

KIRIK KEMİK TEDAVİLERİNDE KULLANILAN FİKSATÖRLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ VE ÜÇ DEĞİŞİK MALZEMEDEN YAPILMIŞ HALKA TİPİ FİKSATÖRLERİN MEKANİK TESTLERİ

Bilçen MUTLU, Mustafa KURT *

Günümüzde özellikle kırık kemik tedavisinde geleneksel yöntemlerin yerine, kemik içinden geçirilen tel veya çivilerin rijit bir desteğe bağlanması ile fiksator adı verilen sistemler kullanılmaktadır. Kırık çeşidine göre değişik özelliklere sahip fiksatorler kullanılarak, tedavi süreci içerisinde kemiklerin istenilen konumda kalmaları sağlanmaktadır. Tedavi aşamasında fiksatorlerin hijyenik ve mekanik özellikleri açısından elde edilen bilgiler ışığında optimum fiksatorlerin elde edilebilmesi için bilgisayar destekli tasarımlar ve analizler yapılmaktadır. Fiksator tasarımı ve geliştirilmesinin yapılabilmesi için birçok mühendislik alanı birlikte çalışmak zorundadır. Biyomekanik, mekanik mühendisliği ile biyoloji ve fizyoloji gibi alanların birleşimidir. Bu çalışmanın amacı, üç değişik malzemeden imal edilmiş fiksator ve fiksator halkalarının değişik pozisyon ve yüklenme durumlarında mekanik davranışlarını belirlemektir. Üç fiksator halkasına instron 8500 test makinası ile mekanik testler yapılmıştır.

Anahtar sözcükler : Fiksator, biyomekanik

Nowadays, External Fixators are used especially in the treatment of fractures instead of traditional methods. A lot of enginee fields must study together to design and advance fixators and other medicine devices. Biomechanics combines the field of enginee mechanics with the fields of biology and physiology. In biomechanics the principles of mechanics are applied to the conception, design, development and analysis of equipment and system in biology and medicine.

The objective of this study is to quantify the mechanical behavior of standard fixators which are made of three types materials under different positions and loading conditions. Three fixators were mechanically tested on an instron 8500 material testing machine.

Keywords : External Fixator, biomechanics

* Marmara Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Makina Eğitimi Bölümü Tasarım ve Konstrüksiyon Eğitimi Anabilim Dalı

GİRİŞ

Tip ve diş hekimliğinin çeşitli dallarında, deneysel yaklaşımla cihaz yapımı ve mevcutlarının geliştirilmesi, yeni protez malzeme ve tasarımları, kullanılan protezlerin kontrol ve iyileştirilmesi, vücut içinde gerçekleştirilmesi olanaksız veya zor analizlerin laboratuvar şartlarında veya sanal ortamda yapılabilmesi, karmaşık yapıların modellenmesi için teorik yaklaşım, görüntüleme ve sinyal işleme proseslerinin geliştirilmesi, konularında mühendislik dallarına ihtiyaç duyulmaktadır[1].

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) fiksatorler, dış(external) fiksatorlerle sağlanır[2].

Fiksatorler kemik içinden geçirilen tel veya çivilerin, ekstremitelerde dışında rijit bir desteğe bağlanması ile elde edilen sistemlerdir [2,3]. Bu rijit desteğin geometrisine, bulunduğu yer veya elemanlarının dizaynına göre fiksatorlere farklı gruplamalar yapılabilir. İç sabitlemede Kirschner telleri, plakalar, vidalar, intramodüler çiviler ve omurga sabitleyicileri kullanılırken dış sabitlemede, basit ve klempeli fiksatorlerden oluşan pimli fiksatorler, çember fiksatorler veya birden çok farklı türün birlikte kullanılmasıyla elde edilen duruma özgü fiksatorler kullanılır[4].

FİKSATÖRLER

Fiksatorler kemik içinden geçirilen tel veya çivilerin, kırık kemik (kol, bacak v.b.) dışında rijit bir desteğe bağlanması ile elde edilen sistemlerdir [2,3]. Kullanılan implantların biyolojik uyumlu olmaları, toksit olmamaları, yeterli dayanıklılığa sahip olmaları, yıpranma ve aşınmaya dayanıklı olmaları, vücut içinde tepki yapmamaları ve tepkiye de maruz kalmamaları beklenir[5].

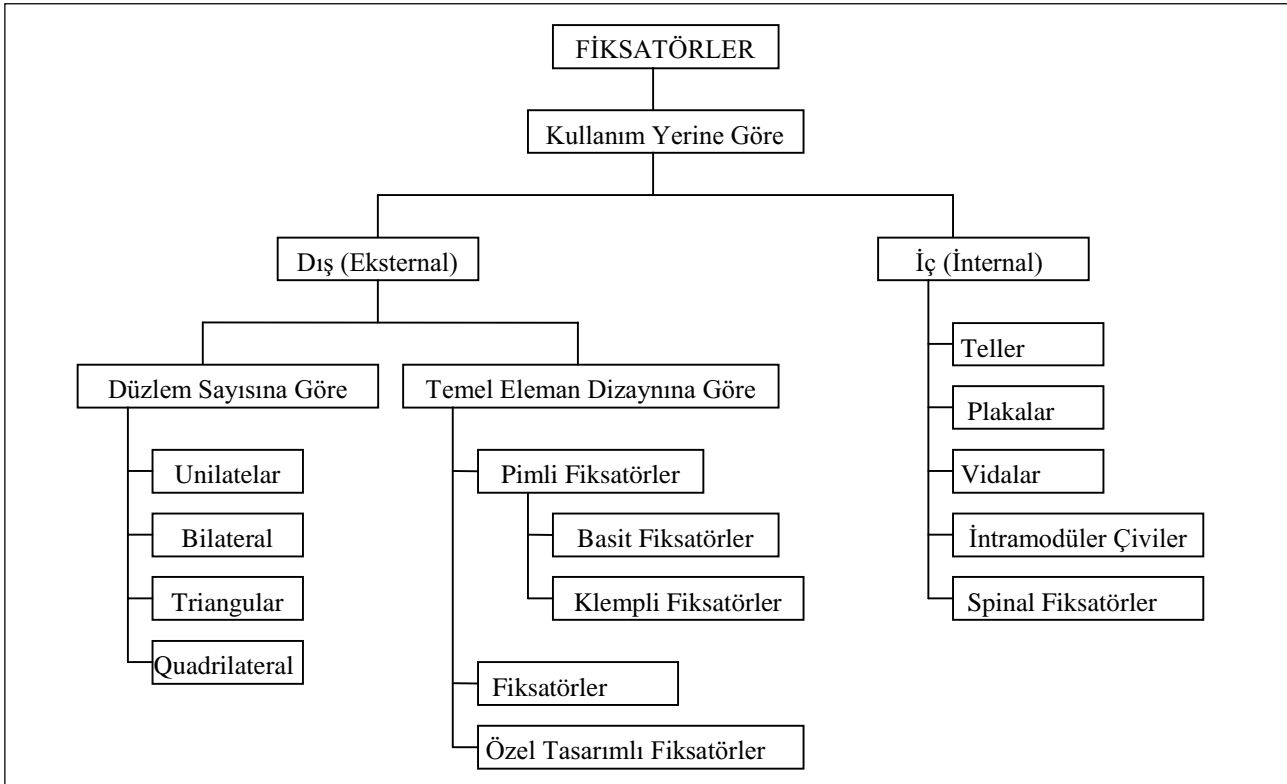
Sistemin rijitliği kemikle ilgili gösterdiği yer değiştirme direncine göre belirlenir. Fiksatorün imalat malzemesi aynı Şekilde belirtilen özellikler üzerinde etkilidir. Rijitliği elastisite modülü ile ilgilidir. Paslanmaz eliđin elastisite modülü titanyuma göre daha yüksek olduğundan paslanmaz elik titanyuma göre daha yüksek rijitliğe sahiptir. Bununla birlikte bu özellikler tek başına sistem rijitliğini belirlemez. Kırıkların eřidi, doğruluğu ve kemik

yükleme pozisyonu ayrıca toplam yapı stabilitesinde rol oynar.

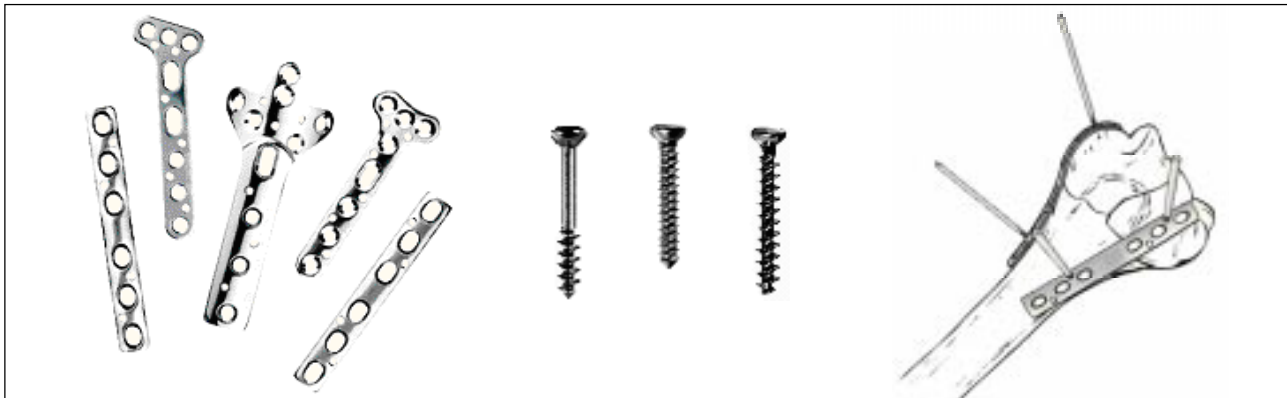
Fiksatorlerin eřitleri

a) İnternal Fiksatorler

İnternal fiksasyon genellikle plak, vida ve tellerle açık operasyonla yapılır. Tedavi Şekil 2.'de gösterilen internal fiksasyon elemanları ile kırık biyolojisine de zarar vermeden yapılabilir[7].



Şekil 1. Fiksatorlerin Gruplandırılması [6].



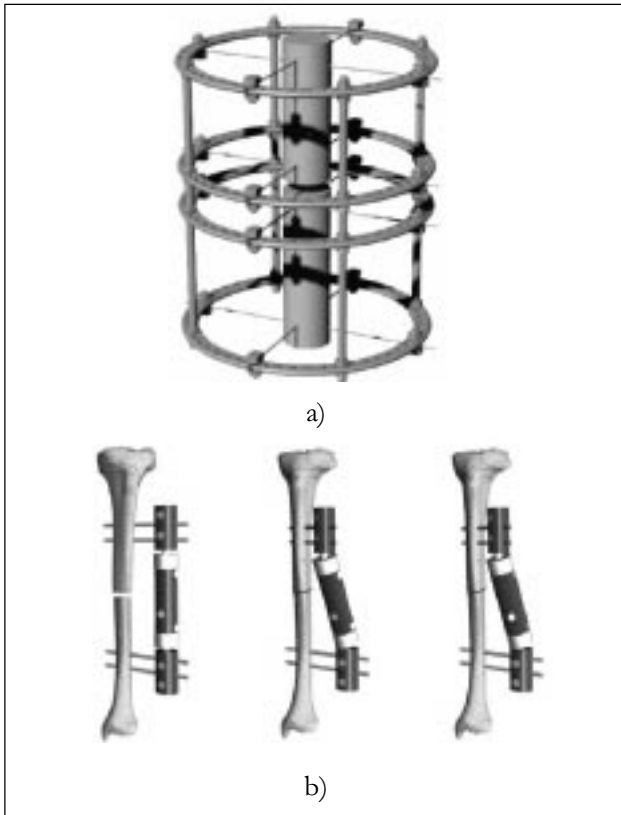
Şekil 2. Kırık Sabitlenmesinde Kullanılan eřitli Plakalar,Vidalar.

b) External Fiksatorler

Kırığın vücuda yakın(proksimal) ve uzak(distal) bölgelerinden kemiğe dışarıdan uygulanan çivi, vida veya tellerin yardımıyla, dışarıda metal cihazlarla birbirine bağlanıp, fragmanlara hakim olunması ve tespit sağlanması yöntemine eksternal fiksasyon bu işe yarayan cihazlara da eksternal fiksator denilmektedir[5].

Kırık kemiğin dışarıdan teller ve çemberlerle tespit edildiği sistemlerdir. Halka eksternal fiksatorü ile açık kırık ve kemik uzatmaları dışında da pek çok sorun çözümlenebilmektedir. Özellikle kaydırma yöntemi ile açılı kemik sorunlarındaki düzeltme ve uzatma işlemi, tüm dünyada benimsenmiş ve önemsenmiş olan İlizarov buluşlarıdır. Ayak ve el cerrahisindeki uygulamaları oldukça başarılıdır [8,9,3].

Fiksasyonun avantajları: 1)Çerçeve bağlantıları yapıldıktan sonra açılabilir düzenlemeler ve uzunluğunda



Şekil 3. a) Çember Fiksator; b) Pimli Eksternal Fiksatorler.

ayarlaması mümkündür. 2)Gerilmiş K tellerinin kırık iyileşmesi için yarattığı mekanik çevre, çivi fiksatorler ile yaratılan çevreden çok daha elverişlidir [3].

Fiksator Malzemeleri ve Mekanik Özellikleri

Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla temas ederler. Biyomalzemeler, insan vücudunun çok değişken koşullara sahip olan ortamlarında kullanılır. Biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekir. Son 30 yıl içinde biyomalzeme/doku etkileşimlerinin anlaşılması konusunda önemli bilgiler elde edilmiş bulunmaktadır. Biyoyumlu olan malzemeler, biyomalzeme olarak adlandırılmış ve biyoyumluluk; uygulama sırasında malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneği olarak tanımlanmıştır. Biyoyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliği. Biyoyumlu, yani 'vücutla uyuşabilir' bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu, vb) meydana getirmeyen malzemedir. Wintermantel ve Mayer bu terimi biraz genişleterek biyomalzemenin yapısal ve yüzey uyumluluğunu ayrı ayrı tanımlamışlar. Yüzey uyumluluğu, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uygun olmasıdır. Yapısal uyumluluk ise, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur. Biyoyumluluğu yüksek olan malzemeler, bedene yerleştirilebilir cihazların hazırlanmasında kullanılırlar. Şekil 4'de implant cihazlarda kullanılan çeşitli doğal ve sentetik malzemelere örnekler verilmiştir.

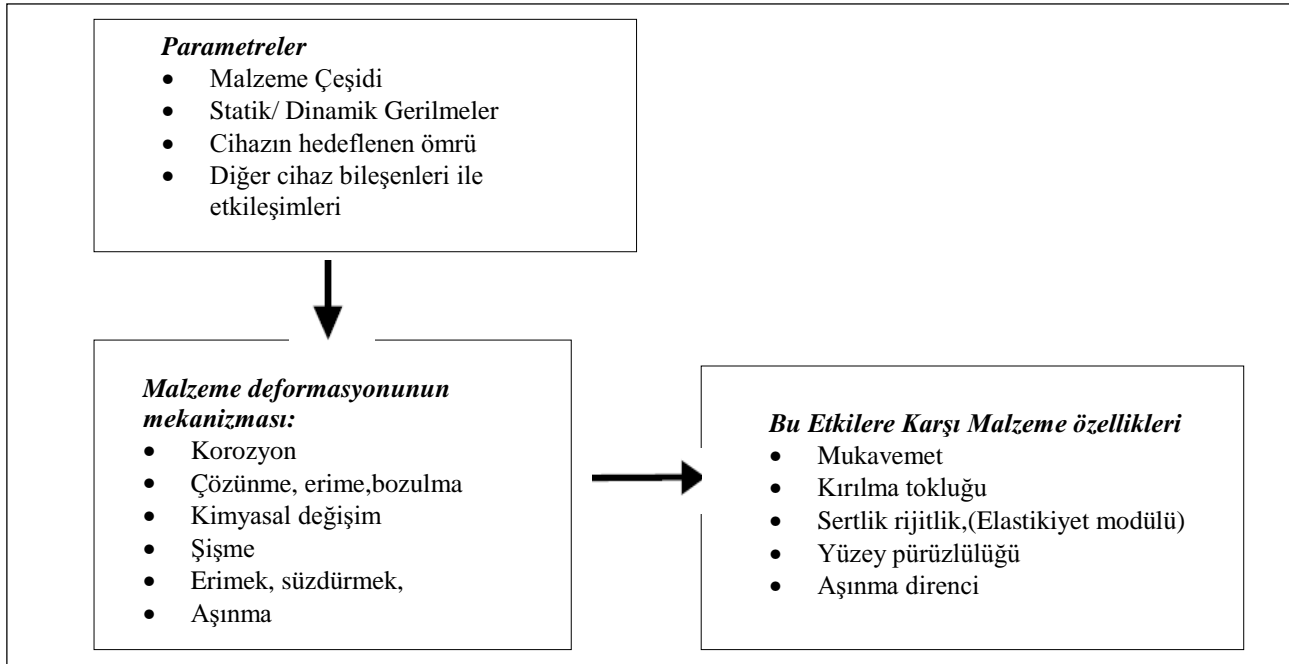
Biyoyumluluğu yüksek olan malzemeler, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olarak

gruplandırılabilir. Alüminyum oksit, biyoaktif cam, karbon ve hidroksiapatit (HA) biyoyumlu seramik malzemelere örnek olarak verilebilir. Biyomalzeme

olarak kullanılan metaller ve alaşımlar ise, altın, tantal, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları. Polietilen (PE), poliüretan (PU), politetraoroetilen (PTFE), poliasetal

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarını tespit için kullanılan ince metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum, Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teşon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Poli (etilen teraftalat), teşon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teşon, poliüretan
Organlar Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojel Silikon-akrilat, hidrojel Kolajen, hidrojel

Şekil 4. İmplant Cihazlarda Kullanılan Doğal ve Sentetik Malzemeler[10].



Şekil 5. Fizyolojik Ortamın Malzemelere/Cihazlara Etkileri

(PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi çok sayıda polimer, tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır. Her malzemenin kendine özgü uygulama alanı mevcuttur. Polimerler, çok değişik bileşimlerde ve şekillerde (lif, film, jel, boncuk, nanopartikül) hazırlanabilmeleri nedeniyle biyomalzeme olarak geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Metaller, sağlamlıkları, şekillendirilebilir olmaları ve yıpranmaya karşı dirençli olmaları nedeniyle biyomalzeme olarak bazı uygulamalarda tercih ediliyorlar. Metallerin olumsuz yanlarıysa, biyoyumluluklarının düşük olması, korozyona

tüm bu malzeme gruplarına alternatif olarak da kompozit malzemeler geliştirilmiş [10].

KARBON FİBER, ALAŞIMLI ALÜMİNYUM VE TERMOPLASTİK BAZLI HAMMADDE İLE İMAL EDİLMİŞ HALKA TİPİ (İLİZAROV) FIKSATÖRLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN TEST EDİLMESİ

Halka Tipi Fiksatorlerin Mekanik Özellikleri

Çeşitli klinik uygulamalar için birçok konfigürasyonu bulunan eksternal fiksator sisteminde, başarılı sonucu etkileyen biyolojik faktörlerin yanında sistemin

Biyometaller	Kullanıldığı yerler	Standard ve mekanik özellikleri
CoCrMo Alaşımları	Yapay eklemlerde ve dişçilikte	ASTM F 136-98 $\sigma_y = 430-490$ MPa $\sigma_{uts} = 720-890$ MPa Elongation = 5-17%
Ti Alaşımları	Kalp pilleri, dişçilik, protezler	ASTM F 136-98 $\sigma_y = 760$ MPa $\sigma_{uts} = 825$ MPa Elongation = 8%
316 Paslanmaz Çelik	Ortopedide teller, vidalar ve bağlantı elemanlarında	ASTM F 138-97 $\sigma_y = 190-690$ MPa $\sigma_{uts} = 190-690$ MPa Elongation = 40-12%

Şekil 6. Biyometaller ve Özellikleri [11].

uğramaları, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salımı gibi özellikleridir. Seramikler, biyoyumlulukları son derece yüksek olan ve korozyona dayanıklı malzemelerdir. Fakat bu avantajlarının yanı sıra, kırılğan, işlenmesi zor, düşük mekanik dayanıma sahip, esnek olmayan ve yüksek yoğunluğa sahip malzemelerdir. Homojen özellik gösteren ve kullanım açısından dezavantajlara sahip olan

biyomekanik özellikleri önem taşımaktadır. Tüm fiksator sistemlerinde, stabil bir çatı ve çivi konfigürasyonu, iyi bir klinik sonuç için gerekmektedir. Herhangi bir fiksator sisteminde; tedavi süresince gereken mekanik konfigürasyonu yani stabilitesi ve fiksatorün mekanik yanıtı şeklinde ifade edilen rijitliği bulunması gereken iki önemli faktördür[15].

Uygulamada fiksatorlere etki eden çeşitli kuvvetler neticesinde çemberlerin rijitlikleri ve stabilizeleleri azalabilir.

Çemberlerin birbiri üzerine kuvvetler gelir ve üzerinde teller gerili olan çemberler deformasyona uğrarlar. Bu deformasyonların çok olması tedavinin olumlu bir şekilde gelişmesini engellemektedir. Bu nedenle araştırmacılar gerek çember malzemelerinin ve gerekse diğer sistem elemanlarının mekanik özelliklerini iyileştirmek için çalışmalarda bulunmuşlardır.

Mekanik Testler ve Standartları

Biomedikal cihaz ve aletlerin kullanıldıkları yerlerde gerekli performansı göstermeleri için değişik geometri, malzemeler ve imalat yöntemleri kullanılarak geliştirmek gereklidir. Bunu gerçekleştirmek için klinik uygulamalardan önce bu cihaz ve aletlere çeşitli testler ve analizler uygulanmalıdır. Test Yöntemleri olarak;

mutlaka daha önceden testlerle görülmüş olmalıdır. Bu nedenle klinik uygulamalardan evvel test neticeleri analiz edilmeli ve kullanım şartlarına göre simülasyon yapılmalıdır.

Çok çeşitli implantlar kullanıldığı için bunların test standartlarını oluşturmak çok güçtür. Çünkü yeni tasarımların hepsi standartların çok sık modifiye edilmesi zorunluluğunu getirir. Mekanik testler için Tablo 1'de verilen malzemelerden imal edilmiş fiksatorler kullanılmıştır.

Halkaların Basma Kuvvetlerine Karşı Dayanım Testi

Halkalar, tellere uygulanan germe kuvvetlerinden dolayı daireselliğini değiştirme yönünde zorlanmaya maruz kalırlar. Halkaların rijitlikleri ve basma kuvvetine

Tablo 1. Polieterimid Reçinesi (Polyetherimide Resin) Deneysel Çalışmada Kullanılan Halka Malzemelerinin Bazı Özellikleri

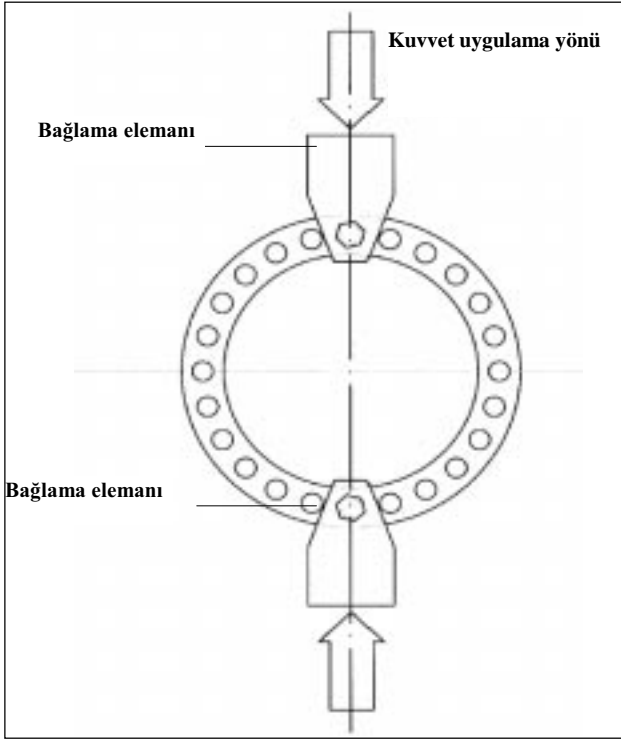
Bazı Özellikleri	Değeri	Birim	Standart
Bağlı Geçirgenlik, 1 MHz	3.6	-	IEC 60250
Yayıma Faktörü, 50/60 Hz	0.01	-	IEC 60250
Karşılaştırılmalı Tracking İndeks	125	V	IEC 60112
Çekme Gerilmesi,(Kopma) , 60 mm/min	100	MPa	ISO 527
Çekme Şekil Değişimi,(Kopma) 50 mm/min	1.5	%	ISO 527
Çekme Modülü, 1mm/min	12500	MPa	ISO 527
Esneme Dayanımı (Kopma), 2 mm/min	150	MPa	ISO 178
Esneme Modülü, 2 mm/min	12000	MPa	ISO 178

Karbon Elyaf (Carbon Fibre)		
Bazı Özellikleri	Değeri	Birim
Çekme Dayanımı min.	2.5	GPa
Çekme Modülü	215-240	GPa
Yoğunluk	1.78	g/cm ³
Karbon İçeriği	93	%

İngiliz(BSI), Avrupa(EN), Uluslararası(ISO) ve Amerikan(ASTM) standartlarındaki yöntemler, daha önceden yayınlanmış test yöntemleri ve fiksator özelliklerine göre oluşturulacak test yöntemleri kullanılır.

Kullanılacak herhangi bir implantın başarılı olacağı

dayanımları Şekil 7' de şematik olarak gösterildiği gibi Instron-8500 cihazı ile uygulanan kuvvetlerle ölçülmüştür. Halkalara kuvvet uygulanabilmesi için alt ve üst çene vazifesi yapan aparat imalatı yapılmış ve kuvvet şeklindeki gibi uygulanmıştır. Bu test ASTM F1541-02-A.3. (1996 yılına kadar ASTM:F1746-96 Standart Test Method for Determining In-Plane Compressive Properties of Circular or Segment Bridge Elements başlıklı test prosedürü kullanıldı. Daha sonra ASTM:F1541-02 Standart Specification and Test Methods for External

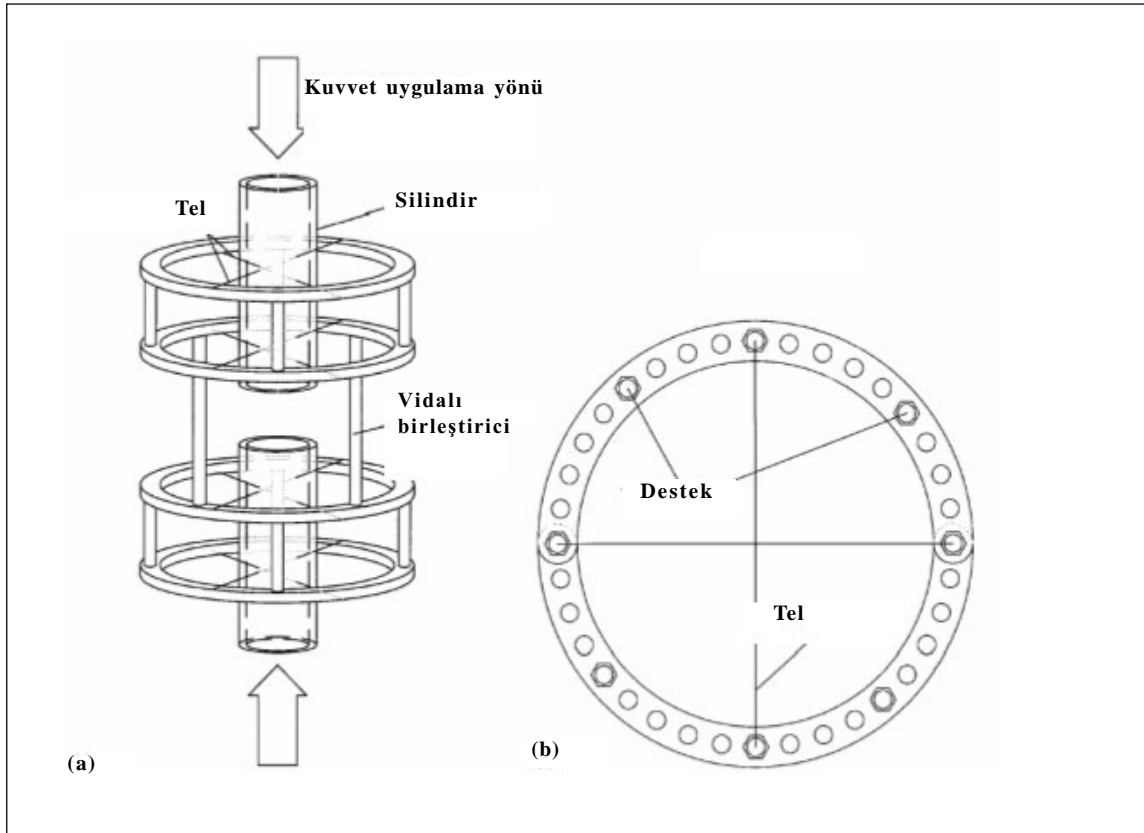


Şekil 7. Halkaların Basma Kuvvetleri Testi Şematik Gösterilmesi

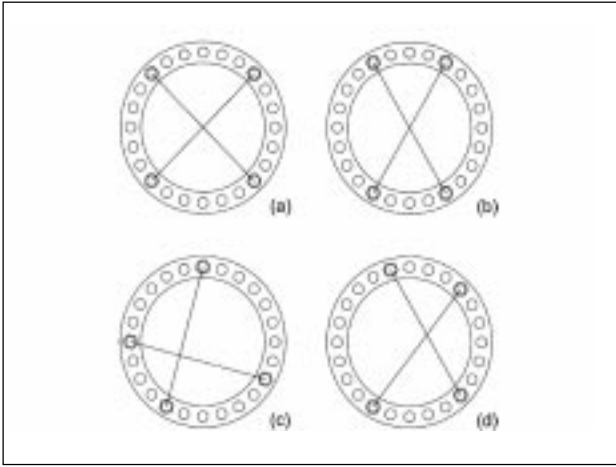
Skeletal Fixation Devices standartının ek A.3. Test Method For Determining İn-Plane Compressive Properties of Circular or Segment Bridge Elements test prosedürü kullanılmaya başlandı.)standartlarına göre yapılmıştır.

Tel - Halka Çerçeve Sisteminin Basma Kuvvetlerine Dayanım Testi

Tedavide kullanılacak fiksator sisteminde, tellerin sayısı, pozisyonu ve yerleştirme planı çok önemlidir. Literatür değerlerine göre teller yetişkinler için kullanılan 1200 N'luk kuvvetle tel gerdirme aparatı yardımıyla gerilmiştir. Tel sayısı bükülme ve aksel stabilizeye etki etmektedir. Yapılan deneylerde bir çerçevede iki tel kullanılmıştır. Tel-Halka Çerçeve sisteminin bu kuvvetlere karşı dayanıklılığı ISO-1438 Uluslar arası standartına göre gerçekleştirilir. Bu standarta göre Şekil 8'de gösterildiği gibi dört halka



Şekil 8. Tel-Halka Çerçeve Sisteminde Kuvvet Uygulanması[13].

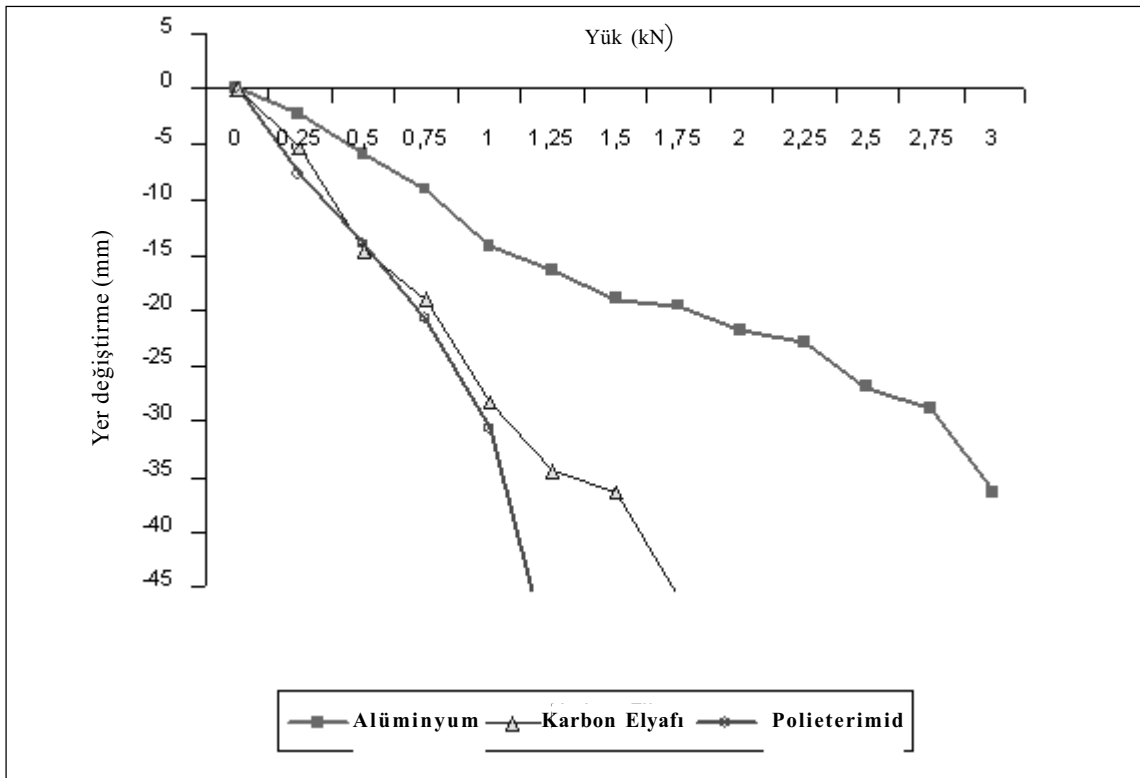


Şekil 9. Tel-Halka Çerçeve Sisteminde Çeşitli Tel Bağlama Pozisyonları

birbirine bağlanmıştır. Bu testin uygulanması için kemik yerine kullanılacak malzeme imalatı (boru) yapılarak test standardındaki Şekil 9'da gösterilen tel bağlama şekillerinden (a) daki bağlama şekli kullanılarak Instron-8500 cihazı ile kuvvet uygulanmıştır.

SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Üç değişik malzemeden alüminyum alaşımı, karbon elyafı ve polieterimid reçinesinden imal edilmiş aynı çaptaki çemberlerde ikişer adet 1.8 mm çaplı çelik teller kullanılmıştır. Fiksator sistemine Instron-8500 cihazı ile 3 mm/min (Crosshead Speed) hızda uygulanan kuvvetler neticesinde deneysel verilere göre elde edilen şekil 10'da görüldüğü gibi alüminyum halkalarda şekil değişiminden dolayı meydana gelen yer değiştirmeler diğerlerine göre daha az olmaktadır. Literatürde de uygulanan basma kuvvetlerine karşı performansı en iyi çelik sonra alüminyum ve daha sonra karbon kompozit türü malzemeler olduğu belirtilmektedir[16]. Bu çalışmada literatürde bulunan alüminyum ve karbon elyafından imal edilmiş halkalar yanında polieterimid reçinesinden imal edilmiş halkalar test edilmiştir. İçeriği daha önce verilen Polieterimid reçinesinden fiksatorlerin imalat maliyeti



Şekil 10. Tel-Halka Çerçeve Sistemlerinin Kuvvet-Yer Değişirme Grafiği.

diğerlerine nazaran düşüktür. Bu nedenle üç halka karşılaştırılmıştır. Üç halkada da yaklaşık 1 kN' luk kuvvetten sonra yer değiştirmelerin azaldığı halkaların kuvvete karşı tepki gösterdiği görülmüştür. Tüm halkalara standartların dışında da tahribat meydana gelinceye kadar kuvvet uygulanmıştır. Karbonelyafı ve Polieterimid reçinesinden imal edilmiş halakaların tel bağlantı yerlerinde bir tahribatlar meydana gelmiştir.

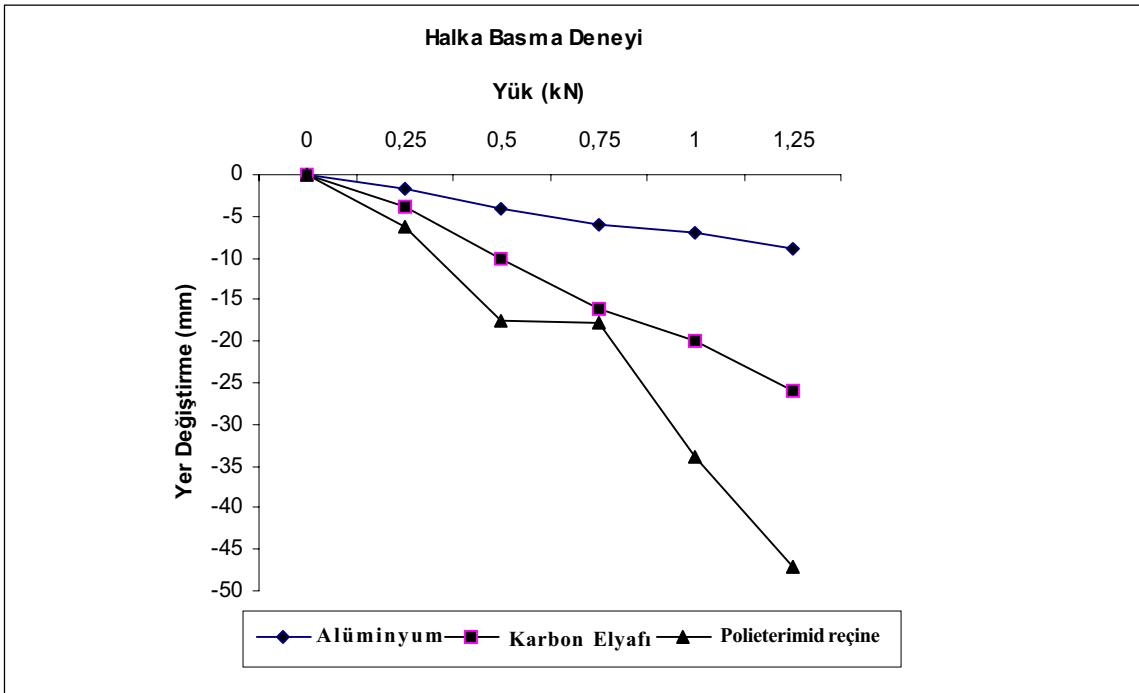
Karbon Fiber Halka sisteminde alüminyum halklara nazaran daha fazla yer-değiştirme meydana gelmiş ve 2 kN' luk kuvvetten sonra tel bağlantı yerlerinde çatlaklar oluşmuş ve 3,5 kN' luk kuvvetten sonra tamamen tahrip olmuştur.

Polieterimid reçine halka-tel çerçeve sistemine uygulanan kuvvetler neticesinde yer değiştirmelerin diğer iki halkaya göre daha fazla olduğu ve esneme yaptığı görülmüştür. Daha fazla yer değiştirme yaptığı için tel bağlantısı yaklaşık 55 mm'ye kadar yer değiştirme yaptıktan sonra 4 kN' luk kuvvetten sonra tel bağlantıları

aşırı zorlanmadan ve tel plastik deformasyona uğramış olmasından dolayı çatlaklar meydana gelmiştir.

Halkalara uygulanan kuvvetler sonucunda alüminyum alaşımı halkanın rijitliğinin fazla olmasından dolayı yer değiştirmeleri (sehim) düşük değerlerde gözlemlenmiştir. Karbon Elyafı ve Polieterimid reçine halkalar şekil değiştirilebilme özellikleri daha iyi olduğu için şekildeğişimine kırılmadan müsaade etmiştir.

Daha önce açıklandığı gibi kullanılan malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştirme çalışmaları yanında tedavi sırasında kırık bölgenin incelenmesi yapılırken bu bölgenin filminin çekilmesi gerekmektedir. Alüminyumun mekanik özellikler açısından diğerlerinden daha iyi olması her kırıkta kullanılması anlamına gelmemektedir. Bu nedenle ışın geçiren ve mekanik özellikleri iyileştirilmiş karbon elyafı ve Polieterimid reçine malzemelerden imal edilmiş fiksatorler kullanılmaktadır. Bir fiksatorün tasarım aşamasında, uygun fonksiyonu elde edebilecek, işlem



Şekil 11. Tel Halkaların Kuvvet-Yer Değiştirme Grafiği

için gerekli zamanı düşürecek, cerrahi açıdan uygunluk sağlayacak özelliklere sahip olması istenir. Ticari açıdan ise; basitlik, taşınabilirlik, parça sayısı, büyüklük ve kolay stoklanabilmesi, malzeme, çevre etkileri ve maliyet göz önünde bulundurulmalıdır. Dünya çapında her yıl kullanılan protez ve implant sayıları ile gerekli para miktarları oldukça yüksek olup her geçen gün artış göstermektedir ve bu pahalı araştırmalar yeni tasarımlar biyomateryaller ve kapsamlı araştırmalarda ön plana çıkmaktadır. Ülkemizde fiksator imalatçıları uluslar arası pazarlarda söz sahibi olabilmeleri için standartlara uygun fiksator imal etmelidirler. Bunun için tıp ve mühendislik çalışmalarından faydalanmalıdırlar. Bu çalışmada Polieterimid reçineden imal edilmiş olan halkalar daha önceden kullanılan karbon elyafı ve alüminyum halkalarla mekanik özellikleri yönünden karşılaştırılmış ve polieterimid reçineden imal edilen halkaların standartların istediği mekanik özelliklere sahip olduğu gözlemlenmiştir. Diğerlerine göre çok daha ucuz imalat maliyetine sahip olan polieterimid reçineden imal edilen halkaların klinik uygulamaları da yapılacak çalışmalar neticesinde olumlu neticeler verirse ülkemiz ekonomisine olumlu katkılar sağlayacaktır.

KAYNAKÇA

1. **Bozdağ, E.**, "Tıpta Mühendislik Uygulamaları ve Ortak Çalışmalarımız", Biyomekanik, İ.T.Ü. Makina Fakültesi, Lodos Yayıncılık, Haziran (2000).
2. **Kar, N.**, "Ekstremita Travmaları (Acil Yaklaşım)", İ.Ü.Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Eğitim Etkinlikleri Acil Hekimlik Sempozyumu, İstanbul, 16-17 Ekim (1997).
3. <http://cuort.kolayweb.com/449291554685.htm> (Erişim Tarihi: Haziran 2003)
4. <http://wings.buffalo.edu/courses/fa02/mae/517/Lecture%2013.pdf> , Prof. Israel Ziv, Applied Orthopedic Biomechanics,2002 lecture nots.
5. http://www.medicine.ankara.edu.tr/surgical_medical/orthopaedics/turkish/kadro/kus/khkgb.htm (Erişim Tarihi: Haziran 2003).
6. **Mutlu, B.**, "Kırık Kemik Tedavilerinde Kullanılan Dış Fiksator Aletinin Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analizi, Test Cihazı Tasarımı Ve İmalatı", M.Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, 2004.
7. <http://orthoinfo.aaos.org/all.cfm> (Erişim Tarihi: Ağustos 2003).
8. <http://lokman.cu.edu.tr/ercan/ilizarov/ileri/tasarim.htm> (Erişim Tarihi: Nisan 2003).
9. <http://www.ilizarov.com> (Erişim Tarihi: Nisan 2003).
10. <http://www.biltek.tubitak.gov.tr/poster/vekitapciklar/kitapciklar/biyomalzemeler.pdf>
11. <http://www.materials.unsw.edu.au/news/biomed-t.pdf> (Erişim Tarihi: Temmuz 2004)
12. **Checketts, R.G., Young,C.F.**, "(iii)External Fixation of Diaphyseal Fractures of the Tibia",Current Orthopaedics (2003) 17, 176-189.
13. **Baidya, K.P., Ramakrishna,S., Rahman,M., Ritchie,A.**, "Advanced Textile Composite for Ilizarov External Fixator System", Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Vol 215 Part H.,2001.
14. **Lucas,G.L, Cooke, F.W., Friis,E.A.**, "A Primer of Biomechanics", Sper-Verlag, New York,1999.
15. **Havıtçioğlu, H.**, İlızarov Eksternal Fiksatorü Uygulaması Biyomekanik Prensipleri, İlızarov Cerrahisi ve Prensipleri (Editör: Dr. Mehmet Çakamak, Dr. Mehmet Kocaoğlu)