen bir çift kemiktir. Kırık tibia için sağlam olanını kalıp olarak kullanmak bu sayede mümkün olacaktır. Oluşturulacak bu kalıbın deneysel olarak işlevselliği gösterilerek bilgisayar kontrollü fiksasyonun ilk ve ön şartlarından biri gerçekleştirilmiş olacaktır.

**Anahtar Sözcükler:** Eksternal fiksator, uzun kemik redüksiyonu, bilgisayar kontrollü, tibia.

## **2.SUMMARY:**

### **COMPUTER AIDED LONG BONE EXTERNAL FIXATION.**

Murat KALAYCIOĞLU MD

Dokuz Eylül University

Institute of Health Science

Department of Biomechanics

35340 İnciraltı/İzmir

In current clinical practice, fracture reduction of long bone using external fixator can be regarded as a trial and error process. Based on the two-dimensional (2D) images provided by a C-arm, surgeon has to manipulate the fracture site to realign the proximal and distal fragments. This process involves repeated unlocking the fixator joints, manipulating the fracture site, re-locking the fixator joints, and viewing the static 2D fluoroscopic images. Given that the fracture deformity is three dimensional (3D) in nature, one could imagine how difficult it can be to reduce a 3D deformity based on the limited field-of-view and static 2D fluoroscopic images.

In this study, although difficulties of manually reduction of a bone, we aimed that computer assisted reduction to make a reduction template before reduction. We use a pair of symmetrical long bone, that is tibia. Tibias take place on the left and on the right, a pair and symmetrical position. This pairs are mirror image of each other. So that it is possible to use intact one as a reduction template for broken bone. The first and primary restriction of computer aided long bone external fixation to exhibit the template is functional by experimentaly.

**Keywords:** computered aided, external fixation, long bone reduction, tibia.

### **3.GİRİŞ ve AMAC:**

Kemik veya kemikler kırıldığında iyileşene kadar, doğru konumda iyileşmenin sağlanabilmesi için ilave desteğe ihtiyaç duyarlar. Bu destek iyileşme süreci boyunca, alçı, atel, sargı, bandajları, iç (internal) fiksatörler ve dış(external) fiksatörlerle sağlanır (1). Lawyer ve Lubbers (1980) anatomik olarak redükte edilmiş olarak sınıflandırılmış kırıkların ortalama 5,1 ayda iyileştiğini, buna rağmen anatomik olarak redükte edilmemiş sınıflamadaki kırıkların 8,2 ayda iyileştiklerini bulmuştur (2). Yine bir tanımlamaya göre, bir kırık anatomik plana göre 5 derece açıdan daha fazla açıyla kaynarsa, ya da kırık uçları arasında 10 mm'den daha fazla açıklık varsa bu kırık hatalı kaynama (malunion) olarak ifade edilir (3).

Fiksatörler kemik içinden geçirilen tel veya çivilerin, ekstremitelerde dışında rijit bir desteğe bağlanması ile elde edilen sistemlerdir (1,4). Bu rijit desteğin geometrisine, bulunduğu yer veya elemanlarının tasarımına göre fiksatörlere farklı gruplamalar yapılabilir. İç sabitlemede Kirschner telleri, plakalar, vidalar, intramedüller çiviler ve omurga sabitleyicileri kullanılırken dış sabitlemede, basit ve klempeli fiksatörlerden oluşan pimli fiksatörler, çember fiksatörler veya birden çok farklı türün birlikte kullanılmasıyla elde edilen duruma özgü fiksatörler kullanılır(5).

Eksternal fiksatörle kapalı redüksiyon özellikle yumuşak doku hasarı olan ve açık yaralanmalarda oluşan uzun kemik kırıkları tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır (6). Eksternal fiksasyonla kapalı redüksiyonun ardında kırık çevresindeki periostium ve yumuşak dokunun en az hasarla işlenmesine ve sonuçta kırığın başarılı iyileşmesine sebep olması gerçeği bulunur (7). Doğru anatomik redüksiyon, kırık tedavisi için kritik bir basamak oluşturmaktadır. Doğru yapılamayan redüksiyon sonuçta kaynamada gecikme, hatalı kaynama ya da kaynamama olarak sonuçlanacaktır (8).

İki boyutlu görüntülerin eşliğinde, cerrah kırığın distal ve proksimal uçlarını uç uca getirmeye çalışır. Bu uygulama tekrar tekrar fiksatörün kilit mekanizmasının gevşetilip sıkılması ile ve iki boyutlu floroskopik görüntü ile denenerek yapılır. Kırığın doğası gereği üç boyutlu olması nedeniyle üç boyutlu redüksiyonun iki boyutlu görüntü eşliğinde tespit edilmesinin ne kadar zor olduğu tahmin edilebilir. Cerrahın kırık parçalarını göz ve el becerisi ile bir araya getirmesi belirgin bir beceri gerektireceği tahmin edilebilir. Cerrah bir düzlemde çok iyi bir redüksiyon yapabilir. Ama başka aynı redüksiyonu farklı düzlemlerde ayarlayamayabilir. Buna ek olarak fiksatör eklemlerinin sabitlenmesi ve duruş pozisyonları da etkilenecektir. Böylece iyi bir redüksiyon için fiksatör eklemleri defalarca elden



gececektir. Bu uygulama görecelidir ve redüksiyon yapabilme ve bu sürede geçecek olan zaman tecrübeyle orantılı olacaktır. En önemlisi bu yaklaşım kırık çevresindeki dokuların hasar görmesi ya da kırık yüzeylerinin birbirini karşılamaması nedeniyle iyileşmede gecikme olacaktır. Tüm bu işlemler sırasında cerrah ve hasta her ne kadar azaltılmaya çalışılsa da radyasyona maruz kalacaklardır (9).

Kırık kemik bozukluğunun düzeltilebilmesi için birçok tek taraflı (unilateral) ya da halka tipi eksternal fiksator hareket hesaplaması yapabilecek kinematik model çalışmalar yapılmıştır (10, 11, 12). Redüksiyondan sonra kesin olarak bilinen kırık parçaların distal ve proksimal uçlarının lokal koordinat sistemi ile uzaysal ilişkisinin kesin olarak bilinmesi gereklidir. Kırık parçaların kesin pozisyonlarını nasıl tespit edileceğini belirlemek oldukça önemli bir problemdir. Kim ve arkadaşlarına göre yakın zamana kadar her hangi bir deneysel doğrulama bildirilmemiştir. Buna ek olarak kırık deformitesini redükte edebilecek her hangi bir yapılandırma için, muhtemel redüksiyon yörüngeleri seçilen fiksator eklemlerine göre sınırsız seçenekte hareket hesabı çıkarılabilir (10). Yine aynı ekip, bütün fiksator eklemlerinin rastgele ya da sırayla küçük artışlarla başlangıç pozisyonundan son pozisyona doğru ayarlanmasının yumuşak bir redüksiyon yörüngesi izleyeceğini gösterdiler (10). Ne yazık ki bu ayarlama planları sıkıcı ve elle başarılması zordu. Böylece bilgisayar destekli unilateral eksternal fiksator uygulaması fikri doğmuştur.

Bu fikrin uygulanabilmesi için öncelikle çalışmamızın amacını oluşturan simetrik sağlam uzun kemik örnek alınarak ayna görüntüsünü, diğer kırık uzun kemik için bir redüksiyon sonrası model kabul etmekle yapılacak düzeltmede ne derece başarılı olunacağı birincil hedef edinilmiştir. Bu noktaya kadar olan kısmı deneysel olup, işlevsel bir model kalıp oluşturulmasını takiben bilgisayar destekli redüksiyon uygulamaları teorik olarak ele alınmıştır.

## **4.GENEL BİLGİLER:**

### **4.1 Kemik yapısı:**

Kemik ekstraselüler matris, lif ile birlikte hücrelerden oluşan bir yapıdır. Bu ekstraselüler matris iki fazdan oluşmaktadır (20). Kollajen ve glikosaminglikanlardan oluşan osteoidler yani organik faz, kalsiyum fosfattan oluşan mineral yani inorganik faz. Lif yapı ise kollajenden oluşmaktadır. Çoğunluğu tip I, az miktarda da tip III ve Tip VI den oluşan kollajen, kemiğin ana bileşenini oluşturur. Kemiğin %67'sini inorganik bileşenler (kalsiyum, potasyum, sodyum, magnezyum, karbonat ve fosfat), %33'ünü ise organik bileşenler oluşturmaktadır (21). Farklılaşmamış hücreler olan osteoprogenitor hücreler, kemik biçimlenmesini sağlayan osteoblastlar, kemik yıkımını sağlayan osteoklastlar ve hücre korunumunu sağlayan osteositler kemiği oluşturan hücrelerdir (20). Osteoblast ve osteositler fibroblast ve mezansimal hücrelerin öncüsü, osteoklastlar ise monosit veya fagosit gibi kan hücrelerinin öncüsüdür.

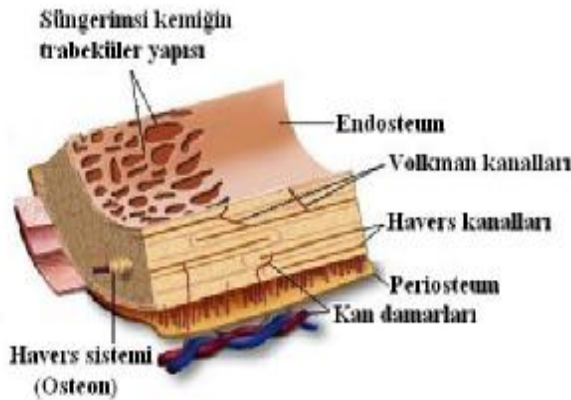
Kemik hücreleri iki tip doku üretirler; düzenli yönlenmiş lameller (sekonder) yapı ve rastgele yönlenmiş primer yapı (21). Primer kemik (olgunlaşmamış kemik); gelişigüzel kollajen ipliklerden oluşmuş olup lameller yapıya oranla az mineral içeriklidir. Birbiriyle ağzlaşan kemik trabeküllerinden oluşmuştur. Trabeküllerin aralarında, içleri kemik iliği ile dolu labirent gibi düzensiz süngerimsi boşluklar vardır.

Sekonder kemik (olgunlaşmış kemik, kortikal kemik); kemik lamellerinden oluşmuş lamelli bir yapıdır (Şekil 4.1)(20). Düzgün biçimde kollajen iplikler komşu lameldekiler ile çapraz yönde ve spiraller biçiminde yerleşmiştir. Sekonder kemikte, kemik lamelleri duran damar kanalları etrafında iç içe yerleşmiş silindirik birimler oluşturmaktadır (21). Bu yapıya havers sistemi veya osteon denir. Kemiklerin yeniden modellenme işlemi havers kanallarının (osteon) oluşumuna bağlıdır. İki adımda gerçekleşen bu şekillenme işleminde ilk adımda kemik yıkımını sağlayan osteoklastlar küçük kanallar açar, ikinci adımda ise kan damarları ve osteoblastlar açılan bu kanallara hücum eder. Sekonder kemikte havers kanalı ve volkman kanalı olmak üzere iki türlü damar kanalı vardır. Havers kanalı, havers sisteminin merkezinde uzunlamasına yer alan birbirleri ile bağlantı kanallardır. Dikey veya eğri yönde seyreden kanallar ise volkman kanallarıdır. Havers kanalları, volkmann kanalları aracılığıyla da sürekli ilişki kurarlar. Volkman kanalları kemiğin periosteumdan ve endosteumuna kadar uzanır (Şekil4.1, Şekil 4.3).

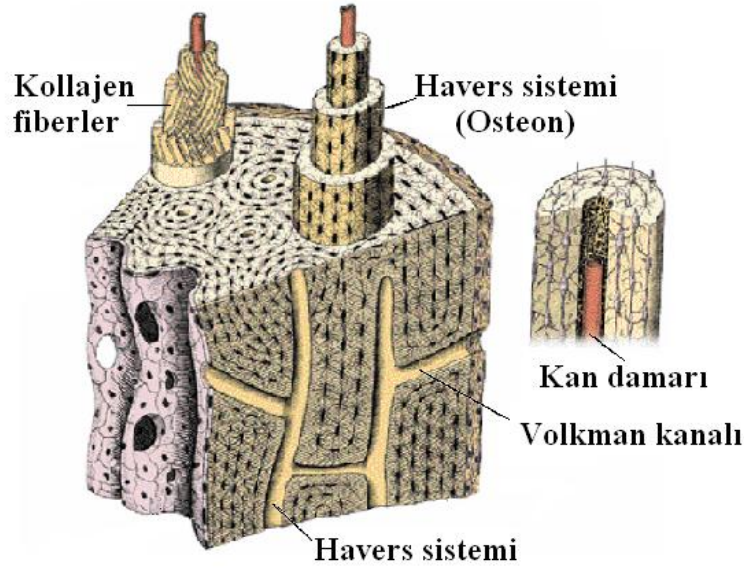


**Şekil 4.1 Kemiğin Korteks Yapısı.**

Sekonder kemikten yapılmış kalın duvarlı boşluğa medüller boşluk (ilik boşluğu) denir (21). İnce bir kompakt kemik tabakasıyla kaplanmış süngerimsi kemik epifizleri, uzun kemiklerin şişkin uç kısımlarını oluşturur. Kemiklere bu uzunluğu veren kısımlara ise diyafiz adı verilir. Kompakt kemikten oluşur, sadece kemik iliğine bakan yüzeylerde çok az süngerimsi kemik bulunur. Kemiğin dış yüzeyini periosteum adı verilen yüzey oluşturur. Birçok lameller kemiğin yığılımı ile bu dış yüzeyde ince kortikal tabakayı şekillendirir. Kemiğin iç yüzeyinde ise endosteum yüzey vardır (Şekil4.2). Genelde iki veya üç lameller tabakadan oluşmaktadır. Endosteum, ince spikül formda olup primer osteonlardan oluşan konsellous (spongioz, süngerimsi) kemiği oluşturur.



**Şekil 4.2 Kemiğin İç Yüzeyi ve Diğer Tabakaları**

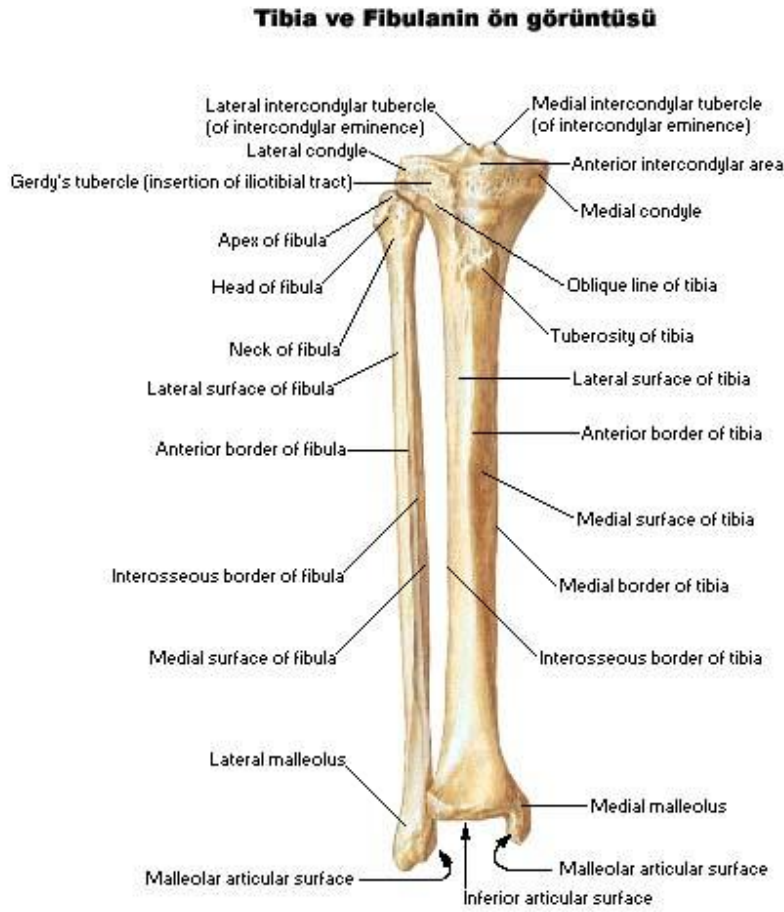


**Şekil 4.3 Kemik Matriksindeki Kanal Sistemleri**

#### **4.2 Tibia anatomisi:**

Tibia bacağın medialinde yer alan büyük bir kemiktir. Yukarıda femurun kondilleri ve fibulanın başı ile eklem yapar. Aşağıda ise fibulanın distal ucu ile birlikte talus ile birlikte eklem yapar. Büyük bir üst parça ile küçük bir alt parça arasında bir gövde (şaft) vardır. Üst uçta lateral ve medial kondiller yer alır ki bunlar femurun lateral ve medial kondilleri ile eklem yaparlar. Bu eklem içerisinde de lateral ve medial semilunar kıkırdaklar yer alır. Tibia kondillerinin üst eklem yüzeyinin önden arkaya uzanan interkondiler eminens ayırır. Lateral kondil, lateral yüzünde fibulanın başı ile dairesel bir eklem yapar. Medial kondil üzerinde ise semimembranöz kasın başlangıç noktası belirginleşir. Tibianın şaftı üç köşeli olarak uzanır. Üç kenar ve üç yüzeye sahiptir. Medial yüzü hemen cilt altındadır ve anterior ve medial kondiller arasındadır. Anterior kenar görünürdür ve cilde şekil verir (şekil 4.4). Anterior kenarın üst parçayla birleşim yerinde tüberositas tibia yer alır. Bu patellar ligamentin bağlantı yeridir. Anterior kenar aşağıya doğru kıvrılır. En aşağıda medial malleol olarak devam eder. Lateral ya da interosseöz sınır, interosseöz membranla bağlantı gösterir. Şaftın arka yüzeyi oblik bir hatta sahiptir. Buna solear çizgi denir. Solear çizginin altında dikine yer alan ve aşağıya doğru uzanan arka yüzeyi medial ve lateral olarak iki yüzeye ayıran bir kemer uzanır.

Tibiannın alt ucu yumuşak bir genişleme gösterir ve alt yüzeyi talus ile makara tipi eklem oluşturur. Alt ucu aşağıya doğru gaga şeklinde uzanarak medial malleolü oluşturur. Medial malleolün lateral yüzeyi talus ile eklem oluşturur. Tibiannın alt ucu lateralde geniş kaba bir yüzeyde fibula ile eklem oluşturur (şekil 4.4) (22). Emre Çullu ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmaya göre sağ ve sol tibia ölçümlerinde anlamlı fark gözlenmemiştir. Bir tarafta saptanan değer ile diğer tarafı tahmin etmenin yanlış olmadığı kanısına varılmıştır (23).



**Şekil 4.4 Tibiannın Anatomisi.**

### 4.3 Eksternal Fiksatorlerin Tarihi:

Eksternal fiksator ile tespit yöntemi 2500 yıl önce Hipokrat tarafından tibia kırıklarının tedavisi için kullanılmıştır (13,14). 1840 yılında Jean François Malgaigne ilk eksternal fiksator cihazını tanımlamıştır (14,15). “Griffe metallique” veya metal pençe denen bu cihaz patella kırıklarında majör parçalar arasında kompresyon ve tespit yapmakta idi. Dr. Clayton Parkhill 1894 yılında modern anlamda ilk eksternal fiksatorü (Bone clamp, Parkhill clamp) icat etmiş ve 1897 ve 1898 yıllarında başarılı tedavi edilmiş vakalarını yayınlamıştır.

Avrupa’da 1902 yılında Albin Lambotte ilk gerçek eksternal fiksator olarak görülen fiksatorünü icat etmiştir (16). Bunu takiben çeşitli fiksatorler tasarlanmıştır. Amerika’da 1934 yılında Roger Anderson tedavisi zor tibia kırıklarında alçı ile birleştirilmiş çivi ile transfiksasyonu tanımlamıştır. Daha sonra tek başına transfiksasyonu tanımlamıştır. 1937 yılında Otto Stader isimli veteriner hayvanlarda kullanılan eksternal fiksator tanımlamıştır (17). Biyomekanik açıdan test edilmiş bilinen ilk eksternal fiksator 1938 yılında İtalyan cerrah Della Mano tarafından tasarlanmış ve kırık tedavisinde kullanılmıştır (13,18). 2. Dünya Savaşı sırasında yaygın eksternal fiksator ile tespit kullanılmıştır. Ancak daha sonra eksternal fiksator ile tespit Amerika’da gözden düşmüştür. Çünkü savaş sonrası tecrübesiz sivil cerrahların yaygın eksternal fiksator kullanımı sonucu komplikasyonlar (kaynamama, yanlış kaynama ve çivi yolu yangı) artmıştır. 1943 yılında A.B.D.’de eksternal fiksator kullanımı sınırlandırılmıştır. Bu dönemde klinik çalışmalar Avrupa’ya doğru kaymıştır. Raul Hoffmann günümüzde halen kullanılan çok yönlü cihazı icat etmiştir. Daha sonra Vidal ve Adrey bu cihazı daha da geliştirmişlerdir. Bu eksternal fiksator Hoffmann-Vidal fiksatorü olarak kullanılan rijiditesi arttırılmış multiplanar fiksatördür. 1970’li yıllarda eksternal fiksatorö olan ilgi arttı. Giovanni De Bastiani dinamik aksiyel fiksatorün gelişmesine katkıda bulundu. Bu cihazda Hoffmann-Vidal cihazının eleştirisi aldığı ve “psödoartroz makinesi” adını almasına neden olan distraksiyonu engellemek amacıyla Wagner’in unilateral uzatma cihazına benzeyen sağlam ve kalın teleskopik gövde kullandı. Bu gövde yardımı ile kırığa gerektiğinde kompresyon yapılabileceği gibi sistem gevşetildiğinde aksiyel dinamizasyon yapılabilmekte idi. 1980 yılında İtalyan gazeteci Carlo Mauri Rusya gezisi sırasında enfekte tibia psödoartrozunu İlizarov’un çok kısa sürede iyileştirdiğini gördü ve bunu İtalyan hekimlerine anlatması üzerine İlizarov; XXII. AO toplantısına çağırıldı. Bu toplantı sonrasında İlizarov

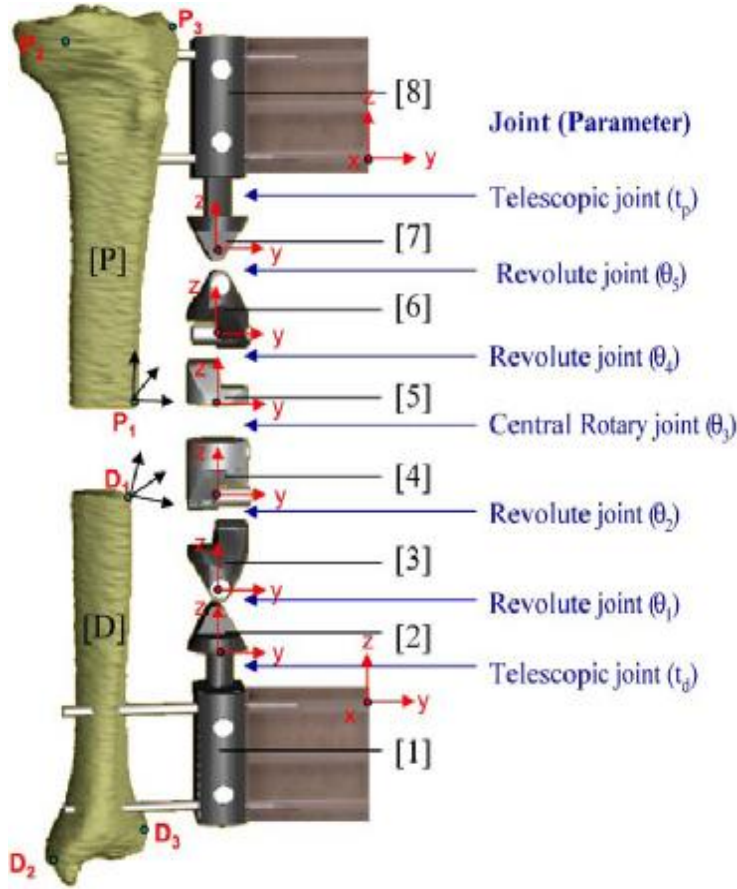
tekniki Dünya tarafından tanındı (19). Günümüzde de hibrit fiksatorler bir çok zor olguda çare oluşturmakta ve yeni türleri icat edilmektedir.

#### **4.4 Eksternal Fiksator Uygulamalarında Fiksator Hareket Yörüngesi**

Bir kırık uzun kemik ve buna uygulanmış bir unilateral eksternal fiksatorü, kemik parçalar ve fiksator kompleksi ile birlikte rotasyon ve translasyon yapabilen açık kinematik bir zincir sistemine benzetmek mümkündür. Genellikle fiksatorler tek serbestlik derecesine sahip yapıdadırlar. Bu da fiksator eklemlerinin ayarlanmasında bir plan oluşturma imkânı verir. Koo ve Chao'nun çalışmalarında kullanılan eksternal fiksatorün her bir eklemi için bir hareket parametresi belirlemiştir. Şekil 4.5de görüldüğü gibi kemik modele shanz çivileri aracılığı ile sabitlenen eksternal fiksatorün proksimal parçası ile shanz çivileri ve model kemik birer hareketsiz sistem oluşturmaktadırlar. Ancak buradan sonra yer alan eksternal fiksatorö ait her eklem için tanımlanan ve 4x4 homojen transformasyon matrisinden oluşan bir yörünge hesabı yapılmıştır. Bu matrisi özet olarak şu şekilde gösterilebilir.

$${}^1T_8 = {}^1T_2 \cdot {}^2T_3 \cdot {}^3T_4 \cdot {}^4T_5 \cdot {}^5T_6 \cdot {}^6T_7 \cdot {}^7T_8$$

Bu eşitlik proksimaldan distale eksternal fiksatorün doğru yer değiştirmesini gösteren açı ve büyüklükleri temsil eder (24).



**Şekil 4.5 T.K.K. Kooa, E.Y.S. Chaob, A.F.T. Mak'ın Çalışmalarında Kullandıkları Model Kemik ve Fiksator Görüntüsü (24).**

Ancak bu yörünge ve matris hesaplamalarını elle yapabilmek oldukça güçtür. Bu sebeple hatalara açık sonuçlar doğurabileceğini tahmin etmek çok zor değildir. İşte tam bu noktada bilgisayar destekli redüksiyon fikri ortaya atılmış ve bunlarla ilgili bir dizi araştırma da yayınlanmıştır.

#### **4.6 Eksternal Fiksator Uygulamalarında Bilgisayarın Yeri**

Bilgisayar desteği için ilk şart gerçekte de olsa, model de olsa kemik parçalarının ilk ve son pozisyonlarının bilgisayar ortamında tanımlanabilmesi gereğidir. Bu amaçla bazı araştırmacılar yaptıkları çalışmada bilgisayar tomografi görüntülerinden elde ettikleri imajları yine bazı bilgisayar programları aracılığıyla işlemeyi başarmış ve bu verileri eksternal fiksator



uygulanmış bir kırık kemikte ilk görüntü ile sanal redüksiyon arasında bir yörünge hesabı yaparak fiksatorün eklemlerine hareket vermişlerdir (24,25). Hatta bu hareketi de motor birimler aracılığıyla yaptırarak kırık kemik yüzeylerinin birbirlerini karşılama doğruluklarını test etmişlerdir (25). Ancak tüm bu çalışmalarda son pozisyon için bir yörünge tahmini ya da hesabı ve redüksiyon sonrası doğrulama ile sonuçların değerlendirilmesi gerçekleşmiştir.

## **5.GEREC VE YÖNTEM:**

Bu çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik ve Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Mekatronik laboratuvarlarının işbirliği ile yürütülmüştür.

### **5.1 Hipotez**

Her iki tibia birbirinin ayna görüntüsü ise (23), sağlam tibianın ayna görüntüsü kalıp model olarak kullanılabilir. Böylece redüksiyon yapılacak kırık kemiğin son pozisyon bilgisine sahip olunmuş olacaktır. Daha önce bahsedildiği gibi kırık kemiğin son pozisyon bilgisine sahip olmak çok önemli bir sorunu çözmektedir. Yapılmış çalışmalar ile bu çalışma birleştirildiğinde tam anlamıyla çalışır bir bilgisayar destekli redüksiyon imkanı olabilecektir.

#### **5.1.1 Deney Düzenegi**

Deney düzenegi 2 adet 160mm'lik ilizarov yarım halkalarının yaklaşık bir tibia boyunca yani 45 cm'lik uzunluk arasında paralel olarak yerleştirilmesiyle kurulmuştur. 12mmlik çaplı iki paralel çubuk içerisinde, ilizarov halkalarının son delikleri genişletilerek geçirilmiştir (şekil 5.1). Böylece bu yarım halkalar tibia farklılıklarına göre ileri geri hareket edebilmektedirler. Bu halkaların hemen dışında paralel çubukların düzlemi olan x eksen düzlemine dik, y eksen düzlemine de paralel konumlandırılmış dört adet tibianın lateral ve medial yüzeylerden temas edecek olan vida yatakları mevcuttur (şekil 5.2). Bu vidalar ile rastgele konumlandırılmış tibianın x-y eksenlerindeki lateral ve medial noktaların belirlenmesi mümkün olacaktır (şekil 5.3).

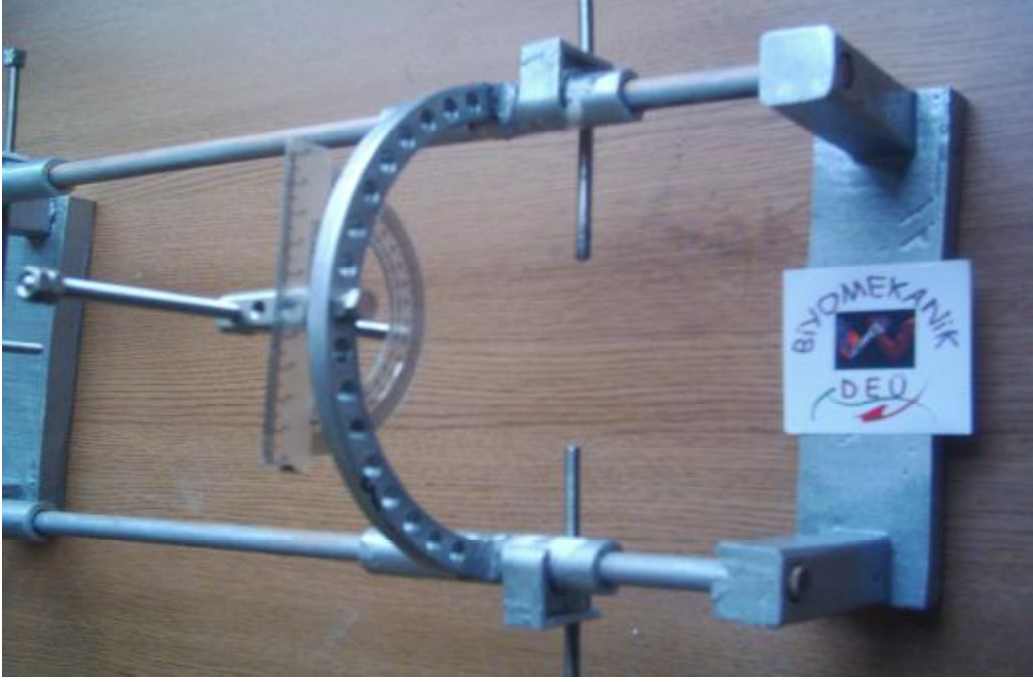


**Şekil 5.1 DEÜ SBE Laboratuvarında Hazırlanmış Deney Düzenegi**



**Şekil 5.2 X Ekseninde Kayma Hareketi Yapan Düzenegin, Her Üç Düzlemde Çalışan Temas Vidaları.**

Tibiannın yüksekliğini, düzeneğin merkezine yakın tutabilmek için rastgele birer takoz ile desteklenecektir. Lateral ve medial dört noktadan temas ettirilen tibiannın distal ve proksimal uçlarından olmak üzere iki adet vida mekanizması daha bulunmaktadır. Böylece yine rastgele belirlenmiş iki nokta ile z-eksenindeki temas noktaları belirlenmiş oldu. Bu mekanizmada z-eksenine belirli açılarla gelebilecek olması nedeniyle temas vidalarının açılarını ölçme imkânı da mevcuttur (şekil 5.3).



**Şekil 5.3 Z Ekseninde Temas Sağlayan Vidanın Açılanmasının Kontrolü**

### **5.1.2 Deney Aşaması**

İlk olarak sağlam tibia (T-A) üzerinde rastgele bir mesafede diz ekleminde distale doğru ve diz eklemi içine alacak şekilde, önceden belirlenen referans noktalara temas çubukları aracılığıyla temas ettirildi. Bu referans noktaları genellikle en dış noktalardan yada tekrar aynı noktaların seçilmesinde kolaylık sağlayacak noktalardı. Proksimal tibia için tüberositas tibiaya mekanizmanın z ekseni parçası ile temas ettirilirken, lateral tibial kondil ve medial tibial kondillere de x-y eksen parçaları temas ettirildi. Distalde ise x-y temas çubukları medial malleol ve lateralde tibia-fibular yüzeye temas ettirilirken z eksen çubuğu yine rastgele olarak talo-tibial eklem yüzeyinin ön kenarından birkaç santimetre proksimale tibia krusuna

temas ettirilmiştir. Burada amaç tibianın hangi pozisyonda olduğuna bakılmaksızın 6 nokta ile yüzey haritasını çıkartmaktır. Eğer bu haritalama tibianın tamamını temsil edebiliyorsa, o zaman mekanizmanın temas çubukları, haritaladıkları tibianın vertikal düzlemde ayna görüntüsü olan diğer eşinin ( T-B ) de haritalamasını yapabilecektir. Daha sonra kumpas aracılığıyla temas vidalarının hareket eksenlerinden uzaklıkları ölçüldü. Bu ölçüm bize 3 düzlemlerle koordinat sisteminde belirli bir referans noktasından ölçülen mesafeleri verdi. Bu mesafelerde başlangıç noktası, yine rastgele sol-üst nokta orijin olarak kabul edilerek, bu noktaya A noktası dersek, tablo 5.1'deki orijinden olan uzaklıklarının ölçüm değerleri elde edildi.

**Tablo 5.1 A orijinine göre noktaların üç düzlemdeki mesafeleri**

<b>Koordinatlar/Noktalar</b>	<b>X ekseninde</b>	<b>Y ekseninde</b>	<b>Z ekseninde</b>
<b>P1</b>	75mm	-105mm	-17mm
<b>P2</b>	75mm	-35mm	-17mm
<b>P3</b>	129mm	80mm	17mm
<b>D1</b>	410mm	-105mm	-17mm
<b>D2</b>	410mm	-65mm	-17mm
<b>D3</b>	350mm	80mm	17mm

Yani diğer bir ifade ile;

**P1 (75,-105, -17)**

**D1 (410,-105,-17)**

**P2 (75, -35, -17)**

**D2 (410, -65, -17)**

**P3 (129, 80, 17)**

**D3 (350, 80, 17)**

şeklinde de koordinat düzlemine dair noktalar tanımlanabilir.

Burada 160mm iç çapa sahip ilizarov yarım halkası kullanıldığı için hesaplamalarda kolaylık olması açısından z-eksen ölçüm vidaları tam orta noktaya yerleştirilmiştir. Vidayla T-A model kemiğinin istenilen noktası temas ettirildikten sonra x ve y eksen vidaları model

kemiğe dokundurulmuştur. X eksenindeki mesafe ayna görüntüsünde değişmeyecektir. Z eksenini de söz edilen kolaylık nedeniyle orta noktada kalacağı için ve ayna görüntüde her hangi bir yer değiştirme olmayacağı için yalnızca ayna görüntüsü hesaplaması P1, P2, D1 ve D2’de y ekseninde yapılması yeterli olacaktır. Bu veriler de tablo 5.2’de verilmiştir.

**Tablo 5.2 B orijinine göre noktaların üç düzlemdeki mesafeleri**

<b>Koordinatlar/Noktalar</b>	<b>X ekseninde</b>	<b>Y ekseninde</b>	<b>Z ekseninde</b>
<b>P1</b>	75mm	35mm	-17mm
<b>P2</b>	75mm	105mm	-17mm
<b>P3</b>	129mm	80mm	17mm
<b>D1</b>	410mm	65mm	-17mm
<b>D2</b>	410mm	105mm	-17mm
<b>D3</b>	350mm	80mm	17mm

Yukarıda olduğu gibi;

**P1 (75,35, -17)**

**D1 (410,65,-17)**

**P2 (75, 105, -17)**

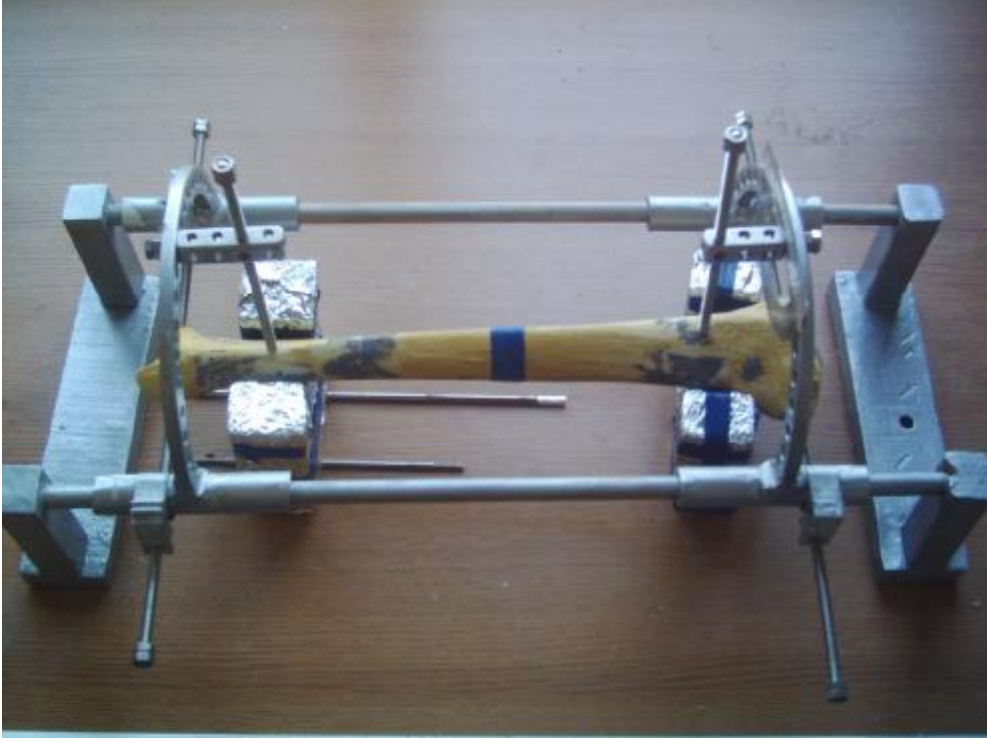
**D2 (410, 105, -17)**

**P3 (129, 80, 17)**

**D3 (350, 80, 17)**

olarak da ifade edilebilir.

6 nokta vertikal düzleme göre ayna görüntüsü göz önüne alınarak yine orijini proksimaldan başlayan ancak bu kez sol alt köşe kabul edilerek, ki bu noktaya B noktası denilirse, temas vidaları ayarlanacak olursa T-B için şekil 5.4’de görüldüğü gibi bir sağlama yapılabilmiştir.



**Şekil 5.4 T-A'dan Alınan Ölçümlerin, T-B Sağlamken Yapılan Doğrulaması.**

3 ayrı deney tasarlanmıştır. Üçüncü ve son deneyde T-B rastgele bir noktadan tibia shaftı üzerinden kırılmıştır (şekil 5.5). Bu parçalara sırasıyla T-P, proksimal parça, T-D, distal tibia parçası adları verildi.



**Şekil 5.5 T-B Kırık İken Alınan Görüntü.**

Son deneyde T-B için hesaplanan P1, P2 ve P3 noktalarına uygun olarak hazırlanan düzeneğe T-P parçası yerleştirildi (şekil 5.6). Yine T-B için hesaplanan D1, D2 ve D3 noktaları için hazırlanan kısmına da T-D parça yerleştirildi (şekil 5.7).





**Şekil 5.6 Proksimaldan Başlanarak İşaretli Temas Noktalarına Modelin Yerleştirilmesi**



**Şekil 5.7 Distal Kemik Modelin Temas Noktalarına Yerleştirilmesi**



## **6.BULGULAR:**

Birbirinden bağımsız olarak mekanizmaya yerleştirilen T-P proksimal parça ile T-D distal parça sabitlendikten sonra kırık kemik kenarları arasında 3.76mm kadar bir aralık kalmıştır (şekil 6.1).



**Şekil 6.1 Her İki Parça da Yerleştirdikten Sonraki Kırık Hattı Görüntüsü**

Lateralden yapılan ölçümde tibia bir bütün olarak anatomik hatta her hangi bir açılanma göstermemiştir (şekil 6.2, şekil 6.3). Yine ön arka hatta bakıldığında tibia longitudinal eksende her hangi bir açılanma göstermemiştir (şekil 6.2, şekil 6.4).



**Şekil 6.2 Longitidunal Eksende T-B'nin Redüksiyonu.**



**Şekil 6.3 Lateral Açıdan T-B'nin Redüksiyonu.**



**Şekil 6.4 Antero-Posteriordan T-B'nin Redüksiyonu.**

Edge, A.J. ve Denham, R.A.'a göre bir kırık anatomik plana göre 5 derece açıdan daha fazla açıyla kaynarsa, ya da kırık uçları arasında 10 mm'den daha fazla açıklık varsa bu kırık hatalı kaynama (malunion) olarak ifade edilir (3).

Bu sonuçlarla başarılı bir redüksiyon elde edilmiştir.

## **7.TARTISMA VE ÖNERİLER:**

Bu çalışmada görüleceği üzere çok temel gereksinimlerle (3 noktanın belirlenmesi ile oluşturulan üç boyutlu kemik modeli ile) bir kemik kırığının ilk ve son pozisyon bilgisi elde edilmiştir. Bu bilgiler kullanılarak yapılacak kırık redüksiyonu da tıbbi hata sayılamayacak bir doğrulukta kırık kemikleri uç uca getirmektedir. Tabiidir ki bu uygulamanın insan üzerinde denenmesi şu aşamada mümkün değildir. Ancak yapılacak yeni çalışmalarla bu imkânın doğabileceğini düşünüyoruz. Bilindiği gibi konvansiyonel yöntemlerde floroskopik görüntüleme eşliğinde cerrahın el becerisine dayalı olarak yapılan redüksiyonda hem cerrah hem de hasta yüksek miktarlarda radyasyona maruz kalmaktadırlar (9). Bizim yöntemimizde görüntüleme için bir x-ışını kullanımı söz konusu olmadığından her hangi bir radyasyon riski yoktur.

Bu çalışmada kullanılan malzemeler, ilizarov halka sistemli eksternal fiksatörden uyarlanan malzemelerdi. Bu sebeple pozisyon hesaplama ve ölçümlerinde kullanılan vida ve somun parçaları aslında sıkıştırılmalı sistemler için tasarlanmış olup dişli tolerans aralıkları oldukça fazla olan malzemelerdi. Ayrıca kemik üzerine temas ettirilen vidalı temas çubukları, noktasal teması 4mm gibi geniş bir çapta işaretlemeye imkân vermekteydi. Somun-civata boşluklarından doğan temas çubukları ucundaki sapmayı engellemek için, temas vidalarının içinden geçtiği somunların içerisine epoxy reçine döküldü. Böylece bu sapma en aza indirilmiş oldu. Kullanılan model ve cihaz üzerine her hangi bir yük ve kuvvet uygulanmadığı için sistemin diğer esnemeleri göz ardı edildi. Ancak aşağıda bahsedileceği gibi eksternal fiksator uygulaması ve hatta bu uygulamanın kadavra gibi dış yüklerin ve ağırlıkların olduğu bir çalışma olması durumunda hazırladığımız deney düzeneği tamamen elden geçirilmesi gerekecekti.

Çalışmada tibianın kırık parçaları yüzeyine ait 3'er ayrı nokta ile uzaysal koordinat sisteminde doğru redüksiyonu yapabilecek kadar bir yüzey haritası çıkarılabildi. Bu sistemde tüm ölçümler hazırladığımız deney düzeneği üzerinde elle yapılmıştır. Bu da ölçüm hataları olabileceği anlamına gelir. Ayrıca koordinat hesaplamalarında bilgisayar kullanımını pratik bir çözüm olmaktan çıkarır. Çünkü elde edilen verilerin yine manüel olarak bilgisayara girilmesi ve ayna görüntüsü hesaplamalarının yapılması ve tekrar elde edilen koordinatları elle ölçerek düzeneğe ayarlamak oldukça zor, zahmetli ve hataya açık olmuştur. Günümüzde bu ölçümleri 3D koordinat sisteminde tanımlayarak yapan yardımcı cihazlar vardır (26). Bu

cihazlar tanımlanmış eklemleri ve bu eklemlerin uzantıları olan kolların hareketleri ile istenilen her noktanın üç boyutlu haritalamalarını yapabilmektedir (şekil 7.1).



**Şekil 7.1 Bir markanın özel olarak tasarladığı bir üç boyutlu ölçüm kolu.**

Çalışmamızda bu gibi cihazların kullanımı hem daha doğru ölçüm sonuçlarını alabilmemizi sağlayacak, hem de kurduğumuz düzeneği gereksiz kılacaktır. Ayrıca hem sağlam kemik üzerinden hem de kırık kemik üzerinden daha fazla nokta tanımlaması ve ölçümü yapma imkânı olacaktır. Çok sayıda nokta tanımlaması modelin ya da üzerinde çalışılan kırık materyalin (kadavra ya da insan üzerinde) daha detaylı görüntüsünü de verecektir. Bu cihazlar aynı anda ölçüm değerlerini bilgisayar ortamına da aktararak yapılacak trigonometrik hesaplamalarda bilgisayar kullanımını getirecek ve hesaplama sonuçlarına ulaşmayı kolaylaştıracaktır.

Metodumuz ile diğer simetrik uzun kemikler için de benzer uygulamalar oluşturmak mümkündür. Örneğin bu metot femur için olduğu kadar humerus ve hatta radius içinde uygulanabilir. Bunun için dış yüzeyde önceden belirlenecek, rahatlıkla erişilebilen referans noktaların kemik üzerinde işaretlenmesi yeterli olacaktır. Ancak simetrik radius, femur ve humerus için yapılmış çalışmalarda da birbirinin ayna görüntüsü olup olmadıkları

incelenmelidir. Çalışmamız sırasında tibiada olduğu gibi bu simetrik kemiklerin birbirlerinin ayna görüntüsü olduklarına dair bir yayına rastlanmamıştır.

Biz bu çalışmada yüzey haritalama konusunda alınan 6 noktanın tüm kemiği haritalayabildiğini de göstermiş olduk. 6 nokta alınmasının temel sebebi sağlam kemik pozisyon bilgisinden çok kırık kemik pozisyon bilgisine tam olarak ulaşabilmektir. Zira üç boyutlu bir koordinat sisteminde bir cismin pozisyonunu tanımlayabilmek için en az 3 noktaya ihtiyaç vardır. Kırık parçaların her biri için 3 ayrı nokta gerektiğini göz önünde bulundurarak toplamda 6 nokta alınması en temel zaruretti. Çok önemli bir tespit olan bu sonuç ile daha 6'dan fazla sayıda belirlenecek noktalar arasında bir fark olup olmadığı şeklinde düzenlenecek başka bir çalışma tasarlanabilir. Hatta bu düzenleme kemik modeller yerine kadavra çalışmaları ile daha gerçekçi olacak şekilde düzenlenebilir. Buradan elde edilecek sonuçlardan, doku ile kaplı bir tibiada yüzeysel nokta tanımlamalarının tibia için bir model oluşturabilecek bilgiyi verip veremeyeceği de görülebilir.

Aynı düzenek ile kırık kemik parçalarına eksternal fiksator uygulandıktan sonra da belirlenen noktaların üç düzlemdeki duruşları ölçülebilmektedir. Yine bu bize kırık kemiğe ait ilk pozisyon nokta bilgilerini vermiş olacaktır. Eksternal fiksator proksimalden 3 adet shanz çivisi ile kemik modele yerleştirildikten sonra proksimalde de 3 adet shanz çivisi ile kemik modele sabitlenir. Bu pinler herhangi bir eksternal fiksatöre yerleştirilirse ve kırık kemik için elle yapılabilecek en uygun redüksiyon yapılırsa ve daha sonra fiksator eklemleri kilitlenir ise bize sabit bir ilk pozisyon vermiş olacaktır. İlk pozisyona ait noktaların çalışmadan elde edilen son pozisyon noktalarına taşınması ile fiksator uygulaması ile de bir redüksiyon sağlanmıştır.

Yukarıda söz edildiği gibi tüm bu işlemler elle yapılabileceği gibi, bilgisayar ortamında da yapılabilir. Bunlardan ilki, ölçümle elde edilen noktasal verileri kullanarak, fiksator eklemlerinin yer değiştirme yörüngelerini uygun bir yazılımla (MatLabda hazırlanmış bir yazılım örnek) oluşturmaktır. Bu da bize tüm eklem hareketleri sonucu proksimal parça sabitken distal parçanın yer değiştirmesini verecektir. Doğrulama için yine görsel öğeler (elle yapılacak ölçümler) kullanılabileceği gibi görüntüleme yöntemleri (iki yönlü röntgen görüntülemesi) de kullanılabilir.

İkinci olarak ilk pozisyon bilgileri de dahil elle yapılan diğer tüm işlemler bilgisayar ortamında da gerçekleştirilebilir. Bu konuda oldukça ileri düzeyde birçok çalışma yapılmış ve yapılmaktadır (24.25).

Hazırladığımız düzencekle sağlam kemikten elde edilen nokta koordinatları elimizde bulunmaktadır. Bu koordinatlar bize son kemik pozisyonunu vermektedir. İlk pozisyon bilgisini de bilgisayarlı tomografik görüntülerin işlenerek hazırlandığı (bu işleme için BT imaj datalarını 3D-Doctor gibi bir yazılımla) üç boyutlu hale getirilen modelden elde edebiliriz. Bu model üzerinde aynı temas noktaları belirlenerek bu noktaların elle elde edilen noktalara hareketini yine MatLab ile hazırlanmış bir yörünge yazılımından geçirerek, fiksator eklem hareketlerini belirleyebiliriz (24,25).

En son olarak ise elle yapılmış tüm bu işlemler aslında bilgisayarlı tomografi ile elde edilebilir. Hem sağlam tibianın modeli oluşturulup, hem de kırık tibiya fiksator uygulandıktan sonra alınacak (hatta eş zamanlı olarak tek görüntü de alınabilir) görüntülerin üç boyutlu sanal modelleri çıkarılarak, sağlam tibianın ayna görüntüsü ile kırık tibianın proksimal görüntüsü karşılaştırılır. Uygun yazılımlar kullanılarak (CosmosWorks, CosmosMotion gibi) geriye kalan distal parça için tüm redüksiyon hesabı yapılabilir.

Ancak yine de bu işlem bir uzun kemik eksternal fiksatorü kullanmayı gerektirdiği için ve şu ana kadar olan fiksator tasarımlarının çok eklemlili olması nedeniyle bazı ciddi stabilize problemleri de çıkacaktır.

İleride daha az eklemlili ve daha stabil fiksatorlerle daha iyi sonuçlar alınabilir.

## **8.KAYNAKLAR:**

- 1) Kar, N., "Ekstremitte Travmaları (Acil Yaklaşım)", İ.Ü.Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Eğitim Etkinlikleri Acil Hekimlik Sempozyumu, İstanbul, 16-17 Ekim (1997).
- 4) <http://cuort.kolayweb.com/449291554685.htm> (Erişim Tarihi: Mart 2008)
- 5) <http://wings.buffalo.edu/courses/fa02/mae/517/Lecture%2013.pdf> , Prof. Israel Ziv, Applied Orthopedic Biomechanics,2002 lecture nots.
- 2) Lawyer Jr., R.B., Lubbers, L.M., 1980. Use of the Hoffmann apparatus in the treatment of unstable tibial fractures. J. Bone Joint Surg. Am. 62,1264–1273.
- 3) Edge, A.J., Denham, R.A., 1981. External fixation for complicated tibial fractures. J. Bone Joint Surg. Br., 92–97.
- 6) Bhandari, M., Guyatt, G.H., Swiontkowski, M.F., Tornetta, P., Hanson, B., Weaver, B., Sprague, S., Schemitsch, E.H., 2001. Surgeons' preferences for the operative treatment of fractures of the tibial shaft: an international survey. Journal of Bone and Joint Surgery 83A, 1746–1752.
- 7) Kenwright, J., Richardson, J.B., 2000. The biology of fracture repair and the role of dynamization. In: De Bastiani, G., Apley, A.G., Goldberg, A. (Eds.), Orthofix External Fixation in Trauma and Orthopaedics. Springer, London, pp. 8–17.
- 8) Cooke, T.D., Pichora, D., Siu, D., Scudamore, R.A., Bryand, J.T., 1989. Surgical implications of various deformity of knee with obliquity of joint surfaces. Journal of Bone and Joint Surgery 71B,560–656.
- 9) Sanders, R., 1993. Exposure of the orthopaedic surgeon to radiation. Journal of Bone and Joint Surgery 75A, 326–330.
- 10) Kim, Y.H., Inoue, N., Chao, E.Y.S., 2002. Kinematic simulation of fracture reduction and bone deformity correction under unilateral external fixation. Journal of Biomechanics 35, 1047–1058.
- 11) Di Gregorio, R., Parenti-Castelli, V., 2001. Kinematics of a six-dof fixation device for long-bone fracture reduction. Journal of Robotic Systems 18, 715–722.
- 12) Di Gregorio, R., Parenti-Castelli, V., 2002. Fixation devices for long bone fracture reduction: An overview and new suggestions. Journal of Intelligent and Robotic Systems 34, 265–278



- 13) Eren,A.; Eralp,L.: İlizarov sisteminin dünyada ve Türkiye'deki gelişimi. Editörler Çakmak,M.; Kocaoğlu,M.: İlizarov Cerrahisi ve Prensipleri. İstanbul: Doruk Grafik,1-4,1999
- 14) Peltier,F.L.: The classic, An abridged report on external skeletal fixation. Hippocrates.:Clin.Orthop. 241:3-4,1989
- 15) Armağan,R.: Alt ekstremitte deformitelerinin tedavisinde İlizarov metodunun kullanımı. Uzmanlık Tezi, S.B. Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul, 2001
- 16) Colton,C.L.: The history of fracture management. Skeletal Trauma: 1-30, W.B. Saunders Company, Phil.,1
- 17) Harkess,J.W., Ramsey,W.C.: Principles of fractures and dislocations. Rockwood and Green's Fractures in Adults.:54-82, Lippincott-Raven Publishers,4th.,Phil.,1996
- 18) Sisk,T.D.: External fixator, historical review, advantages, disadvantages, complications and indications, Clin.Orthop. 180:15-22,1983
- 19) Ozdemir,H.: A different treatment modality for trochanteric fractures of the femur in surgical high-risk patients: a clinical study of 44 patients with 21-month follow-up. Arch. Orthop Trauma Surg. Dec;123(10):538-43,2003
- 20) Bouvier M. Bone Mechanics. In: Cowin C.S. editor. The biology and composition of bone. Florida: CRC press; 1989. s.2–13.
- 21) Akay M.T. Genel Histoloji. In: Akay M.T. editor. Kemik dokusu. 5<sup>nd</sup> ed. Ankara: Palme yayıncılık; 2001. s.126–149
- 22) Richard S. Snell, M.D., Ph.D. Clinical Anatomy for Medical Students Third Edition. s.607.
- 23) Emre ÇULLU, İlhan ÖZKAN, Ömer ŞAVK, Bülent ALPARSLAN. Tibial eğim. Turkish Journal of Arthroplasty and Arthroscopic Surgery Vol. 10, No. 2, (174-178), 1999.
- 24) T.K.K. Kooa, E.Y.S. Chaob, A.F.T. Mak. Development and validation of a new approach for computer-aided long bone fracture reduction using unilateral external fixator. Journal of Biomechanics 39 (2006) 2104–2112.
- 25) Terry K.K. Koo a,b,\*, Arthur F.T. Mak. A knowledge-based computer-aided system for closed diaphyseal fracture reduction. Clinical Biomechanics 22 (2007) 884–893
- 26) [www.faro.com](http://www.faro.com)