T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKSTERNAL FİKSATÖR SCHANZ VİDALARINDA, YORULMA, ÇEKME-ÇIKARMA VE SIKMA-ÇÖZÜLME TORKLARININ ANALİZİ

Serhan ÜNSALAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAKİNE EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

Konya, 2006

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKSTERNAL FİKSATÖR SCHANZ VİDALARINDA, YORULMA, ÇEKME-ÇIKARMA VE SIKMA-ÇÖZÜLME TORKLARININ ANALİZİ

Serhan ÜNSALAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Serhan ÜNSALAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

Bu tez 30.11.2006 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.

Doç.Dr. Necmettin TARAKÇIOĞLU
Danışman

Prof.Dr. Mehmet ARAZİ
Üye

Prof.Dr. Ahmet AVCI
Üye

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

EKSTERNAL FİKSATÖR SCHANZ VİDALARINDA, YORULMA, ÇEKME-ÇIKARMA VE SIKMA-ÇÖZÜLME TORKLARININ ANALİZİ

Serhan ÜNSALAN

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Eğitimi Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Necmettin TARAKÇIOĞLU

2006, 93 Sayfa

Jüri: Prof. Dr. Ahmet AVCI
Prof. Dr. Mehmet ARAZİ
Doç. Dr. Necmettin TARAKÇIOĞLU

Yapılan bu çalışmada kırık kemik tedavisinde kullanılan, eksternal fiksatörlerin elemanı olan; schanz vidalarının yorulma, çekme-çıkarma deneyleri yapılmıştır. Deneyler, kemik geometrisine benzetilen polietilen kemik modeli üzerinde yapıldı. Polietilen kemik modeline önceden delinen pilot deliklere çeşitli tasarımlara sahip kortikal ve spongiöz schanz vidaları tek ve çift korteksli olarak yerleştirildi. Yorulma öncesi, sıkma torku ve çekme-çıkarma kuvveti ölçüldü. Yorulma sırasında eğilme miktarı ölçümü yapıldı. Yorulma sonrası, çözülme torku ve çekme-çıkarma torku ölçümü yapıldı. Yorulma 1.000 çevrim ara ile 10.000 çevrime kadar yapıldı. Deneyler sonucunda elde edilen eğilme miktarı, çekme-çıkarma kuvveti ve çözülme torku-çevrim sayısı grafikleri çizilerek yorumlandı. Sonuç olarak, yorulma etkisinin vida boşalmasına neden olduğu belirlendi.

Anahtar Kelimeler; Schanz vidası, Yorulma, Çekme-çıkarma, Tork,

ABSTRACT

Master Thesis

A Biomechanical Analysis Of Fatigue, Pull-Out And Insertion-Extraction Torque Analysis Of Schanz Screws In External Fixator

Serhan ÜNSALAN

Selçuk University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Machine Education

Supervisor : Assoc.Prof.Dr. Necmettin TARAKÇIOĞLU

2006, 93 Pages

Jury: Prof. Dr. Ahmet AVCI
Prof. Dr. Mehmet ARAZİ
Assoc. Prof. Dr. Necmettin TARAKÇIOĞLU

In this study, fatigue, pull-out experiments of schanz screws were carried out that is the part of external fixators used fort the treatment of fracture bone. Experiments were carried out on a polyethylene models likened to bone geometry. Cortical and spongious schanz screws having various designs were placed on the pilot holes previously drilled on polyethylene bone model as to be one or two cortex screws. Measurements for the pre-fatigue and compression-loosening torque and insertion-extraction power were performed. During fatigue, bending quantity was measured. Post-fatigue measurement of loosening torque and insertion-extraction torque was performed Fatigue was applied until 10.000 cycles with 1.000 cycle interval. Bending quantity, poll-out power and loosening torques-cycle number obtained as a result of experiments were explained by drawing their graphics. Finally, it was determined that the effect of fatigue caused screw release.

Key words: Schanz screw, Fatigue, Pull-Out, Torque

TEŞEKKÜR

Çalışmam boyunca değerli yardım ve katkılarından dolayı başta tez danışmanım Doç. Dr. Necmettin TARAKÇIOĞLU'na, deneye yardımcı olan Meram Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Mehmet ARAZİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Deney aşamasındaki yardımlarından dolayı DMC Torna'dan İlhan DEMİRCİ'ye ve Özkan Plastik'e, çalışmamda çevirilere yardım eden, maddi ve manevi desteğini hiç esirgemeyen R.Meltem ÜNAL ve eşime teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa no

ÖZET i
ABTRACT ii
TEŞEKKÜR iii
İÇİNDEKİLER iv
ŞEKİLLER vii
TABLOLAR x
KISALTMALAR VE SEMBOLLER xi
1. GİRİŞ 1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI 4
3. KEMİK VE KIRIK OLUŞUMU 12
3.1. Kemik 12
3.2. Kemik Kırığı Oluşumu 13
3.3. Kemik Kırığı Çeşitleri 14
3.4. Kemik İyileşmesi 16
4. KIRIK TESPİT CİHAZLARI (FİKSATÖRLER) 18
4.1. Giriş 18
4.2. İnternal Fiksatörler 18
4.3. Eksternal Fiksatörler 18
4.3.1. Halka Eksternal Fiksatör 19
4.3.2. Monolateral Eksternal Fiksatör 20
4.4. Eksternal Fiksatörün Parçaları 21
4.4.1. Schanz Vidası 21
4.4.1.1. Kortikal Schanz Vidaları 24
4.4.1.2. Spongiöz Schanz Vidaları 24
4.4.2. Çubuk (Rod) 24
4.4.3. Ara Bağlantı (Klemp) 25
4.5. Monolateral Eksternal Fiksasyon Çeşitleri 25
4.5.1. Tek Vidalı Fiksasyon 26
4.5.2. Çok Vidalı Fiksasyon 27

Sayfa no

4.5.3. Farklı Düzlemlerde Fiksasyon 28
4.6. Eksternal Fiksatörlerin Avantaj Ve Dezavantajları....29
4.6.1. Eksternal Fiksatörlerin Avantajları 29
4.6.2. Eksternal Fiksatörlerin Dezavantajları: 29
5. PLASTİKLER....30
5.1. Giriş....30
5.2. Plastiklerin Sınıflandırılması....31
5.2.1. Termoplastikler 31
5.2.2. Termosetler 33
5.2.3. Elastomerler 33
6. YORULMA 34
6.1. Giriş....34
6.2. Yükleme Çeşitleri....35
6.3. Gerilme Çeşitleri 36
7. DENEYSEL ÇALIŞMA 38
7.1. Giriş....38
7.2. Deney Parametrelerinin Tayini 38
7.3. Deneyde Kullanılan Malzemelerin Hazırlanması 39
7.3.1. Schanz Vidaları 39
7.3.2. Polietilen Kırık Kemik Modelinin Hazırlanması 43
7.3.2.1. Çift Korteksli Yerleştirme....44
7.3.2.2. Tek Korteksli Yerleştirme....45
7.3.3. Yorulma Deney Cihazının Hazırlanması ve Yorulma Deneyi....46
7.3.4. Torkun Ölçülmesi 51
7.3.5. Eğilme Miktarının Ölçülmesi....52
7.3.6. Çekme-Çıkarma Deneyi....53
8. DENEY SONUÇLARI 55
8.1. Yorulma Sonrası Tork ve Yorulma Sırasındaki Eğilme Miktarı Grafikleri 55
8.2. Çekme-Çıkarma Deney Sonuçları....71
9. TARTIŞMA 73

Sayfa no

10. ÖNERİLER VE SONUÇ 78
KAYNAKLAR 80
EKLER.....84

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa no

Şekil 3.1 Femur kemiği ve yapısı....13
Şekil 3.2 Kırığı oluşturan mekanik etkiler....14
Şekil 3.3 Kırık çeşitleri....15
Şekil 3.4 Kemiğin iyileşmesi a. yangı evresi b. yangı-onarım ara evresi c. onarım evresi d. onarım-şekillenme evresi e. şekillenme evresi....16
Şekil 4.1 İnternal fiksatör....18
Şekil 4.2 Halka eksternal fiksatör....20
Şekil 4.3 Monolateral eksternal fiksatör....21
Şekil 4.4 Schanz vidası....22
Şekil 4.5 Çubuk (Rod)....24
Şekil 4.6 Ara bağlantı çeşitleri....25
Şekil 4.7 Tek schanz vidalı fiksasyon....27
Şekil 4.8 Çoklu schanz vidalı fiksasyon....28
Şekil 4.9 Farklı düzlemlerde fiksasyon....29
Şekil 6.1 Çelik bir aksın yorulma kırılması yüzeyinin makroskobik görünümü....34
Şekil 6.2 Tekrarlı gerilme-zaman eğrileri....35
Şekil 6.3 Basit gerilme çeşitleri....37
Şekil 7.1 Çift vidalı fiksasyonda yükleme şekli....39
Şekil 7.2 Deneyde kullanılan schanz vidaları....39
Şekil 7.3 Uç tasarımsız kortikal schanz vidalası....41
Şekil 7.4 Uç tasarımsız spongiöz schanz vidası....42
Şekil 7.5 Schanz vidasının uç tasarım şekli....42
Şekil 7.6 Çift korteksli yerleştirilme için polietilen kemik modeli işleme ölçüleri....41
Şekil 7.7 Tek korteksli yerleştirilme için polietilen kemik modeli işleme ölçüleri....42

Sayfa no

Şekil 7.8 Çift korteksli yerleştirilmiş kortikal schanz vidasının yarım kesit görünümü....45
Şekil 7.9 Çift korteksli yerleştirilmiş spongiöz schanz vidasının yarım kesit görünümü....45
Şekil 7.10 Tek korteksli yerleştirilmiş kortikal schanz vidasının yarım kesit görünümü....46
Şekil 7.11 Tek korteksli yerleştirilmiş spongiöz schanz vidasının yarım kesit görünümü....46
Şekil 7.12 Yorulma test cihazı....48
Şekil 7.13 Pinömatik pistonun sabitlenmesi ve bağlantıları....50
Şekil 7.14 Dinamometre....51
Şekil 7.15 Tork ölçümü....52
Şekil 7.16 Eğilme miktarının ölçülmesi....53
Şekil 7.17 Çekme-çıkarma testi....54
Şekil 8.1 Çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü....55
Şekil 8.2 Çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı....56
Şekil 8.3 Uç tasarımlı çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü....57
Şekil 8.4 Uç tasarımlı çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı....58
Şekil 8.5 Tek korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü....59
Şekil 8.6 Tek korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı....60
Şekil 8.7 Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü....61
Şekil 8.8 Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı kortikal schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı....62

Sayfa no

Şekil 8.9 Çift korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü 63
Şekil 8.10 Çift korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı 64
Şekil 8.11 Çift korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü 65
Şekil 8.12 Çift korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı 66
Şekil 8.13 Tek korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü 67
Şekil 8.14 Tek korteksli yerleştirilen spongiöz vidanın yorulma sırasındaki eğilme miktarı 68
Şekil 8.15 Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü 69
Şekil 8.16 Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı 70
Şekil 8.17 Tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının çekme-çıkarma deney grafiği 71
Şekil 8.18 Çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının çekme-çıkarma deney grafiği 72
Şekil 9.1 Çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının tork ölçümü sonuçları 74
Şekil 9.2 Tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının tork ölçümü sonuçları 75
Şekil 9.3 Çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının eğilme miktarı ölçümü sonuçları 76
Şekil 9.4 Tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının eğilme miktarı ölçümü sonuçları 77

TABLOLAR

Sayfa no

Tablo 6.1 Yorulma yük biçimleri için R değerleri. 36
Tablo 7.1 316 paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri.....40
Tablo 7.2 316 paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi 40

KISALTMALAR VE SEMBOLLAR

A	: Alan
F	: Kuvvet
L	: Mesafe
Me	: Eğilme moment
N	: Çevrim sayısı
P	: Basınç
p	: Vida adımı
r	: Yarı çap
R	: Yükleme oranı
T	: Tork
η	: Sürtünme katsayısı
σ	: Gerilme
δ	: Eğilme miktarı

1. GİRİŞ

Kemikler organizmada yer alan en sert dokulardır. Bu sebeple hayati önem taşıyan kalp, beyin, akciğer, omurilik gibi organları korur ve vücuda destek olur. Günümüzde artan trafik ve iş kazaları sonucu kırığın tedavisi ve tedavi süresi toplumun önemli bir sağlık sorunu durumuna gelmiştir. Kırık durumuna göre hastada oluşan durumlar ağrı, hareket zorluğu hatta kırık kemik olan organı hiç kullanamama olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu durumları bir an önce ortadan kaldırmak kırığın iyileşmesi olacaktır. Hastanın da en hızlı şekilde tedavi olarak bir an önce günlük hayatını devam ettirmesi sağlanmalıdır.

Dıştan veya içten etki eden kuvvetlerle kemik dokusunda oluşan ayrılmaya veya bu sebeplerle kemiğin anatomik bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına "Kırık" denir. Kemikteki kırılma etki eden kuvvetlerin derecesine ve kemiğin şoku absorbe edebilme yeteneğine göre ufak bir çatlaktan, bir veya birçok kemiğin kırılmasına; hatta komşu eklemlerde çıkık eşlik etmesine (Kırıklı-çıkık) kadar değişiklik gösterebilir. Kırığı oluşturan kuvvet sadece kemiği kırmayıp, beraberinde kemiğin etrafındaki deri, kaslar, tendonlar, damarlar, sinirler ve komşuluğundaki organları da yaralayabilir.

Ege (1989), kırığı oluşturan sebepleri ile kırık yeri ve yaşlara göre farklılıklar gösterdiğini belirtmiştir. Yeni doğum döneminde doğum travmaları, çocuklarda düşme, dövülme ve trafik kazaları, gençlerde spor ve trafik kazaları, orta yaşlarda trafik ve iş kazaları ve ileri yaşlarda düşmeler kırığı oluşturan başlıca nedenleri olmuştur.

Vücudun en uzun, en fazla yük taşıyan, çevresinde en fazla kas bulunan, direkt darbelere ve zorlamalara maruz kalan, diz ve kalça arasında bulunan femur kemiği tek parçadan ibarettir. Aynı zamanda diz ve ayak arasında bulunan tibia ve fibula kemikleri femurdan gelen yükleri taşır. Bu kemikler vücudun temel hareket fonksiyonlarını yerine getirmede önemli rolü vardır. Ayakta durma, yürüme, koşma, atlama, zıplama gibi faaliyetleri yerine getirir. Bu nedenlerden dolayı femur kemiği kırık iyileşmesinde uzun süre hareketsiz kalmak sıkıntıya sebep olmaktadır. Kırıkların % 8 kadarı femur cisim kırıklarıdır. Daha çok gençlerde ve çocuklarda görülmektedir.

Milattan önce Çinliler, Afrikalılar ve Mezopotamyalılar femur kırıklarını tahtadan veya bambu kamışlarından yaptıkları desteklerle tespit etmişlerdir. Bu yöntemle bazen etkisiz bazen de zararlı olunmaktadır. 5000 yıl geçmesine rağmen ne yazık ki Anadolu'da kırıkçı veya sınıkçılar tarafından az da olsa halen kullanılmaktadır.

1850'li yıllarda Hollandalı bir asker hekim diğer kırıklarda kullanılan alçıyı femur kemiğinde kullanmıştır. 1855'te Philadelphia'lı Smith, dizden menteşeli ve belden kemerli ayak bileği hareketli yürüme cihazını yapmıştır. 1875'de Hugh Owen Thomas, yaralıların taşınmasında günümüzde de çok kullanılan atelleri uygulamıştır. 1907'de Steinmann çivisi, 1911'de Kirschner teli ile başlayan kırıkların tedavisi 1930'larda iyice yaygınlaşmıştır. 1900'lü yıllardan itibaren uygulanmaya başlanan fiksatörlerin günden güne gelişmesi ve vida yeri enfeksiyonu gibi önemli bir komplikasyonunun uygun bakım koşullarına ve antibiyotiklerdeki gelişmelere bağlı olarak azalmasından sonra 1970 ve 1980'li yıllardan itibaren daha çok kullanılabilir olmuştur. Günümüzde ise takma kolaylığı, bakım kolaylığı, bakımından çok çeşitli tasarımlara sahip eksternal fiksatörler vardır.

Kırık olan kemiğin uygun bölgelerinden, kemiğe dışarıdan uygulanan vida, vida veya tellerin yardımıyla, dışarıda metal cihazlarla bunlar birbirine bağlanıp, fragmanlara hakim olunması ve tespit sağlanması yöntemine eksternal fiksasyon bu işe yarayan cihazlara da eksternal fiksatör denilmektedir. (Şekil 4.2-4.3) Kırık yeri açılmadan bu işlem yapılabildiği için, kırık iyileşmesini bozmama ve açık cerrahinin yan etkilerinden kaçınma gibi avantajları vardır. Vida, klemp, ve rod geleneksel bir eksternal fiksasyonda standarttır. Vidalar fiksasyonun en kritik elemanlarıdır. Bütün yükü kemikten fiksatöre taşırlar. Kemik-vida etkileşimi olduğu için en çok problem yaşanan elemandır. Bir takım sorunları gidermek için imalatından takılmasına kadar belli kurallara uyulması gerekir. Vida imalatında malzeme olarak en çok paslanmaz çelikler kullanılmaktadır. Malzeme yönünden vida, deri altında yüksek korozyon dayanımı olan ve enfeksiyona sebep olmayan alaşımlardan yapılmaktadır. Vida kemik kalınlığı, yaş, kullanma yeri gibi parametrelere bağlı olarak değişik çapta kullanılır.

Kishan ve arkadaşları (2002), kullanılan kemik vidalarının kemikte güvenli, güvenli olmayan ve tehlikeli yerlerin bulunduğunu belirtmişlerdir. Bu yerlerin anatomik, mekanik önem ve fiksatör yapılanmasına bağlı olduğunu belirlemişlerdirr.

Yapılan bu çalışmada eksternal fiksatörlerde kullanılan değişik tasarımlara sahip olan schanz vidalarının kemik geometrisine benzetilen polietilen kemik modeline 2 farklı yöntemle yerleştirilmesi yapıldı. Vidalara 2 deney uygulandı. Yerleştirilen vidalara ilk olarak yorulma uygulandı. Yorulma 1000'er çevrim arayla tekrarlandı ve deney sonucunda bir dinamometre yardımı ile schanz vidalarının çözülme torkları ölçüldü. İkinci olarak vidalar yorulma uygulaması sonrası çekme-çıkarma testleri çekme tezgahında ölçüldü. Elde edilen yorulma öncesi değerler, yorulma eğrileri ve çekme çıkarma kuvvetleri karşılaştırılarak değişik tasarımlara ve yerleştirme tekniklerine sahip schanz vidalarının tutunma kabiliyetleri belirlendi.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Karatosun ve arkadaşları (1996), yaptıkları klinik çalışmada fiksatör kullanılarak tedavi edilen değişik tibia kırıklarında izlenen hastalarda yine fiksasyona bağlı yan etkiler görmüşlerdir. Sonuç olarak tibia kırıklarının tedavisinde eksternal fiksatör başarılı bir yöntem olmakla birlikte oluşabilecek yan etkilerin önlenebilmesi için özel teknik ve yakın hasta bakımına gerek olduğu belirtmişlerdir.

Özbarlas ve arkadaşları (1994), yaptıkları klinik çalışmada 1988–1992 yılları arasında eksternal fiksatörle tedavi edilen 29 femur kırıklı hastanın değerlendirilmesi yaptılar. 23'ü açık kırık olan olguların tümüne eksternal fiksatör uygulanmıştır. Takibi yeterli olan 17 olgunun 16'sında tam kaynama elde edilmiştir. Komplikasyon olarak 2 olguda angulasyon, 1 olguda kısalık, 1 olguda osteomyelit, 4 olguda çivi yolu enfeksiyonu ve 8 olguda diz hareketlerinde kısıtlanma görülmüştür. Diz hareketlerinde kısıtlanma önemli bir sorun olmakla birlikte, seçilmiş olgularda bu yöntemin özellikle kaynama açısından tatmin edici sonuçlar verdiğini belirlemişlerdir.

Karatosun ve arkadaşları (1999) yaptıkları diğer bir klinik araştırmada kemik veya kemikler kırıldığında iyileşene kadar, doğru konumda iyileşmenin sağlanabilmesi için ilave desteğe ihtiyaç duyacaklarından, eksternal fiksatörle kırık tespitinden sonra günlük yaşamını devam ettiren hastalar üzerinde yapılan klinik araştırmalarda pek çok yan etkilerle karşılaşılmıştır. Hastaların gözlem süresi 12 ile 39 ay arasında oluşan yan etkileri femur ve tibia kemiklerin de çeşitli yan etkiler gelişmiştir. Vida gevşemesi ve vida yolu enfeksiyonu en çok rastlanan yan etkileri olarak belirlenmiştir. Fiksasyonun mekanik yetersizliği, vida eğilmesi, vida yerleşimi sırasında kemikte çatlak oluşumu, yara yerinde enfeksiyon, eklem hareketinde kalıcı kısıtlılık ve kırık kemikte kalıcı kısıtlılık rastlanan diğer yan etkileri olarak belirlenmiştir. Oluşan yan etkilerin büyük bir kısmının kemik-vida etkileşimi ile ilgili olduğu görmüşlerdir.

Uhthoff (1973) Genel klinik eksternal fiksatör uygulamalarında yerleştirme tekniği, vida-kemik ara yüzeyinde vida gevşemesi ve termal hasar sonucu enfeksiyon meydana geliştiğini belirtmiştir. Kemik fiksatör sisteminde yapısal dayanıklılıkta vida gevşemesinin etkili olduğu ve enfeksiyon riskini arttırdığını göstermiştir.

Matthews ve arkadaşları (1982), insan kadavrasından alınan kemikte yaptıkları araştırmada maksimum ısı ve vida takılması sırasındaki ısı 55 ºC ölçülmüştür. Vidalama çeşitleri farklı diş şekilleri, delinerek montaj ve farklı hızlara delme yapılarak incelenmiştir. Delme sırasında oluşan ısı 55 ºC yi geçmesi durumunda delik çevresinde kemik hücresi ölümlerine yol açmakta ve sıcaklığı düşürmenin en iyi metodu delinerek vidaların takılması olduğunu kanıtlamışlardır.

Erikssson ve arkadaşları (1982), tavşan tibiasına yerleştirilen titanyum implant üzerinde yaptıkları araştırmada kemik dokusunun termal kritik sıcaklık olan 53 ºC'de kan dolaşımının azaldığını ortaya koymuşturlar. Kemiğe tutturulan vida ve diğer implantların kemik hücresine vidalanması sırasında sürtünmeden, sıkışmadan ve delme sırasında kesmeden dolayı ısı artışına dikkat edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Mahan ve arkadaşları (1991), vida yolu enfeksiyonu hastalıklarının belirleyen nedenleri araştırmışlardır. Araştırmada 42 hasta üzerinde 214 vida belirlenen süre sonunda çıkarılmıştır. 89 vidada iltihaplanma, 49 vidada gevşeme ve 160 vidada bakteri üremesi görülmüştür. Vida gevşemesi olan yerde bakteri üremesi ile enfeksiyon oluştuğu görülmüştür. Vida gevşemesi ile oluşan kemik vida arasında ki yüzeyde bakteri oluşumuna sebep olduğu sonucuna varılmıştır.

Carmichael ve arkadaşları (2005), yaptıkları araştırmalar sonucu femur kırıklarında kullanılan eksternal fiksatör vidalarında komplikasyonlarla karşılaşmışlardır. Bu durumu komplikasyonları belirlemek amacı ile 22 hasta da oluşan durumu incelemişlerdir. Oluşan komplikasyonların en önemlisi 12 hastada vida yolu enfeksiyonu olarak görülmüştür. Vida apsesi, redüksiyon yetersizliği ve tekrar kırılma oluşan diğer komplikasyonlar olarak görülmüştür. Fakat kesin bir sonuca varılmasa da kırık şekli, dinamizasyon durumu, fiksatör tipi, vida çapı ve vida sayısına bağlı olduğu belirlemişlerdir.

Hutchinson ve arkadaşları (2000), yaptıkları klinik çalışmada 4 ve 2,5 mm'lik 100 adet eksternal fiksatör vidalarını kemik üzerinde delik olmadan vidanın kendisi delerek vidalanmıştır. Bu teknikle ısı yükselmesine bağlı vida yolu enfeksiyonu gerçekleşmiştir. Diğer bir teknikte ise yine aynı çaplardaki 100 adet vida önce matkapla delme işlemi daha sonra vidaların yerleştirilmesi yapılmıştır. Deney sonucu apaçık olarak ortaya koymuştur ki delinmeden yerleştirilen vidalarda ısı 55°C geçtiği

için kemik dokunun ölmesi görülmüştür. Vida yolu enfeksiyonları delinerek vidalama sonucunda ısı artışı olmadığını klinik olarak ortaya koymuşlardır.

Kamble ve arkadaşları (1996), 1993–1995 yılları arasında yaptıkları 50–94 yaş aralığındaki insanlar üzerinde çalışmışlardır. Ekternal fiksatörün cerrahi yara yerinin küçüklüğü, dolayısı ile kan kaybının az olması ve en büyük avantajı ise hastanın erken yürümeye başlaması kırık tedavisindeki üstünlüğü olduğunu ortaya koymuşlardır. Fakat yaşlı hastalarda büyük kemiğin kırılganlığının artması sebebiyle risk taşıdığını belirlemişlerdir.

Kwok ve arkadaşları (1996), konik ve silindirik kemik vidalarının sıkma torkları ve çıkarma kuvvetleri arasındaki bağıntıyı araştırmışlardır. Yapılan 78 insan kadavrası omurga kemiğine takılan vidaların sıkma torkları ve çıkarma kuvvetleri kaydedilmiştir. Sonuç olarak konik vidaların, silindirik vidalardan daha yüksek bir sıkma momentine sahip olduğunu görülmüştür. Çekme-çıkarma deneyinde ise vida çeşitleri arasında belirli bir farklılık görülmemiştir.

İnceoğlu ve arkadaşları (2004), buzağı omurga kemiğinde yaptıkları araştırmada sıkma torku ile çıkarma kuvvetini karşılaştırmışlardır. 3 farklı profillere ve tiplere sahip kemik vidaları 27 omurga kemiğine 2 şer adet vidalanmıştır. Kemik-vida ara yüzeyinde ve vida özelliklerine bağlı olarak mekanik özelliklerinin değiştiği görülmüştür. Ayrıca yapılan deneyler sonucunda sıkma torku ile çıkarma kuvveti arasında güvenilir bir bağıntı kurulamamıştır. Vida profillerinin, eksenel olarak çıkarma kuvvetine etkilerinin küçük olduğu görülmüştür. Kemik mineral yoğunluğu, cerrahi teknik, vidanın oryantasyonu, vida diş tasarımı, çapı, adımı ve uzunluğu tutunmayı etkileyen sebepler olmuştur. Vidayı çevreleyen kemiğin kortikal ve spongiöz olması beklenen değişikliklere sebep olmuştur. Konik vidaların sıkma torku geleneksek silindirik vidalardan daha büyük olduğu görülmüştür. Sıkma torku ile çıkarma kuvveti arasında herhangi bir bağıntı gözlenmemiştir. Geleneksel olmayan adım ve diş şekline bağlı vida tasarımı, diğer geleneksel olan V tipi diş tasarımına sahip olan vidalara göre daha yüksek yerleştirme torkuna sahip olduğu belirlenmiştir.

Hou ve arkadaşları (2002), çalışmalarında 5 farklı üreticiden alınan kemik vidalarının 3 nokta eğilme ve eğilmeli yorulma deneyi yapmışlardır. Deneyde kullanılan vidalar uç tasarımı, diş tasarımı ve hiç diş açılmamış vidalar kullanılmıştır. Dış çapı 40 mm ve iç çapı 30 mm olan silindirik polietilen boruya vidalanan kemik

vidaları, vida eksenine dik olarak tek noktadan çevrimsel olarak yorulmaya tabi tutulmuştur. Deney sonucu olarak üzerine diş açılmamış olan vidanın en fazla yük taşıdığı ve yorulma ömrünün uzun olduğu görülmüştür. Diğerlerine göre 10–100 kat arasında daha dayanmıştır. 5 üreticiden alınan vidaların yüksek yüklemeler sonucunda kısa yorulma ömrü tespit edilmiştir. Araştırma sonucunda kırılma yüzeylerinde herhangi bir metalurjik ve imalat hatası görülmemiştir. Fakat yüzeydeki mikro kusurlar beklenen vida kırılmasını gerçekleştirmiştir.

Mutlu ve Kurt (2005), kemik iyileşmesinde kırık kemiğe destek olarak kullanılan halka tipi fiksatörlerin testlerini yapmışlardır. Tedavi süresince kemiklerin istenilen konumda kalmaları gerekmektedir. Yapılan çalışmada 3 değişik malzemeden imal edilmiş fiksatör ve fiksatör halkalarının değişik pozisyon ve yükleme durumlarında mekanik davranışları belirlenmiştir. Alüminyum alaşım, karbon elyaf ve polieterimid reçineden yapılan farklı 3 değişik malzemeden yapılmış aynı çaptaki halka fiksatörler 1,8 mm çaplı çelik tellerle birleştirilmiştir. Yükleme sonucunda, şekil değişiminden meydana gelen yer değiştirmeler sonucu alüminyum malzemede en az olmuştur. Karbon elyaf ve polieterimid birbirine yakın özellikler sergilemiştir. Yaptıkları literatür çalışmalarında ise uygulanan basma yükleri sonucu yer değiştirmenin en iyi performansı çelik ve daha sonra alüminyumun gösterdiği belirlenmiştir.

Zhang ve arkadaşları (2004), omurga kemiğinde vidadan kaynaklanan fiksasyonda ki kararlılığın çıkarma testi ile önem kazandığını düşünmüşlerdir. Araştırmada 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile çıkarma kuvvetleri analiz edilmiştir. PRO/ENGİNEER programında vidanın modellemesi yapılarak, ANSYS sonlu elemanlar programında çıkarma kuvvet analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda kemik vida bağlantısın da vidanın diş üstü çapı boyunca kemikte kararlı bir şekilde biçme görülmüştür. Kesme gerilimi dağılımı ise vida diş üstü çapınca kemikte dalgalı bir şekilde görülmüştür. Çıkarma kuvvetlerini etkileyen sebepler belirlenmiştir. Kemiğin kalitesi en büyük sebep olarak belirlenmiştir. Vida diş üstü çapı, diş dibi çapı, adım ve kemiğe takılan uzunluk çıkarma kuvvetini etkileyen diğer sebepler olarak belirlenmiştir.

Gardner ve arkadaşları (1997), farklı tasarımlara sahip 5 değişik üreticiden alınan eksternel fiksatörleri yorulma testine tabi tutulmuştur. Çapı 25 mm ve et

kalınlığı 3 mm olan iki ayrı cam fiber takviyeli kompozit boru kemik fragmanları gibi kullanılarak üzerine 2'şer adet Ø 6 mm'lik schanz vidaları yerleştirilmiştir. Fiksatörlerin de vidalara takılması ile kırık kemik durumuna benzetilmesi sağlanmıştır. Kemikten gelen yükleri taşıyan fiksatörlere insan ağırlık merkezi ve hareketi göz önünde tutularak 3 değişik kuvvet aynı anda uygulanmıştır. Eksenel yük, eğilme ve burulma momenti kuvvetleri 1 Hz frekansla 10.000 çevrim uygulanmıştır. Uygulanan yük ise yetişkin bir insanın ağırlığı 650 N olarak seçilmiştir. Yorulma genelinde eğilme miktarı artışı ile fiksatör kararlılığının azaldığı görülmüştür. Fiksatör çeşitlerine bağlı olarak eğilme miktarının değiştiği belirlenmiştir.

Korkusuz ve Şenköylü (2003), kemik-biyomalzeme etkileşiminin doku yanıtını gözden geçirerek bu etkileşimi irdelemişlerdir. Metallerin yan etkisi sadece implant çevresi ile ilgili olmadığını, sistematik olarak etki etdiğini belirtmişlerdir. Metal implantların kemiğe yerleştirilmesi hareketsiz olarak kabul edilmişdir. Uzun dönemli kararlı bir fiksasyon süreci kemik-implant bütünleşmesiyle yakından ilgilidir. Metalin türü, üreticisi, üretim standartı, bileşimi, işlem koşulları ve mekanik özellikleri kemik-metal etkileşimini yönlendirmişdir. İmplantlara karşı başlangıç cevabını kemik hücreleri vermiştir. Sıkça kullanılan kobalt ve titanyum metallerine karşı cevap ilk 12 saatte hücre uzantılarının belirmesi şeklinde olmuştur. Hücrelerin uzanması kobaltta daha fazla gözlenmiştir. Metal implant uygulanacak hastaların öncelikle alerjik testlerden geçirilmesi gerekmektedir. Malzeme biliminde ki gelişmeler doğrultusunda implantlar zirkonyum oksit ve hidroksiapatit kaplamalarla kemik-metal etkileşimi önleyebilecek nitelikte gelişmeler olmuştur.

Kasman ve Chao (1984), değişik 3 üreticiden alınan 2'şer tip eksternal fiksatör vidaları yorulma testine tabi tutmuşlardır. Vidaların çapları 4–5 mm arasında, malzemeleri ise paslanmaz çelik ve titanyum kullanılmıştır. Vidalar çelik kalıplara 4'er adet vidalı kısım kalıp içinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Yorulma 5 çevrim/saniye hızla sinüsoidal yüklemelerle eksenel eğme yapılmıştır. Deneyde vidaların düz kısımları test edilmiştir. Yorulmanın her test bölümü için çevrim sayısına bağlı olarak malzemenin eğilmesi ve çatlak başlangıcının görülmesi verileri aşama aşama kayıt edilmiştir. Vidaların kırılmasında ani çatlaklar başladığı görülmüştür. Değişik malzeme, diş tasarımlarımı, çap farklılığı ve üretim farklılığı

sahip fiksatör vidalarının yorulma ömrüne etkili olduğu belirlenmiştir. Birbirine yakın malzemelerin deney sonucunda farklılıkları görülmüştür. Bu farklığa etki eden sebep ise üretimdeki kalite tutarsızlıkları ve malzemenin iç hataları olmuştur. Yükleme koşulları malzeme farklığını ortaya koymuştur. Paslanmaz çeliğin, titanyumdan daha iyi dayandığı belirlenmiştir. Eksternal fiksatör sistemlerinde bağlı olarak yüksek yükleme koşullarında kısa yorulma ömrü deneyler sonucu elde etmişlerdir.

Seitz ve arkadaşları (1991), taze donmuş köpek kemiği üzerine vidalanan kemik vidalarının çıkarma kuvvetini ölçmüşlerdir. Ø 4 mm'lik vidalar iki türlü takılmıştır. Matkap ucu ile Ø 3,2 mm önce delinmiş ve daha sonra vida elle bir kol yardımı ile vidalanmıştır. Bu durumda takılan vidalar delinmiş kemik yüzeyine kendileri diş açmıştır. İkinci takılma şekli ise delinmeden vidanın kendi uç tasarımı sayesinde elle takılmıştır. Delinmeden takılan vidalarda hem delme işi hem de diş açma işlemi kemikte diş oluşturmuştur. Çekme-çıkarma testi yapılara deney sonuçları kaydedilmiştir. Matkap ucu ile delinerek tutturulan vidaların çekme-çıkarma değerleri 270–540 paund ve delinmeden tutturulan vidaların 160–610 paund arsında değiştiği görülmüştür. Ayrıca vida uç tasarımı sayesinde delinmeden takılan vidaların ucunda bulunan kemiği hem delip hem de yiv açan kısım kemikten 10 mm dışarı çıkmak durumunda kalmıştır. Sonuç olarak delinerek takılan kemik vidaların daha iyi bir tutunma kabiliyeti gözlenmiştir. Sebebi ise delinmeden takılan vidalarda hem delme hem de vida açma işlemi yaptığından kemikte hasara sebep olmuştur. Ayrıca kemiğin delinmesinin ve tutturulması sırasında vidalamanın hızlı olması sonucu termal hasarların oluşmasına sebep olduğu belirlenmiştir.

Azato ve arkadaşları (2003), kemiğe yerleştirilen farklı açılardaki vidaların tutunma kabiliyeti araştırılmışlardır. İnsan kadavrasından alınan taze dondurulmuş femur kemiğine yerleştirilen 4 mm çaplı ve boyu 12 mm olan kemik vidaları 30º/45º/60º/90º açılarla yerleştirilmiştir. Yerleştirilen bu vidaların hepsine ayrı ayrı çekme-çıkarma testi yapılmıştır. Vidaların taşıdığı maksimum yükler 30º için 179,8 Newton, 45º için 276,5 Newton, 60º için 362,9 Newton, 90º için 579,1 Newton olarak bulunmuştur. 90º yerleştirilen vidaların en fazla çekme-çıkarma değeri gösterilmiş oldu. Kemiğe tutturulan her türlü vidanın 90º yerleştirilerek en iyi tutunmanın sağlandığı deneysel olarak kanıtlanmıştır.

Kemik vida arasındaki tutunma kabiliyetini ölçmek amaçlı pek çok deney yapılmıştır. Çekme-çıkarma testleri dışında vidanın sıkma ve çözülme torkları araştırılarak vidaların tutunma kabiliyetleri değişik bir açıdan incelenmiştir. Vidaların sıkma torklarının, çözülme torklarına yakın olmaları istenmiştir. Fakat yapılan deneylerde kemik standardının yakalanamaması deney sonuçlarını ortaya koymada sıkıntı yaşatmıştır.

Karnezis ve arkadaşları (1999), yaptıkları deneyde plastik malzeme kullanılmıştır. Geometri olarak benzetilen dış çapı 27 mm ve et kalınlığı 3 mm olan Tufnol adlı plastik kompozite, önce Ø 4,5 mm'lik matkap delinmiştir. Kemik vidalarının malzemeye vidalanması makine ile yapılmıştır. 5 dev/dak hızla vida hem takıldı hem de çıkarılmıştır. Her iki durumda da eksenel olarak yükleme yapılmış ve torkları ölçülerek kaydedilmiştir. Sonunda maksimum güç vidayı takarken gerçekleşmiştir.

Gardner ve arkadaşları (2001), vidasız uygulanan centrafix fiksatörler ve vidalı fiksatörlerin performansını karşılaştırmışlardır. Vidasız fiksatörlerde vida yerine kemiğe karşılıklı olarak iki taraftan kıskaç gibi tutturulan fiksatörlerdir. Hazırlanan fiksatörler kemiklere yerleştirilmiştir. Basma, burulma ve eğilme yüklemelerinin 3'ü bir arada 1 Hz frekansla 10.000 çevrim yapılmıştır. Sonuç olarak uygulanan yorulma deneyi vidasız fiksatörün vidalı fiksatörlere göre daha düşük bir rijitlik göstermiştir.

Arazi ve arkadaşları (2002), melez köpeğin kırık ayağına yerleştirilen 8 schanz vidalı fiksatörde kırık iyileşmesi üzerine araştırma yapmışlardır. Karşılıklı kırık kemiklerden birer adet schanz vidaları 2'şer hafta ara ile çıkartılarak kırık bölgesinde mikro hareketlerin olması sağlanmıştır. Böylece ilk başta rijit olan fiksatör sistemi daha sonra mikro hareketlerle dinamize edilmiştir. Bu durum kontrollü olarak kullanıldığında kemik kaynama sürecini ve kemik kalitesini olumlu yönde etkilediği görülmüştür.

Bennet ve arkadaşları (1987), 4 değişik vida tasarımına sahip eksternal fiksatör vidalarını test etmişlerdir. Tek korteksli, çift korteksli, tamamı vidalı ve vidasız fiksatör vidaları kullanılmıştır. Deney 3 bölümde gerçekleşmiştir. İlk bölümde vidalar yerleştirildikten sonra eksenel çekme-çıkarma yapılmıştır. İkinci bölümde ise köpek tibiasına yerleştirilen vidalar 8 hafta sonra çekme-çıkarma

yapılmıştır. Üçüncü bölümde ise vidalar eğilme testine tabi tutulmuştur. Çıkarma kuvvetindeki düşüş ve vida hataları eksternal fiksatörlerde görülen bu iki ciddi problemin ortak sebebi olmuştur. Sonuç olarak vidaların hepsi üzerinde hiç vida bulunmayandan daha iyi çıkarma kuvveti ve eğilmeye karşı dayanıklı olduğunu görmüşlerdir.

Dernell ve arkadaşları (1993), köpek kemiğine tek korteksli ve çift korteksli yerleştirilen eksternal fiksatör vidaları çekme çıkarma deneyi ile test edilmiştir. Çekme-çıkarma deneyleri sonucu çift korteksli yerleştirilen vidaların tek korteksliye göre daha fazla çıkarma kuvveti göstermiştir. Kemiğin değişik yerlerine yerleştirilen vidalar çıkarma kuvvetlerinde farklılıklar göstermiştir.

3.KEMİK VE KIRIK OLUŞUMU

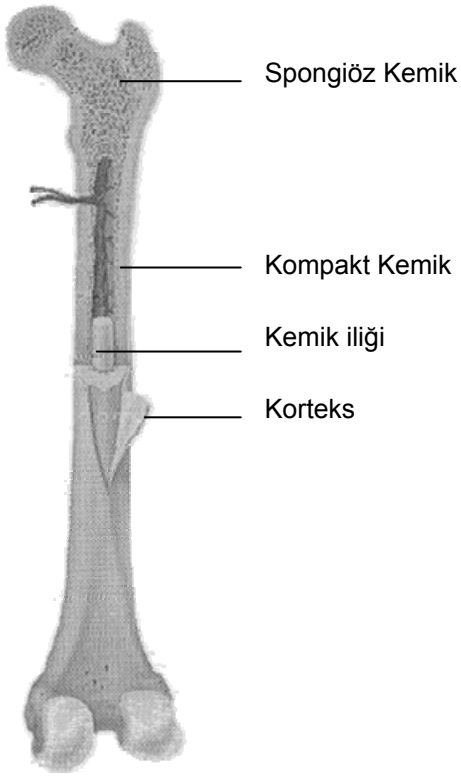
3.1. Kemik

Kemikler pasif hareket organlarının en önemli kısımlarını meydana getirirler. Vücudun değişik yerlerinde, değişik yapı ve durumlarda bir araya gelen kemikler, bir yandan vücudun iskeletini oluştururken, öte yandan beyin, omurilik, bazı duyu organları ve iç organlarını koruyucu görevler de yüklenmişlerdir. Belirli tarzlarda ve durumlarda bir araya gelen kemikler eklemleri meydana getirerek, vücudun hareketini sağlarlar.

Kemik yapıcı hücreler (osteoblast) özel fonksiyonel şekil kazanarak kemik hücrelerini meydana getirirler. Kemiğin esas yapısı, organik ve anorganik elemanlardan oluşur. Yetişkinlerde kemik ana maddesinin 2/3 kadarı mineral tuzlardan, 1/3 kadarı ise organik esas maddeden meydana gelir. Taze kemikte, esneme özelliği görülür ki, bu durum kemik esas (ara) maddesi içindeki bağ dokusu lifleri sayesinde sağlanır. Vücuttaki kalsiyumun %99'u kemiklerde kalsiyum tuzları şeklinde depo edilmiş olarak bulunur. Kalsiyum tuzları röntgen ışınları için geçirgen değildir. Bu bakımdan kırığın yerinin belirlenmesi röntgenografik tetkik ve teşhislerde hekimler için önemli bir fonksiyon görürler.

Vücuttaki kemikler şekillerine göre kısa, uzun ve yassı olmak üzere ayrılırlar. Kürek kemiği (scapula) yassı kemiklere, el ve ayak kemikleri kısa kemiklere örnek olarak verilebilir. Uzun kemikler ise, boru şeklinde, içleri boşluklu olarak tarif edilirler. Kol kemiği (humerus) ve uyluk kemiği (femur) bunlar için en tipik örneklerdir. Makroskopik olarak kemikler iki ana kısımdan oluşurlar. Şekil 3.1'de kemiklerin yüzey kısımları sağlam yapı gösteren kompakt bir tabaka ile sarılmıştır. Bu kompakt yapılar arasında özellikle kemiğin orta kısımlarında ise, gözenekli ve daha zayıf oluşmuş spongiöz (süngerimsi) bölüm yer alır. Bir diğer tarif ile, kompakt yapı, kemiklerde sanki bir kabuk oluşturur. Kemiğin en dış kısmında ise korteks kısmı bulunur. En sert kısım burasıdır. Uzun kemiklerin uçlarında (epiphys) yer bulan gevşek yapı içerisinde ise, özel şekillenmeler görülür. Bu yapılaşmalar fonksiyonel bakımdan çok önemlidir. Küçük gözenekleri birbirlerinden ayıran kemik

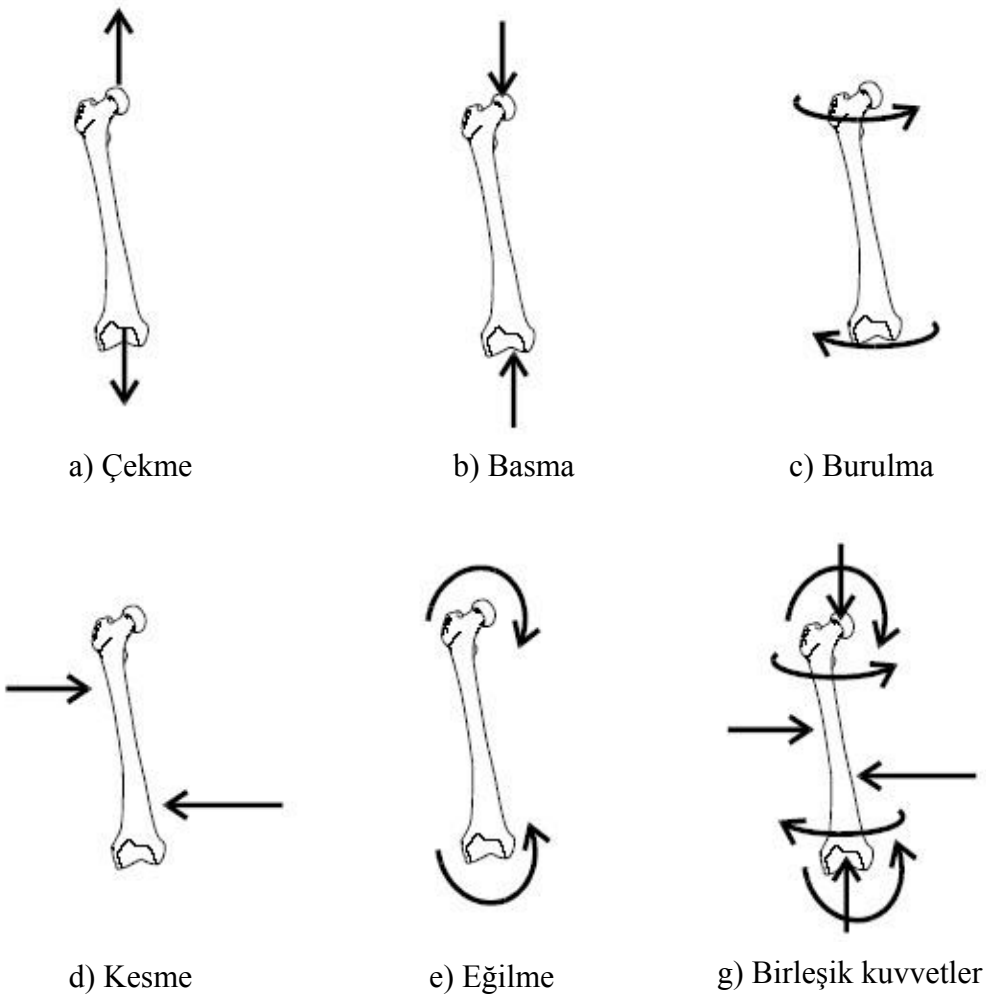
bölmeler, bu bölgeye intikal eden basınç ve çekme kuvvetlerine göre düzenlenmişlerdir.



Şekil 3.1. Femur kemiği ve yapısı

3.2. Kemik Kırığı Oluşumu

Bir doku veya organın yapısını veya biçimini bozan ve dıştan mekanik bir tepki sonucu oluşan yerel doku yaralanmasına travma denir. Travmatik yolla oluşan kırıklarda görülen başlıca sebepler: Trafik kazaları (araç içi veya araç dışı), düşme, çarpma, yüksekten düşme, ev içi kazalar ve düşmeler, iş kazaları, spor kazaları ve yaralanmaları, göçük altında kalma (deprem, maden kazaları vb), üzerine bir şey düşmesi, ateşli silah yaralanması, kesici delici alet yaralanması, darpa maruz kalma ve dövülme ve yeni doğanlarda görülen doğum travmalarıdır. Sağlam durumdaki kemiğe dıştan gelen ve kas grupları tarafından vücudun kendi iç kısmından gelen zorlamalarla şiddet, yön, hız ve etkileme süresine göre kemikte kırık oluşur. Şekil 3.2'de görüldüğü gibi çekme, basma, burulma, kesme, eğilme ve bu kuvvetlerin birleşik etkisi altında kırılabilir.

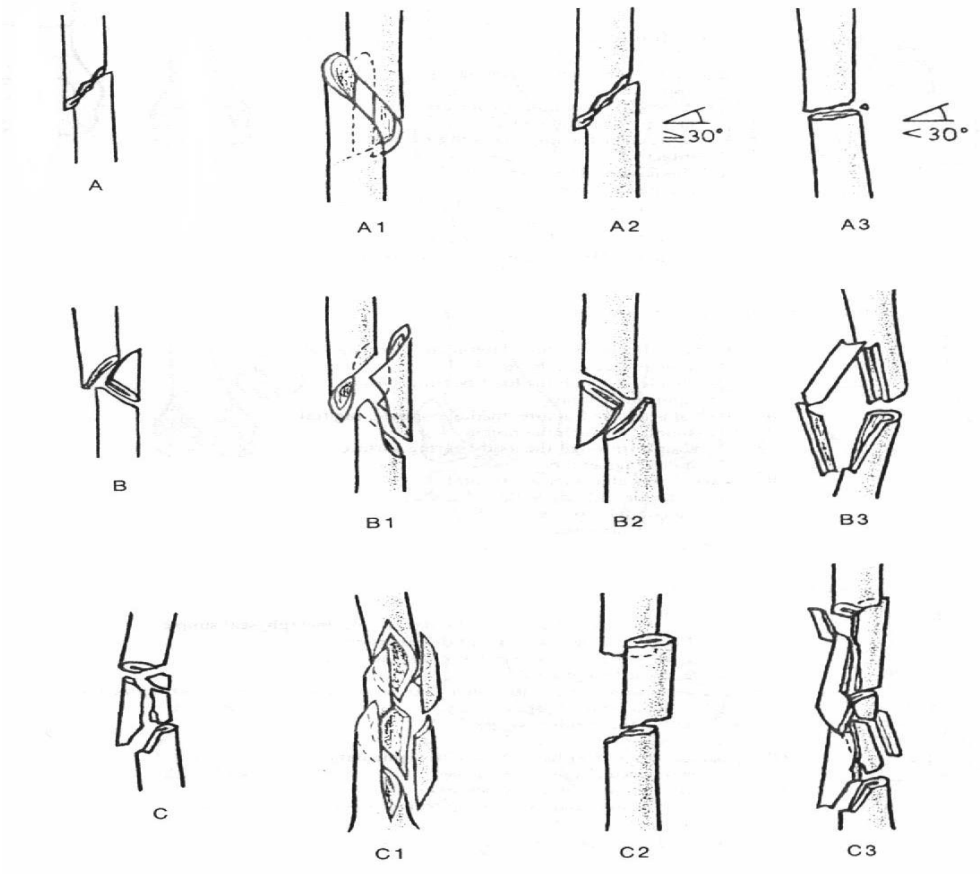


Şekil 3.2. Kırığı oluşturan mekanik etkiler

3.3. Kemik Kırığı Çeşitleri

Kemiğe gelen mekanik etkiler sonucu kemikte oluşan hasarlar değişik olmaktadır. Kemik doku yapısına göre kırık oluşumu görülür. Örneğin normal bir kemikte travmatik, hastalıklı bir kemikte patolojik ve strese bağlı olarak yorulma kırılması görülebilir. Bütünlüğünü kaybeden kemik kırık hattında keskin köşelere sahip olur. Kırılmaya sebep olan kuvvetlerin büyüklüğü kırık kemiğin, kendini çevreleyen yumuşak dokudan çıkmasına sebep olur. Kırık kemik yumuşak dokudan çıkarsa açık kırık, çıkmaz ise kapalı kırık olarak adlandırılır. Bunun yanı sıra kırığın

derecesine ve kırık hattına göre şekil 3.3'de görüldüğü gibi basit, kamalı veya kompleks şekilde olabilir.



Şekil 3.3. Kırık çeşitleri

A- Basit kırıklardır.

1. Spiral 2. Oblik 3. Transvers

B- Kamalı kırıklardır.

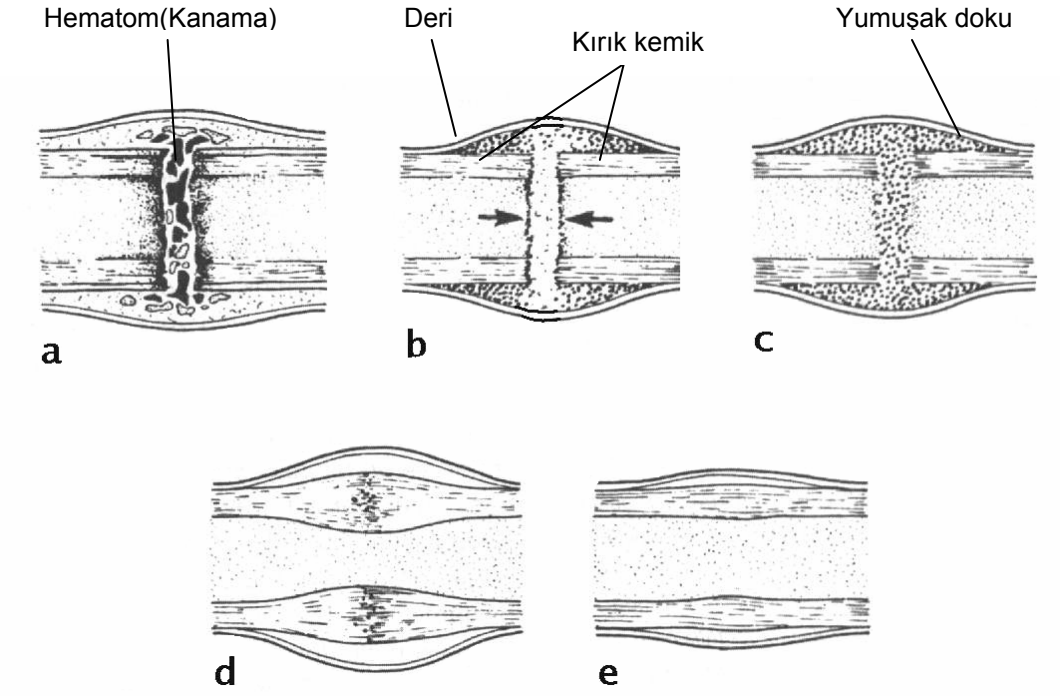
1. Spiral kamalı 2. Bükülmeli kamalı 3. Parçalı kamalı

C- Kompleks kırıklardır.

1. Spiral 2. Segmentli 3. Çok parçalı, irregüler

3.4. Kemik Kırığı İyileşmesi

Kişinin beslenme durumundan kırık alanının hareketsizliğinin sağlanmasına kadar pek çok etken kırık iyileşmesi süreci üzerinde etkilidir. Enfeksiyon, kırık iyileşmesini geciktiren en önemli etkenlerden biridir.



Şekil 3.4. Kemiğin iyileşmesi a) Yangı evresi b) Yangı-onarım geçiş evresi c) Onarım evresi d) Onarım-şekillenme geçiş evresi e) Şekillenme evresi

Kırığın iyileşmesi pek çok yönden araştırılmıştır. Yapılan deneylerde daha çok D vitamini, K vitamini, kalsiyum ağırlıklı vitamin, mineraller, büyüme faktörü ve elektrik uyarılarına bağlı olduğu gözlenmiştir. Araştırmacılar kırık iyileşmesinin 3 evrede gerçekleştiğini belirtmişlerdir. İyileşme evrelerinin biri bitmeden diğeri başlar. Birinci olarak yangı (enflamasyon) evresi 1–4 gün sürer (Şekil 3.4.a). Kemikte hasar meydana gelerek kan ve lenf sıvısı toplanmıştır. Buna kırık hematomu denir. Kırık hematomu iyileşme ile yakından ilişkilidir. Evreleri birbirinden zaman olarak kesin sınırlarla ayrılamaz. Birinci ve ikinci evre arasında yangı-onarım geçiş

evresi vardır (Şekil 3.4.b). İkinci evre onarım evresi 2–40 gün sürer (Şekil 3.4.c). Kıkırdak oluşumu başlar ve kemik gelişimi başlar. Ortamda yeterli oksijen varsa, kemik gelişimi ve iyileşmesi olur. İkinci ve üçüncü evre arasında onarım-şekillenme geçiş evresi vardır (Şekil 3.4.d). Zamanla kıkırdak doku belirginleşir. Kemiğin yeniden şekillenmesi (remodeling) 25–100 gün olarak son iyileşme evresidir. (Şekil 3.4.e). Yaş, hastalık, vitamin, ilaç kullanımı ve kırık bölgesi egzersizi gibi durumları kırık iyileşmesini etkileyen faktörlerden sayabiliriz. Kemiğin yeniden şekillenmesi uzun ekseni yönünde etkileyen stress kuvvetlerinin ortaya çıkardığı elektromanyetik bir alan sayesinde olur.

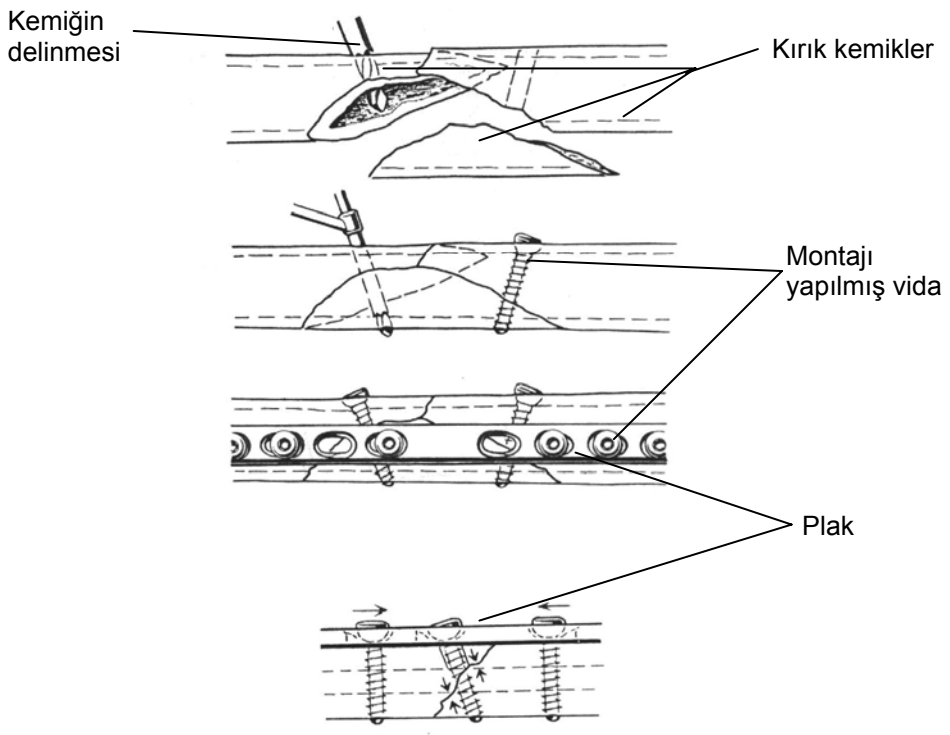
Eksternal fiksatörlerle rijit tespit yapılması durumunda kırık iyileşmesi sağlanır. Ancak rijit eksternal tespit durumunda çivi yolu enfeksiyonu ve çivilerde gevşeme önemli bir sorundur. Çünkü kırık iyileşmesi tamamlanana kadar çivilerde yetersizlik(vida boşalması, eğilmesi, enfeksiyonu) meydana gelmesi durumunda fiksatörün mekanik konfigürasyonunun bozulmasına ve kaynamada gecikmesine sebep olabilir. Kırık iyileşmesinde kemiğin yapısal tipi önemlidir. Spongiöz ve kortikal kırıkların iyileşmesi yüzey alan farklılıkları, hücresel zenginlik ve damarlanma gibi nedenlerden dolayı farklılıklar gösterir. Karşılıklı gelen spongiöz kemik uçları kortikal kemiğe oranla daha hızlı kaynar. Çünkü bu bölge kan ve hücre miktarı açısından zengindir ve birim alana düşen kemik temas yüzeyi daha fazladır.

4. KIRIK TESPİT CİHAZLARI (FİKSATÖRLER)

4.1. Giriş

Fiksatörlerin dört işlevi vardır. Bunlar; tespit (fiksasyon), sıkıştırma (kompresyon), uzatma (distraksiyon), düzeltme (korreksiyon) işlevleridir. Bu işlevlerden biri veya birkaçına birden gereksinim duyulabilir. Bu koşullara göre günümüzde çok sayıda fiksatör çeşitleri tasarlanmıştır.

4.2. İnternal Fiksatörler



Şekil 4.1. İnternal fiksatör

Kırık bölgenin ameliyatla açılarak cerrahi olarak yerleştirilmesi sonra bu iş için özel yapılmış olan ve vücut içerisinde kalacak olan madeni tespit cihazları(implant) ile kırık fragmanların tespitine internal fiksasyon denilir. İnternal fiksasyon için plak, vida ve teller kullanılır. Açık cerrahi yöntem kullanılır. Kırılmış

bir kemiğin cerrahi olarak orijinal durumuna getirilerek(redüksiyon) plağın, vida ve teller yardımıyla sabitlenmesi sonucu gerçekleştirilir (Şekil 4.1).

İnternal fiksasyon için kullanılan malzemelerin biyolojik uyumlu olmaları, toksik olmamaları, yeterli dayanıklılığa sahip olmaları, yıpranma ve aşınmaya dayanıklı olmaları, vücut içinde tepki yapmamaları ve tepkiye de maruz kalmamaları beklenir. Bugün için en çok kullanılan fiksatör malzemeleri paslanmaz çelik, titanyum alaşımları ve kobalt-krom alaşımlarıdır (Korkusuz 2003).

4.3. Eksternal Fiksatörler

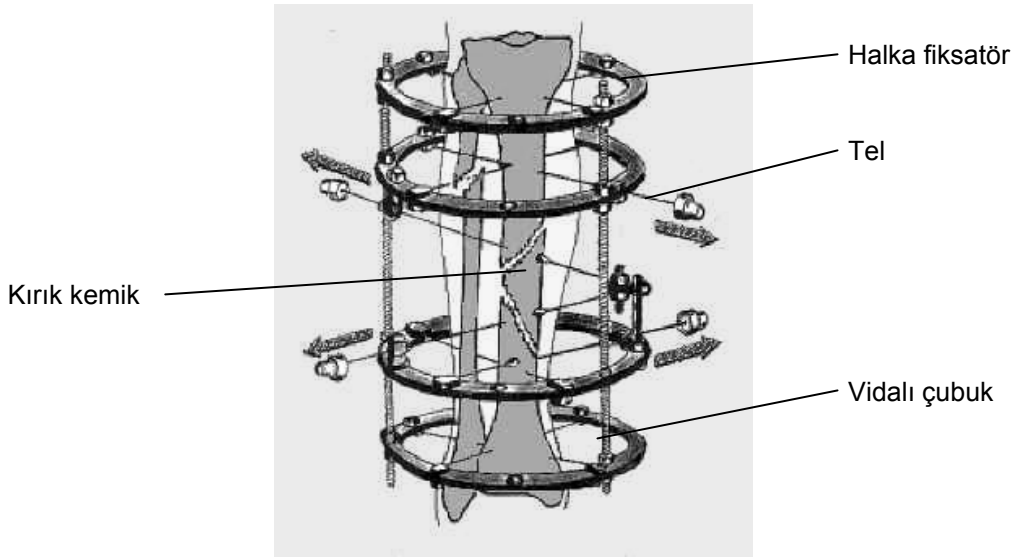
Her kırık kemik fragmanına dışarıdan uygulanan vida veya tellerin yardımıyla, dışarıda metal cihazlarla bunlar birbirine bağlanıp, fragmanlara hakim olunması ve tespit sağlanması yöntemine eksternal fiksasyon bu işe yarayan cihazlara da eksternal fiksatör denilmektedir. Kırık yeri açılmadan bu işlem yapılabildiği için, kırık iyileşmesini bozmama ve açık cerrahinin komplikasyonlarından kaçınma avantajları vardır. Eksternal fiksasyon işlemi ameliyathanede ameliyat hazırlığı yapılarak ve anestezi altında yapılır. Bugün eksternal fiksatörlerle kırıklara her planda hakim olunabilmekte, duruma göre kırığa distraksiyon(uzatma) yada kompresyon(kısaltma) uygulanabilmekte, kırık kaynaması bir miktar sağlandıktan sonra dinamik duruma getirilerek kaynamanın daha çabuk gerçekleşmesi sağlanabilmektedir.

Genellikle trafik kazası, yüksekten düşme gibi yüksek enerjili travmalı kırıklarda birlikte cilt bütünlüğü de bozulur. Bu tip kırıklarda dış dünyadan gelen mikroorganizmalar kolayca kemiğe ulaşırlar. Bu tür vakalarda enfeksiyon riski nedeniyle vida, plak gibi içerden tespit edilen metallerin kullanılması risklidir. Bu durumlardan kaçınmak için halka tip eksternal fiksatör gibi dışardan tespit edilen sistem tercih edilir (Şekil 4.2).

4.3.1. Halka Eksternal Fiksatör

Fiksatörün halka şeklinde olmasından bu ismi almıştır. Anatomik özelliklerde dikkate alınarak uygun yerlerden geçen 0,5–2 mm çapında ki tellerin veya schanz

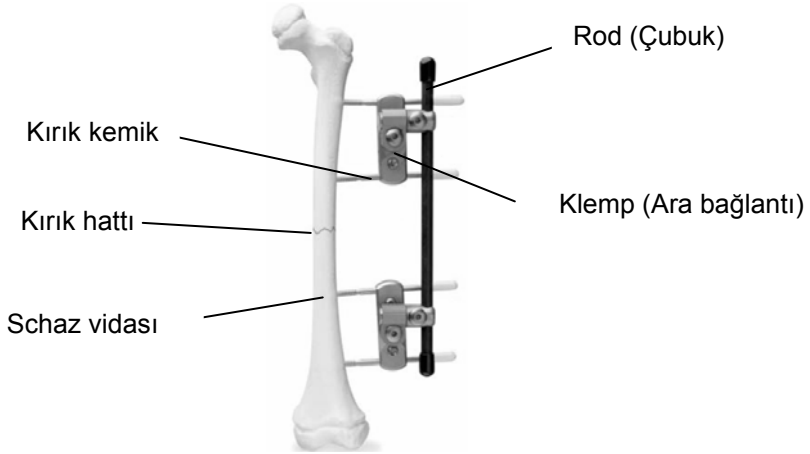
vidalarının dıştaki halkaya vida somun yardımı ile sabitlenmesi prensibine dayanır. Halkaların birbirine bağlanması ise vidalı çubuklarla(rod) olmaktadır. Yüklenmeler sonucu gelen yükler sırasıyla tel, halka ve yivli çubuk vasıtasıyla diğer kırık kemiğe geçmektedir.



Şekil 4.2. Halka eksternal fiksatör

4.3.2. Monolateral(Tek Taraflı) Eksternal Fiksatör

Kemiğe takılan vidalar, dışarıdan ara bağlantı yardımı ile çubuğa bağlanarak uygulanır (Şekil 4.3). Gelen yükler vidalar yardımı ile çubuğa iletilir. Çubuğun sayısı kırık yeri ve özelliğine bağlı olarak değişebilir. Günümüzde çok çeşitli ve değişik tasarımlara sahiptirler.



Şekil 4.3. Monolateral eksternal fiksatör

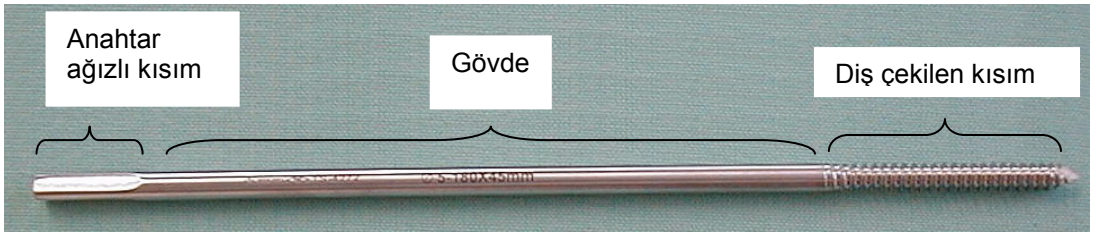
4.4. Eksternal Fiksatörün Parçaları

Piyasada kullanılan pek çok fiksatör tipi vardır. Biz burada, Üniversitemiz Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalından, Prof. Dr. Abdurrahman KUTLU, Prof. Dr. Mehmet ARAZİ ve Makine Eğitimi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Necmettin TARAKÇIOĞLU tarafından geliştirilmiş Sel-Fix türü monolateral eksternal fiksatörü model alındı. Fiksatörlerin mekanizma ve tipi bakımından çok çeşitli olmaları bakımından Sel-Fix fiksatörü ve parçaları tanıtılacaktır. Parçalar temelde aynı görevi görmelerine rağmen tasarım bakımından değişiklik vardır. Sel-Fix fiksatörü schanz vidası, rod ve klempten oluşmaktadır. Hepsinde sabit olan parça schanz vidasıdır.

4.4.1. Schanz Vidası

Vidalar fiksasyonun en kritik elemanlarıdır. Schanz vida boyu 140 ile 200 mm arasında değişmektedir(Şekil 4.4). Schanz vidaları 3 bölümden oluşur. Kemiğe vidalanan diş çekilen kısmı, fiksaör bağlantısının yapıldığı gövde ve vidalama işlemine yardımcı T kol takılan anahtar ağızlı kısım vardır. Vida başı kemiğe takılmasını kolaylaştırmak için değişik anahtar ağızlı olarak yapılmaktadır. Schanz vidaları tüm yükü kemikten fiksatöre taşır. Vücut sıvıları ile temasta olduğu için en çok problem yaşanan elemandır. Bir takım sorunları gidermek için imalatından takılmasına kadar belli kurallara uyulması gerekir.

Vida imalatında malzeme olarak paslanmaz çelikler kullanılmaktadır. Malzeme yönünden vida, deri altında korozyon dayanımı yüksek ve enfeksiyona sebep olmayan soğuk biçimlendirme yolu ile ısıl işlem uygulanmamış paslanmaz çeliklerden yapılmaktadır.



Şekil 4.4. Schanz vidası

Paslanmaz çelikler bileşimlerinde en az % 11 krom içeren bir çelik ailesidir. Çelikte korozyon karşı direncini arttıran ve katılması mutlak gereken alaşım elementi kromdur. Krom çeliği küçük taneli yapar. Yüksek sıcaklıklarda oksidasyon dirençleri de artan krom miktarına bağlı olarak yükselmektedir. Çeliklerin korozyona dayanımlarını sağlayan unsur yüzeye kuvvetle bağlanmış, yoğun, sünek, çok ince ve saydam bir krom oksit tabakasının bulunmasıdır. Eğer krom oksit katmanı aşınırsa veya zorla yüzeyden sökülürse çeliğin içindeki krom tekrar havayla hemen yeni bir krom oksit katmanı oluşturur. Oksit tabakası korozyonun malzemenin daha içerlerine ilerlemesini önler. Bu özelliğinden dolayı kendi kendini yenileme özelliğine sahiptir. Bu pasif oksit tabakası yok olduğunda ve yeniden oluşması için gerekli koşulların bulunmaması halinde paslanmaz çelik normal karbonlu ve az alaşımlı çelikler gibi korozyona uğrayabilir. Paslanmaz çelikler diğer çelik mamullere oranla daha pahalıdırlar. Fakat uzun ömürlü olmaları, bakımlarının ucuz ve kolay olması, tümüyle geri kazanılabilir olması ve çevre dostu malzemeler olmaları sayesinde çok büyük kulanım üstünlüğü vardır. Düşük alaşımlı türleri atmosferik koşullarda, yüksek alaşımlı türleri ise asit, alkali çözeltileri ve klorür içeren ortamlarda dayanıklıdır. Paslanmaz çeliklerin bazı türleri çok yüksek ve düşük sıcaklıklarda bile mekanik dayanımlarında düşme görülmez. Hemen her türü talaşlı imalatla, kaynakla, sıcak ve soğuk şekillendirme işlemleri ile kolaylıkla biçimlendirilebilir. Paslanmaz çeliklerin kolay temizlenebilmesi olması hastane, mutfak gıda ve ilaç sanayide yaygın olarak kullanılır. Paslanmaz çelikler dayanıklı

ve bakımı kolay malzemeler olduklarından, üretilen parçanın tüm kullanım ömrü dikkate alındığında ekonomik malzemelerdir.

Paslanmaz çeliklerde kimyasal bileşim değiştirilerek farklı özelliklerde alaşımlar elde edilir. Krom miktarı yükseltilerek veya nikel ve molibden gibi alaşım elementleri katılarak korozyon dayanımı artırılabilir. Bunun dışında bakır, titanyum, alüminyum, silisyum, niyobyum, azot, kükürt ve selenyum gibi bazı elementlerle alaşımlama ile ilave olumlu etkiler sağlanabilir(Aran A,2004). Bu şekilde makine tasarımcıları ve imalatçıları değişik kullanımlar için en uygun paslanmaz çeliği seçme şansına sahip olurlar.

Alaşım çeşitleri bakımından çok olması sebebi ile en fazla kullanım alanına sahiptir. Oda sıcaklığında ve yüksek sıcaklıklarda yüzey merkezli kübik kafese sahiptirler. Manyetik değildir. İçyapılarını koruduklarından normalleştirme ve sertleştirme ısıl işlemleri yapılamaz. Bu sebepten kaynaklı birleştirmeye uygundur. Tavlanarak bile şekillendirilebilme kabiliyetine sahiptirler. Mukavemetleri soğuk şekillendirilerek artırılır. Bu yöntemle martenzitik yapıda oluşturulabilir ve manyetiklik kazanır. İçerisinde genellikle % 16 ile % 26 krom, % 35'e kadar nikel ve % 20'ye kadar mangan içerirler. Ancak bileşimindeki karbon miktarının yüksekliği karbür çökelmesi çok hassas olup hem gevşekleşme hem de istenen korozyon dayanımlarının menfi yönde etki etmesi açısından önemlidir. Östenitik paslanmaz çeliklerin korozyon dayanımları yüksektir. Korozyon dayanımlarını arttırmak için % 2–3 miktarda molibden kullanılır. Fakat östenitik paslanmaz çeliklerin üretiminde nikel ve molibdenin pahalı olması, ekonomik yönden daha uygun alaşımların manganez (% 5–15) ve azot (% 0,1–0,5) kullanılmasını sağlamıştır. Bu da standart dışı üretime sebep olmaktadır. Nikel ve mangan temel östenitik oluşturucudur. Nikel, kuvvetli bir östenit yapıcı olduğundan, bu çeliklerde katılaşma sırasında ortaya çıkan östenit oda sıcaklığının altındaki sıcaklıklarda bile dönüşmeden kalır. Soğuma sırasında östenit–ferrit dönüşümü olmadığından su verme yolu ile sertleştirilemezler.

Östenitik krom nikel çelikleri atmosfere, buhar ve suyla, fosforik asit, sirke asidi, süt asidi, meyve asidi ve klorür içeren çözeltilere temas ettiğinde yeterli dayanıma sahiptirler. Yüksek korozyon dirençlerinden ve şekillendirilebilme kabiliyetinden dolayı pek çok mühendislik uygulamalarında istenilen bir özelliğe sahiptir.

Profilleri bakımından schanz vidaları kortikal ve spongiöz olarak ikiye ayrılmaktadır.

4.4.1.1. Kortikal Schanz Vidaları

Kortikal schanz vidaları sert kemiklerde kullanılmaktadır. Vida adımları 1,75 mm'dir.

4.4.1.2. Spongiöz Schanz Vidaları

Spongiöz schanz vidaları daha çok eklemlere yakın süngerimsi yerlerde kullanılmaktadır. Spongiöz vidaların adımları ise 2,75 mm'dir.

Schanz vidalarının ölçüleri TS 4272'de verilmiştir. Deney için üreticilerden temin edilen schanz vidaları şekil 7.1–2–3'de ölçüleri verilmiştir.

4.4.2. Çubuk (Rod)

Vidalara gelen yük klempler yardımı ile roda taşınır. Rod yuvarlak olarak imal edilir. Klempin kolayca 360° alyan başlı vida yardımı ile sabitlenir. Rodların değişik tasarımlı olanları vardır. Malzeme olarak paslanmaz çelik, aluminyum ve karbon fiber kompozit kullanılmaktadır. Karbon fiber kompozitin en önemli avantajı röntgen çekimine mani olmamasıdır. Klempin roda tutturulması bir vida yardımı ile olur. Rod gelen yükler altında mukavim bir davranış göstermelidir.

Değişik kombinasyonlarda uygulanabilmektedir. Schanz vidaları ve rodun klemp ile tespiti ayrı ayrı kontrol edilebilir. İstenilen sayıda, aralıkta, yer ve açıda vida yerleştirilebilir. 4 - 4,5 - 6 mm'lik schanz vidalarına uygun klempler, 6 ve 8 mm çapında rodlar ve bunları birbirine bağlayan klempler ile tüm uzun kemiklerde etkin olarak, modüler fiksasyon yapmak mümkündür.



Şekil 4.5. Çubuk (Rod)

4.4.3. Ara Bağlantı (Klemp)

Çeşitli tipleri vardır. Klempler, vidaya gelen yükü roda iletir. Bazı fiksasyonlarda birden fazla rod kullanmak gerekir. Bu durumlarda rodlarıda birleştirmek için kullanılır. Vida-somun yardımı ile ayarlanır. Ayarlı olduğundan gelen yükler karşısında fiksasyonu deforme olur (Şekil 4.6).



a b

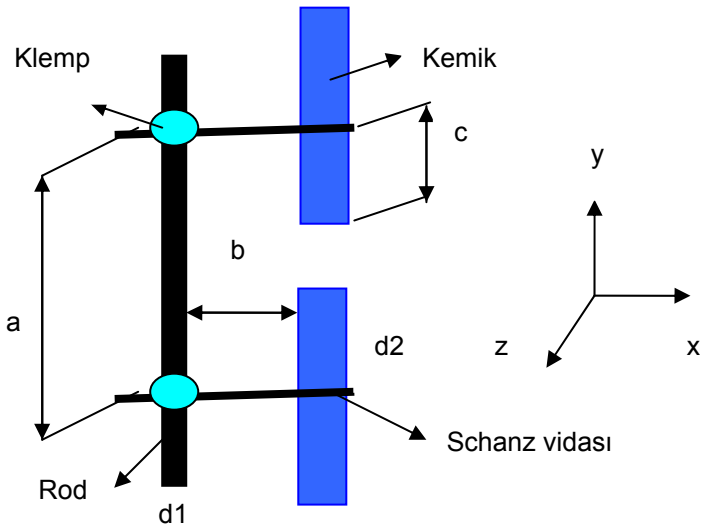
Şekil 4.6. Ara bağlantı çeşitleri

4.5. Monolateral Eksternal Fiksasyon Çeşitleri

Eksternal fiksatörün biyomekanik özellikleri, tedavinin stratejisine açıklık getirir. Çivi büyüklüğü, çivi sayısı, çiviler arası mesafe, çivinin kırık sahasına uzaklığı, klemp-kemik mesafesi, bağlantı çubuklarının çapı dahil hepsi eksternal fiksatörün mekanik stabilitesini oluşturur. Çivi sayısının artışı eksternal fiksatörün stabilitesini arttırır ve kemik çivi yüzeyindeki gerilmenin azalmasına neden olur. Bağlantı çubukları ve klempler eksternal fiksatör stabiltesinde etkilidir.

Monolateral eksternal fiksatörlerde tek vidalı,(şekil 4.7) çok vidalı,(şekil 4.8) ve açısal(şekil 4.9) olmak üzere 3 şekilde fiksasyon gerçekleştirilir.

4.5.1. Tek Vidalı Fiksasyon



Şekil 4.7. Tek schanz vidalı fiksasyon

a = Klempler arası mesafe

b = Kemik rod arası mesafe

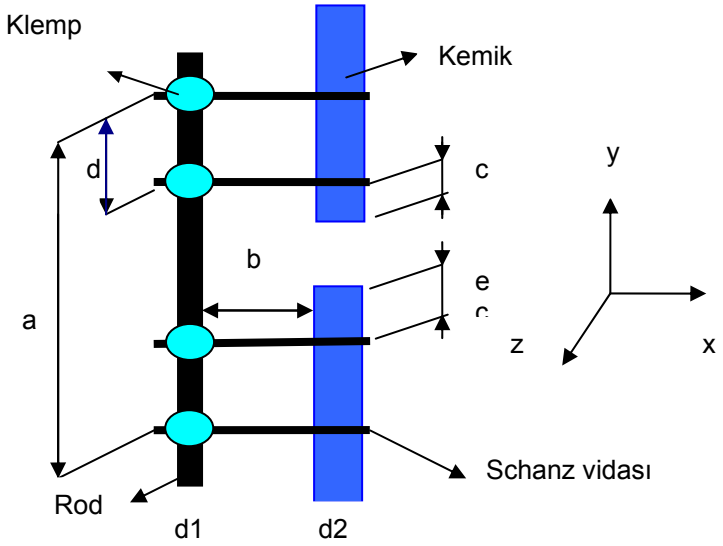
c = Kırık uçla vida arası mesafe

d1 = Rod çapı

d2 = Schanz vidası çapı

Fiksasyonda her kırık kemiğe bağlanan birer schanz vidası yardımıyla sağlanır. Basit tek vidalı bir fiksatör modeli şekil 4.7'de görülmektedir. Biyomekanik olarak fiksasyonu etkileyen elemanlar burada schanz vidası, rod ve klemptir. Tek vidalı fiksasyonda yüklenmeler sonucu kırık kemiklerin schanz vidası etrafında dönme eğilimi göstermektedir. Bu yüzden daha çok kırık kemiğin kontrol ettiği uzvun kullanılmaması veya fazla yük gelmeyen durumlarda kullanılmalıdır.

4.5.2. Çok Vidalı Fiksasyon



Şekil 4.8. Çoklu schanz vidalı fiksasyon

a = Klempler arası mesafe

b = Kemik rod arası mesafe

c = Kırık uçla vida arası mesafe

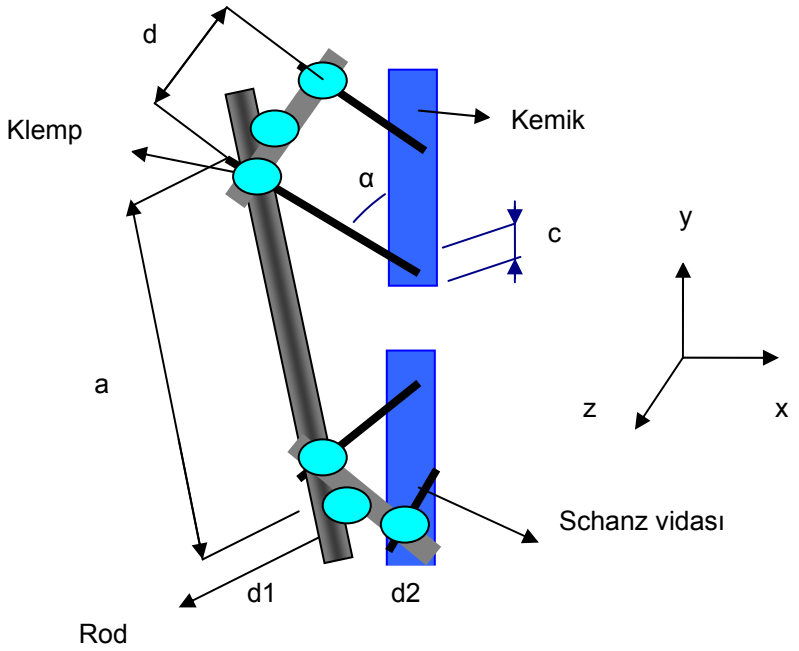
d = Vidalar arası mesafe

d1 = Rod çapı

d2 = Schanz vidası çapı

Fiksasyonda her kırık kemiğe 2 veya daha fazla schanz vidası kullanılır. Şekil 4.8'da çoklu schanz vidalı fiksasyon görülmektedir. Schanz vidaları her kırık kemik fragmanında iki veya daha fazla schanz vidası vardır. Tek vidalı fiksasyona göre daha stabil bir bağlama sağlanmaktadır. En az 2 schanz vidası sayesinde schanz vidası kemiğin etrafında dönme eğilimi göstermemektedir.

4.5.3. Farklı Düzlemlerde Fiksasyon



Şekil 4.9. Farklı düzlemlerde fiksasyon

a = Klempler arası mesafe

c = Kırık ucu vida arası mesafe

d = Vidalar arası mesafe

α = Schanz vidası ve kemik ekseni arası açı

d1 = Rod çapı

d2 = Schanz vidası çapı

Fiksasyonda her kırık kemiğe 2 veya daha fazla schanz vidası farklı düzlemlerde kemiğe vidalanır. Ara rodlar kullanılarak farklı düzlemlere sahip olunur. Şekil 4.9'da farklı düzlemlerde fiksasyon görülmektedir. Schanz vidalarının farklı düzlemlerde yerleştirilmesi nedeni ile en stabil fiksasyondur.

4.6. Eksternal Fiksatörlerin Avantaj ve Dezavantajları

4.6.1. Eksternal Fiksatörlerin Avantajları

a. Eksternal fiksatörler herhangi bir nedenle kırık hattında hareketsizliğin sağlanamadığı durumlarda, kemiğin rijit tespitini sağlamak amacıyla kullanılabilir.

b. Eksternal fiksatörle yaranın durumu, iyileşmesi, damar, sinirin ve cildin durumu direkt gözlenebilir.

c. Tespit veya kırık dizilimini bozmadan pansuman değişimi, cilt ve kemik aşılaması gibi müdahaleleri yapmak mümkündür.

d. Kırık kemiklerin eklemlerinden hareketine izin verilir. Hastaların erkenden hareket kazanmasını sağlar.

e. Hastaya lokal anestezi altında dahi uygulanabilir.

4.6.2. Eksternal Fiksatörlerin Dezavantajları:

a. Çiviler çok titiz tatbik edilmelidir. Çivi yolu enfeksiyonunu önlemek için özenli cilt ve çivi yolu bakımı yapılmalıdır.

b. Tecrübesiz cerrahların fiksatörü oluştururken zorluklar yaşaması.

c. Hastanın fiksatörü estetik nedenlerle istememesi.

d. Eklem de hareket kısıtlılığı.

e. Vida komşuluğunda kemikte kırık meydana gelmesi.

f. Fiksatör çıkarıldıktan sonra kırığın yeterli korunmaz ise kaynama dokusunun geç sürede oluşması sonucu kemiğin olağan bir strese maruz kalması durumunda dahi kırık gelişebilir.

g. Fiksatörün pahalı olması.

h. Uyumsuz hastaların fiksatörün yapısını bozması.

i. Vida yolu enfeksiyonu oluşması.

j. Vida eğilmesi.

5. PLASTİKLER

5.1. Giriş

Plastikler; çok sayıda molekülün kimyasal bağlarla düzenli bir şekilde bağlanarak oluşturdukları yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Plastikler "monomer" denilen birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. "Poli" Latince bir sözcük olup çok sayıda anlamına gelir. Polimer zincirini oluşturan monomerlerin özellikleri ve zincirlerin birbirleri ile olan etkileşimleri plastik malzeme özelliklerinde belirleyici olmaktadır. Tek bir polimer zincirinde binlerce ya da milyonlarca monomer bulunur. Plastikler hafif, korozyona dayanıklı, düşük çekme dayanımı, düşük sıcaklıklarda eriyen, elektriksel yalıtkanlığı olan, oda sıcaklığında katı olan, renk verilebilen, kimyasal maddelere dirençli, esneyebilen özelliklerde olabilir.

Plastikler, günümüzde en hızlı gelişen ürün türüdür. Çeşitli plastik ailelerinin, yüzlerce bileşik ve binlerce ürünü bulunmaktadır. Günümüzde plastikler malzemelerin cam grafit ve karbon elyafla karıştırılmak sureti ile kuvvetlendirilmeleri sağlanmıştır. Mekanik özellikleri, metallerin seviyesine ulaşmakta ve birçok uygulama alnında plastikler metallere rakip olmaktadır. Plastikler, makina, uçak, elektrik, elektronik, ev aletleri, tekstil, mobilya, inşaat, kırtasiye, ambalaj malzemesi gibi pek çok alanda kullanılmaktadır.

Oldukça yeni olan plastikler, günümüzde gerek miktar gerekse çeşit bakımından büyük gelişmeler göstermiştir. Hafif, kolay işlenebilen, korozyona karşı dayanıklı, iyi elektrik ve ısıl yalıtkanlığı, iyi yüzey kalitesi ve görünüşüne sahip plastikler pek çok alanda kullanılır. Plastiklerin genel özelliklerini şu şekilde özetleyebiliriz.

Plastiklerin çoğu renksizdir. İstenilen rengi elde etmek için renk verici maddeler kullanılır. Yumuşak olması, yüzeyinin çabuk çizilebilmesi üstün olmayan yönüdür. Cam, seramik ve metallere göre daha az serttir. Erime dereceleri de düşük olduğu için sıcaklık arttıkça çabuk sertliklerini kaybederler. Genellikle termoplastikler yük uygulanmadığı zaman 65–120 Cº de, bazı türleri ise 260 Cº gibi yüksek sıcaklıklara bozulurlar. Termosetler ise daha sert ve ısıya daha

dayanıklıdırlar. Belirli bir ısıya sıcaklığa kadar sert kalırlar. Düşük sıcaklıkta şekillendirilebilmelerinden dolayı çok tercih edilir. Plastikler yanmaya karşı çok hassastırlar. Diğer malzemelere nazaran daha düşük bir yoğunluğa sahiptirler. Plastiklerin yoğunluğu 0,9–2,5 g/cm³ arasındadır. Ağırlığın önemli olduğu yerlerde kullanılır. Plastik malzemeler, metal malzemelere göre kimyasal ortamlarda daha dayanıklıdırlar. Genellikle termoplastikler zayıf asit, alkali ve tuzların sulu çözeltilerine etkilenmezler. Genellikle iklim şartları plastiklerin görünüşünü değiştirir, özellikle renginin solmasına veya bozulmasına neden olur. Plastiklerin elektrik iletkenliği zayıftır. Yalıtkanlık özelliğinden dolayı statik olarak elektrik yüklenirler. Bu sebeple bazı ortamlarda yangın çıkmasına sebep olurlar.

5.2. Plastiklerin Sınıflandırılması

Plastikler çok farklı özelliklerinden dolayı sınıflandırma yapılabilir. Kimyasal yapılarına, bileşiklerin kaynağına göre, polimer zincirinin şekline göre, ısısal davranışı gibi pek çok özelliğinden dolayı sınıflandırılabilir. Buna göre plastikler:

a. Termoplastikler
b. Termosetler
c. Elastomerlar

Olmak üzere 3'e ayrılır.

5.2.1. Termoplastikler

Isı ve basıncın altında yumuşayan, akan; bu durumda herhangi bir şekil alabilen ve soğutulduğunda katı hale gelebilen plastiklerdir. Tekrar ısıtıldığında tekrar yumuşayabilen, şekil alabilen ve soğutulduğunda sertleşebilen malzemelerdir. Bu ısınma ve soğutulma sırasında hiçbir kimyasal değişikliğe uğramazlar. Uygun çözücülerde çözülebilirler. Piyasada toz ve granül halde bulunurlar. Bunlarda çizgisel molekül zincirleri birbirine zayıf metaller arasında van der wals bağları ile bağlanır. Rijit bir yapıya sahip değildir. Isıtılırsa yumuşar, sıcaklık arttıkça viskozitesi düşer.

Bu özellik bunlardan yapılan ürünleri daha ekonomik yapar ve kolaylıkla şekillenmesini sağlar. Bu tekrar soğutulduğunda yeniden sertleşir. Sıvı halde bulunduğu sıcaklıklarda viskozite hali yüksektir. Bu nedenle ara yüzey bağı termosete göre daha zordur. Ancak şekillendirme kapasitesi iyi olduğundan bunların kullanımı yaygınlaşmaktadır. Bu polimerler kristalin veya şekilsiz (amorf) olabilir. Kristal şekilli olanlarda moleküller büyük uzaklıklarda oldukça düzenli şekil oluştururlar. Amorf polimerler de ise uzun zincirler birçok noktada birbirine dolaşmıştır.

Kemiğin farklı tabakalardan oluşması ve insandan insana, yaşa, cinsiyete ve beslenmeye bağlı olarak farklı mekanik özellikler göstermektedir. Kemik dokusunun mekanik özellikleri en çok etkileyen yaş faktörüdür. Yaş ilerledikçe kemiğin mikro yapısı değişmekte, kemiklerde yoğunluk kaybı olmakta, yapısal bütünlük bozulmakta ve kemiklerin boyutları değişmektedir. Yaşam boyunca elastiklik modülü azalmaktadır. Bu sebeplerden dolayı deneylerde kemik malzemesi olarak polietilen kullanıldı. Polietilen aynı zamanda vücut içine yerleştirilen malzeme (implant) olarak ta kullanılmaktadır. Ayrıca kemiğin farklı yerlerde değişik geometrisinin olması yorulma deneyinin sonuçlarının yorumlayamama sonucu oluşturacağından şekil 7.2'de ki boru şeklinde malzeme model olarak alındı.

Termoplastiklerin özellikleri şöyle özetlenebilir:

a) Çok düşük rijitlik,
b) Çok düşük çekme dayanımı ve düşük sertliğe sahip olduklarından aynı zorlama için daha büyük hacimler gerektirdiğinden dolayı her zaman tercih edilmezler.
c) Daha büyük süneklik, yaklaşık % l ila 500 arasında değişir.
d) Kuvvet etkisinde oda sıcaklığında bile sünme ve zamana bağlı şekil değiştirmeler oluşur.

Fiziksel özellikleri ise şöyle özetlenebilir:

a) Metaller ve seramiklerden daha düşük yoğunluğa sahiptir. Plastikleriin tipik özgül ağırlıkları 1.2 g/cm3 iken seramiklerin yoğunlukları 2.5 ve metallerin yoğunlukları ise 7 g/cm civarındadır.
b) Çok yüksek termal uzama katsayılarına sahiptirler. Kaba olarak bu metallerin yaklaşık 5 katı seramiklerin yaklaşık l 0 katıdır.
c) Düşük ergime sıcaklığına sahiptir.
d) Özgül ısıları metallerin 2 katı yüksek olup seramiklerin 4 katıdır.
e) Termal iletkenlikleri metallerden yaklaşık 3 kat daha düşüktür.
f) Yalıtıcı elektriksel özelliklere sahiptirler.

5.2.2. Termosetler

Termosetler ise; bir kere isi ve basınç altında şekillendirildikten sonra tekrar şekillendirilemeyen plastiklerdir. Ancak bir defa islenebilirler, çünkü şekillendirme işlemi sırasında kimyasal değişim sonucu plastik özelliğini yitirerek sert bir madde haline gelirler. Bu sert madde torna, freze gibi makinalarda islenebilir. Termosetlerin piyasada pek çok türleri vardır. Termosetler yapılarına göre 60ºC ile 150ºC arasında, bazı termosetler ise 230ºC sıcaklığa kadar kararlıdırlar. Daha yüksek sıcaklıklarda bozunurlar.

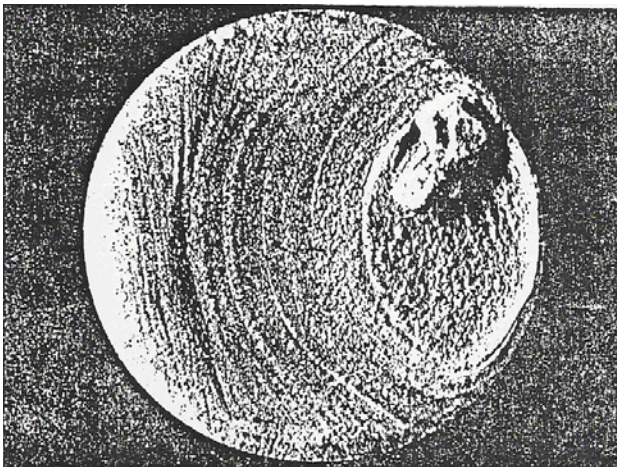
5.2.3. Elastomerler

Elastomerler, üç boyutlu şebeke yapısı oluşturarak yüksek esneklik gösteren plastiklerden meydana gelirler.

6. YORULMA

6.1. Giriş

Yenilenen veya çevrimsel yüklemeler sonucu meydana gelen ani kırılmalara yorulma denir. Yüklenme statik bile olsa meydana gelen gerilmeler değişken olabilir. Çekme ve akma dayanımının çok altında gevrek olarak kırılma meydana gelebilir (Erdoğan 2002). Bu yüzden malzemenin neresinde ve ne zaman gerçekleşeceği bilme zordur.

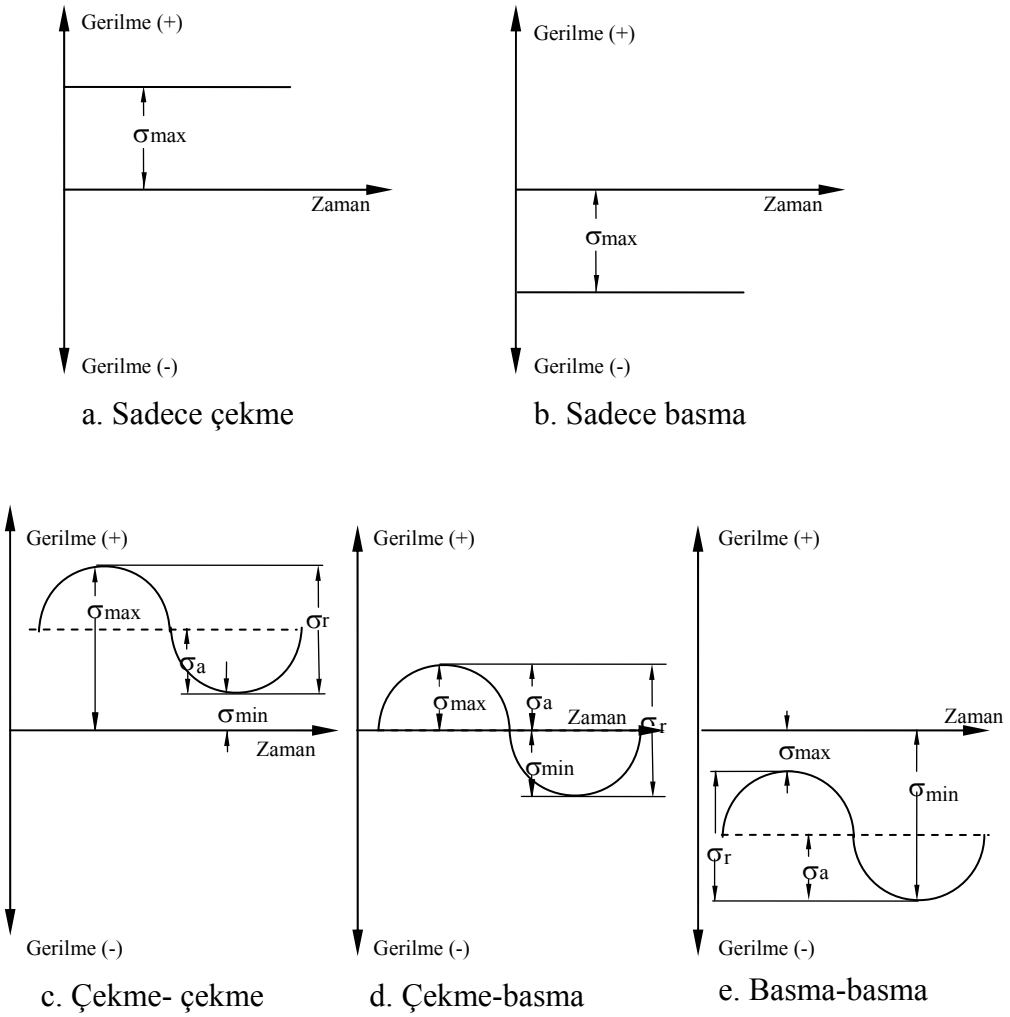


Şekil 6.1- Çelik bir aksın yorulma kırılması yüzeyinin makroskobik görünümü

Kırığın başladığı yer dalgaların merkezidir (Şekil 6.1). Yorulmaya yüzey düzgünlüğünü bozan çentik, keskin köşe, girinti, çıkıntı ve de benzeri gibi yüzey kusurlarından ya da içyapı içinde eş dağılımlılığı bozan kalıntı, kılcal çatlak, keskin uçlu çökelti ve parçacıklardan kaynaklanabilir. Önce bir kılcal çatlak oluşur. Kılcal çatlak hemen kırılmaya yol açmaz; uygulanan çevrimsel gerilimin her çevrimiyle birlikte çelik içinde çok yavaş olarak ilerler ve sonra aniden kararsız hale gelerek kırılmaya sebep olur (Şekil 6.1). Kırılma olan yüzeyde yorulma olup olmadığı yüzey şekillerinden kolaylıkla ayırt edilebilir. Şekilde de görüldüğü gibi kırık yüzeyinde dalga halinde genişlemeler görülmektedir. Gerilim ne kadar büyükse çatlak ilerlemesi o kadar hızlı olur.

6.2. Yükleme Çeşitleri

Gerilmeler zamana bağlı olarak statik veya değişken olabilir. Statik gerilmede yükleme zamana göre sabittir(Akkurt,1990).



Şekil 6.2. Tekrarlı gerilme-zaman eğrileri

Statik yüklemede, sadece çekme (Şekil 6.2.a) veya sadece basma (Şekil 6.2.b) şeklinde görülür. Bu tür yüklemelerde yük sabit olduğundan grafikte yük zaman eksenine göre paralel olur. Yüklemenin zamana göre değişmesi durumunda ise gerilme zaman göre grafikte dalgalanmalar gösterir. Değişken yüklemeleri üç tip de izlenebilir. Bunlardan birincisi şekil 6.2.c'de görüldüğü gibi değişken yükleme

pozitiften pozitife doğrudur. Yani yükleme basma-basma şeklindedir. İkinci değişken yükleme pozitif değerden negatif değere doğrudur. Buda şekil 6.2.d'de görüldüğü gibi çekme-basma şeklindedir. Üçüncü değişken yükleme negatif değerden negatiften negatife doğrudur. Şekil 6.2.e'de görüldüğü gibi çekme-çekme şeklindedir (Akkurt 1990).

Yüklenme durumları R ile ifade edilen yorulma yük oranı faktörü ile ifade edilir. Burada σ_{Max} en büyük gerilmeyi, σ_{Min} en en küçük gerilmeyi göstermektedir.

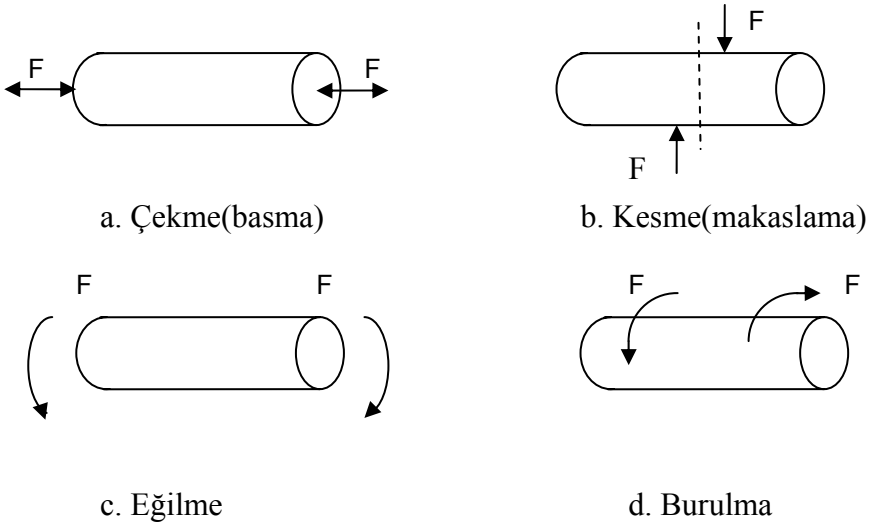
$$R=\sigma_{Max} / \sigma_{Min} \qquad (6.1)$$

Tablo 6.1. Yorulma yük biçimleri için R değerleri

Yorulma Yük Biçimi	Yorulma Yük Oranı
Statik Yük	R=1
Çekme Yükünü	R=0
Çekme-Çekme	0<R<1
Çekme-Basma	R=-1
Basma-Basma	-1<R<0

6.3. Gerilme Çeşitleri

Basit gerilme hali malzemenin üzerine uygulanan tek bir gerilme çeşidinden ibarettir. Bunlar sırasıyla çekme(basma), kesme(makaslama), eğilme ve burulma durumlarından oluşur. Şekil 6.3.a'da çekme veya basma gerilmesidir. Çubuğun direkt olarak ekseni boyunca yükleme uygulanır. Yükleme yönleri malzemeden dışarıya doğru ise çekme (+), malzemenin içine doğru ise basma (-) işaretle gösterilir. Şekil 6.3.b'de malzeme iki kuvvet altında kesilmeye zorlanır. Şekil 6.3.c'de malzeme eğilmeye zorlanmaktadır. Şekil 6.3.d'de ise malzeme burulmaya zorlanmaktadır.



a. Çekme(basma) b. Kesme(makaslama)

c. Eğilme d. Burulma

Şekil 6.3. Basit gerilme çeşitleri

7. DENEYSEL ÇALIŞMA

7.1. Giriş

Deneyde kullanılan çeşitli tipteki schanz vidaları plastik malzemeye sabitlenerek eğilmeli yorulma ve çekme çıkarma deneyleri uygulandı. Deneyleri yapılış sırası şu şekildedir.

Deney beş grup işlemden oluşmaktadır.

1. Yorulma öncesi tork ölçümü
2. Eğilmeli yorulma deneyi
3. Eğilmeli yorulma sırasında eğilme miktarı ölçümü
4. Eğilmeli yorulma sonrası tork ölçümü
5. Eğilmeli yorulma öncesi ve sonrası çekme-çıkarma(pull-out) testi

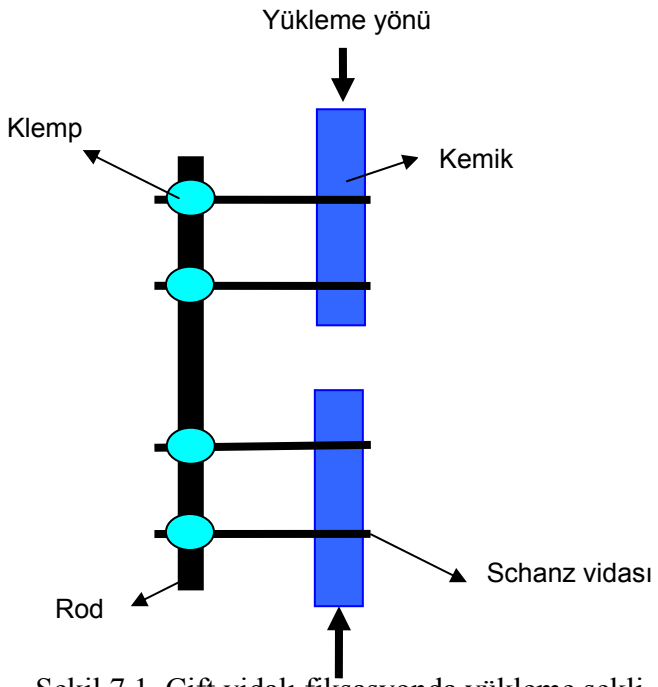
7.2. Deney Parametrelerinin Tayini

Eğilmeli yorulma deney cihazı tasarlanacağı için deney parametreleri belirlendi.

Kemiğe yerleştirilen vida sayısı kullanılan yere ve kemik çeşidine göre değişir. Şekil 7.1'de femur kemiği kırıklarına yetişkinlerde Ø 6 mm'lik schanz vidalarıyla çift vidalı fiksasyon yapıldı. Çünkü femur kemiği insan vücudunda kalça ile diz arasındaki tek kemiktir. Vücudun ağırlığını taşıyan tek kemik olduğu için kırık kemiğin her parçasında en az 2 adet schanz vidası kullanılmalıdır. Yetişkin bir insan ağırlığının 70–100 kg arasındadır. Her kırık kemik parçasında 2 adet schanz vidası bulunduğundan her vidaya gelen yük yarıya düşmektedir. Yüklemeler sonucu maksimum yük 600 N olarak düşünüldü. Deneyler fiksatör sistemi ile birlikte yapılmadı. Deney işlemleri polietilen kemik modeli üzerine yerleştirilen 1 adet schanz vidasına uygulandı.

Fiksatör sistemlerinin testi için yapılan çalışmalarda ise frekans olarak 1-5 Hz arasında kullanılmıştır(Gardner,1997)(Kasman,1984). Normal bir insan yürüyüş

hızında saniyede 1 adım atılmaktadır. Deneyde kullandığımız frekans 1 Hz olarak seçildi.

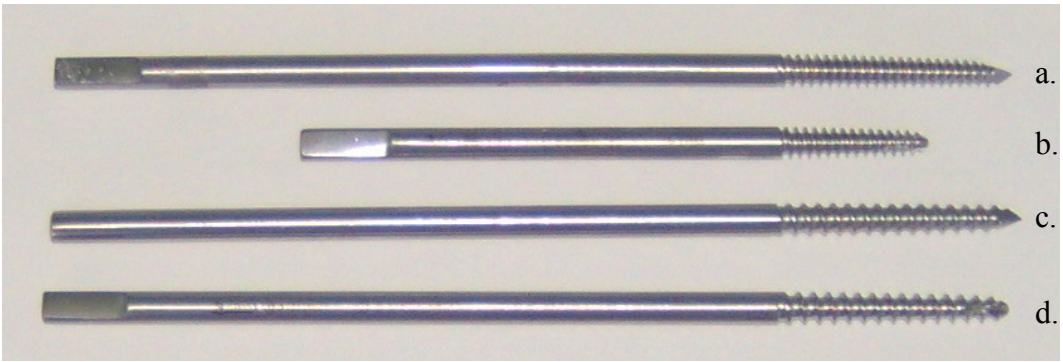


Şekil 7.1. Çift vidalı fiksasyonda yükleme şekli

7.3. Deneyde Kullanılan Malzemelerin Hazırlanması

7.3.1. Schanz Vidaları

Şekil 7.2'de deneyde kullanılan schanz vidaları görülmektedir. TIPSAN firması tarafında üretilen schanz vidaları kullanıldı.



Şekil 7.2. Deneyde kullanılan schanz vidaları a) Kortikal b) Uç tasarımlı kortikal c) Spongiöz d) Uç tasarımlı spongiöz

Schanz vidalar Ø 6 mm, AISI 316 kalite paslanmaz çelikten CNC tornalarda imal edilmiştir. 316 paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri tablo 7.1'de gösterilmiştir. Vida boyları 120–180 mm arasında değişmektedir. Diş çekilen kısımları ise 40–60 mm arasında konik olarak üretilmektedir.

Tablo 7.1. 316 paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri

ASTM Standardı	316
EN Malzeme No	1.4401
EN Sembol	X5CrNiMo17-12-2
Yoğunluk	7,95 kg/dm³
Elastiklik Modülü	200 kN/mm²
Akma Dayanımı	250 Mpa
Çekme Dayanımı	510 Mpa
Manyetiklik	Yok

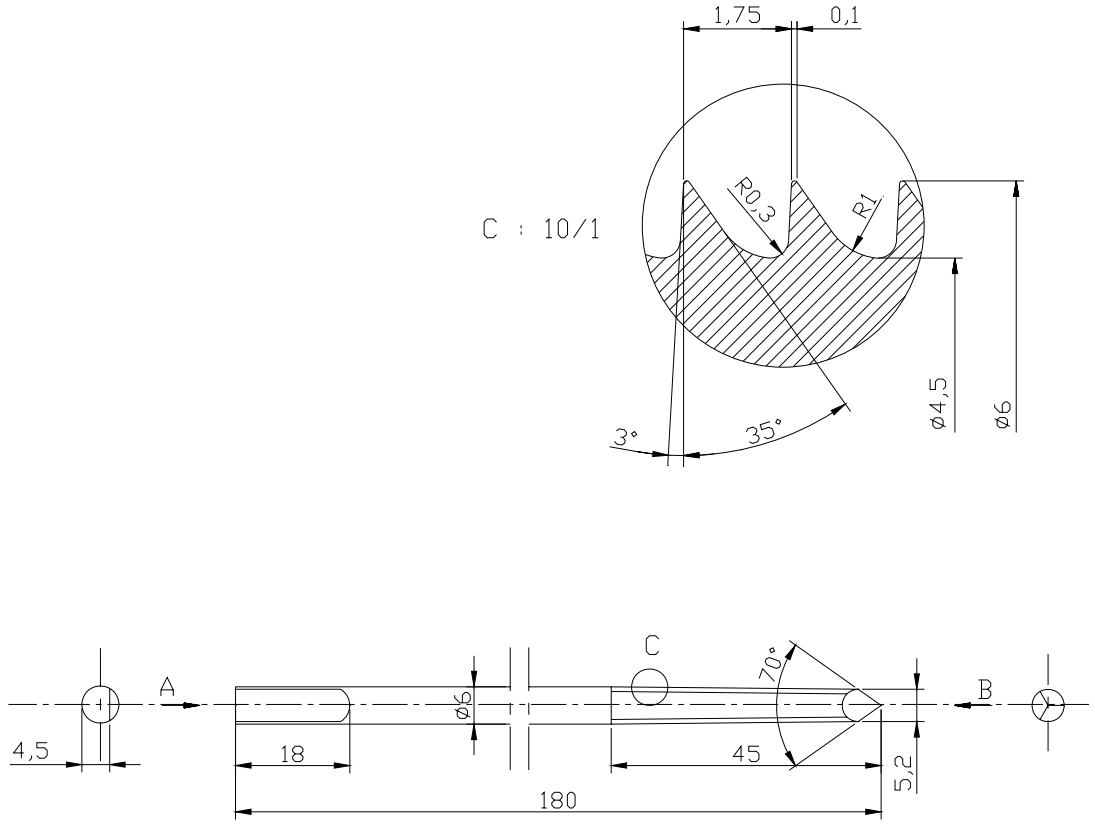
Tablo 7.2'de 316 paslanmaz çeliğin kimyasal bileşiminde % 16–18 krom olduğu görülmektedir.

Tablo 7.2. 316 Paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi

Kimyasal Bileşim(%)	C	Cr	Ni	Mo
En çok	0,08	18	14	3
En az	0	16	10	2

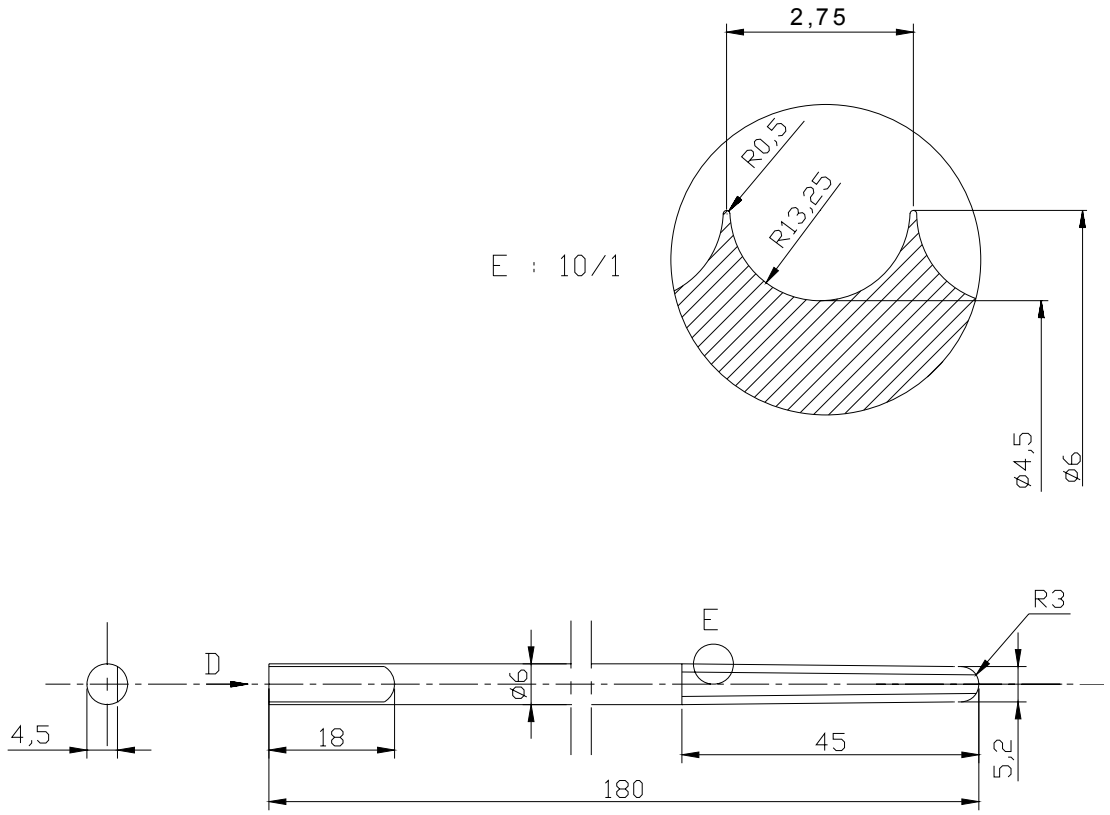
Deneyde kullanılan schanz vida boyları TS 4272'de verilmiştir. Fakat vida profili bakımından üretici firmalar arasında farklılıklar görüldü. Şekil 7.3'de deneyde kullanılan uç tasarımsız kortikal vidanın ölçüleri verilmektedir. Şekil 7.3'de büyütülmüş C görünüşünde ayrıntılı vida profili ölçüleri görülmektedir. Kortikal vidaların vida profili testere dişine ve adımın 1,75 mm olduğu görülmektedir. Aynı zamanda vidanın konik çekildiği görülmektedir. Vidanın gövde çapı 6 mm olmasına karşılık uç kısımda bu ölçünün 5,2 mm'ye düştüğü görülmektedir. Diş üstlerinde

0,05 mm'lik radyüsler vardır. Uç kısmı ise 70° açıyla sivriltilmiş 3 yüzeyden oluşmaktadır.



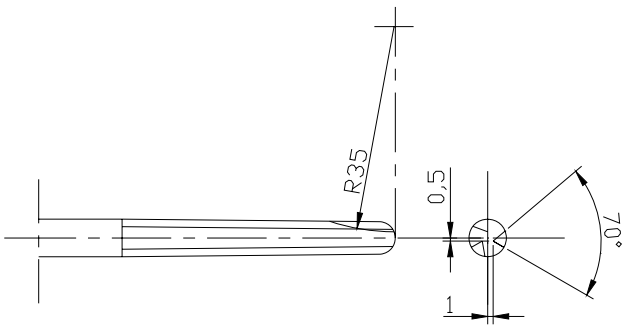
Şekil 7.3. Uç tasarımsız kortikal schanz vidası

Şekil 7.4'de ise deneyde kullanılan uç tasarımsız spongiöz vidanın resmi görülmektedir. Vida boyunca dişlerin konik çekildiği görülmektedir. Şekil 7.4'de büyütülmüş E görünüşünde spongiöz vidanın adımı 2,75 mm'dir. Uç kısmı 3 mm radyüsle yuvarlatılmıştır.



Şekil 7.4. Uç tasarımsız spongiöz schanz vidası

Uç tasarımlı kortikal ve spongiöz schanz vidalarının uç tasarımları arasında fark yoktur. Şekil 7.5'de kortikal ve spongiöz schanz vidalarının uç tasarımı görülmektedir. Schanz vidalarının uçları bir kılavuz gibi tasarlanmıştır. Uç kısmında 70° açıyla 3 adet kanal açılmıştır.



Şekil 7.5. Shanz vidasının uç tasarım şekli

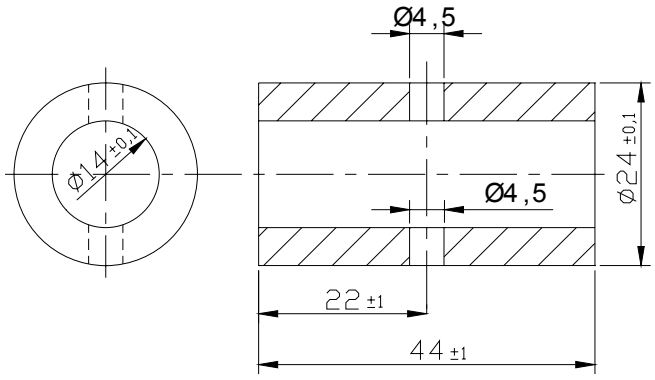
7.3.2. Polietilen Kırık Kemik Modelinin Hazırlanması

Kemik yerine kullanılacak malzeme olarak polietilen seçildi. Yapılan biyomekanik çalışmalar da kullanılan malzemeler genellikle inek, köpek ve insan kemikleridir. Yapılan birkaç çalışmada ise Tufnol marka plastik kompozit, kemik geometrisine benzetilmiş, diğer bir çalışmada ise polietilen kemik vidalarının testi için kullanılmıştır(Gardner,1997)(Hou,2002).

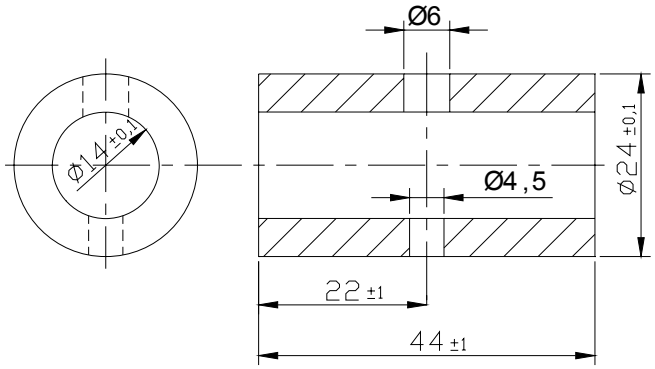
Polietilen malzemenin yoğunluğu 0,93 g/cm³, akma dayanımı 245 kg/cm², kopma dayanımı 365 kg/cm² ergime sıcaklığı 130–133°C, elastiklik modülü 600 N/mm² dir.

İnsan femur kemiğinin orta kısmı ölçülerek dış çapı 24mm ve iç çapı 14 mm olacak şekilde model ölçüleri oluşturuldu. Boyu ise deney cihazına takılmada sıkıntı yaşatmayacak şekilde 44 mm olarak ayarlandı. Polietilen kemik modeli, şekil 7.6'de ki ölçülerde tornada işlendi. Polietilen kemik modeli istenilen ölçülerde hazır olarak bulunmadığından içi dolu çubuk şeklinde hazır olarak alındı.

Malzeme, Ø 26 mm çubuk şeklinde hazır olarak alınan malzeme tornada önce Ø 14 mm matkapla deliği delindi. Daha sonra dış ölçüsü Ø 24 mm'ye düşürüldü. Keski kalemi ile 44 mm boyunda kesilerek işlendi. Schanz vidalarının takılacağı pilot delik çift korteksli yerleştirme için şekil 7.6'de görüldüğü gibi sütunlu matkap tezgâhında Ø 4,5 mm matkap ucu ile delindi. Şekil 7.7'da tek korteksli yerleştirme için pilot deliğin biri Ø 4,5 mm diğeri ise schanz vidasını vida bitim yerini de geçeceğinden Ø 6 mm matkap uçları ile delindi. İşleme sırasında ısınma oluşmamasına özen gösterildi.



Şekil 7.6. Çift korteksli yerleştirme için polietilen kemik modelinin işleme ölçüleri



Şekil 7.7. Tek korteksli yerleştirme için polietilen kemik modelinin işleme ölçüleri

Polietilen kemik modeline schanz vidalarının yerleştirilmesi 2 şekilde yapıldı:

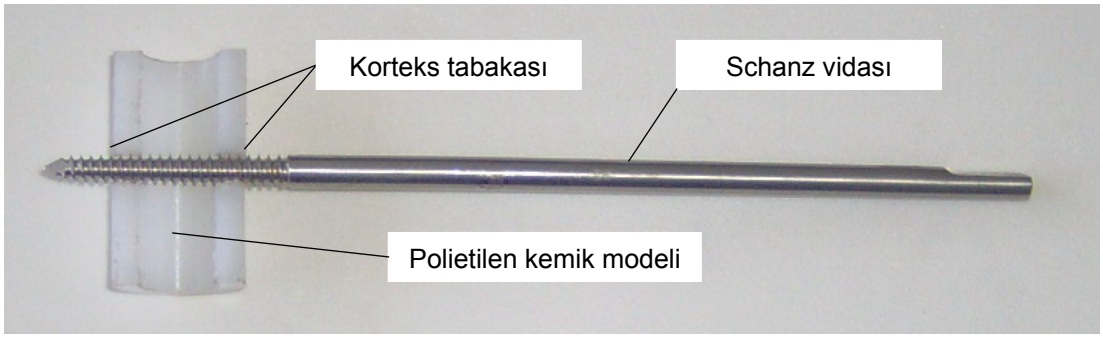
a. Çift korteksli yerleştirme

b. Tek korteksli yerleştirme

7.3.2.1. Çift Korteksli Yerleştirme

Kemiği en dışında kemiği çevreleyen ve en sert kısım korteks tabakasıdır. Şekil 7.8 ve şekil 7.9'de iki korteks tabakasından schanz vidasını dişleri geçecek

şekilde yerleştirildi. Önceden delinen Ø 4,5 mm'lik pilot delikler schanz vida yerleştirme işlemine yardımcı oldu. Schanz vidalarının matkap kullanarak hızlı vidalamada termal hasar oluşabileceğinden plastik malzemeye arka tarafına takılan T kol yardımı ile elle vidalandı.



Şekil 7.8. Çift korteksli yerleştirilmiş kortikal schanz vidasının yarım kesit görünümü



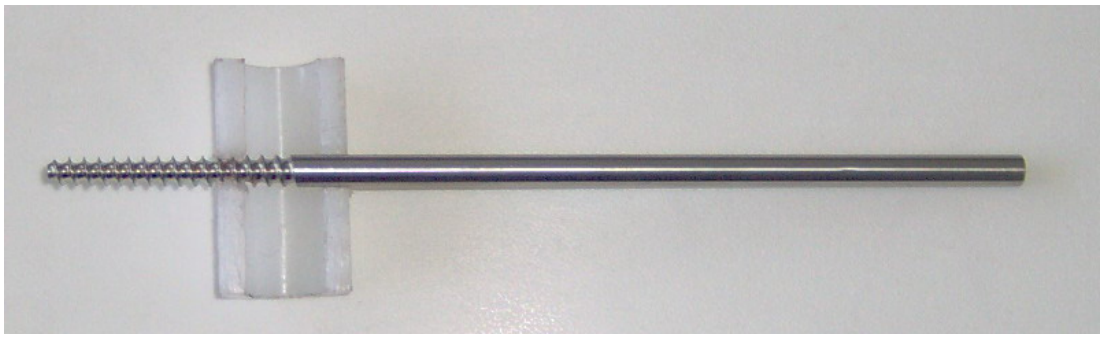
Şekil 7.9. Çift korteksli yerleştirilmiş spongiöz schanz vidasının yarım kesit görünümü

7.3.2.2. Tek Korteksli Yerleştirme

Şekil 7.8 ve şekil 7.9'da görüldüğü gibi korteks tabakasını vida çıkış kısmından dişleyip, vida giriş kısmından ise vidanın düz kısmı kalacak şekilde yerleştirildi. Vida bitim yeri polietilen kemik modelinin içinde kalmaktadır. Bu yöntemde vida düz kısmının geçeceği yerin schanz vidasının vida bitim yeri dış çapına uygun matkap ucu ile(Ø 6) delindi.



Şekil 7.10. Tek korteksli yerleştirilmiş kortikal schanz vidasının yarım kesit görünümü



Şekil 7.11. Tek korteksli yerleştirilmiş spongiöz schanz vidasının yarım kesit görünümü

7.3.3. Yorulma Deney Cihazının Hazırlanması ve Yorulma Deneyi

İnsan vücudunu hareketine yardımcı olan ve ayakta tutan kemik bütünlüğünün bozulması sonucu eksternal fiksatörde schanz vidaları kullanılmaktadır. İyileşme süreci içerisinde hasta günlük işlerini devam ettirmektedir. Schanz vidaları üzerine gelen gerilmelere bağlı olarak deneyimize uygun gerilmeyi oluşturacak test cihazını hazırladık. Femur ve tibia kemiklerine tespit edilen vidalara gelen yükleme tipi eğilmeli yorulmadır. Kullanılacak olan yükleme 600 N'dur. Bu yükün pnömatik bir silindir yardımı ile kolaylıkla sağlanabilmektedir. Sistem pnömatik olarak düşünüldü.

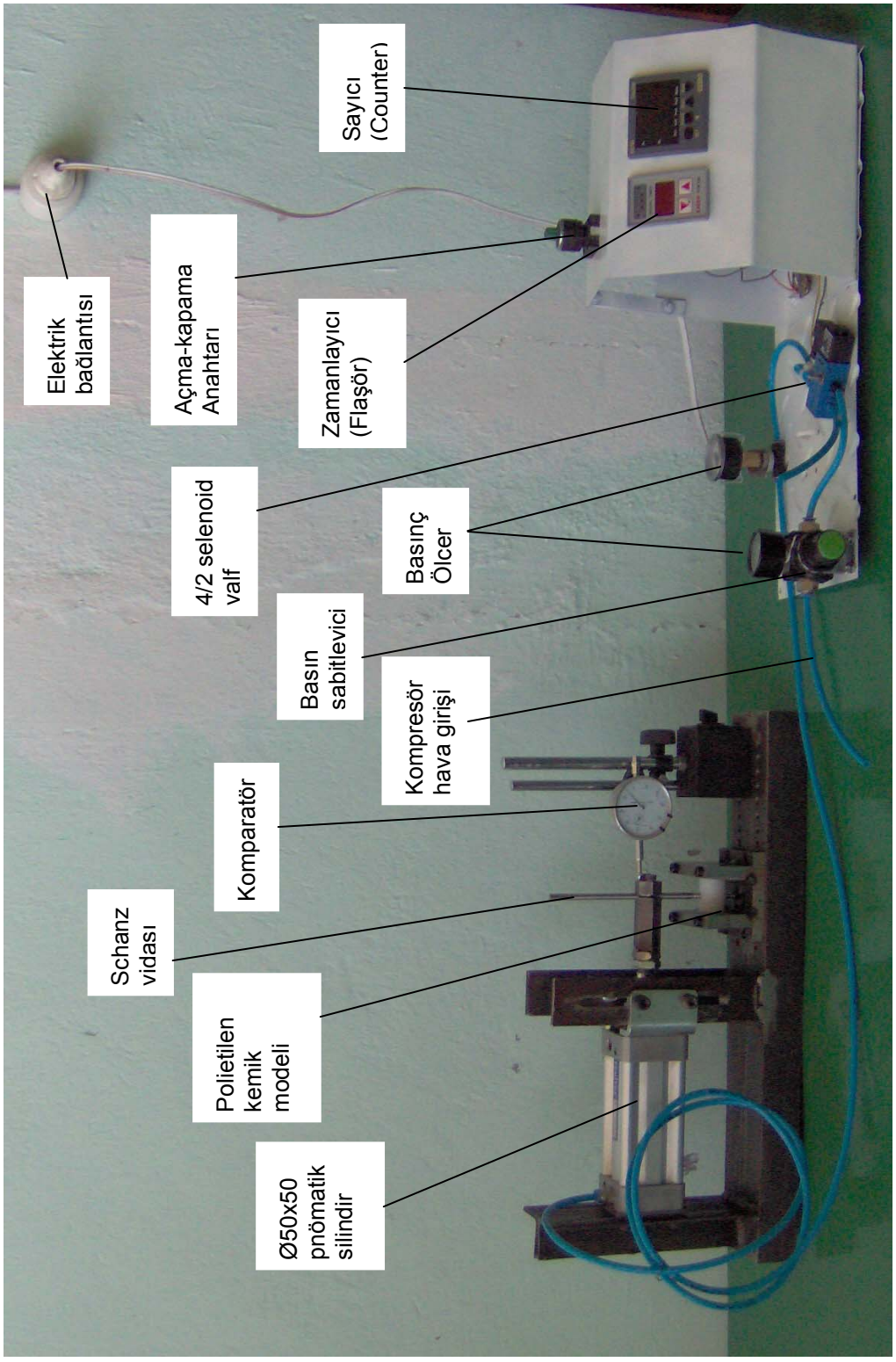
Pistonun çalışma basıncı hesaplandı:

$$P = F \times \eta / A \qquad (7.1)$$

Burada; P piston çalışma basıncı, F schanz vidasına uygulanan yük, η pistonun çalışması sırasındaki sürtünme katsayısı, A piston alanını vermektedir. Pnömatik piston küçük olduğu için sürtünme kayıpları η=1 alınarak sürtünme ihmal edilmiştir.

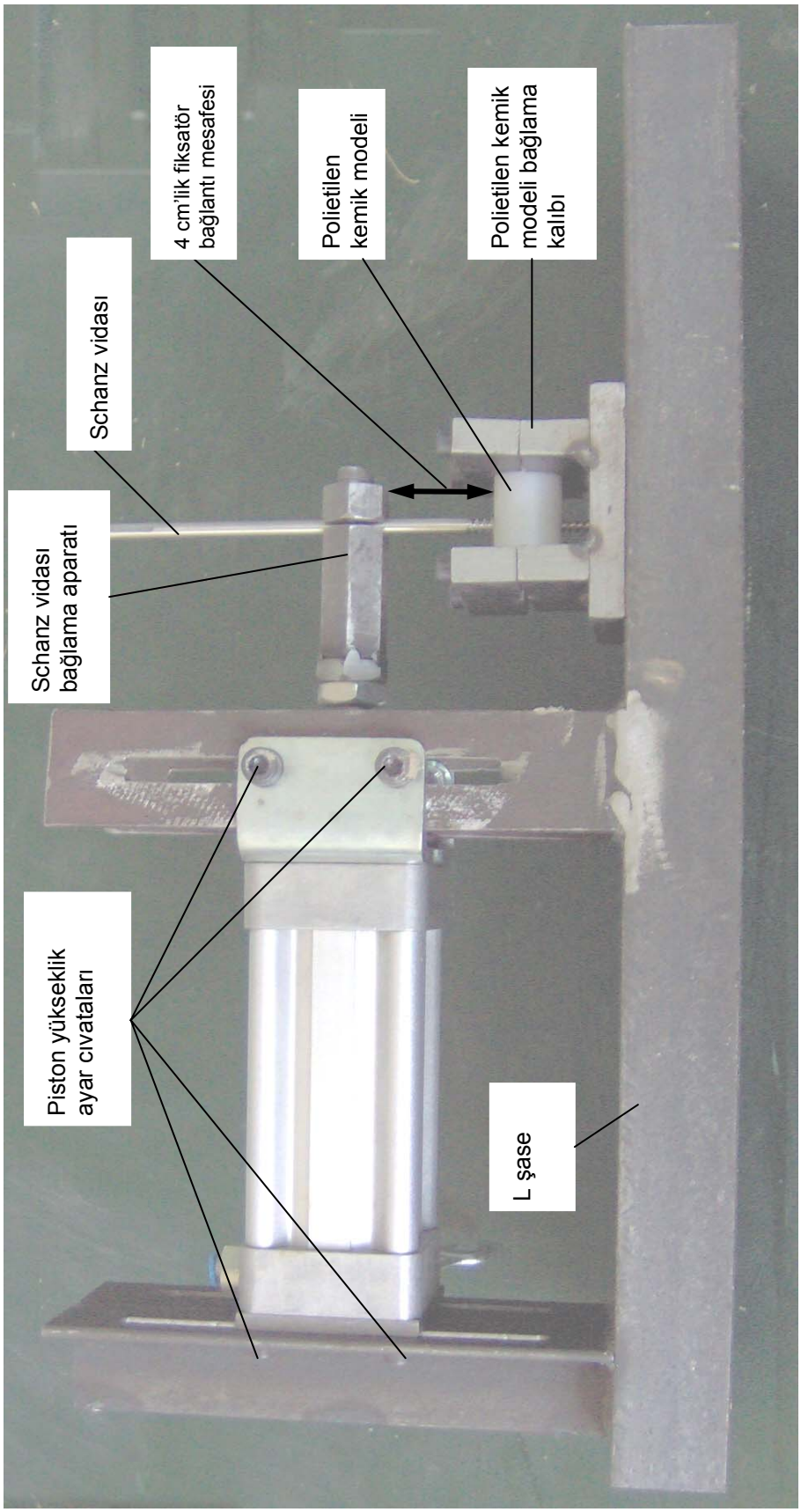
Formülünden yararlanılarak piston çalışma basıncı P=3,06 bar olarak bulundu. Bu değer pnömatik sistemde basınç ayar valfinden ayarlandı. Basınç ölçerden okunarak kontrol edildi.

Şekil 7.12'de pnömatik deney cihazı görülmektedir. Pnömatik sisteme basınçlı hava kaynağı sağlayan bir kompresör ilave edildi. Kompresörden çıkan hava şartlandırıcıya giderek havanın filtrelenmesi ve yağlanması sağlandı. Şartlandırıcıdan sonra basınç ayar valfi kullanıldı. Basınç ayar valfinden istenilen miktarda sistemdeki basınç ayarlandı. Basınç ölçer yardımıyla ayarlanan basınç kontrol edildi. Daha sonra piston hareketini sağlayacak olan 3/2 selenoit yön kontrol valfi kullanıldı. Fakat hava tahliyesini zamanında yapamaması nedeni ile piston geri gelmeden tekrar ileri gitmekte idi. Valf değiştirilerek 4/2 selenoit yön kontrol valfi kullanıldı. Valfin basınç altındaki bir yolu körlenerek 3/2 yön kontrol valfi gibi kullanıldı. Selenoit valfe elektronik sayıcı(counter) ve zamanlayıcı(flaşör) takıldı. Zamanlayıcı, valfi istenilen zaman aralığında açma-kapama kontrolü sağlandı. Zamanlayıcının üzerinde bulunan tuşlar sayesinde kolaylıkla ayarlandı. Zaman aralığı 0,1–9,9 sn arasında istenildiği gibi ayarlanmaktadır. Pistonun her ileri gidişi ise sayıcı tarafından sayılmaktadır. İstenilen değere ulaştığında ise sistemin otomatik olarak durmasını sağlamaktadır. Sayıcı 6 haneli olup 1 milyona kadar sayabilmektedir. Valfden sonra tekrar basınç ölçer kullanıldı. Pistondan tahliye edilen havanın tam boşaldığı basınç ölçerin ibresinin sıfıra inmesi ile görüldü. Basınç ölçerin ayarlanan basınçla sıfır arasında sistemin rahatlıkla çalıştığı görüldü. Piston ise çapı 50 mm ile istenilen gücü kolaylıkla sağlamaktadır. Piston kolu çalışma boyu(strok) 50 mm olduğu için deneydeki eğilme miktarını fazlasıyla karşılamaktadır.



Şekil 7.12. Yorulma deney cihazı

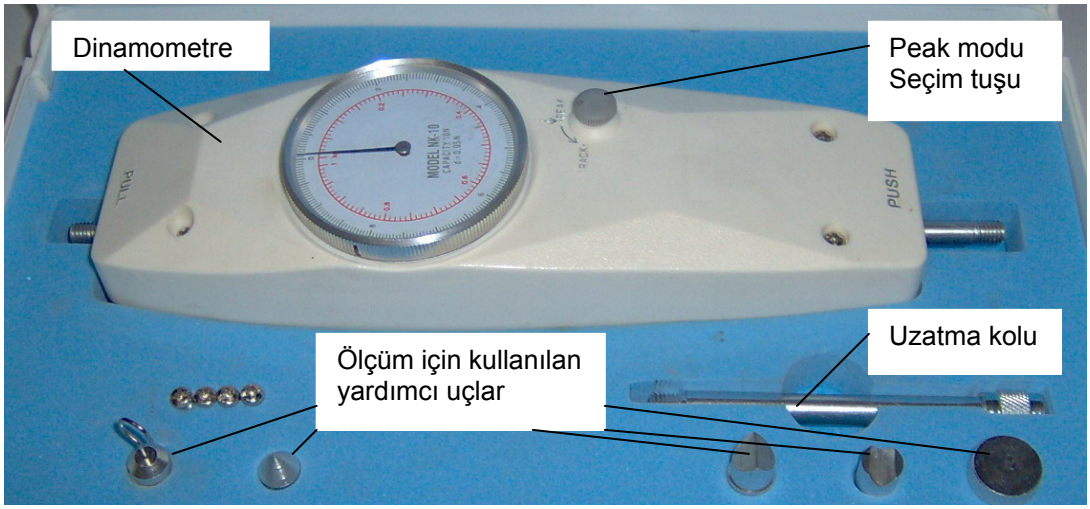
Şekil 7,13'de yorulma deney cihazının pistonu L biçiminde hazırlanan şase üzerine yerleştirilmesi görülmektedir. Tasarlanan bir L şase üzerine piston yatay olarak bağlandı. Piston aşağı yukarı istenilen yükseklikte şasenin üzerindeki kanallar yardımıyla ayarlanabilir şekilde cıvatalarla birleştirildi. Pistonun önüne yerleştirilen polietilen kemik modelini yarım daire şeklinde üstten 4 adet cıvata ile sıkıştıran bir bağlama kalıbı tasarlandı. Bağlama kalıbı pistonun önüne şaseye 4 cıvata ile sabitlendi. Şase üzerindeki delikler sayesinde bağlama kalıbı piston kolu yönünde istenilen uzaklıkta bağlanabildi. Polietilen kemik modeli 4 cıvata sayesinde kolayca sökülüp takılabildi. Piston koluna ise schanz vidasını bağlamak için iki civatalı bağlama kalıbı düşünüldü. Bu aparatla polietilen kemik modeli arasındaki 4 cm'lik bir mesafe konuldu. Bu mesafe schanz vidasının kemiğe giriş yeri ile yumuşak doku arasındaki mesafedir. Kemiğe bağlanan vidanın ancak yumuşak dokudan 4 cm'lik bir mesafeden çıkması öngörülerek deney uygulandı. Aksi halde ara bağlantı parçası schanz vidasına kemikten uzak bağlanırsa sehim miktarı artacaktır.



Şekil 7.13. Pnömatik pistonun sabitlenmesi ve bağlantıları

7.3.4. Torkun Ölçülmesi

Ölçülecek olan değerlerin küçük ve bu yüzden hassasiyetinin fazla olmasından dolayı bir dinamometre yardımı ile tork ölçüldü. Şekil 7.14'de dinamometre görülmektedir. Tork ölçmede kullanılan LUTRON marka dinamometre 0–10 N ölçme aralığına sahiptir. Hassasiyeti 0,05 newtondur. Dinamometre çekme ve basmayı özel uçları sayesinde ölçebilmektedir. Peak modu sayesinde ölçülen en yüksek değere ulaştığında ibre sabit kalmaktadır. Bu da dinamometrede ki maksimum torku okumamıza yardımcı olmaktadır.



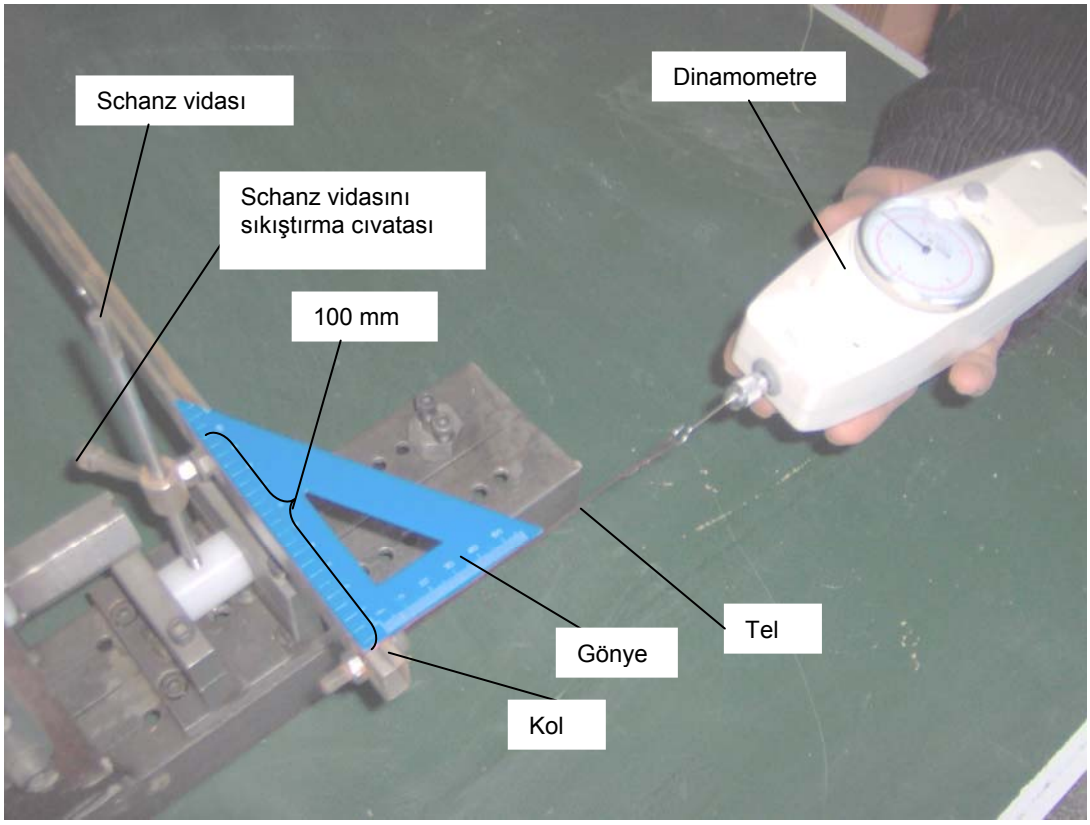
Şekil 7.14. Dinamometre

Şekil 7.15'de schanz vidasına takılan bir kol yardımı ile torkun ölçülmesi görülmektedir. Kola bir tel bağlandı. Telin ucuna bir çengel yapıldı. Böylece ölçme sırasında dinamometrenin ucunun takılıp çıkarılması kolaylaştırıldı. Torkun doğru bir şekilde ölçülmesi için kol üzerine bir 90°'lik gönye yerleştirildi. Schanz vidası ekseni ile dinamometre bağlantı teli arası mesafe şekil 15'de görüldüğü gibi 100 mm'dir. Bu ölçü gönye sayesinde görülmektedir. Tork hesabı şu formülle yapıldı:

$$T = F \times r \qquad (7.3)$$

Burada; T torku, F dinamometre yardımı ile ölçülen kuvveti ve r ise schanz vidası ekseni ile dinamometre bağlantı noktası arsındaki mesafeyi vermektedir.

Torkun ölçülmesi schanz vidasını hem takarken hem de yorulmadan sonra çözme anında ölçüldü.



Şekil 7.15. Tork ölçümü

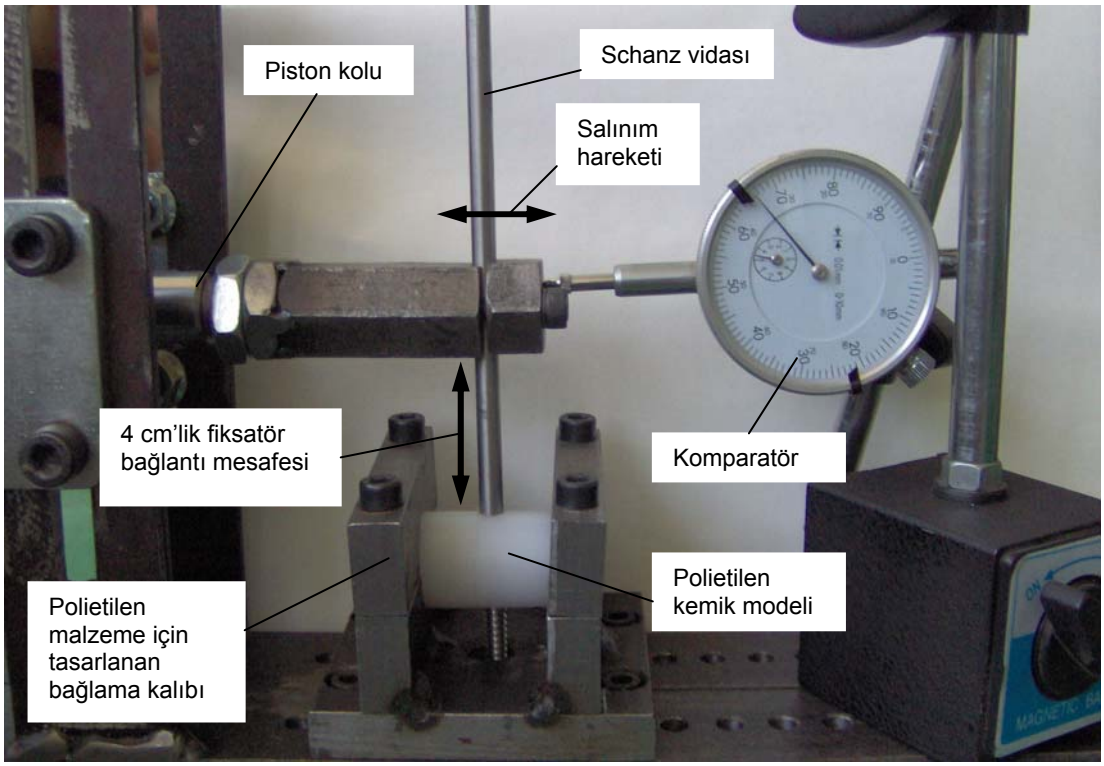
7.3.5. Eğilme Miktarın Ölçülmesi

Şekil 7.16'da eğilme miktarının ölçülmesi görülmektedir. Pistonun karşısına konulan mıknatıslı ayağa sahip bir komparatör sayesinde ölçüldü. Polietilen malzeme kendisi için tasarlana mengeneye bağlandıktan sonra schanz vidasının pistonu tutan aparatla tutturuldu. Piston hiç çalıştırılmadan komparatör bağlandı ve sıfırlandı. Pistonun her hareketinde komparatörden eğilme miktarı tepe değerini okumak frekansın 1 Hz olması sebebiyle bir zorluk yaşanmadı. Eğilme miktarı ölçümü ilk çevrimden itibaren 50 çevrim arayla kaydedildi.

Eğilme momentinin maksimum değeri schanz vidasının polietilen kemik modeline giriş noktasındadır. Eğilme momenti şu formülle hesaplanır:

$$Me = F \times L \qquad (7.2)$$

Burada; Me eğilme momentini, F schanz vidasına uygulanan yükü, L uygulanan yük ile schanz vidasının polietilen kemik modeline giriş noktası arası mesafedir. Formülden yararlanılarak eğilme momenti 2400 Nmm bulunur.

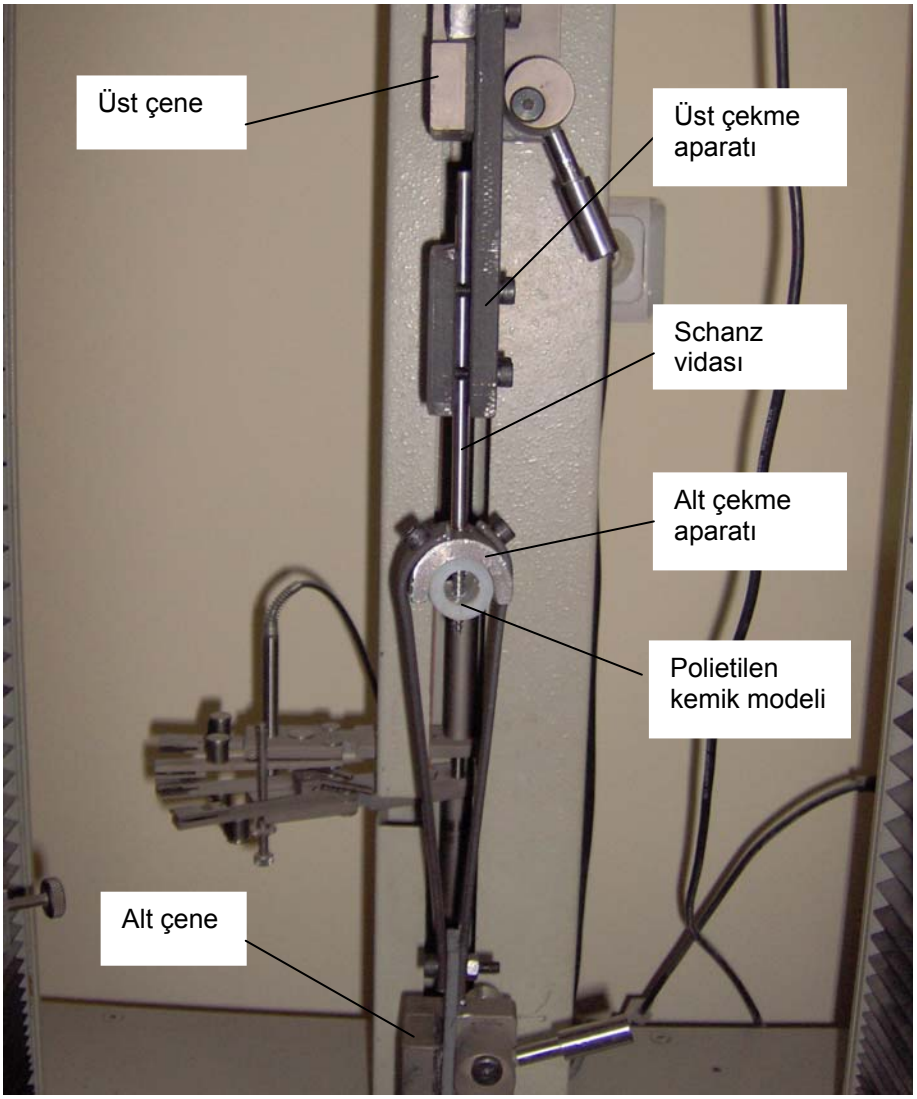


Şekil 7.16. Eğilme miktarının ölçülmesi

7.3.6. Çekme-Çıkarma Deneyi

Şekil 7.17'de çekme-çıkarma deneyi görülmektedir. Deneyde Testometric Micro 500 model çekme cihazı kullanıldı. Polietilen kemik modeli yapılan bir aparat sayesinde çekme cihazının alt çenesine bağlandı. Schanz vidası ise diğer bir aparatla üst çeneye 4 cıvata tarafından sabitlendi. Kullanılan aparatların ekseni ile çekme ekseninin aynı olmasına özen gösterildi. Çekme-çıkarma işlemi uygulandı. Deney sırasında çekme hızı 1 mm/dak olarak ayarlandı(William 1993). Çekme-çıkarma deneyi bize maksimum çıkarma kuvvetini verdi. Maksimum çıkarma kuvveti cihaz

ekranından okundu ve kaydedildi. Her deney aşaması için 3 er adet çekme-çıkarma uygulandı.

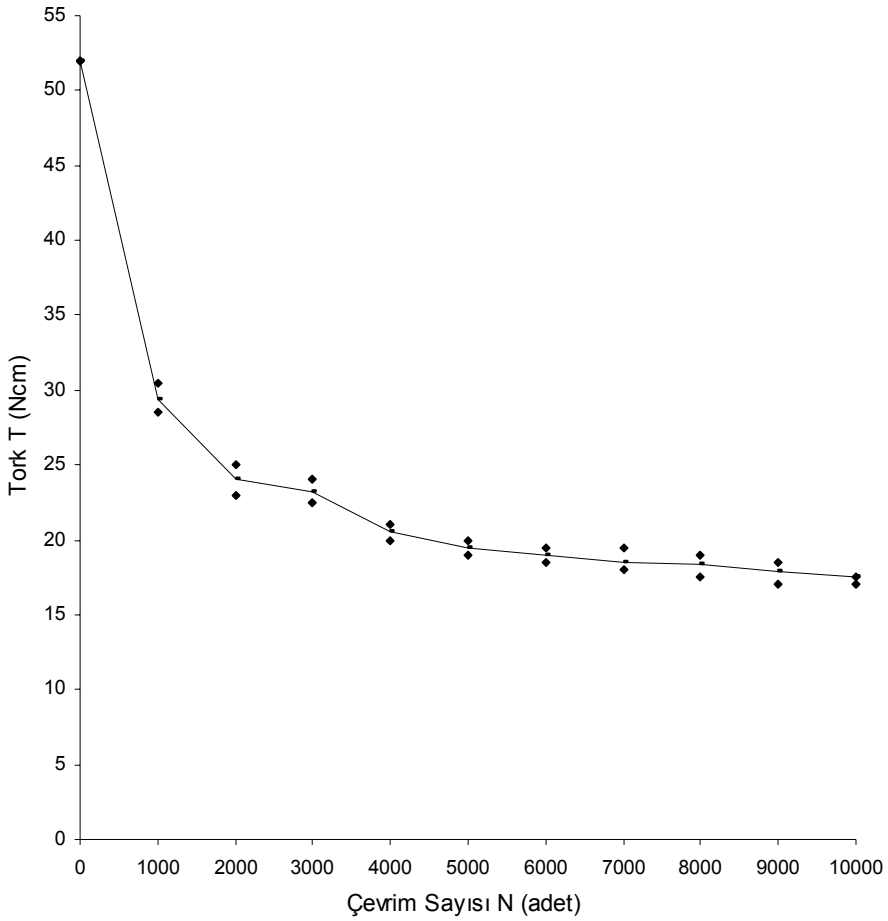


Şekil 7.17. Çekme-çıkarma testi

8. DENEY SONUÇLARI

8.1. Yorulma Sonrası Tork ve Yorulma Sırasındaki Eğilme Miktarı Grafikleri

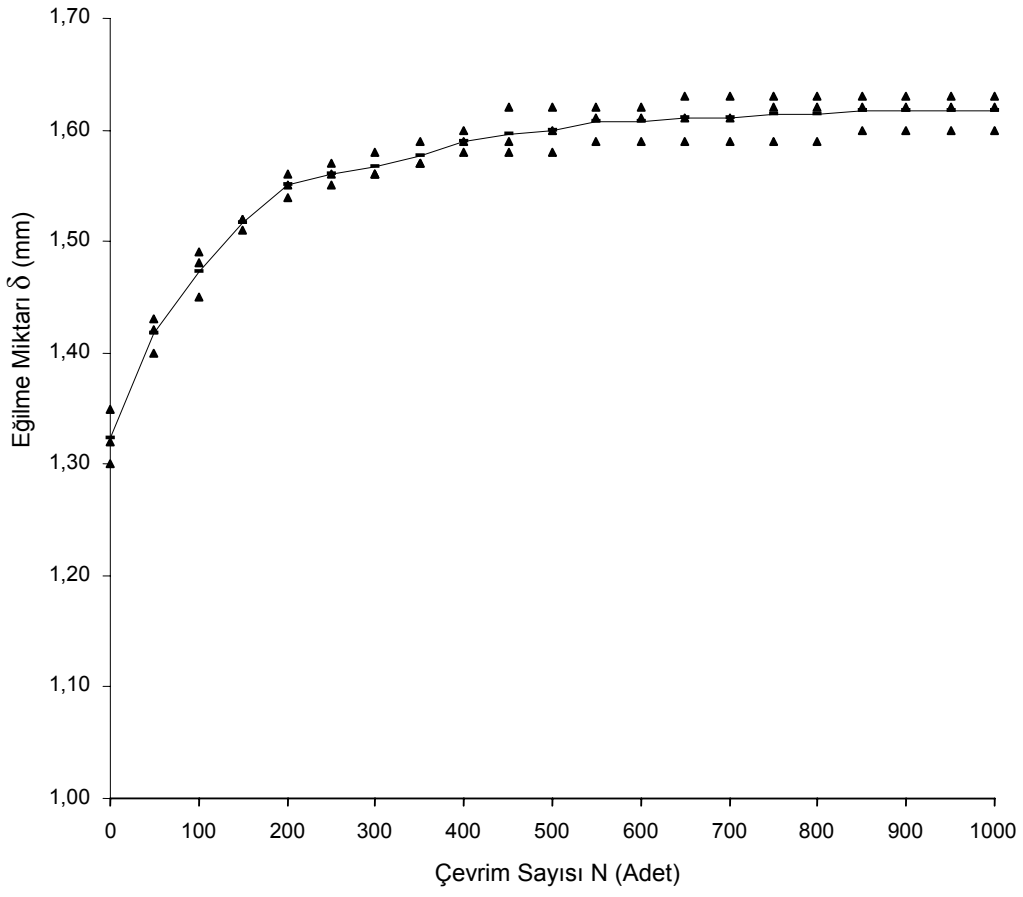
Polietilen kemik modeline tek ve çift korteksli olarak yerleştirilen farklı diş tasarımlarına sahip schanz vidalarına eğilmeli yorulma deneyi uygulandı. Yerleştirme sırasında tork ölçüldü. Yorulma sonrasında schanz vidalarının çıkarılmasında tork ölçümü yapıldı. Deney 1.000'er çevrim artırılarak 10.000 çevrime kadar yapıldı. Her 1.000 çevrim için deney 3 kez tekrarlandı. Yorulma uygulanan parçalar tork ölçümünden sonra tekrar deney için kullanılmadı. Çizilen grafikler her 3 deneyinde ortalaması alınarak çizildi. Eğilmeli yorulma deneyi sonucu tork ölçümü ve eğilme miktarı ölçüldü. Ölçülen değerler kaydedildi.



Şekil 8.1. Çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası tork ölçümü

Şekil 8.1'de çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 52 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

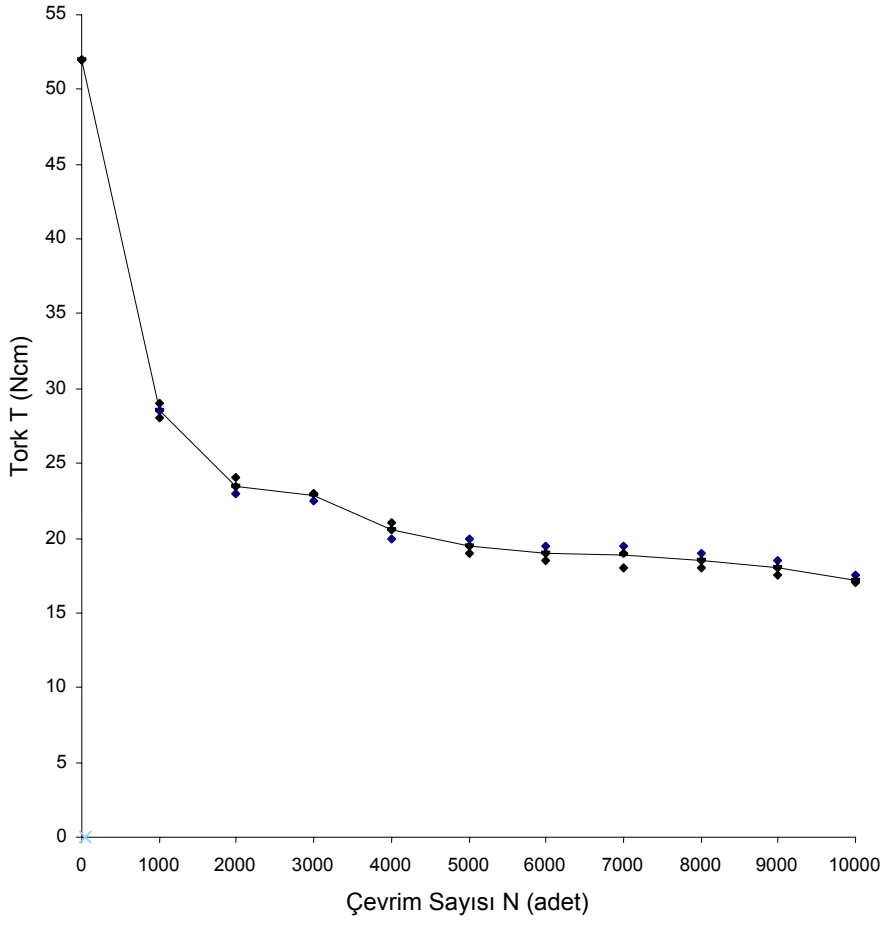
Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 22,67 Ncm ile ani düşüşle 29,33 Ncm'ye düşmesi grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 17,5 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.



Şekil 8.2. Çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı

Şekil 8.2'de çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Deney 10.000 çevrime kadar yapılmıştır. Ancak 1.000 çevrimden sonra grafiğin yataya döndüğü görülmüştür. Bundan dolayı grafikler 1.000 çevrime kadar verilmiştir. Deney ilk çevrimden itibaren 50 çevrim arayla gözlemlendi. Komparatörden okunan değerler kaydedildi. Her 1.000 çevrim arayla 3'er deneyinde ortalaması alınarak grafik çizildi.

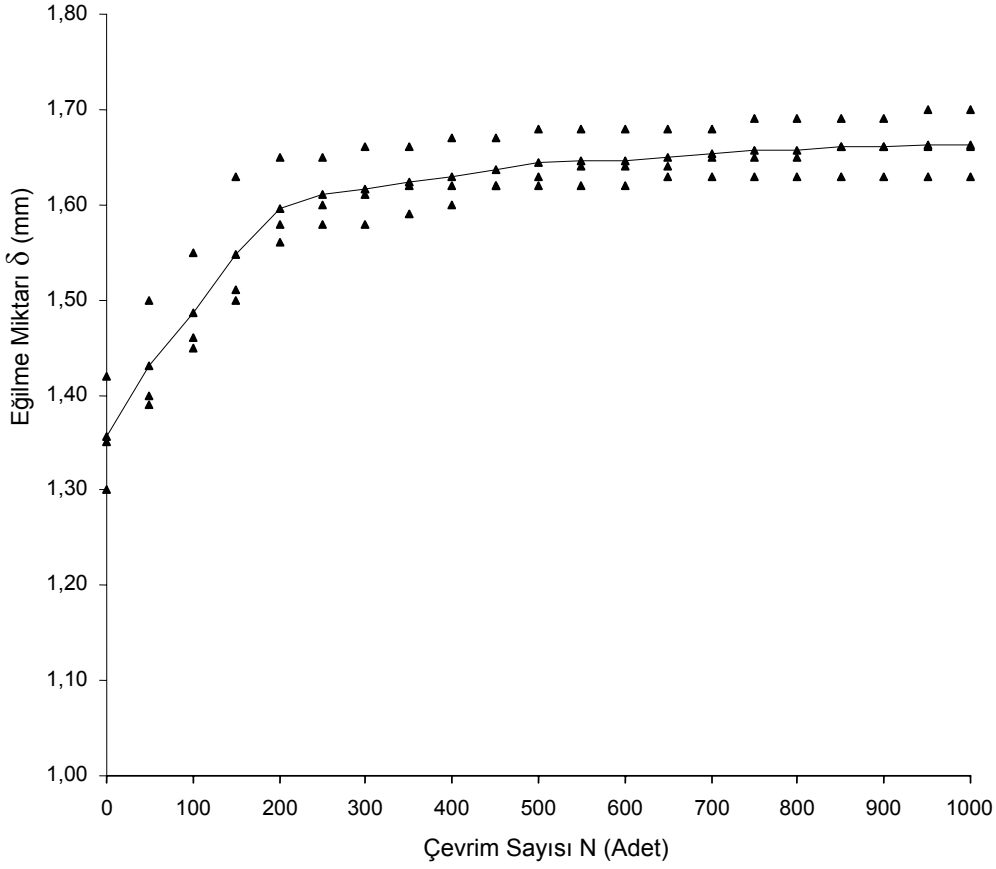
Eğilme miktarının ilk çevrimde ortalama 1,32 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 1,62 mm'de maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.



Şekil 8.3. Uç tasarımlı çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü

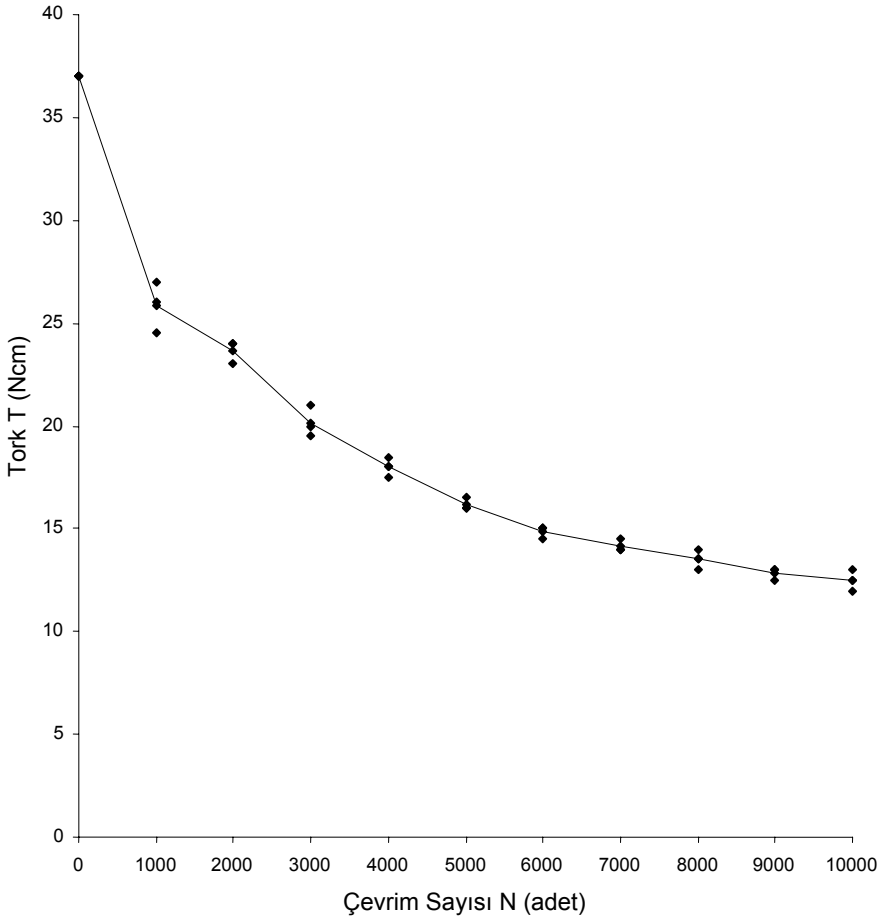
Şekil 8.3'de uç tasarımlı çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 52 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 23,5 Ncm'lik ani düşüş ile 28,5 Ncm'ye düşmesi grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 17,17 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.



Şekil 8.4. Uç tasarımlı çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasında eğilme miktarı

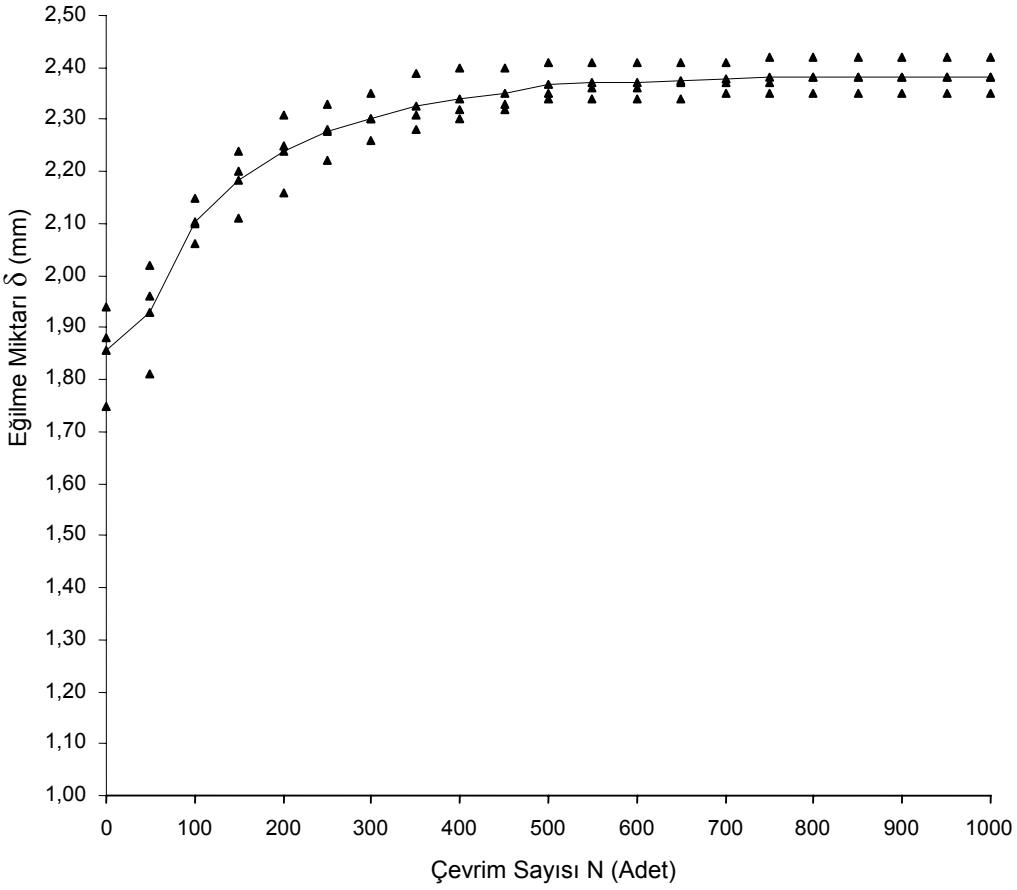
Şekil 8.4'de uç tasarımlı çift korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Eğilme miktarı ilk çevrimde ortalama 1,36 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 1,66 mm ile maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.



Şekil 8.5. Tek korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü

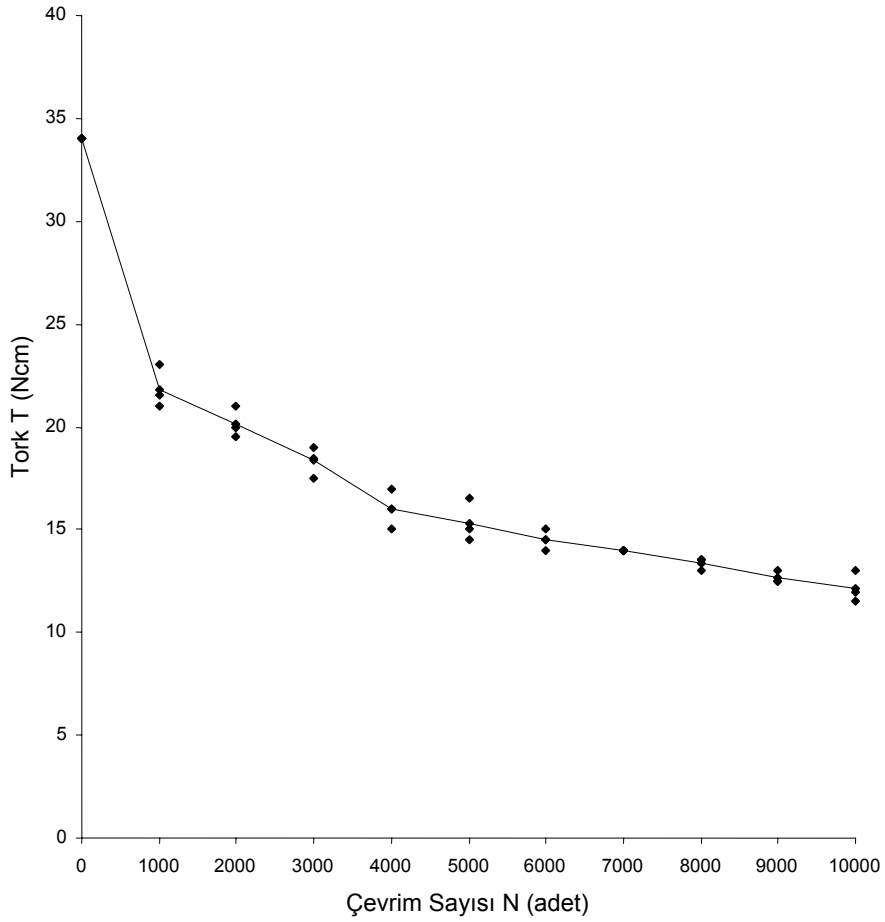
Şekil 8.5'de tek korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 37 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 11,17 Ncm'lik ani düşüş ile 25,83 Ncm'ye düşüşü grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 12,5 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.



Şekil 8.6. Tek korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı

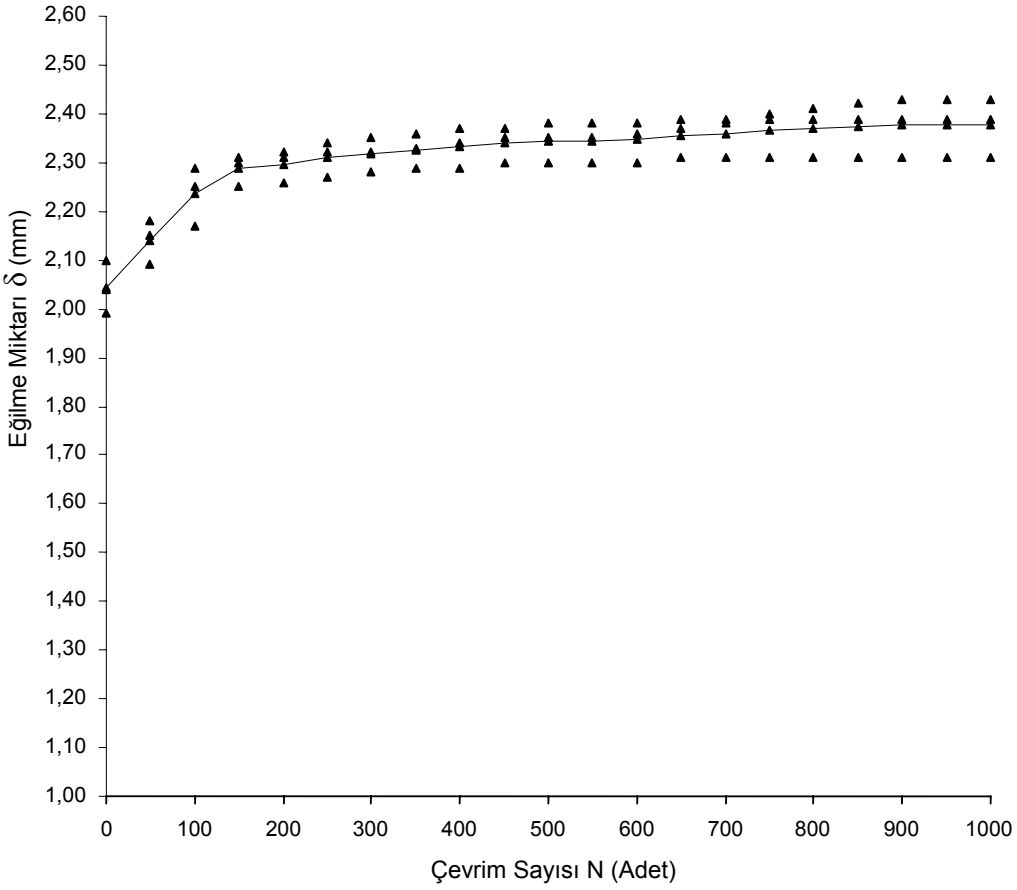
Şekil 8.6'da Tek korteksli yerleştirilen kortikal schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Eğilme miktarı ilk çevrimde 1,87 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 2,38 mm ile maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.



Şekil 8.7. Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı kortikal schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü

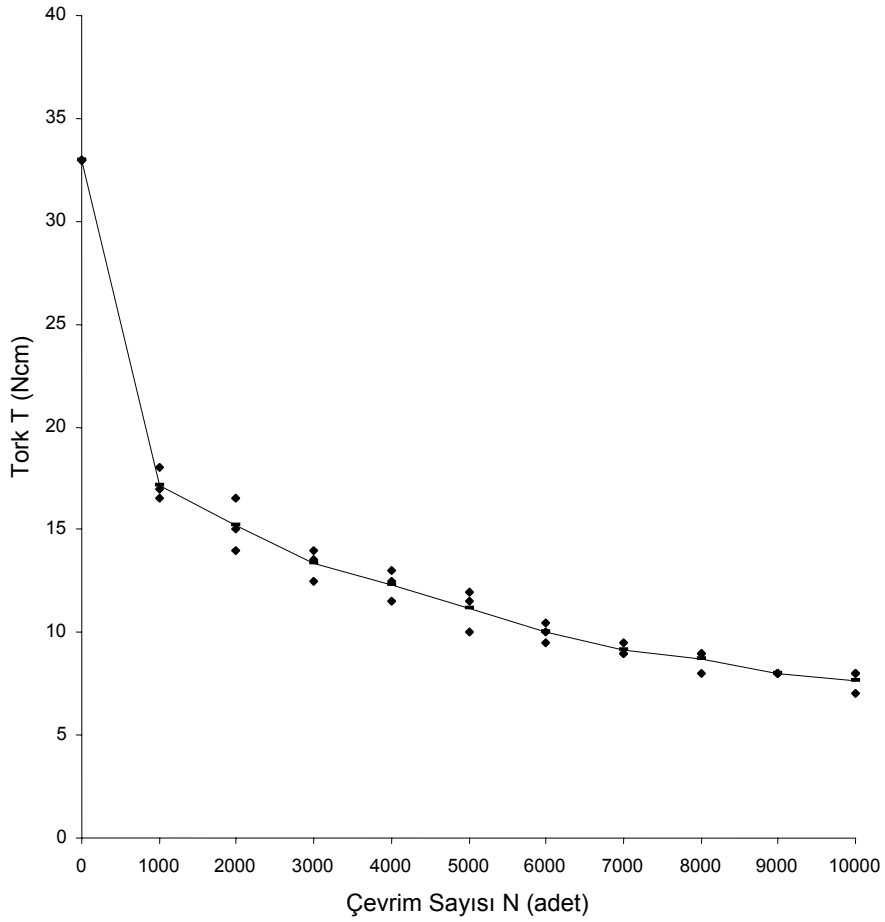
Şekil 8.7'de tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı kortikal schanz vidasının çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 34 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 12,17 Ncm'lik ani düşüş ile 21,83 Ncm'ye düşmesi grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 12,17 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.



Şekil 8.8. Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı kortikal schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı

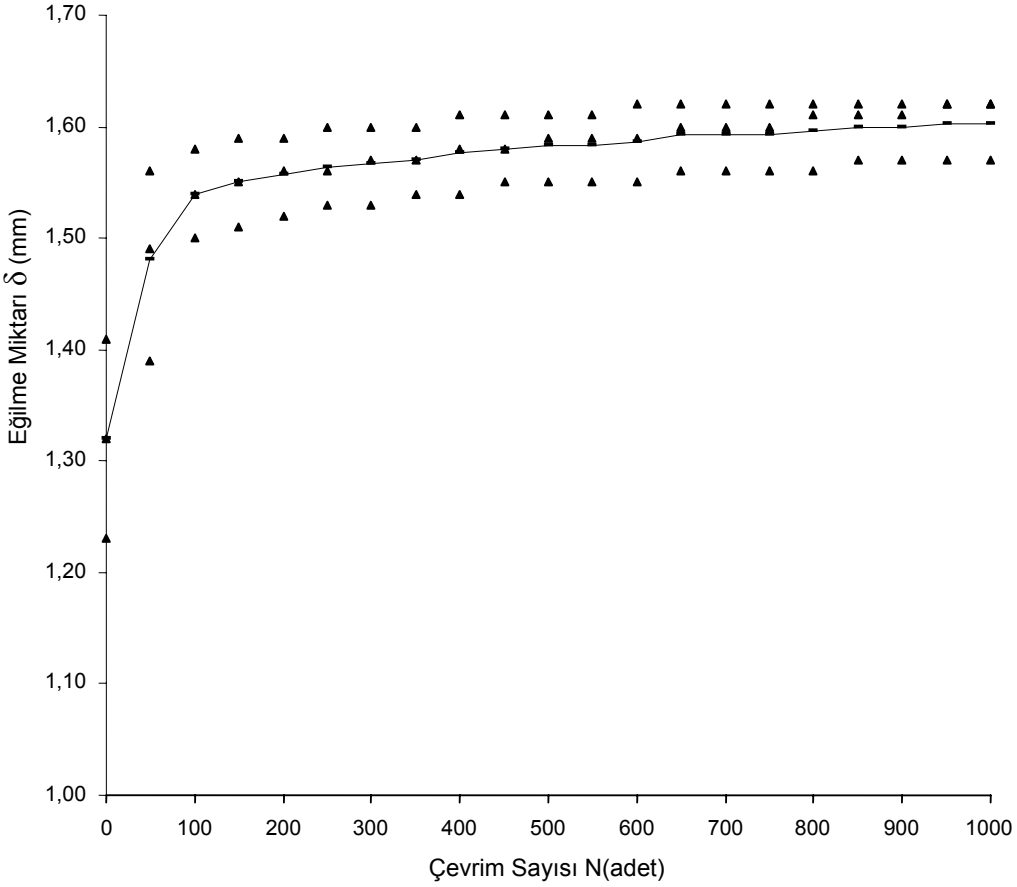
Şekil 8.8'da Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı kortikal schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Eğilme miktarı ilk çevrimde 2,04 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 2,38 mm ile maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.



Şekil 8.9. Çift korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü

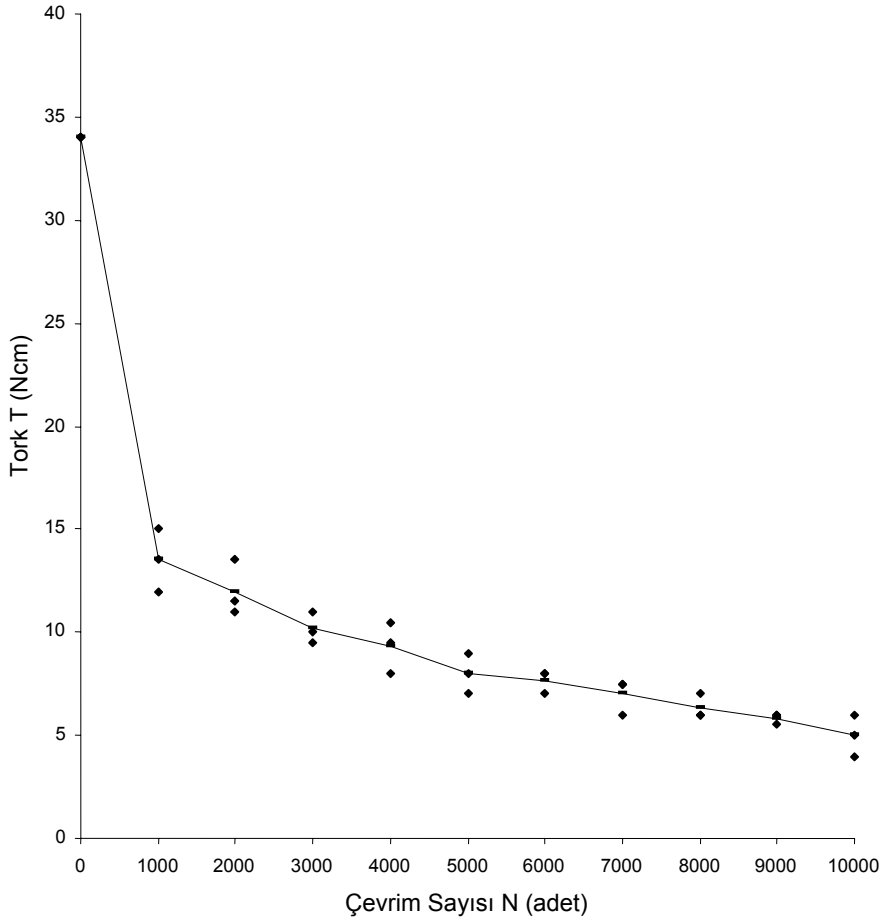
Şekil 8.9'de çift korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 33 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 15,83 Ncm'lik ani düşüş ile 17,17 Ncm'ye düşmesi grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 7,67 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.



Şekil 8.10. Çift korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı

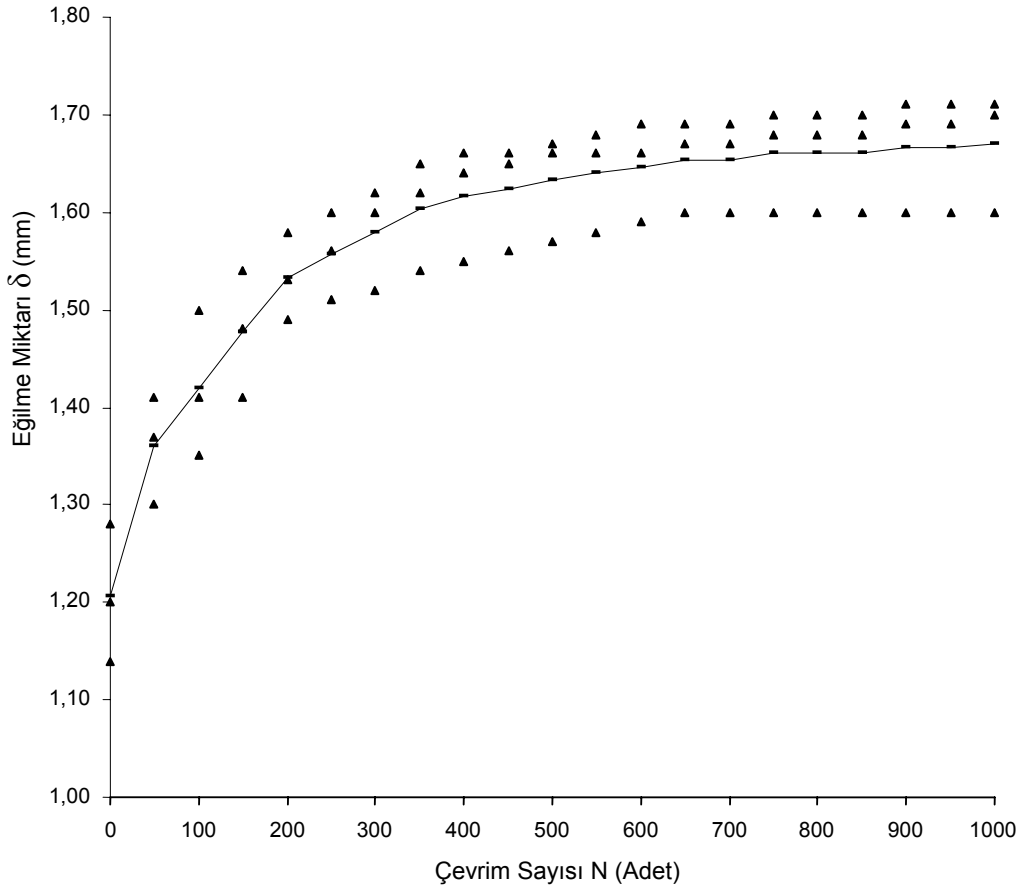
Şekil 8.10'da Çift korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Eğilme miktarı ilk çevrimde 1,2 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 1,48 mm ile maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.



Şekil 8.11. Çift korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü

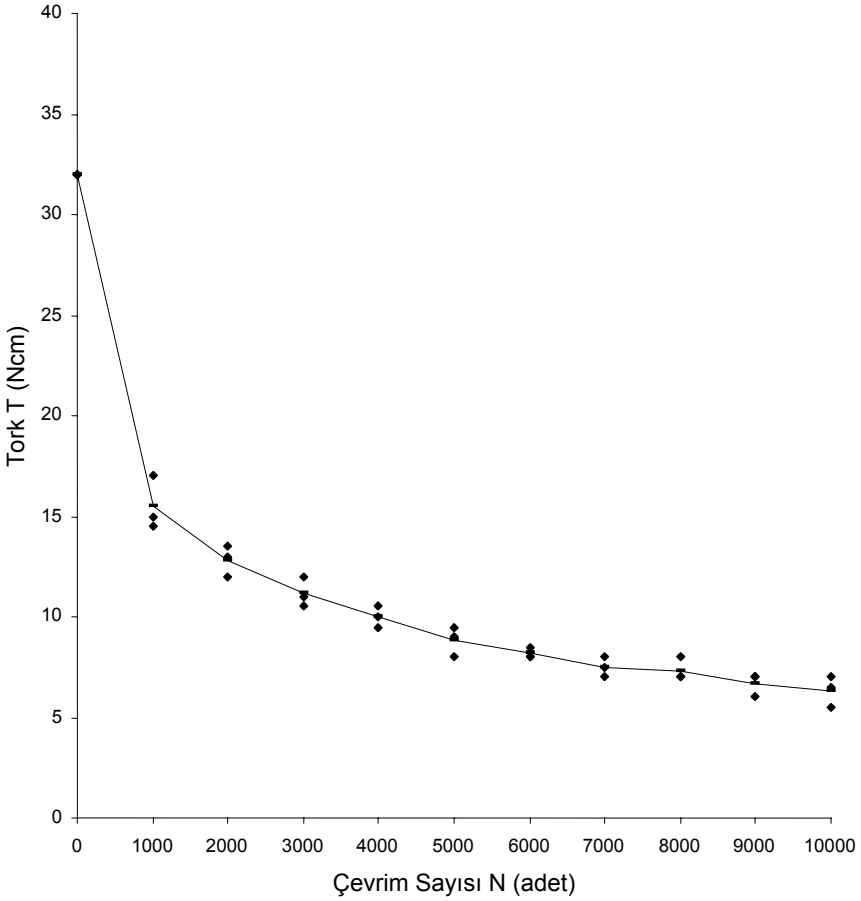
Şekil 8.11'de çift korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 34 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 20,5 Ncm'lik ani düşüş ile 13,5 Ncm'ye düşmesi grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 5 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.



Şekil 8.12. Çift korteksli yerleştirilen uç tasarımlı Spongiöz schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı

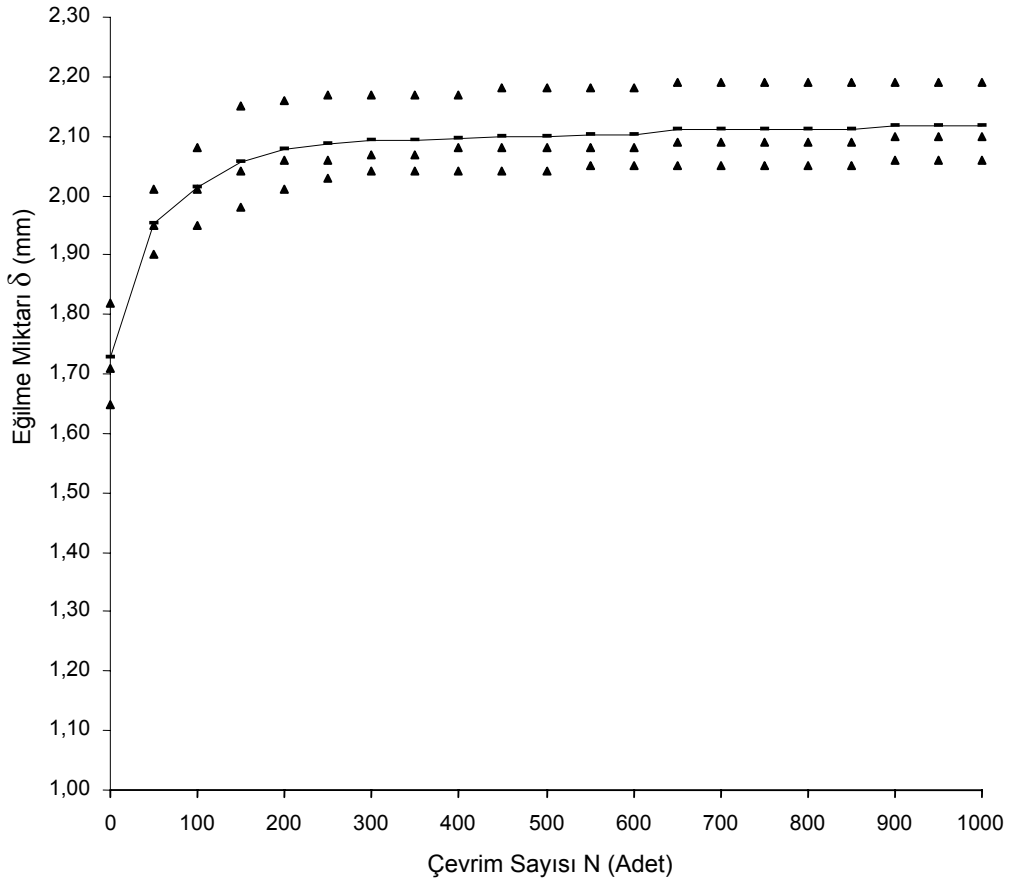
Şekil 8.12'da Çift korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Eğilme miktarı ilk çevrimde 1,21 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 1,67 mm ile maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.



Şekil 8.13.Tek korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü

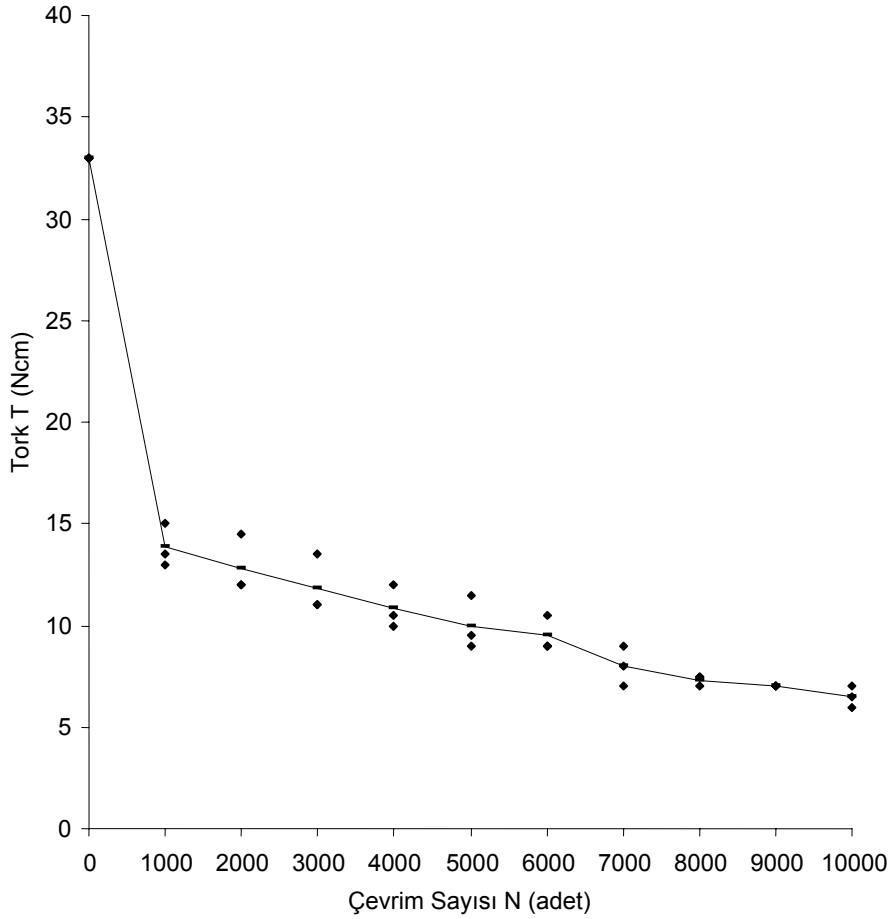
Şekil 8.13'de tek korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 32 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 16,5 Ncm'lik ani düşüş ile 15,5 Ncm'ye düşmesi grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 6,33 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.



Şekil 8.14. Tek korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı

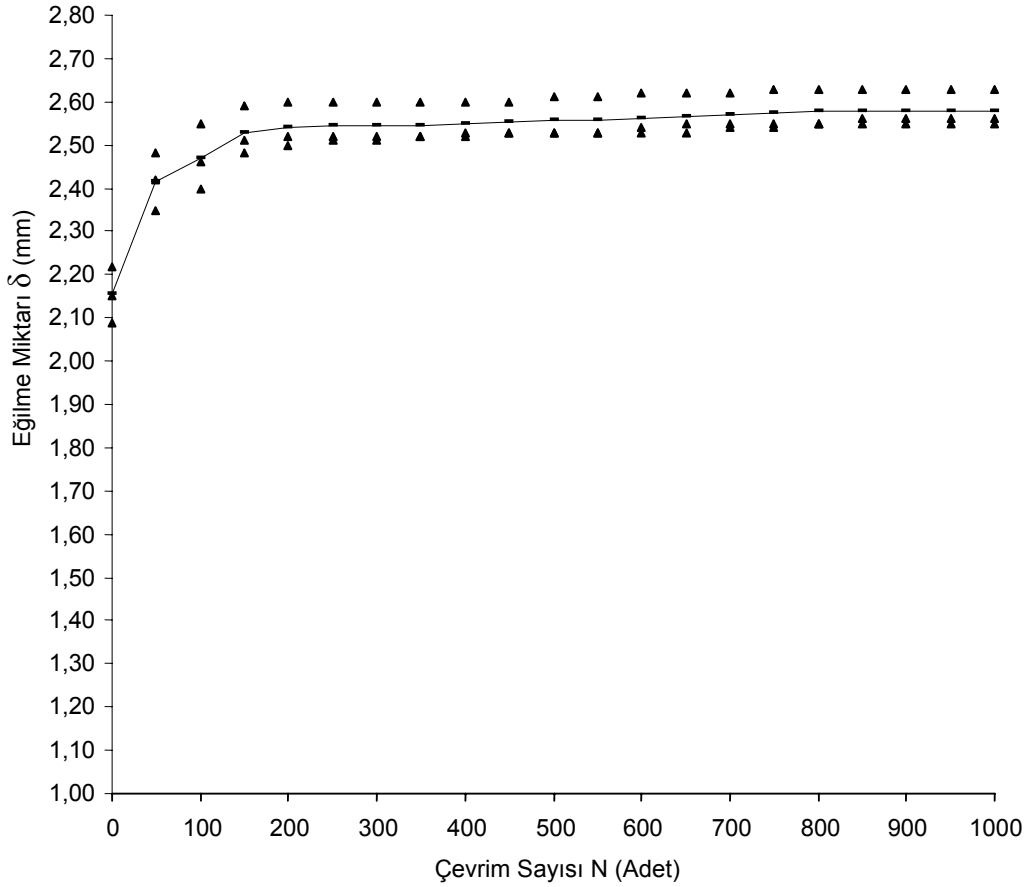
Şekil 8.14'de tek korteksli yerleştirilen spongiöz schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Eğilme miktarı ilk çevrimde 1,73 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 2,12 mm ile maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.



Şekil 8.15. Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sonrası çözülme tork ölçümü

Şekil 8.15'de tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının çevrim sayısına bağlı olarak tork grafiği görülmektedir. Schanz vidalarının hepsi yorulma uygulanmadan önce polietilen kemik modeline 33 Ncm'lik torkla sıkılmıştır.

Grafikteki noktalar her deneyin sonucunu vermektedir. Çizilen grafik ise deney sonuçlarının aritmetik ortalamasına göre çizilmiştir. İlk 1.000 çevrim sonunda çıkarılan schanz vidalarının torku 19,17 Ncm'lik ani düşüş ile 13,83 Ncm'ye düşmesi grafikte görülmektedir. 10.000 çevrim sonunda grafiğin 6,5 Ncm'de yataya döndüğü görülmektedir.

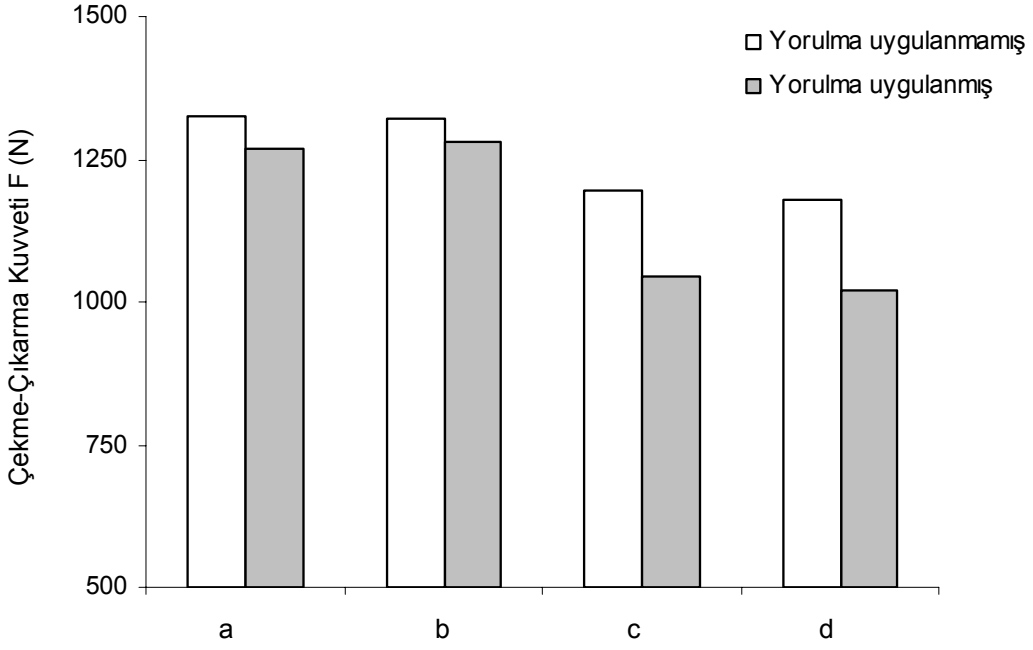


Şekil 8.16. Tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sırasındaki eğilme miktarı

Şekil 8.16'da tek korteksli yerleştirilen uç tasarımlı spongiöz schanz vidasının yorulma sırasında çevrim sayısına bağlı olarak ölçülen eğilme miktarını göstermektedir. Eğilme miktarı ilk çevrimde 2,15 mm'idi. Eğilme miktarı 1.000 çevrim sonunda ise ortalama 2,58 mm ile maksimum seviyesine ulaşmış ve grafik yataya dönmüştür.

8.2. Çekme-Çıkarma Deney Sonuçları

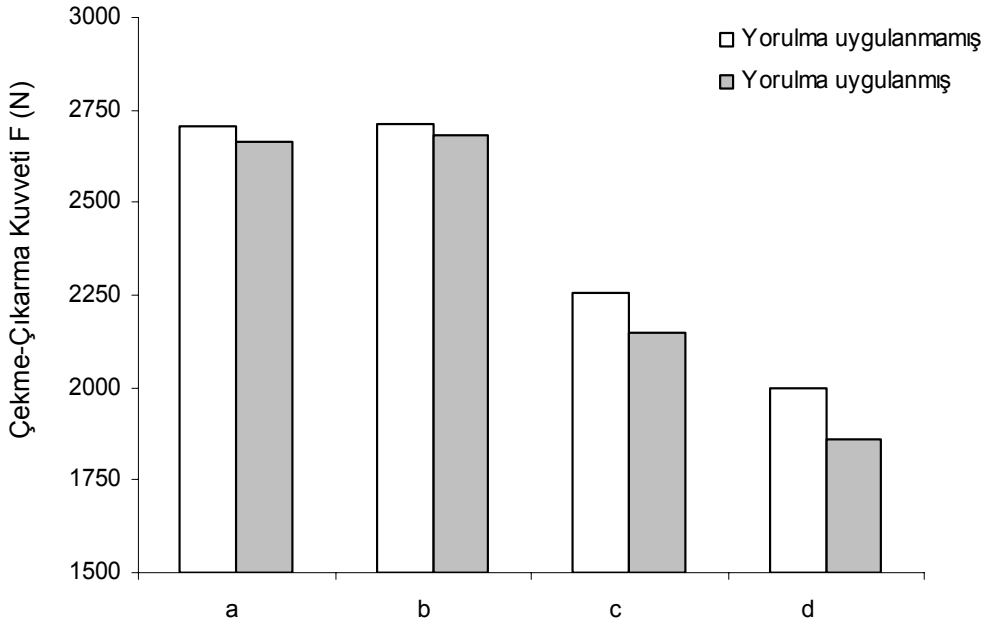
Polietilen kemik modeline schanz vidası tek ve çift korteksli olarak yerleştirildi. Yorulma deneyine tabi tutulmayan polietilen kemik modeli çekme-çıkarma deneyi uygulandı. Ardından polietilen kemik modelleri yeniden hazırlanarak yorulma deneyine tabi tutuldu. Yorulma uygulanan kemik modellerine çekme-çıkarma deneyi yapıldı. Çekme-çıkarma deneyi yorulma uygulanmış ve uygulanmamış polietilen kemik modeline 3'er defa uygulandı. Polietilen kemik modeli çekme test cihazında 1 mm/dak hızla çekip çıkarıldı. Deney sonucu çekme cihazının ekranından okundu. Maksimum değerler kaydedildi.



Şekil 8.17. Tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının çekme-çıkarma deney grafiği a)Kortikal b) Uç tasarımlı kortikal c) Spongiöz d) Uç tasarımlı spogiöz

Şekil 8.17'de Tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının çekme-çıkarma deney grafikleri görülmektedir. Çekme-çıkarma deneyinde kortikal vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 1326,51 N, yorulma uygulanmış parçada 1269,87 N olarak gözlendi. Uç tasarımlı kortikal vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 1320,30 N, yorulma

uygulanmış parçada 1280,83 N olarak gözlendi. Spongiöz vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 1196,85 N, yorulma uygulanmış parçada 1044,57 N olarak gözlendi. Uç tasarımlı spongiöz vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 1178,48 N, yorulma uygulanmış parçada 1044,57 N olarak gözlendi.



Şekil 8.18. Çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının çekme-çıkarma deney grafiği a)Kortikal b) Uç tasarımlı kortikal c) Spongiöz d) Uç tasarımlı spogiöz

Şekil 8.18'de Çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının çekme-çıkarma deney grafikleri görülmektedir. Çekme-çıkarma deneyinde kortikal vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 2708,24 N, yorulma uygulanmış parçada 2666,26 N olarak gözlendi. Uç tasarımlı kortikal vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 2709,13 N, yorulma uygulanmış parçada 2683,17 N olarak gözlendi. Spongiöz vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 2257,22 N, yorulma uygulanmış parçada 214715 N olarak gözlendi. Uç tasarımlı spongiöz vidada maksimum değerler yorulma uygulanmamış parçada 2000,23 N, yorulma uygulanmış parçada 1861,48 N olarak gözlendi.

9. TARTIŞMA

Kırık kemikler iyileşene kadar doğru konumda kalması için ilave desteklere ihtiyaç duyarlar. Destekler alçı, atel, sargı ve fiksatörler olabilir. İyileşme süresi boyunca bu desteklerin kırık kemik fragmanlarını sabit bir konumda kalmasını sağlamalıdır. Geleneksel tedavi yöntemlerinde alçı, atel, sargı gibi… kırık kemiğin sabitlenmesi kemik kırığının dışından yumuşak dokuya uygulanmaktadır. Fiksatörlü tedavilerde ise doğrudan kemiğe yerleştirilen vidaların vücut dışındaki çubuklara tutturulması yardımı ile olmaktadır.

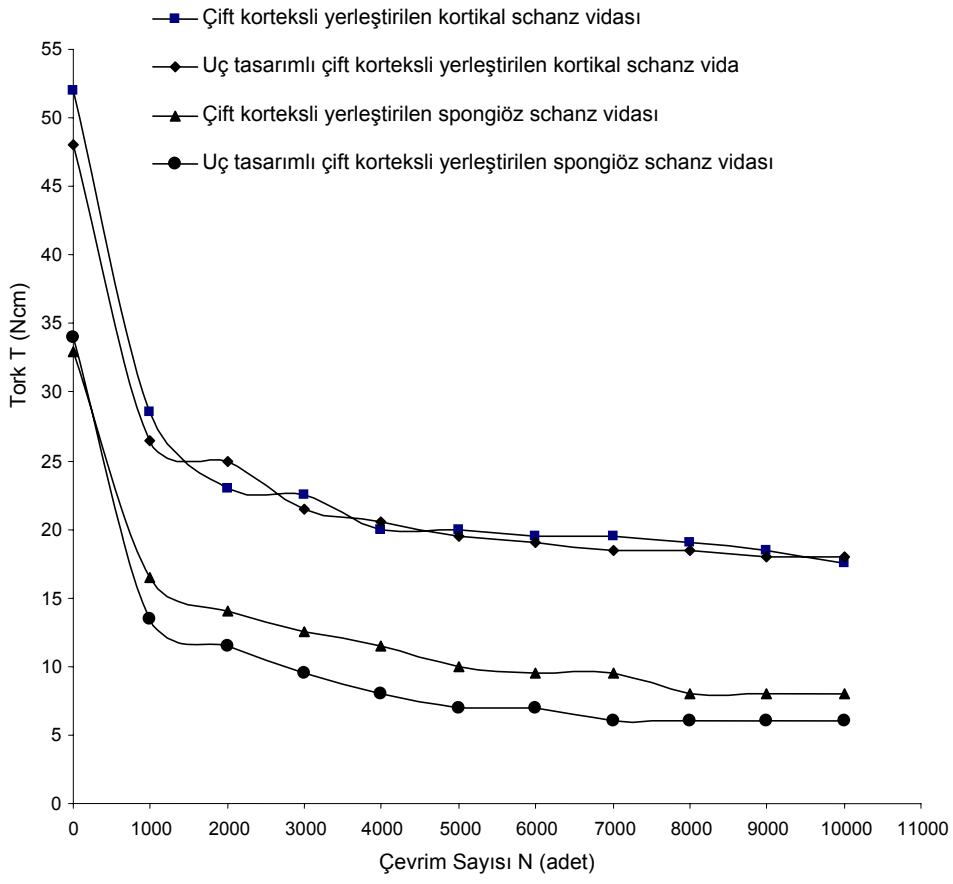
Monolateral eksternal fiksatör uygulamalarının kırık tedavisinde diğer tedavi yöntemlerine göre büyük üstünlükleri vardır. Tedavi süresince hastanın günlük faaliyetini(mobilizasyon) aşırıya kaçmadan devam ettirmesi en önemli faydasıdır. Tabi ki günlük faaliyeti sonucu kemik fragmanı üzerine gelen yük, vidalar ve fiksatör yardımı ile diğer kırık kemik fragmanına ulaşmaktadır. Bunun yanında kemik-vida etkileşiminin olması pek çok sorunu da yanında getirmektedir. Aynı zamanda vida üzerine gelen yüklerle vidanın boşluk yaparak kırık iyileşmesini doğrudan etkilemesi söz konusudur.

Bu çalışmada değişik vida tasarımına ve kemiğe yerleştirme durumlarına göre schanz vidaları yorulma ve çekme-çıkarma testleri bir model üzerinde tutunma kabiliyetleri incelenmiştir.

Değişik firmalardan alınan schanz vidalarında imalattan gelen farklılıklar görüldü. Schanz vidalarındaki farklılıklar yüzey kalitesi, diş dibi çapı, vida konikliği, vida dibi radyüslerinde görüldü. Görülen ölçü farklılıkları hem torku hem de çekme–çıkarma testinin değerlerini etkileyecektir. Bu yüzden deneyde kullanılan schanz vidaları tek firmadan temin edildi.

Şekil 9.1'de deneyde kullanılan çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının tork ölçümleri görülmektedir. Her schanz vidası için 3 deney yapılmış ve bunların ortalaması grafik olarak çizilmiştir. Kortikal vidaların sıkma torkları spongiöz vidaların sıkma torklarından büyük olduğu grafikte görülmektedir. Bunun nedeni kortikal vida adımının 1,75 mm, spongiöz vidaların ise 2,75 mm olmasından kaynaklanmaktadır. Kortikal schanz vidalarının daha çok sert kemiklerde kullanılması ve spongiöz schanz vidalarının ise eklemlere yakın süngerimsi yerlerde

kullanılmasına özen gösterilmelidir. Kortikal schanz vidalarında ise kendi aralarında uç tasarımsız olanın sıkma momenti 52 Ncm ve uç tasarımlı olan ise 48 Ncm'dir. Bunun sebebi ise uç tasarımı sayesinde sanki bir kılavuz gibi kolaylıkla polimer malzeme delik içinde ilerlediği düşünüldü. Yorulma sınırı olarak uç tasarımlı ve tasarımsız kortikal vidalarda 17,50 Ncm olarak ölçüldü. Spongiöz vidalarda ise sıkma torkları uç tasarımlıda 34 Ncm ve uç tasarımsız da ise 33 Ncm olarak görüldü. Kortikal vidalardaki kadar bir sıkma torku farkının oluşmadığı spongiöz vidalarda görüldü. Yorulma sınırı uç tasarımlı spongiöz vidada 6 Ncm, uç tasarımsızda 8 Ncm oldu. Uç tasarımsız vida yorulmaya karşı dayanıklı olduğu anlaşıldı.

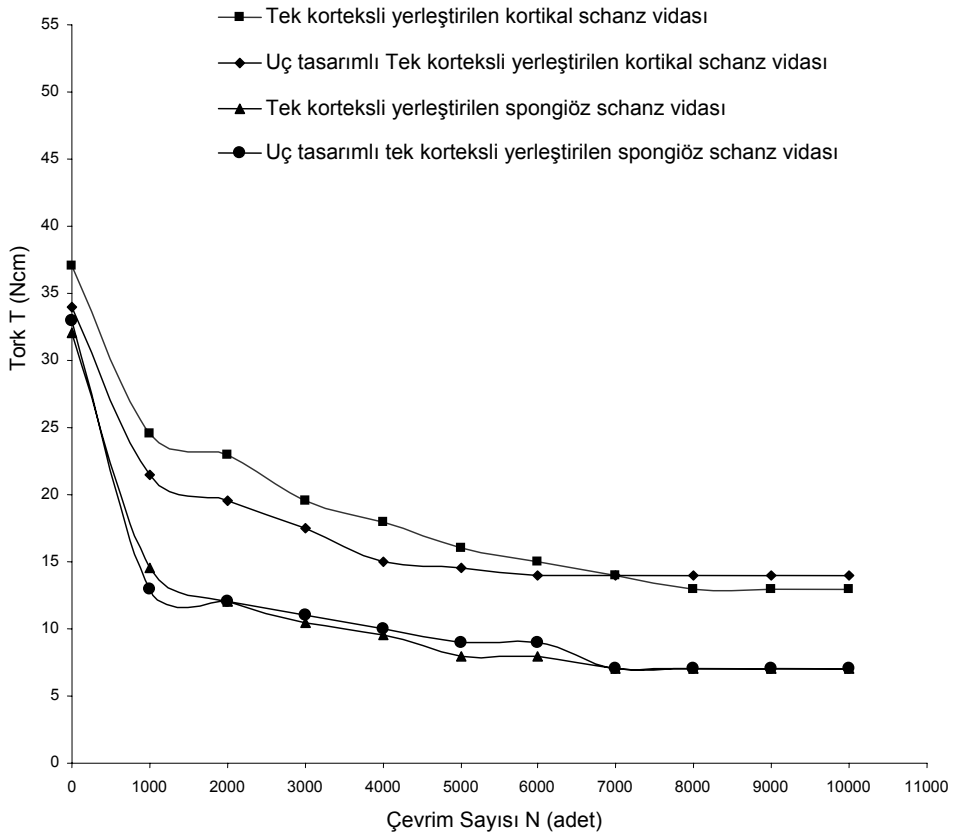


Şekil 9.1. Çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının tork ölçümü sonuçları

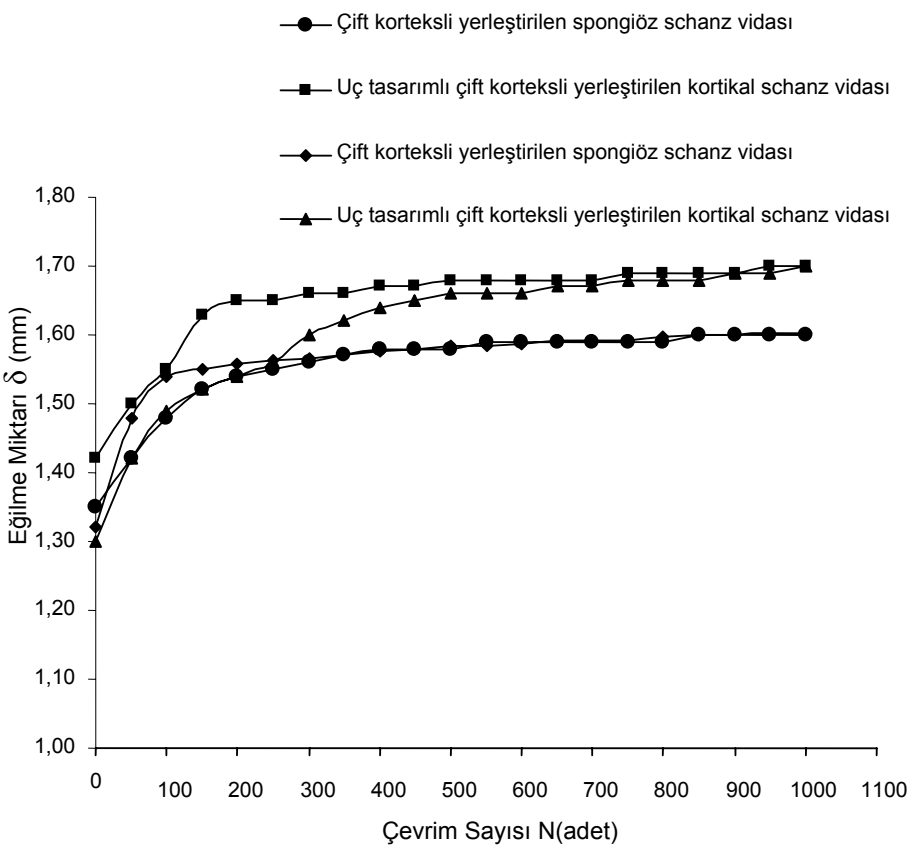
Grafikte görülen deney sonuçlarının hepsinde 1000 çevrime kadar yorulmada önemli bir düşüş görüldü. 2000 çevrime kadar grafiklerin yataya döndüğü, bundan sonrada grafiklerin tekrar bir düşüşe geçtiği görüldü.

Şekil 9.2'de deneyde kullanılan tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının tork ölçümü görülmektedir.

Tek korteksli yerleştirilen kortikal vidaların sıkma torkları spongiöz vidaların sıkma torkları büyük olduğu grafikte görülmektedir. Kortikal schanz vidalarında ise kendi aralarında uç tasarımsız olanın sıkma momenti 37 Ncm ve uç tasarımlı olan ise 34 Ncm'dir. Yorulma sınırı olarak kortikal vidalarda 13 Ncm. Spongiöz vidalarda ise sıkma momentleri uç tasarımlıda 33 Ncm ve uç tasarımsız da ise 32 Ncm olarak görüldü. Yorulma sınırı uç tasarımlı spongiöz vidada 6 Ncm olarak ölçüldü.



Şekil 9.2. Tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının tork ölçümü sonuçları

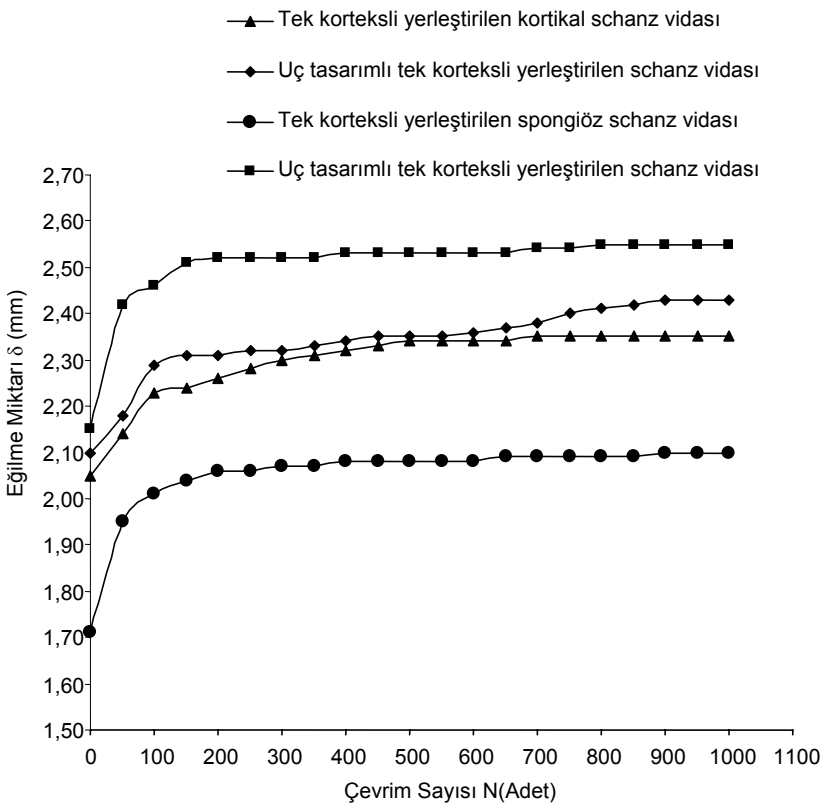


Şekil 9.3. Çift korteksli yerleştirilen schanz vidalarının eğilme miktarı ölçümü sonuçları

Genel olarak deneylerin hepsinde kortikal vidaların daha iyi tutunma kabiliyetine sahip olduğu görüldü.

Şekil 9.3 ve 9.4'te uç tasarımlı vidalarda eğilme miktarının uç tasarımsızlara nazaran daha fazla olduğu görülmektedir. Aynı zamanda tek korteksli yerleştirilen vidalarda eğilme miktarının çift korteksli yerleştirmeye göre daha fazla olduğu görülmektedir.

Çekme-çıkarma deneyleri sonucunda ise vida yerleştirme tipi ve vida çeşidi bakımından farklılık gösterse de yorulmanın etkisi belirlenemedi.



Şekil 9.4. Tek korteksli yerleştirilen schanz vidalarının eğilme miktarı ölçüm sonuçları

10. ÖNERİLER VE SONUÇ

Eksternal fiksatörlerin en kritik elemanı schanz vidalarıdır. Farklı türdeki schanz vidaları tek ve çift korteksli olarak, geometrisi kemiğe benzetilen polietilen malzemeye yerleştirildi. Eğilmeli yorulma deneyi sonucu döndürme moment ölçümü ve eğilme miktarı ölçüldü. Aynı zamanda çekme-çıkarma deneyi yorulma öncesi ve 10.000 çevrim sonu uygulandı. Ölçülen değerler karşılaştırıldı. Yapılan deneyler sonucunda şu sonuçlar elde edilmiştir.

1. Bütün schanz vidalarında ve yerleştirme çeşitlerinde eğilme yorulma deneyi sonucu çözülme momentleri, sıkma momentlerinden küçük olarak gerçekleşmiştir. Her deneyde vida boşalması döndürme momenti ölçümleri, bu sonucu ortaya koymuştur.
2. Yerleştirilen schanz vidalarında tek korteksli schanz vidalarının eğilme miktarı, çift korteksliye nazaran daha büyük olduğu gözlendi. Yorulma sırasında tek korteksli yerleştirilmiş schanz vidası polietilen malzemenin alt tarafından çıkan kısmında salınım gözle görülür seviyede fark edildi.
3. Her iki vida tipinde ve yerleştirme çeşitlerinde yorulma ani 1.000 çevrimde görülmüştür. Uç tasarımlı schanz vidaları yorulma deney suçlarına döndürme momenti ve eğilme miktarı açısından fark gözlemlenmedi.
4. Çekme-çıkarma deneyi sonucu vida yerleştirme tekniği(tek, çift korteksli) çıkarma kuvvetini etkilediği görüldü. Çünkü çift korteksli yerleştirme tekniği sonucu çekme-çıkarma kuvveti tek korteksliye göre polietilen kemik modeli içinde kalan vida boyu 2 kat olduğundan çekme çıkarma kuvveti daha büyüktür. Dolayısıyla daha uygun yerleştirme tekniğidir. Bu sonuçlar Zhang ve arkadaşlarının sonlu elemanlar çalışmasıyla uyumlu bulunmuştur(Zhang ve ark. 2004).
5. Kortikal schanz vidaların, spongiöz schanz vidalara göre çekme çıkarma kuvveti açısından daha mukavemetli olması aşağıdaki şekilde yorumlanmıştır.

Kırık kemik modeli polietilen malzeme süngerimsi yapıya sahip olmadığından kortikal kemiğe daha yakın bir yapı olarak yorumlanmıştır. Bu nedenle Behrens ve Johnson'un yapmış olduğu çalışmadaki gibi kortikal vidalar, sert

kemiklerde daha iyi tutunmasını sağlamaktadır. Sonuçlarımız bu çalışmayla uygun bulunmuştur. (Behrens ve ark. 1989)

6. Deney sonucunda aynı türdeki schanz vidalarının çift korteksli yerleştirilenler, tek korteksli yerleştirilenlere göre çekme-çıkarma kuvvetinin yaklaşık 2 kat olduğu görüldü. Bu da sonuç olarak vidaların çift korteksten geçerek daha iyi bir tutunma sağlandığını gösterdi.

7. 10.000 çevrim yorulma uygulanmış çekme-çıkarma deney sonuçlarında schanz vidalarının yorulma uygulanmamış schanz vidalarına göre, çekme-çıkarma kuvvetinde azalma görülmemiştir. Fakat 1.000'er çevrim arayla yapılan sıkma ve çözülme momentleri ölçümü sonuçları, vida boşalmasını, çekme-çıkarma deneyinden daha iyi göstermiştir.

8. Deney öncesi yapılan pilot çalışmada çift korteksli yerleştirilen schanz vidasında kırılma 120.000 çevrim sonucu gerçekleşti. Kırılma schanz vidasının polietilen malzemeye giriş kısmının yüzeyinde gerçekleşti. Minimum çap olan diş dibi çapının (Ø 4,5 mm) çentik etkisi oluşturması ve maksimum eğilme momentinin schanz vidasının polietilen kemik modeline giriş yüzeyinde gerçekleşmesinden dolayı kırılma görüldü. Tek korteks yerleştirilen schanz vidasında ise vidanın polietilen malzemeye giriş çapı Ø 6 mm olması ve çentik etkisi(vidasız boy) olmaması, vida malzemesinin daha yüksek çevrimlere dayanması olarak yorumlanmıştır.

KAYNAKLAR

Akkurt, M., 1990, Makine Elemanları Cilt I, Birsen Yayınevi.

Aran, A., Temel, M.A., 2004, Paslanmaz Çelik Yassı Mamuller Üretimi Kullanımı Standartları, Sarıtaş Teknik Yayın, İstanbul.

Arazi, M., Yalçın, H., Tarakçıoğlu N., Daşçı, Z., Kutlu, A., 2002, The Effects of Dynamiztion and Destabilization of the External Fixator On Fracture Healing: A Comparative Biomechanical Study in Dogs, Vol 25, Iss 5, p 521-524

Azato, F.N., Yamasaki, A.T., Sucomine, F., Neto, A.A.F., Filho, A.Z., Benegas, E., Pacheco, A.P., Neto, R.B., Pereira, C.A.P., 2003, Traction Endurance Biomechanical Study of Metalic Suture Anchors at Different Insertion Angles, 11, p 25–31

Behrens. F., Johnson. W., 1989, Unilateral external fixation; methods to increase and reduce frame stiffness, Clin. Orthop, 241-48

Bennet, R.A., Egger, E.L., Histand, M., Ellis, A.B., 1987, Comparison of the Strength and Holding Power of 4 Pin Design for Use With Half Pin (Type I) External Skeletal Fixation, Veterinary Surgery, 16(3), 207-11

Carmichael, K.D., Bynum, J., Goucher, N., 2005, The American Journal of Orthopedics, 34, 439-444

Dernell, W.S., Harari, J., Blackketter, D.M., 1993, A Comparison of Acute Pull-Out Strength Between Two-Way and Transfixation Pin Insertion for External Skeletal Fixation in Canine Bone, Veterinary Surgery, 22, 2, 110-114

Ege, R., 1989,Travmatoloji Cilt I-II-III

Erdoğan, M., 2002, Malzeme Bilimi ve Mühendislik Malzemeleri Cilt 1, Nobel Yayın Dağıtım.

Eriksson, A., Albrektsson, T., Grane, B., Mcqueen, D., 1982, Thermal Injury to Bone: I Vita1 Microscopic Description Of Heat Effects, Int J Oral Surg, 11, p 115–121.

Gardner, T.N., Evans, M., Kenwright, J., 1997, A Biomechanical Study on Five Unilateral External Fracture Fixation Device, Vol 12, No 2, 87–96

Gardner, T.N., Simpson, H., Kenwright. J., 2001, Rapid Aplication Fracture Fixator – an Evaluation of Mechanical Performance, Clinical Biomechanics, 16, p 151–159

Hutchinson, D.T., Bachus, K.N., Higgenbotham, T., 2000, External Fixation of the Distal Radius: To Predrill or Not to Predrill, The Journal of Hand Surgery, 25A, 1064-1069

İnceoğlu, S., Ferrera, L., McLain, R.F., 2004, Pedicle Screw Fixation Strength: Pullout Versus Insertional Torque, the Spine Journal 4, 513-518

Kamble, K.T., Murthy, B.S., Pal, V., Rao, K.S., 1996, External Fixation in Unstable Intertrochanteric Fractures of Femur, Injury, 27,:139–142.

Karatosun, V., Özgen S., Ülkü Ü., Balcı C., Ersoy H.H., 1999, Femur ve Tibia Kırıklarının Dinamik Aksiyal Fiksatörle Tedavisinde Karşılaşılan Komplikasyonlar, Klinik Araştırma, 10, p 63–71

Karatosun, V., Ersoy. H.H., Balcı, C., Köseoğlu, H.C., Ülkü. Ü., 1996, Tibia Kırıklarının Tedavisinde Dinamik Aksiyel Fiksatör (Orthofix) Uygulamaları, Acta Orthophedic Traumatol, 30,p 116–119

Karnezis, I.A., Miles, A.W., Cunningham, J.L., Learmonth, I.D., 1999, Axial Preload in External Fixator Half-Pin: A Preliminary Mechanical Study of an Experimental Bone Anchorage System, 14, p 69–73

Kasman, R.A., Chao, E.Y.S., 1984, Fatigue Performance of External Fixator Pins, Journal of Orthopedic Research, 2, p 377–384

Kılıçoğlu, S.S, 2002, Mikroskobik Düzeyde Kırık İyileşmesi, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası, Cilt 55, Sayı 2, p 143–150

Kishan, S., Sabharwal, S., Behrens,F., Reilly, M., Sirkin, M., 2002, External Fixation of the Femur: Basic Concepts, 17(2), 239-244

Korkusuz, F., Şenköylü, A., 2003, Sert Doku-Biyomateryal Etkileşimleri – 1: Genel Kavramlar ve Kemik-Metal Etkileşimleri, Artroplasti Artroskopik Cerrahi, 14, p 51–57

Kwok, A.W.L., Finkelstein, J.A., Woodside, T., Hearn, T.C., Richard, W., 1996, Insertional Torque and Pull-Out Strengths of Conical and Cylindrical Pedicle Screws in Cadaveric Bone, Spine, 21, p 2429–2434

Mahan, J., Seligson, D., Henry, S.L., Hynes, P., Dobbis. J.,, 1991, Factors in Pin Tract Infection, Orthopedics, 14, p 305-308

Matthews, L.S., Gren, C., Goldstein, S.A., 1984, The Thermal Effects of Skeletal Fixation Pin Insertion in Bone, The Journal Bone and Joint Surgery , 66A: 1077-1083.

Mutlu, B., Kurt, M., 2005, Kırık Kemik Tedavilerinde Kullanılan Fiksatörlerin Mekanik Özellileri ve Üç Değişik Malzemeden Yapılmış Halka Tipi Fiksatörlerin Mekanik Özellikleri, Mühendis ve Makine, 543, p 29–38

Özbarlas, S., Gülşen, M., Baytok, Gürbüz., Aydın, N., Gündoğan A., Toğrul, E., 1994, Femur Kırıklarında Eksternal Fiksasyon, Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 2, p 102-104

Hou, S.M., Wang, J,L., Lin, J., 2002, Mechanical Strength Fatigue Life, and Failure Analysis of two Prototypes and Five Conventional Tibial Locking Screws., Journal of Orthopedic Trauma, Vol 16, No 10, p 701-708

Uhthoff, H.K., 1973, Mechanical Factors Influencing The Holding Power Of Screws In Compact Bone., Journal Bone Joint Surgery, Vol 55B, No 3, p 633–639.

Seitz, W.H.,Froimson, A.I.,Brooks, D.B.,Potsak, P.,Polando, G.,Greenwald, A.S.,Phil, D., 1991, External Fixator Pin Insertion Techiques: Biomechanical Analysis and Clinical Relevance, Vol 16A, No 3, p 560-563

Zhang, Q.H., Tan, S.H., Chou, S.M., 2004, Investigation of Fixation Screw Pull-Out Strength on Human Spine, Journal of Biomechanics, 37, p 479–485

EKLER

EK 1 - ÇEKME-ÇIKARMA DENEY SONUÇLARI

Çekme-Çıkarma Kuvveti N (Newton)							
Yerleştirme Biçimi	Uç Tasarımlı / Tasarımsız	Yorulma Uygulanmamış			10.000 Çevrim Yorulma Uygulanmış		
		1. Parça	2. Parça	3. Parça	1. Parça	2. Parça	3. Parça
Çift Korteksli Kortikal	Kortikal	2684,80	2708,64	2731,30	2633,49	2650,17	2715,11
	Uç Tasarımlı Kortikal	2663,61	2689,80	2773,97	2649,58	2659,69	2740,23
Tek Korteksli Kortikal	Kortikal	1290,21	1330,92	1358,39	1234,20	1271,18	1304,24
	Uç Tasarımlı Kortikal	1294,82	1309,73	1356,33	1263,14	1281,97	1297,37
Çift Korteksli Spongiöz	Spongiöz	2226,18	2246,20	2299,27	2111,50	2152,61	2177,33
	Uç Tasarımlı Spongiöz	1948,46	1953,76	2098,46	1819,85	1855,46	1909,12
Tek Korteksli Spongiöz	Spongiöz	1139,04	1193,68	1257,84	1005,23	1052,81	1075,67
	Uç Tasarımlı Spongiöz	1100,39	1200,55	1234,49	1000,03	1027,40	1032,80

EK 2 - DÖNDÜRME MOMENT ÖLÇÜMLERİ

Çift Korteksli Yerleştirilen Kortikal Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümleri				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	52,00	52,00	52,00	52,00
1000	28,50	30,50	29,00	52,00
2000	23,00	25,00	24,00	52,00
3000	22,50	24,00	23,00	52,00
4000	20,00	21,00	20,50	52,00
5000	20,00	19,00	19,50	52,00
6000	19,50	18,50	19,00	52,00
7000	19,50	18,00	18,00	52,00
8000	19,00	17,50	18,50	52,00
9000	18,50	17,00	18,00	52,00
10000	17,50	17,00	18,00	52,00

Çift Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Kortikal Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümleri				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	52,00	52,00	52,00	52,00
1000	28,50	28,00	29,00	52,00
2000	23,00	24,00	23,50	52,00
3000	22,50	23,00	23,00	52,00
4000	20,00	20,50	21,00	52,00
5000	20,00	19,50	19,00	52,00
6000	19,50	19,00	18,50	52,00
7000	19,50	19,00	18,00	52,00
8000	19,00	18,50	18,00	52,00
9000	18,50	18,00	17,50	52,00
10000	17,50	17,00	17,00	52,00

Tek Korteksli Yerleştirilen Kortikal Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümleri				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	37,00	37,00	37,00	37,00
1000	24,50	26,00	27,00	37,00
2000	23,00	24,00	24,00	37,00
3000	19,50	20,00	21,00	37,00
4000	18,00	17,50	18,50	37,00
5000	16,00	16,00	16,50	37,00
6000	15,00	14,50	15,00	37,00
7000	14,00	14,00	14,50	37,00
8000	13,00	13,50	14,00	37,00
9000	13,00	12,50	13,00	37,00
10000	13,00	12,50	12,00	37,00

Tek Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Kortikal Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümleri				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	34,00	34,00	34,00	34,00
1000	21,50	23,00	21,00	34,00
2000	19,50	21,00	20,00	34,00
3000	17,50	19,00	18,50	34,00
4000	15,00	16,00	17,00	34,00
5000	14,50	15,00	16,50	34,00
6000	14,00	14,50	15,00	34,00
7000	14,00	14,00	14,00	34,00
8000	13,50	13,00	13,50	34,00
9000	13,00	12,50	12,50	34,00
10000	13,00	12,00	11,50	34,00

Çift Korteksli Yerleştirilen Spongiöz Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümleri				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	33,00	33,00	33,00	33,00
1000	16,50	18,00	17,00	33,00
2000	14,00	16,50	15,00	33,00
3000	12,50	14,00	13,50	33,00
4000	11,50	13,00	12,50	33,00
5000	10,00	11,50	12,00	33,00
6000	9,50	10,00	10,50	33,00
7000	9,50	9,00	9,00	33,00
8000	8,00	9,00	9,00	33,00
9000	8,00	8,00	8,00	33,00
10000	8,00	7,00	8,00	33,00

Çift Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Spongiöz Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümü				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	34,00	34,00	34,00	34,00
1000	18,50	17,50	17,00	34,00
2000	15,50	16,00	16,00	34,00
3000	14,00	14,50	15,00	34,00
4000	12,50	13,00	14,50	34,00
5000	10,50	11,00	14,00	34,00
6000	9,00	10,00	13,00	34,00
7000	8,00	9,00	12,50	34,00
8000	7,00	8,00	11,00	34,00
9000	7,00	8,00	10,50	34,00
10000	6,50	8,00	9,00	34,00

Tek Korteksli Yerleştirilen Spongiöz Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümleri				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	32,00	32,00	32,00	32,00
1000	14,50	17,00	15,00	32,00
2000	12,00	13,50	13,00	32,00
3000	10,50	12,00	11,00	32,00
4000	9,50	10,50	10,00	32,00
5000	8,00	9,00	9,50	32,00
6000	8,00	8,50	8,00	32,00
7000	7,00	8,00	7,50	32,00
8000	7,00	8,00	7,00	32,00
9000	7,00	7,00	6,00	32,00
10000	7,00	6,50	5,50	32,00

Tek Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Spongiöz Schanz Vidasının Döndürme Moment Ölçümleri				
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça	Sıkma Momenti
0	33,00	33,00	33,00	33,00
1000	13,00	15,00	13,50	33,00
2000	12,00	14,50	12,00	33,00
3000	11,00	13,50	11,00	33,00
4000	10,00	12,00	10,50	33,00
5000	9,00	11,50	9,50	33,00
6000	9,00	10,50	9,00	33,00
7000	7,00	9,00	8,00	33,00
8000	7,00	7,50	7,50	33,00
9000	7,00	7,00	7,00	33,00
10000	7,00	6,50	6,00	33,00

EK 3 - EĞİLME MİKTARI ÖLÇÜM SONUÇLARI

Çift Korteksli Yerleştirilen Kortikal Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça
0	1,35	1,32	1,30
50	1,42	1,40	1,43
100	1,48	1,45	1,49
150	1,52	1,51	1,52
200	1,54	1,55	1,56
250	1,55	1,56	1,57
300	1,56	1,56	1,58
350	1,57	1,57	1,59
400	1,58	1,59	1,60
450	1,58	1,59	1,62
500	1,58	1,60	1,62
550	1,59	1,61	1,62
600	1,59	1,61	1,62
650	1,59	1,61	1,63
700	1,59	1,61	1,63
750	1,59	1,62	1,63
800	1,59	1,62	1,63
850	1,60	1,62	1,63
900	1,60	1,62	1,63
950	1,60	1,62	1,63
1000	1,60	1,62	1,63

Çift Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Kortikal Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça
0	1,42	1,35	1,30
50	1,50	1,40	1,39
100	1,55	1,45	1,46
150	1,63	1,51	1,50
200	1,65	1,58	1,56
250	1,65	1,60	1,58
300	1,66	1,61	1,58
350	1,66	1,62	1,59
400	1,67	1,62	1,60
450	1,67	1,62	1,62
500	1,68	1,63	1,62
550	1,68	1,64	1,62
600	1,68	1,64	1,62
650	1,68	1,64	1,63
700	1,68	1,65	1,63
750	1,69	1,65	1,63
800	1,69	1,65	1,63
850	1,69	1,66	1,63
900	1,69	1,66	1,63
950	1,70	1,66	1,63
1000	1,70	1,66	1,63

Tek Korteksli Yerleştirilen Kortikal Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça
0	1,88	1,75	1,94
50	1,96	1,81	2,02
100	2,10	2,06	2,15
150	2,20	2,11	2,24
200	2,25	2,16	2,31
250	2,28	2,22	2,33
300	2,30	2,26	2,35
350	2,31	2,28	2,39
400	2,32	2,30	2,40
450	2,33	2,32	2,40
500	2,34	2,35	2,41
550	2,34	2,36	2,41
600	2,34	2,36	2,41
650	2,34	2,37	2,41
700	2,35	2,37	2,41
750	2,35	2,37	2,42
800	2,35	2,38	2,42
850	2,35	2,38	2,42
900	2,35	2,38	2,42
950	2,35	2,38	2,42
1000	2,35	2,38	2,42

Tek Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Kortikal Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça
0	2,10	2,04	1,99
50	2,18	2,15	2,09
100	2,29	2,25	2,17
150	2,31	2,30	2,25
200	2,31	2,32	2,26
250	2,32	2,34	2,27
300	2,32	2,35	2,28
350	2,33	2,36	2,29
400	2,34	2,37	2,29
450	2,35	2,37	2,30
500	2,35	2,38	2,30
550	2,35	2,38	2,30
600	2,36	2,38	2,30
650	2,37	2,39	2,31
700	2,38	2,39	2,31
750	2,40	2,39	2,31
800	2,41	2,39	2,31
850	2,42	2,39	2,31
900	2,43	2,39	2,31
950	2,43	2,39	2,31
1000	2,43	2,39	2,31

Çift Korteksli Yerleştirilen Spongiöz Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1.Parça	2.parça	3.Parça
0	1,20	1,11	1,29
50	1,37	1,27	1,44
100	1,42	1,38	1,46
150	1,43	1,39	1,47
200	1,44	1,40	1,47
250	1,44	1,41	1,48
300	1,45	1,41	1,48
350	1,45	1,42	1,48
400	1,46	1,42	1,49
450	1,46	1,43	1,49
500	1,47	1,43	1,49
550	1,47	1,43	1,49
600	1,47	1,43	1,50
650	1,48	1,44	1,50
700	1,48	1,44	1,50
750	1,48	1,44	1,50
800	1,49	1,44	1,50
850	1,49	1,45	1,50
900	1,49	1,45	1,50
950	1,50	1,45	1,50
1000	1,50	1,45	1,50

Çift Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Spongiöz Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1. Parça	2. Parça	3. Parça
0	1,20	1,28	1,14
50	1,37	1,41	1,30
100	1,41	1,50	1,35
150	1,48	1,54	1,41
200	1,53	1,58	1,49
250	1,56	1,60	1,51
300	1,60	1,62	1,52
350	1,62	1,65	1,54
400	1,64	1,66	1,55
450	1,65	1,66	1,56
500	1,66	1,67	1,57
550	1,66	1,68	1,58
600	1,66	1,69	1,59
650	1,67	1,69	1,60
700	1,67	1,69	1,60
750	1,68	1,70	1,60
800	1,68	1,70	1,60
850	1,68	1,70	1,60
900	1,69	1,71	1,60
950	1,69	1,71	1,60
1000	1,70	1,71	1,60

Tek Korteksli Yerleştirilen Spongiöz Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1. Parça	2. Parça	3. Parça
0	1,71	1,82	1,65
50	1,95	2,01	1,90
100	2,01	2,08	1,95
150	2,04	2,15	1,98
200	2,06	2,16	2,01
250	2,06	2,17	2,03
300	2,07	2,17	2,04
350	2,07	2,17	2,04
400	2,08	2,17	2,04
450	2,08	2,18	2,04
500	2,08	2,18	2,04
550	2,08	2,18	2,05
600	2,08	2,18	2,05
650	2,09	2,19	2,05
700	2,09	2,19	2,05
750	2,09	2,19	2,05
800	2,09	2,19	2,05
850	2,09	2,19	2,05
900	2,10	2,19	2,06
950	2,10	2,19	2,06
1000	2,10	2,19	2,06

Tek Korteksli Yerleştirilen Uç Tasarımlı Spongiöz Schanz Vidasının Eğilme miktarı			
Çevrim Sayısı	1. Parça	2.Parça	3. Parça
0	2,15	2,09	2,22
50	2,42	2,35	2,48
100	2,46	2,40	2,55
150	2,51	2,48	2,59
200	2,52	2,50	2,60
250	2,52	2,51	2,60
300	2,52	2,51	2,60
350	2,52	2,52	2,60
400	2,53	2,52	2,60
450	2,53	2,53	2,60
500	2,53	2,53	2,61
550	2,53	2,53	2,61
600	2,53	2,54	2,62
650	2,53	2,55	2,62
700	2,54	2,55	2,62
750	2,54	2,55	2,63
800	2,55	2,55	2,63
850	2,55	2,56	2,63
900	2,55	2,56	2,63
950	2,55	2,56	2,63
1000	2,55	2,56	2,63

ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Konya'ya bağlı Çumra ilçesinde dünyaya geldi. Mustafa Hotamışlı ilkokulunu ve ardından Erbil Koru lisenin orta kısmını Konya'da bitirdi. Daha sonra Fatih Endüstri Meslek Lisesi, Sıhhi Tesisat bölümünün 1. sınıfını okudu. Selçuklu Teknik Lisesi, Makine Teknik bölümünde okudu. Teknik Lise 3. sınıfta ayrıldı. 1994 yılında Gazi Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Makine Eğitimi Ana Bilim Dalı, Talaşlı Üretim Öğretmenliği Programını lisans eğitimine başladı. 1998 yılında lisans eğitimini bitirdi. 1999 yılında Kırklareli ili, Vize ilçesinde Endüstri Meslek Lisesinde, Tesviye öğretmenliği yapmaya başladı. 2001 yılında Çumra Mesleki Eğitim Merkezinde, Tesviye Öğretmenliğine atandı. Yine aynı yıl Kars iline bağlı Sarıkamış İlçesinde Teknik ve Endüstri Meslek Lisesinde, asker öğretmenlik yaptı. 2002 yılında askerliğini bitirdi. Halen Çumra Mesleki Eğitim Merkezinde Öğretmenliğe devam etmektedir. Evli ve orta düzeyde İngilizce bilmektedir.