

171576

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**FARKLI TASARIMLI
RADIUS BAŞI PROTEZLERİNİN
RADIOKAPİTELLAR EKLEM YÜZÜNE OLAN
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI
(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

DR. MEHMET OZAN AŞIK

UZMANLIK TEZİ

İZMİR-2006

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**FARKLI TASARIMLI
RADIUS BAŞI PROTEZLERİNİN
RADIOKAPİTELLAR EKLEM YÜZÜNE OLAN
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI
(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

DR. MEHMET OZAN AŞIK

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ: DOÇ. DR. H. MUSTAFA ÖZKAN

İÇİNDEKİLER:

1. ÖZET

2. SUMMARY

3. GİRİŞ ve AMAÇ

4. GENEL BİLGİLER

4.1 Dirsek Eklemine Anatomisi

4.1.1 Dirsek eklemine oluşturan kemik yapılar

4.1.2 Dirsek eklemine etkiyen kaslar

4.1.3 Dirsek eklemine ligamanları

4.2 Dirsek Eklemine Biyomekaniği

4.2.1 Önkolda radioulnar yük paylaşımı

4.2.2 Dirsek eklemine stabilizasyonu

4.2.3 Dirsek eklemine stabilizasyonunu ilgilendiren patolojiler

4.3 Radius Başı Kırıkları

4.3.1 Radius Başı Kırıkları tedavi Prensipleri

4.3.2 Radius Başı Kırıklarında Artroplasti

4.4 Stres ve gerilim (strain)

4.4.1 Gerilim Ölçücü (Strain Gauge)

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Radius Başı Protezlerinin Tasarımı ve Üretimi

5.2 Yük Hücrelerinin Üretimi

5.2.1 Kompresyon Testinde Elde Edilen Gerilim Değerlerinin Güç Birimine (Newton) Dönüştürülmesi

5.3 Kadavraların Test İçin Hazırlanması

6. BULGULAR

6.1 Birinci Grup Ölçümleri

6.2 İkinci Grup Ölçümleri

6.3 Üçüncü Grup Ölçümleri

6.4 İstatistiksel Analiz

7. TARTIŞMA

8. SONUÇ ve ÖNERİLER

9. KAYNAKLAR

10. EKLER

10.1 Ölçümlerde elde edilen gerilim ve Newton değerleri

10.2 Etik kurul raporu

10.3 Schimadzu AG IS teknik özellikleri

10.4 Strain Gauge Teknik Özellikleri

10.5 Üretimi yapılan protezlerin teknik çizimleri

TABLO LİSTESİ:

- Tablo 1. Üç grup ölçümden elde edilen yük değerlerinin ortalaması**
- Tablo 2. Supinasyonda monopolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 3. Supinasyonda bipolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 4. Nötral rotasyonda monopolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 5. Nötral rotasyonda bipolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 6. Pronasyonda monopolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 7. Pronasyonda bipolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 8. Supinasyonda iki tasarım farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 9. Nötral rotasyonda iki tasarım farklarının karşılaştırılması**
- Tablo 10. Pronasyonda iki tasarım farklarının karşılaştırılması**

SEKİL LİSTESİ:

- Şekil 1. Dirsek eklemi ligamanlarının görünümü**
- Şekil 2. Dirsek ekleminden transfer edilen yükler**
- Şekil 3. Radius başı eksizyonu sonrası dirsek ekleminden transfer edilen yükler**
- Şekil 4. Radius başı kırıklarında Mason-Johnston sınıflaması**
- Şekil 5. Rozet tipi gerilim ölçücünün şematik çizimi**
- Şekil 6. Üretimi Yapılan Protezlerin Teknik Çizimleri**
- Şekil 7. Rozet tipi gerilim ölçücü kullanılarak yük hücresinden aldığımız değerlere bir örnek**
- Şekil 8. Protezden elde edilen Newton gerilim eğrisi ve elde edilen formül**
- Şekil 9. Yük hücresi Newton gerilim eğrisi ve polinom çözümlemesi ile elde edilen grafik**
- Şekil 10. Birinci ve ikinci grup supinasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 11. Birinci ve üçüncü grup supinasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 12. Birinci ve ikinci grup nötral rotasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 13. Birinci ve üçüncü grup nötral rotasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 14. Birinci ve ikinci grup pronasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 15. Birinci ve üçüncü grup pronasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 16. İkinci ve üçüncü grup supinasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 17. İkinci ve üçüncü grup nötral rotasyon değerleri ortalamaları**
- Şekil 18. İkinci ve üçüncü grup pronasyon değerleri ortalamaları**

RESİM LİSTESİ:

- Resim 1:** Monopolar ; (modüler veya monoblok) düz stemli radius başı protezlerine örnekler
- Resim 2:** Bipolar protez tasarımlarının ilk versiyonlarından bir örnek (Tornier)
- Resim 3:** Sementsiz uygulanan anatomik stemli modüler, monopolar ve bipolar radius başı protez tasarımlar
- Resim 4:** Üretilen bipolar ve monopolar protezlerin fotoğrafları
- Resim 5:** Kompresyon testinden elde edilen gerilim değerlerini sayısal değerlere çeviren cihaz ve üretilen yük hücresinin fotoğrafı
- Resim 6:** Schimadzu aksiyel kompresyon cihazında 30 derece fleksiyon ve nötral rotasyon pozisyonunda ölçüm görüntüsü
- Resim 7:** Çalışmaya alınan 4 no.lu kadavranın dirsek eklemi rotasyon merkezinden steinmann çivisi gönderildikten sonra alınan anteroposterior ve lateral radyografisi
- Resim 8 :** Modüler monopolar protez yerleştirilmiş kadavranın anteroposterior ve lateral radyografisi
- Resim 9 :** Modüler bipolar protez yerleştirilmiş kadavranın anteroposterior ve lateral radyografisi
- Resim 6:** Eklem arasına yerleştirilmiş özel üretim yük hücresi ile nötral rotasyon ve 30 derece fleksiyonda yapılan ölçüm görüntüsü
- Resim 7:** Monoblok protez yerleştirilmiş dirsekte alınan ölçüm
- Resim 8 :** Bipolar protez yerleştirilmiş kadavradan 30 derece fleksiyon ve 60 derece pronasyonda alınan ölçüm görüntüsü

DENKLEM LİSTESİ

Denklem 1: Koordinat transformasyon denklemi

Denklem 2: Her üç gerilim değerinini ayrı ayrı formüle edilmesi ile ϵ_x , ϵ_y , ve ϵ_{xy} değerlerinin hesaplanması

Denklem 3: Maksimum yüzey gerilimi hesaplanmasında kullanılan formül

KISALTMALAR

An.L	Anüler ligaman
LUKL	Lateral unlar kollateral ligaman
RKL	Radial kollateral ligaman
MKL	Medial kollateral ligaman
AL	Lateral anterior ligaman
AB	Medial kollateral ligaman anterior huzmesi
PB	Medial kollateral ligaman posterior huzmesi

ÖNSÖZ

Eğitimime katkısı olan ve asistanlık eğitimim boyunca bilgilerinden ve deneyimlerimden yararlandığım sayın hocalarım; **Prof. Dr. Emin ALICI**, **Prof. Dr. Şükrü ARAÇ**, **Prof. Dr. Osman KARAOĞLAN**, **Prof. Dr. Ahmet EKİN**, **Prof. Dr. Hasan HAVİTÇIOĞLU**, **Prof. Dr. Halit PINAR**, **Prof. Dr. Haluk BERK**, **Prof. Dr. İzge GÜNAL**, **Doç. Dr. Önder BARAN**, **Prof. Dr. Hasan TATARİ**, **Doç. Dr. Mustafa ÖZKAN**, **Doç. Dr. Vasfi KARATOSUN**, **Doç. Dr. Ömer AKÇALI**, **Doç. Dr. Can KOŞAY**, **Doç. Dr. Kadir BACAĞOĞLU** ve **Uzm. Dr. Kıvanç MURATLI**'ya teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanmasında bana her konuda yardımcı olan tez danışmanım **Doç. Dr. Mustafa ÖZKAN**'a, **Prof. Dr. Hasan HAVİTÇIOĞLU** ve **Doç. Dr. Önder BARAN**'a teşekkür ederim.

Çalışmalarım esnasında ayırdığı zaman, emek ve sabır için Ege Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi Biyomekanik Anabilim Dalı öğretim elemanı **Makine Müh. Mehmet Sarıkanat**'a özellikle teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

Çalışmalarım esnasında teknik desteklerini ve bilgilerini esirgemeyen ve zamanlarını ayıran Biyomekanik Anabilim Dalı Araştırma Görevlileri **İbrahim Mutlu** ve **Berivan Erik**'e ayrıca teşekkür ederim.

Tezimde gerekli olan materyallerin temininde yardımlarını esirgemeyen **Ortopro Tıbbi Aletler Sanayi ve Ticaret AŞ**'ye teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, ameliyathane, poliklinik ve servis çalışanlarına teşekkür ederim.

Tüm yaşamım boyunca olduğu gibi tez çalışmalarım sırasında da bana desteklerini esirgemeyen aileme ayrıca teşekkür ederim.

1. ÖZET

Farklı tasarımlı radius başı protezlerinin radiokapitellar eklem yüzüne olan etkilerinin karşılaştırılması (biyomekanik çalışma)

Dr. Mehmet Ozan Aşık

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

İnciraltı-İZMİR

Çok parçalı radius başı kırıklarında açık redüksiyon ve internal fiksasyon her zaman mümkün olmamaktadır. Bu tür kırıklara eşlik eden ligamentöz yaralanma ve beraberinde oluşan instabilitelerde, radius başı eksizyonu mevcut instabiliteyi daha da arttıracığından dolayı önerilen bir tedavi metodu değildir. Son yıllarda bu tür kırıkların tedavisinde radius başı artroplastisi daha sık uygulanan tedavi şekli haline gelmiştir.

Radius başı artroplastisinde çok çeşitli materyaller kullanılmıştır. İlk olarak 1941 'de kullanılan vitallum kapaklardan sonra 1980'lerde silastik ve silikon protezler kullanıma sunulmuş ancak dirsek eklemi fonksiyonlarındaki yetersizlikleri nedeni ile kullanımdan kaldırılmışlardır. Son yıllarda metal radius başı protezleri kullanılmaya başlanmıştır. Radius başı protez tasarımları da geliştirilerek modüler hale getirilmiş ve uygulama kolaylığı elde edilmeye çalışılmıştır. Radius başı protezi uygulamaları sonrasında hareket kısıtlılığı, radiokapitellar erozyon, dirsek eklemde artroz gibi problemler görülebilmektedir. Dirsek eklemi hareketlerinin daha iyi taklit edilebilmesi amacı ile son yıllarda protezler bipolar olarak da tasarlanmaya başlanmıştır.

Ancak literatür incelendiğinde metal protez tasarımlarının radiokapitellar eklem üzerine olan etkilerini inceleyen çalışmaların sayısının sınırlı olduğu görülmektedir.

Çalışmamızda, farklı tasarım özelliklerine sahip radius başı protezlerinin, radiokapitellar eklem yüzüne uyguladıkları yüklenme miktarları karşılaştırılmıştır. Fizyolojik hareket sınırlarında protez tasarımlarının birbirleri ile ve orijinal radius başı ile olan farklılıklarının tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda altı adet formaldehitte işlem görmüş kadavra kullanıldı. Kadavraların eklem hareket açıklıklarının deney için uygun ve radius başı boyutlarının benzer olmasına dikkat edildi. Çalışmada kullanılmak üzere monopolar ve bipolar protezler tasarımıyla ürettirildi. Yük miktarlarının ölçülebilmesi için protezlere yük hücreleri adapte edildi.

Dirsek ekleminden transfer edilen yük miktarlarının hesaplanabilmesi için protezler ile aynı metalden ve protezlerin eğimi kadar eğim verilmiş yük hücreleri tasarımıyla kullanıldı. Baş çapı ve stem çapı aynı olacak şekilde protezler kadavralara uygulandı.

Kadavraları aksiyel kompresyon cihazına adapte edebilmek ve önkol hareketlerini simüle edebilmek için eksternal fiksasyon sistemi ile bir düzenek oluşturuldu.

El bileğinden 100 N yük uygulandı. Alınan gerilim değerleri daha sonra matematiksel olarak yük birimi olan Newtona çevrildi.

Sonuç olarak; bipolar protez ile monopolar protez tasarımına kıyasla orijinal radius başından geçen yüklere daha yakın değerler elde edildi. Ancak her iki protez tasarımı arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Her iki protezin de orijinal radius başına göre kapitellum üzerine daha fazla yük uyguladığı saptandı. Ancak protezlerin dirsek hareket aksı boyunca orijinal radius başına benzer yük transfer şekli oluşturduğu saptandı.

Anahtar Sözcükler : radius başı protezi, monopolar- bipolar protez ,radius başı kırıkları radiokapitellar yük transferi, dirsek biyomekaniği.

2. SUMMARY

A comparative study between two different types of radial head prosthesis regarding effects on radiocapitellar joint (a biomechanical study)

Mehmet Ozan Aşık M.D.

Dokuz Eylül University Faculty Of Medicine

Department of Orthopaedics and Traumatology

Inciralti-IZMIR

The goal of stable open reduction and internal fixation could not be achieved in complex radial head fractures. In spite of ligamentous injury and associated instabilities, radial head excision, worsens the current instability. Recently radial head arthroplasty is the treatment of choice in these kind of fractures.

Many kind of materials have been used in radial head arthroplasties. In 1941 after introduction of vitallium caps, silicon and silastic designs have been used. But deterioration of elbow functions and incapacities of these designs in restoration of elbow kinematics led their withdrawal from the clinical use. Recently metal prosthetic designs have taken their place. Radial head prosthesis designs have been evolved lately, and modular designs have been introduced for ease of surgery. Radiocapitellar erosion, elbow arthrosis and decreased range of motion at the elbow joint are some of the complications that can be seen after radial head arthroplasties. In the last few years bipolar designs were introduced to medical practice, hoping for restoration of elbow functions to a more physiological level.

Studies regarding effects of metal prosthesis on radiocapitellar joint are limited in the literature.

In this study we compared the loading patterns of two separate designs, on the radiocapitellar joint surface. We aimed to compare the differences of two prosthetic designs in between and with the original radial head during physiological motion ranges.

Six formaldehyde embalmed cadavera were used in our study. Cadavera with suitable elbow motion ranges and similar radial head dimensions were chosen for the study. Radiologically the cadavera were tested for previous elbow arthrosis or forearm fractures.

Monopolar and bipolar prostheses were designed and produced. For measuring load, load cells were adapted to the prostheses.

To measure loads transferred from intact elbow , load cells were designed of the same metal with having the same concavity as the prosthesis did. Same stem size and head diameter were used in the study.

For adaptation of cadavera into axial compression device and simulation of elbow motion, ring external fixator systems were used.

100 Newtons of load was applied from the hand . Obtained strain values were mathematically converted to load unit, Newton .

Eventually; with bipolar prosthesis design we obtained load values more close to physiological loads on capitellum, compared to monopolar design. But could not find statistical difference between designs. Both prosthetic designs exerted more load on the capitellum compared with the native joint. We obtained similar patterns of load transfer through the prosthetic designs with respect to native radial head.

Key words: radial head prosthesis, monopolar-bipolar prosthesis designs, radial head fractures, radiocapitellar load transfer, elbow biomechanics.

3. GİRİŞ ve AMAC

Dirsek bölgesi yaralanmaları içerisinde en sık görülen yaralanmalardan biri radius başı kırıklarıdır. Radius başı kırıklarına sıklıkla ligamentöz yaralanmalar eşlik etmektedir. Radius başı kırıklarında tedavi, kırığın tipine göre basit immobilizasyondan , cerrahi fiksasyona, çok parçalı kırıklarda da eksizyona kadar uzanmaktadır. Ligamentöz yaralanmanın eşlik ettiği, instabilite gelişmiş, çok parçalı radius başı kırıklarında tedavi seçeneği çoğunlukla artroplasti olmaktadır.

Artroplasti uygulamalarının artması ile dirsek ekleminde çeşitli komplikasyonlar görülmektedir. Bu komplikasyonların temelinde, mevcut radius başı protezlerinin normal eklem kinematiklerini karşılayamaması olduğu düşünülmektedir. Dirsek ekleminin kompleks hareketleri sırasında, radius başının yaptığı hareketlerin daha iyi anlaşılmasına başlanması ile radius başı protez tasarımlarında da değişiklikler yapılmıştır. Son zamanlarda monopolar tasarımlara bipolar tasarımlar da eklenmiştir.

Bipolar protez tasarımlarının, radiusun hareketleri esnasında kapitelluma daha kolay uyum sağlayabileceği düşünülmektedir. Ancak bu tasarımların da instabil dirseklerin stabilizasyonunda yetersiz olduğu ve polietilen içermesi nedeni ile potansiyel komplikasyonlara açık olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur.

Mevcut tasarımların dirsek eklemi üzerine etkisini araştıran yeterince çalışma yoktur. Aynı zamanda bu tasarımların fizyolojik dirsek hareketlerinin taklidinde yetersiz olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur.

Çalışmamızda temel amacımız; bipolar ve monopolar protez uygulamaları sonrasında fizyolojik yüklenme ve hareket sınırlarında, kapitellum eklem yüzeyinde oluşan yüklenme farklılıklarının tespit edilmesidir.

4.GENEL BİLGİLER

4.1 Dirsek Eklemının Anatomisi

4.1.1 Dirsek eklemını oluşturan kemik yapılar

Humerus üst ekstremitedeki en büyük kemiktir. Humerus cisminin superioru silindirik yapıda iken, distalde yanlara doğru genişlemekte ve troklea ile kapitellumu oluşturmaktadır. Dirsek eklemi trokoginglimoid tipi sinovial bir eklemdir. Humerus distalinde troklea ulna ile eklem oluşturur. Kapitellum ise radius başı ile eklenleşir. Ayrıca radius ile ulnanın radial çentiği arasında üçüncü bir eklem olan proksimal radio-ulnar eklem oluşur [1].

Radius başı düzensiz , karmaşık solid bir yapıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda radius başının ne tam sirküler, ne de tam eliptik bir eklem yüzüne sahip olmadığı, sağ ve sol radius başı anatomileri arasındaki belirgin fark olmadığı gösterilmiştir [2-7].

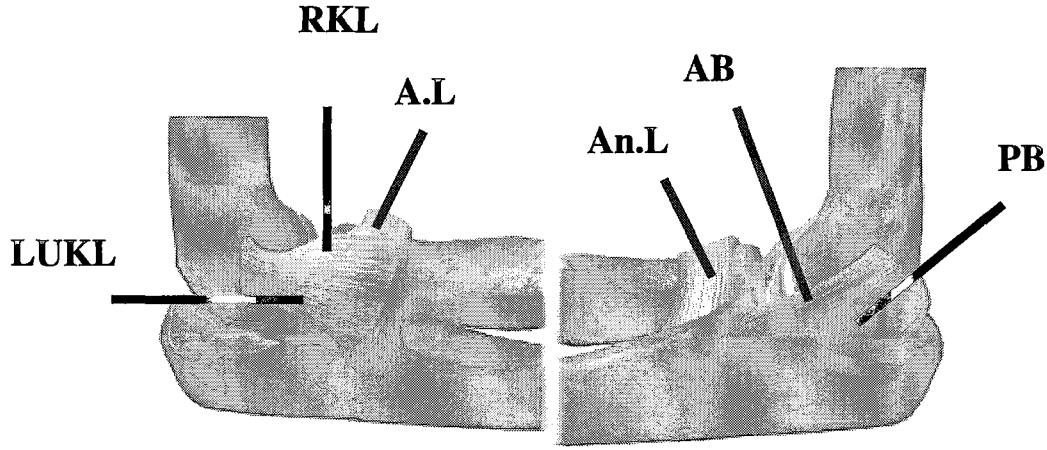
4.1.2 Dirsek eklemine etkiyen kaslar

Dirsek ekleminde temel fleksör kas M. Brakialis kasıdır. Ancak M. Biceps Brakii ve M. Brakioradialis kaslarında fleksiyona yardımcı olurlar. Daha az etkili olan kaslar ise M. Ekstensör Karpi Radialis Longus, M. Pronatör Teres ve M. Fleksör Karpi Radialisdir.

Temel ekstansör kas M. Triseps Brakii'dir. Ankoneus ve M. Brakioradialis kasları da ekstansiyona yardımcı olmaktadır [1]. Dirsek ekleminde proksimal radioulnar eklemden supinasyon ve pronasyon hareketleri yapılmaktadır. Temel olarak supinasyonu M. Supinatör kası ve bir miktarda M. Biceps Brakii yaptırır. Pronasyonu ise M. Pronator Quadratus ve M. Pronator Teres kasları yaptırır. M. Fleksör Karpi Radialis ile Ankoneus kasları bunlara yardımcı olmaktadır [1].

4.1.3 Dirsek eklemının ligamanları

Dirsek eklemının fibröz eklem kapsülü, anterior ve posteriorda ince ve zayıf yapıda iken, yanlarda kollateral ligamanlar tarafından güçlendirilmektedir. Fibröz kapsül anteriorda koronoid ve radial fossanın proksimal kenarlarına yapışırken , posteriorda ise olekranon fossa üst sınırına yakın bir seviyeye yapışmaktadır. Distalde ise troklear çentiğin kenarları ile koronoid çıkıntı anterior sınırına ve anüler ligamana yapışmaktadır.



Şekil 1. Dirsek eklemi ligamanlarının görünümü

Kollateral ligamanlar güçlü intrinsek yapılardır. Radial (lateral) kollateral ligaman güçlü üçgensel bir yapıdır . Proksimalde apeksi lateral epikondilden başlar, distalde tabanı anüler ligamanı içerecek şekilde genişler. Lateral kollateral ligaman üç bölüme ayrılır. Lateral ulnar-kollateral ligaman (LUKL), lateral radial-kollateral ligaman (RKL) ve de lateral anterior ligaman (AL). Medial (ulnar) kollateral ligaman da üçgensel yapıda olup anterior ve posterior bantlar (AB, PB) halindedir ve relatif olarak daha zayıf olan oblik ligaman ile birbirlerine bağlanırlar. Medial kollateral ligamanın apeksi humerus medial epikondilinden başlar anterior bant ulnanın koronoid çıkıntısına yapışır, posteriordaki daha zayıf olan bant ise olekranonun medial kenarına yapışır (Şekil 1) [1].

Anüler ligaman (An.L) radial çentiğin anterior ve posterior köşelerine yapışır. Radius başını çevreleyerek proksimal radioulnar eklemi stabilize eder. Aksesuar lateral kollateral ligaman, inferior lifleri ile anüler ligamanı süpinator çıkıntıya bağlayarak stabilizasyonuna yardımcı olur [8].

4.2 Dirsek Eklemının Biyomekaniği

Dirsek eklemi iki farklı eksende hareket edebilmektedir. Bu eksenler sayesinde fleksiyon ekstansiyon hareketleri ile pronasyon supinasyon hareketleri yapılabilir. Ulnohumeral ve radiokapitellar eklem aracılığı ile hafif hiperekstansiyondan, 150° fleksiyona dek hareket yapılabilirken , radiokapitellar ve proksimal radioulnar eklem yardımı ile 85° supinasyon ve 75° pronasyon hareketi yapılabilir. Fleksiyon ekstansiyon hareket aksı kapitellum merkezinden geçer. Supinasyon pronasyon hareket aksı ise radius başı merkezinden distal ulna radial sınırına doğru uzanır[8, 9].

Önkol anatomik pozisyonda tam ekstansiyona ve supinasyona alındığında, kol ve önkol aynı hat üzerinde bulunmaz. Bunun nedeni humerus distal eklem yüzünün, humerus cismine dik açıda olmamasıdır. Normal olarak önkol laterale doğru yönelir ve yaklaşık 165 derecelik taşıma açısı oluşturur. Bu açı sayesinde yürüme esnasında önkolun kalçaya takılması önlenir. Taşıma açısı fleksiyon arttırıldıkça ve önkol pronasyona alındıkça azalır [1].

4.2.1 Önkolda radioulnar yük paylaşımı:

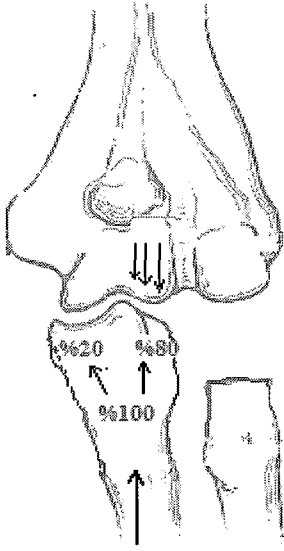
El bileğinden uygulanan kompresif yüklerin % 60 kadarı radiokapitellar eklem üzerinden geçmektedir (Şekil 2) [10].



Şekil 2. Dirsek ekleminde transfer edilen yükler

Farklı fleksiyon açılarındaki ise transfer olan yüklerin belirgin derecede değiştiği, özellikle fleksiyon dereceleri arttığında transfer edilen yükte ciddi bir azalma olduğu gözlemlenmiştir. Supinasyonda transfer edilen yükler pronasyonda transfer edilenlere göre daha azdır [11]. Bir çalışmada zorlu aktivitelerde radiokapitellar eklem üzerinden geçen yüklerin vücut ağırlığının üç katına kadar çıkabildiği gösterilmiştir [12, 13].

İnterosseöz ligamanın el bileğinden dirseğe uygulanan kompresif yükün transferinde önemli bir fonksiyonu mevcuttur. Ele uygulanan kompresif yük varlığında İOL radius başına gelen yükü azaltmakta ve kemikleri interosseöz alana çekerek önkolun stabilizasyonuna yardımcı olmaktadır [14, 15].



Şekil 3. Radius başı eksizyonu sonrası dirsek ekleminde transfer edilen yükler

Radius başı eksizyonu ile dirsek ekleminde transfer edilen yükler çoğunlukla ulnohumeral eklemin lateralinde toplanmakta, sonuç olarak medial kollateral ligaman üzerine düşen tensil kuvvetlerde artmaya sebep olmaktadır (Şekil 3) [10].

4.2.2 Dirsek ekleminin stabilizasyonu

Dirsek eklemi tüm eklemler içerisinde, hem yumuşak doku hem de eklem yüzeyi özellikleri açısından en uyumlu ve bunun sonucu olarak da en stabil eklemlerden bir tanesidir. Dirsek eklemi stabilitesi eklem yüzey uyumu, bağ, kapsül ve muskulo-tendinöz yapılar ile sağlanmaktadır. Biyomekanik olarak dirsek ekleminin stabilitesini sağlayan yapılar, eklemi değişik derecelerde stabilizeye katkı sağlamaktadır. Örneğin dirsek ekstansiyonda iken distraksiyona karşı stabilitenin önemli bölümü anterior kapsül tarafından sağlanmaktadır. Dirsek ekleminin stabilizasyonunda kemik yapıların şekli birincil derecede öneme sahiptir. Ulnohumeral eklem majör stabilizatördür. Olekranon çıkıntısı anterior subluksasyonları engellerken, posterior subluksasyonu engelleyen temel yapı koronoid çıkıntısıdır. Posterior stabilitenin sağlanmasında ikincil önemli yapı ise radius başıdır. Konveks kapitellumun konkav radius başı ile olan eklemlenmesi ve de kapitellumun humerus uzun eksenine olan 30 derecelik açılması ekstansiyonda stabilizasyona katkıda bulunmaktadır.

Dirsek eklemindeki temel valgus stabilizatörü medial kollateral ligaman ve bu ligamanın kalın anterior huzmesidir. Medial kollateral ligamanın anterior huzmesi 20 ile 120

derece arasındaki fleksiyon hareketlerinde primer stabilizasyonu sağlar. Ayrıca medial kollateral ligaman internal rotatuar stabiliteden de sorumludur [1, 16, 17].

Radius başının, dirsek ekleminde valgus stabilitesinin sağlanmasında medial kollateral ligamandan sonra sekonder önemi mevcuttur [18-20].

Lateral ulnar-kollateral ligaman, koronoid çıkıntı ve radius başı posterolateral stabiliteden sorumludurlar. Radius başı rekonstrükte edilemediğinde artroplasti uygulanması ve de koronoid çıkıntının tamir edilmesi, oluşabilecek instabiliteelerin engellenmesi için gereklidir [20,21].

Dirsek eklemine etkileyen kasların da stabilite üzerine direkt etkileri mevcuttur. Biceps Brakii, Brakialis ve Triceps kasları dirsek eklemine kompresif kuvvet uygulayarak stabilizasyona yardımcı olurlar.

4.2.3 Dirsek eklemının stabilizasyonunu ilgilendiren patolojiler

Dirsek çıkıkları en sık görülen ikinci çıkık tipidir. En sık posterior çıkıklar oluşur, eşlik eden kırık ve ligamentöz yaralanma yok ise basit çıkık olarak tanımlanır. Komplike çıkıklarda kapalı redüksiyon yeterli olmayabilir. Çıkık redüksiyonu yapıldıktan sonra stabiliteye tüm hareket genişliğinde mutlaka bakılmalıdır. İnstabilite mevcut ise cerrahi olarak rekonstrüksiyon yapılmalıdır [21].

Radius başı kırığı ile beraber MKL yaralanması mevcut değil ise radius başı eksizyonu dirsek bölgesinde instabilite yaratmamaktadır. Ancak MKL yaralanmasının eşlik ettiği radius başı kırıklarında radius başının çıkartılması belirgin derecede instabiliteye neden olmaktadır [19].

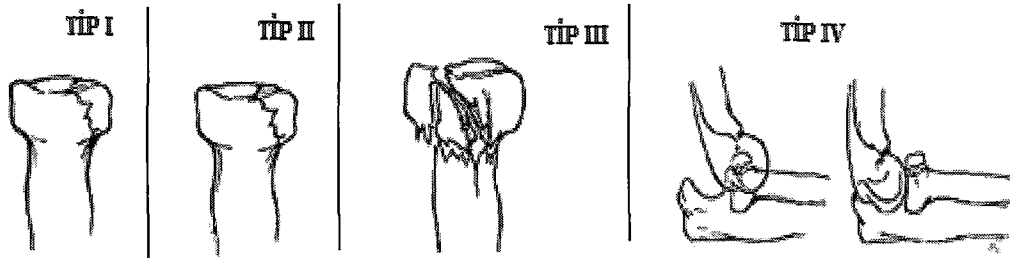
Dirsek çıkıkları sonrası oluşan lateral kollateral ligaman yetmezliği, radius başı kırığı ve de koronoid çıkıntı kırığı nedeni ile gelişen rekürren posterolateral instabilite Hotchkiss tarafından kötü üçleme (terrible triad) olarak tanımlanmıştır ve bu durumda tekrarlayıcı veya kronik instabilite olasılığı da artmaktadır [21].

Essex Lopresti yaralanmalarında interosseöz ligamanın yetmezliği gelişmektedir. Bu durumda radius başının korunması, daha doğrusu radiusun uzunluğunun sağlanması önem arz etmektedir. Eğer radius uzunluğu korunamaz ise distal radioulnar ekleminde radiusun proksimale doğru yer değiştirmesi nedeni ile bir uyumsuzluk meydana gelir. Bu tip yaralanmalarda radius başı fiksasyonu edilmelidir, eğer fiksasyon yapılamıyor ise protez mutlaka uygulanmalıdır [22].

4.3 Radius Başı Kırıkları

Dirsek çıkığı ya da kırıklı çıkığı çok çeşitli mekanizmalar ile oluşabilir. En sık görülen mekanizma kişinin düşerken yere el ayasıyla temas etmesi ile oluşur. Aksiyel plandaki yüklenmeye, vücudun yerde sabitlenen önkol üzerinde dönmesi ile eklenen supinasyon zorlanması bu tür yaralanmaların oluşmasında önemlidir. Amis ve Miller, dirsek maksimum 35 derece fleksiyonda iken önkoldan iletilen aksiyel yüklenmenin hem dirsek çıkığına hem de radius ve koronoid çıkıntı kırığına neden olduğunu göstermişlerdir [23].

Radius başı kırıkları dirsek bölgesinde görülen en sık yaralanmadır ve tüm erişkin dirsek kırıklarının % 33' ünü oluşturur. Radius başı kırıkları sıklıkla el, el bileği, ve önkolda kemik ve yumuşak doku yaralanmaları ile birlikte gelir. İlk olarak Mason tarafından sınıflandırılan daha sonrasında Johnston'un modifiye ettiği sınıflamaya göre radius başı kırıkları dört alt kategoriye ayrılabilir. Mason Tip I kırıkları deplase olmayan 2 mm den küçük marjinal bölge kırıkları veya fissürleridir. Mason Tip II kırıkları ise eklem yüzeyinin bir kısmının deplase veya impakte olduğu 2 mm den büyük marjinal kırıklardır. Mason Tip III kırıkları ise eklem yüzü ve tüm radius başının etkilendiği çok parçalı kırıklardır. Mason-Johnston Tip IV kırıklı çıkığı sonradan sınıflamaya eklenmiştir ve ulnohumeral çıkığın eşlik ettiği çok parçalı radius başı kırıklarını tanımlar [24]. (Şekil 4)



Şekil 4. Radius başı kırıklarında Mason-Johnston sınıflaması

4.3.1 Radius Başı Kırıkları Tedavi Prensipleri

Kırık şekli ve eşlik eden yumuşak doku yaralanmaları göz önüne alındığında, tedavideki temel amaç dirsek stabilitesinin restorasyonu, eklem hareketlerinin ve radius uzunluğunun korunmasıdır. Yer değiştirmemiş çoğu kırıkta bu amaçlar basit immobilizasyon ile sağlanabilmektedir. Eklem hareketlerinin kısıtlandığı büyük kemik fragmanlarını içeren kırıklarda, açık redüksiyon ve internal fiksasyon uygulanmaktadır [25].

Daha karmaşık, çok parçalı kırıklarda ise açık redüksiyon ve internal fiksasyon yapılamaz. Bu durumlarda radius başı eksizyonu veya radius başı artroplastisi uygulanabilmektedir. Radius başı eksizyonu yapılacaksa, ligamentöz yaralanma beraberinde dirsek instabilitesi ve Essex Lopresti lezyonu mutlaka ekarte edilmelidir. Eşlik eden patolojilerin varlığında radius başı protezi endikedir [19, 24, 26].

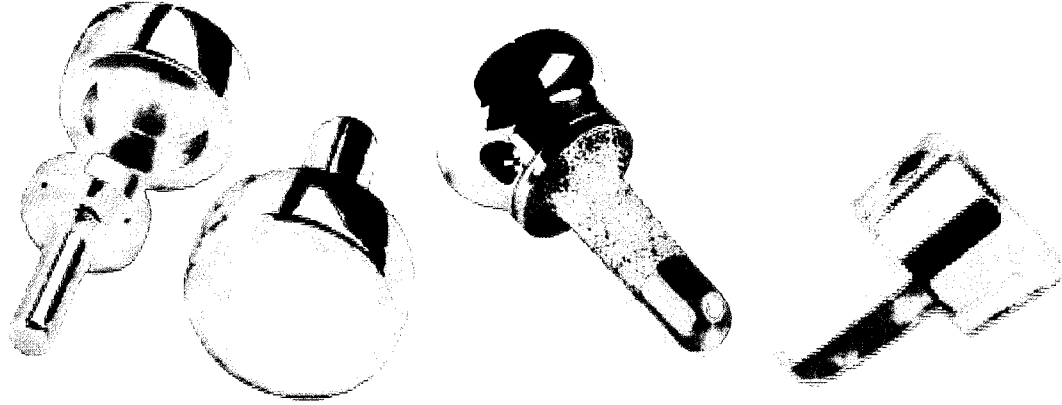
4.3.2 Radius Başı Kırıklarında Artroplastisi

Tarihsel olarak, çok parçalı kompleks radius başı kırıklarında radius başı eksizyonu cerrahi çözüm olarak uygulanmaktadır. Radius başı eksizyonu sonrasında uzun dönem sekellerinin (el bileği ağrısı, valgus instabilitesi, kuvvet kaybı , ulnohumeral artrit gelişimi v.b.) daha fazla incelenmesi sonucu, son dönemlerde radius başının korunamadığı durumlarda prostetik replasmanların daha uygun bir seçenek olduğu düşünülmektedir [10, 19, 20, 24].

Radius başı artroplastisi ilk olarak Speed tarafından 1941 yılında vitallum kapaklar şeklinde uygulanmıştır. 1951'de Carr ve Howard ilk metalik kapakları kullanmışlar sonrasında 1953'de Cherry ilk akrilik protezi tanıtmıştır. 1981 de Swanson tarafından silikon implantlar kullanılmaya başlanmış ancak bu implantlar geç dönem komplikasyonları nedeni ile kullanımdan kaldırılmıştır. Ayrıca bu implantların yeterli derecede stabiliteye katkısı olmadığı gösterilmiştir. Teknolojinin gelişmesi ile metal protez tasarımları daha da geliştirilmiştir, ancak radiokapitellar eklem üzerindeki etkileri tam olarak bilinmemektedir [26].

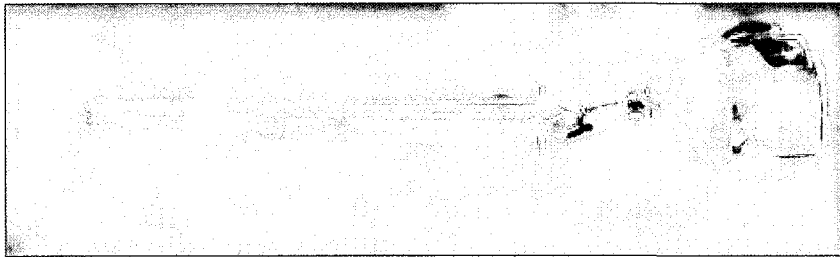
Günümüzde kullanılan protezlerin çoğu monopolar olarak üretilmektedir. Tasarımlar arasında sadece stem şekilleri değişiklik göstermektedir. Düz veya anatomik eğim verilmiş stemli protezler kullanıma sunulmuştur. Bu protezler sementli uygulanabildiği gibi, zaten yeterince dar olan radius proksimal medullasında yeterli sement tabakası oluşturulamayacağı

düşünülerek sementsiz uygulanan protezler de üretilmiştir. Daha kolay uygulama ve daha iyi anatomik uyum amacı ile yakın zamanda modüler monopolar tasarımlar kullanıma sunulmuştur [26].



Resim 1. Monopolar ; (modüler veya monoblok) düz stemli radius başı protezlerine örnekler

Prostetik replasmanlar artıkça karşılaşılan sorunlar da değişmiştir. Uzun dönemli protez replasmanları incelendiğinde mevcut protez tasarımlarının radius başının özel anatomisine yeterince uymadığı ve protezlerin radiusun karmaşık dirsek eklemi hareketlerinin taklidinde yetersiz kaldıkları görülmüştür [16, 27]. Radiokapitellar eklemden erozyon , protez stemleri çevresinde gevşeme bulguları, dirsek eklemi sertliği , dirsek ekleminde kuvvet kaybı, protezlerin yüksekliğinin ayarlanmasında zorluklar ve buna bağlı olarak dirsek eklemi stabilizasyonunda yetersizlik başlıca radius başı artroplastisi komplikasyonları olarak sayılabilir [2, 28-32].



Resim 2. Bipolar protez tasarımlarının ilk versiyonlarından bir örnek (Tornier)

Kompleks dirsek eklemi hareketlerinin daha kolay taklit edilebilmesi amacı ile son zamanlarda bipolar başlı, yani protez başının stemden bağımsız hareketini sağlayan modüler

protez tasarımları kullanıma sunulmuştur. Bu protezlerin radius başının kapitellum ile olan uyumunu belirli supinasyon ve pronasyon açılarında otomatik olarak gerçekleştireceği ve radiokapitellar yük aktarımının daha fizyolojik sınırlarda yapılabileceği düşünülmektedir. Ancak bipolar protezlerin artmış implant aşınması, debris oluşumu ve buna bağlı implant gevşemesi, ligaman yetmezliği olan dirseklerde ise yetersiz stabilizasyon gibi potansiyel sorunlara açık olduğu düşünülmektedir [7, 26].



Resim 3. Semtsiz uygulanan anatomik stemli modüler, monopolar ve bipolar radius başı protez tasarımları (Small Bone Innovations Avanta)

4.4 Stres ve gerilim (strain):

Stres, bir maddenin gövdesi üzerinde etkili olan güce karşı verdiği iç dirençtir. Stres kuvvet büyüklüğünün, uygulandığı birim alana bölünmesiyle elde edilen bir orandır.

Aksiyel yüklenmeler ile oluşan aksiyel stresin iki komponenti mevcuttur. Bunlar kompresif ve tensil streslerdir. Pascal stresin tanımlanmasında kullanılan uluslararası birimdir. Bir Pascal; bir metrekarelik alana dağılan bir Newton'luk kuvveti gösterir.

Gerilim, bir maddenin kuvvet altında gösterdiği şekil ve boyut değişikliğidir. L uzunluğundaki bir maddeye tensil güçler uygulandığında oluşan uzama miktarı $+\Delta L$ olarak tanımlanır. L uzunluğundaki bir maddeye kompresif güçler uygulandığında meydana gelen kısalma miktarı ise $-\Delta L$ olarak tanımlanır. Boyuttaki bu değişiklik deformasyon (ΔL) olarak tanımlanır. Gerilim (strain), solid yapılara uygulanan yükler sonrasında, boyutlarında meydana gelen küçük değişimlere verilen isimdir [33].

$$\varepsilon = \Delta L / L$$

4.4.1 Gerilim Ölçücü (Strain Gauge):

İnce iletken metalden yapılmış bir şerit halindedir. Gerilme kuvvetlerine uğradığı zaman boyu uzar ve incelir. Tam tersi olarak, yine aynı iletken metal şerit kompresyona maruz kaldığı zaman boyu kısalmış ve kalınlaşır. Her iki kuvvet uygulandığı anda metal uçlarda kuvvet büyüklüğüyle orantılı olarak elektriksel dirence yol açmaktadır. Uygulanan kuvvetin büyüklüğü metal şeridin elastik limitini aşmadığı sürece bu tür elemanlar fiziksel kuvvetin yarattığı dirençten yararlanarak ölçüm cihazı olarak kullanılabilirler. Bu prensibe dayanarak çalışan cihazlara gerilim ölçücü adı verilmektedir.

Yüzeyler üzerindeki gerilmelerin ölçümü üzerinde belirli bir ilgi mevcuttur. Bu nedenle yüzeylere uygulanmış konvansiyonel gerilim ölçücüler (strain gauge) çok geniş kullanım alanları bulmuştur. Genel olarak gerilim ölçücüler makine mühendisliğinde; makinelerin yarattığı kuvveti ve stresi, hava ve uzay sanayisinde; yapısal elemanların, bağlantıların ve kritik komponentlerin üzerindeki stres yükünü ölçmek için kullanılmaktadır.

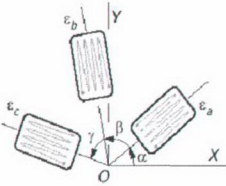
Gerilim ölçücüler çok ince kablolar (1/1000 inch) veya sık olarak yassı metalik iletken yollar içerir. Metalik iletkenler veya kablolar 'taşıyıcı' denen ve iletken olmayan bir kaplamanın üzerine yerleştirilmiştir. Ölçüm yapılacak materyalin üzerindeki pürüzler ve çapaklar temizlendikten sonra gerilim ölçücüler uygun olan yapıştırma materyali ile yüzeye yapıştırılır. Bu şekilde test örneğinde oluşan gerilim direkt olarak gerilim ölçücüye yansıtılır, gerilim ölçücünün gerilmesi veya komprese olmasıyla elektrik direncinde doğrusal bir değişiklik oluşur.

Üretimi bulunan gerilim ölçücüler 30 ile 3000 Ω arasında nominal değere sahiptir. En sık olarak ta 120, 350, 1000 Ω 'luk gerilim ölçücüler kullanılmaktadır. Gerilim ölçücüler uygulanacakları yüzeyin özelliklerine göre tekli, ikili veya rozet tipinde üçlü şekilde üretilmektedir. Gerilim ölçücüdün alınan veriler data logger cihazı ile sayısal değerler haline çevrilir.

Her gerilim ölçücü; ölçüm faktörü (gauge factor) yani, ölçücünün gerilime karşı hassasiyetini belirten özel bir parametreye sahiptir. Bu faktör elektrik direncindeki fraksiyonel değişimin uzunluktaki fraksiyonel değişime oranıdır. İdeal gerilim ölçücü direnci sadece uygulandığı materyal üzerindeki gerilimden etkilenmelidir. Teorik olarak istenen budur.

Bununla birlikte ölçücü; ortam ısısı ve üzerine yapıştırılan test materyalindeki ısıdan termal genişleme nedeniyle etkilenirler [33].

Tel gerilim ölçücüler tek bir yönde gerilim değişimlerini ölçebilmektedir. Üç adet, lineer-olarak bağımsız gerilim değerleri, yüzey gerilimi ölçümü için gereklidir.



Şekil 5. Rozet tipi gerilim ölçücünün şematik çizimi

X eksenine α açısı ile yerleştirilen bir rozet tipi gerilim ölçücü ele alındığında gerilim ölçücünün de kendi içerisindeki açılal değerleri olan β , γ açıları da göz önüne alınmalıdır. Bu üç gerilim ölçücüden alınan değerlerin ϵ_a , ϵ_b ve ϵ_c olduğu düşünülecek olursa **X-Y** koordinatlarında ki değerlerine ulaşabilmek amacı ile koordinat transformasyon denklemi kullanılabilir [34].

$$\epsilon_{x'} = \frac{\epsilon_x + \epsilon_y}{2} + \frac{\epsilon_x - \epsilon_y}{2} \cos 2\theta + \epsilon_{xy} \sin 2\theta$$

Denklem 1. Koordinat transformasyon denklemi

Bu denklemin her üç gerilim değerine uygulanması ile alttaki formül elde edilecektir.

$$\begin{cases} \varepsilon_a = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} + \frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2} \cos 2\alpha + \varepsilon_{xy} \sin 2\alpha \\ \varepsilon_b = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} + \frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2} \cos 2(\alpha + \beta) + \varepsilon_{xy} \sin 2(\alpha + \beta) \\ \varepsilon_c = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} + \frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2} \cos 2(\alpha + \beta + \gamma) + \varepsilon_{xy} \sin 2(\alpha + \beta + \gamma) \end{cases}$$

Denklem 2. Her üç gerilim değerinin ayrı ayrı formüle edilmesi ile ε_x , ε_y , ve ε_{xy} değerlerinin hesaplanması

Bu denklem ile de üç bilinmeyen olan ε_x , ε_y ve ε_{xy} hesaplamaları yapılabilir.

Sonuç olarak elde edilen ε_x , ε_y ve ε_{xy} değerleri ile yüzeyde oluşan maksimum gerilim değeri de aşağıdaki denklem ile hesaplanabilir [34].

$$\varepsilon_{\max} = \sqrt{\left(\frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2}\right)^2 + \varepsilon_{xy}^2}$$

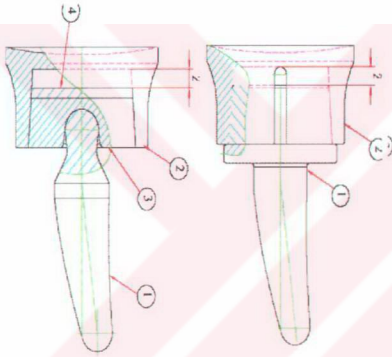
Denklem 3. Maksimum yüzey gerilimi hesaplanmasında kullanılan formül

Tüm ölçümlerden elde edilen maksimum gerilim değerleri ve bunların Newton karşılığının çözülmesi karşılaştırma amacı ile kullanılabilir.

5.GEREC VE YÖNTEM

5.1 Radius Başı protezlerinin tasarımı ve üretimi

Popovic ve ark.'nın 2005 yılında, Skalski ve ark.'nın 2004 yılında yayınladığı çalışmalar baz alınarak modüler, monopolar ve bipolar başlı protez tasarımları Ortopro Tıbbi cihazlar ve el aletleri Sanayi A.Ş. (İzmir) firmasına ürettirildi. Benzer stem çapı ve baş çapı olan kadavralar bulunarak bunlara uygun stem çapı (7.2 mm) ve baş çapı (20 mm) olan protezler ürettirildi. Protezlerin üretilmesinde paslanmaz çelik (316L) maddesi tercih edildi. Stemler anatomik olarak tasarlandı (Şekil6) (resim 4).



Şekil 6. Üretimi Yapılan Protezlerin Teknik Çizimleri

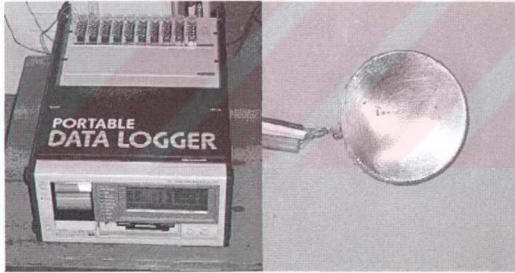


Resim 4. Üretilen bipolar ve monopolar protezlerin fotoğrafları

5.2 Yük Hücrelerinin retimi

Çalışmamızda karşılaştığımız diğer bir problem ise radiokapitellar eklem aralığına girebilecek ve farklı fleksiyon, pronasyon aıllarında ölçüm yapabilecek yk hücrelerinin (load cell) bulunmaması idi. Load cell haricinde kullanılabilecek bir diğer yöntem olan basınç duyarlı filmlerin kullanılmasından ise uygulama zorluğu ve değerlendirme güçlüğü nedeni ile vazgeçildi.

Daha önce kliniğimizde yapılan bir çalışmada gerilim ölçclerin yk hücreleri olarak kullanılabileceği gösterilmiştir [35]. Gerilim ölçücüler protezlerin içerisine yerleştirilerek yk hücreleri olarak kullanıldı. Gerilim ölçclerin protez i yüzeyine uygulanabileceği ve ölçümde gerekli olan kabloların çıkabileceği açıklığı olan kompartmanlar proteze eklendi. Eklem aralığının darlığı nedeni ile 3 mm kalınlığında ve i yüzeyi kompartman şeklinde ve protezle aynı materyalden yk hücreleri geliştirildi. Eklem yüzüne uyum sağlaması amacı ile protezde bulunan konkavite derecesinde eğim verilerek yk hücreleri rettirildi.(Resim 5)



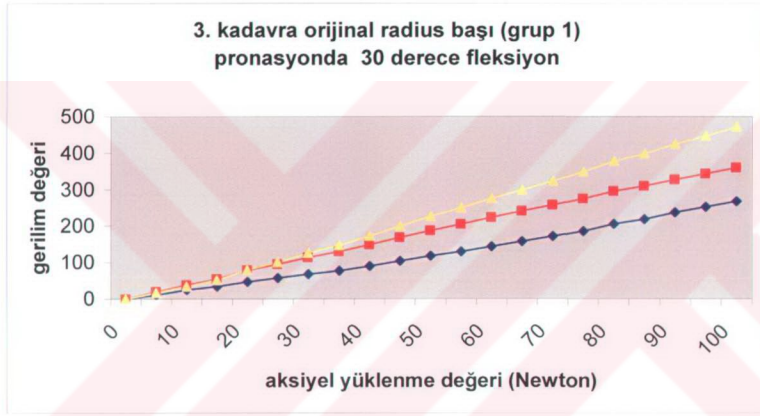
Resim 5. Kompresyon testinden elde edilen gerilim değerlerini sayısal değerlere eviren cihaz ve üretilen yk hücrelerinin fotoğrafı

Kapitellum eklem yüzüne denk gelen yüzeyin alt kısmına rozet tipi gerilim ölçücü yerleştirilerek her yönde gelen kuvvetlerin ölçülebilmesi amaçlandı. Ölçümlerde strain değerleri TDS 303 portable data logger cihazı kullanılarak ölçüldü.

5.2.1 Kompresyon Testinde Elde Edilen Gerilim Değerlerinin Güç Birimine

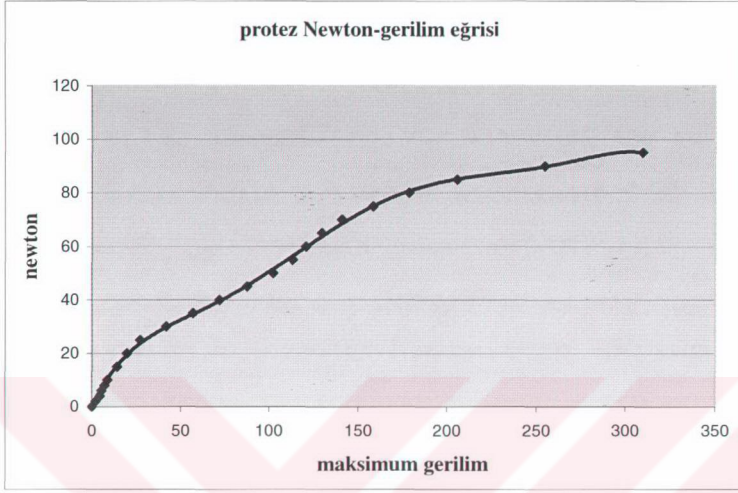
(Newton) Dönüştürülmesi:

Kompresyon testinde, gerilim ölçücülerden alınan gerilim değerleri üç farklı kanaldan ölçülerek kaydedildi. Rozet tipi gerilim ölçücüler ile aldığımız bu değerler temel gerilim (principal strain) ve maksimum gerilim (maximum strain) ölçümü için kullanıldı.



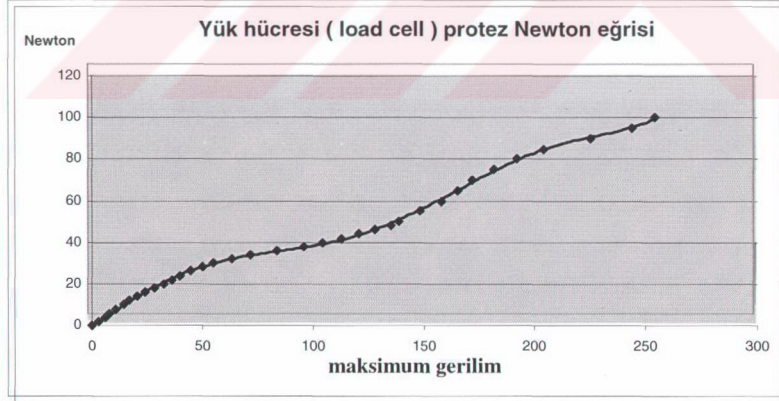
Şekil 7. Rozet tipi gerilim ölçücü kullanılarak yük hücresinden aldığımız değerlere bir örnek

Protez ve yük hücresi (load cell)'nin bağımsız olarak alınan ölçümleri ve bu ölçümlerden alınan maksimum gerilim – Newton eğrilerinin oluşturduğu polinomlar **Originpro 7,5** (originlabs) programı ile çözümlenerek, belli yükler altında oluşan maksimum gerilim değerinin formülasyonu elde edildi [35].



Şekil 8. Protezden elde edilen Newton gerilim eğrisi ve elde edilen formül

$$Y(\text{Newton}) = 0,51217 + 1,21205x - 0,00385x^2 - 0,000468938x^3 + 0,0000105963x^4 - 0,000000102063x^5 + 0,000000000529882x^6 - 0,00000000000154824x^7 + 2,40089E-15x^8 - 1,53872E-18x^9$$



Şekil 9. Yük hücresi Newton gerilim eğrisi ve polinom çözümlemesi ile elde edilen grafik

$$Y(\text{Newton}) = -0,09361 + 0,72557x + 0,00109x^2 - 0,000253335x^3 + 0,0000061587x^4 - 0,0000000845082x^5 + 0,0000000006828x^6 - 0,00000000000310752x^7 + 7,31654E-15x^8 - 6,9195E-18x^9$$

Bu denklemden yola çıkılarak kadavralardan elde edilen gerilim değerlerinin kaç Newton yük altında gerçekleştiği belirlendi. Protezden radiokapitellar eklem yüzüne transfer edilen yük ile orijinal radius başından radiokapitellar eklem yüzüne transfer edilen yüklerin karşılaştırılabileceği sayısal değerlere ulaşıldı.

Protez başlarının her iki protez tasarımı ile aynı olması ve stemlerinin de standart olması sayesinde protezler arasında karşılaştırılma yapılabileceği düşünüldü. Bu nedenle her iki protezde aynı çap ve boyda protez başı uygulanarak ölçümler alındı.

5.3 Kadavraların Test İçin Hazırlanması

Çalışmada 7 adet kadavra kullanılması planlandı, ancak hazırlık aşamasında bir kadvrada meydana gelen ulna fraktürü nedeni ile çalışmadan çıkartılmak zorunda kalındı. Sonuç olarak altı adet formaldehitte işlem görmüş kadavra çalışmamıza alındı.

Çalışmaya başlanılmadan önce Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik ve Laboratuvar Çalışmalar Etik Kurulları'ndan çalışma için gerekli olan etik kurul izinleri alındı (Ek 2). Çalışmada kullanılacak kadvralarda dirsek eklemi artrozu , eski dirsek ve önkol kırığı olup olmadığı radyolojik olarak araştırıldı. Kadavraların dirsek eklemi hareket açıklıklarının normal sınırlarda olmasına dikkat edildi. Her bir kadavra, dirsek eklemi kapsülüne kadar açıldı. Kollateral ligamanlara zarar verilmeden anüler ligaman kesildi radius başına ulaşıldı.. Humerus deltooid insersiyosu seviyesinden kesildi. Her bir kadavra çalışmaya alınana dek anatomi bölümünde bulunan formaldehit tanklarında bekletildi. Çalışma esnasında kadvraların özelliklerinin bozulmaması amacı ile teste alınan kadvradaki ölçümler aynı gün içerisinde tamamlandı.

Radius başları, protez başının boyun yüksekliği baz alınarak eksize edildi. Stemin medulla içerisinde distale migrasyonunu engellemek amacı ile ilk olarak eksize edilen radius başından elde edilen spongios kemik tıkaç medullaya yerleştirildi. Radius medullası Biceps Brakii yapışma yeri dikkate alınarak uygun raspa ile hazırlandı. Daha sonra sementsiz olarak protez yerleştirildi. Protez yerleştirilmesi sonrasında anüler ligaman tekrar yerine dikildi

Literatürde önkol yüklenme testlerinin simülasyonunda bir fikir birliği olmaması ve farklı fleksiyon rotasyon açılarında ölçüm yapılabilmesi amacı ile önkoldan yük verilmesi planlandı. Bu işlem için elde üç ve dördüncü metakarpalardan geçirilen Kirschner telleri sirküler fiksator iskeletine sabitlendi, kompresyon esnasında el bileğinin hareketlerini kontrol

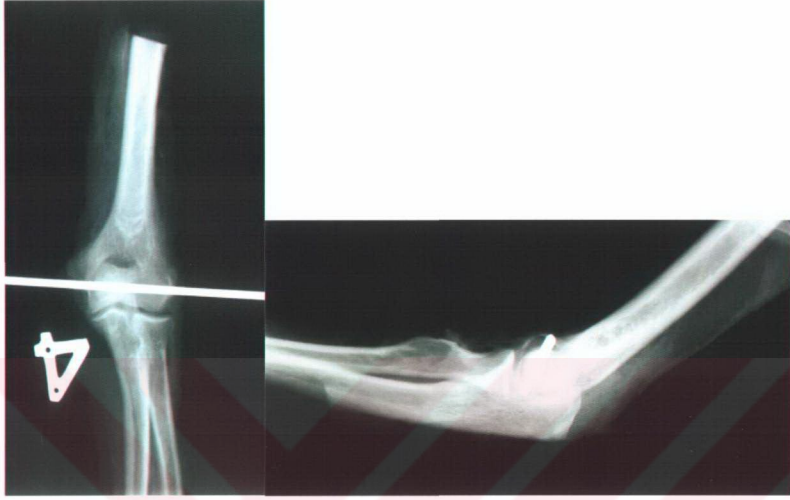
etmek ve rotasyon miktarını belirleyebilmek amacı ile bir adet steinmann çivisi de radius diafizine yerleştirildi. Kapitellumun rotasyon merkezinden gönderilen bir adet steinmann çivisi yardımı ile önkola farklı fleksiyon açılarının verilebileceği düşünüldü ve ikinci bir çerçeve hazırlanarak ilk sisteme adapte edildi. (Resim 6). Steinmann çivisinin kapitellum rotasyon merkezinden geçtiğini doğrulamak için radyolojik değerlendirme yapıldı (Resim 7).

Farklı fleksiyon açılarında ölçüm yapabilmek amacı ile Morrey ve ark'nın kullandığına benzer bir gonyometre humerusa ve ulnaya sabitlenerek açısal değişimler sistemde uygulanabildi (Resim 6) [11].

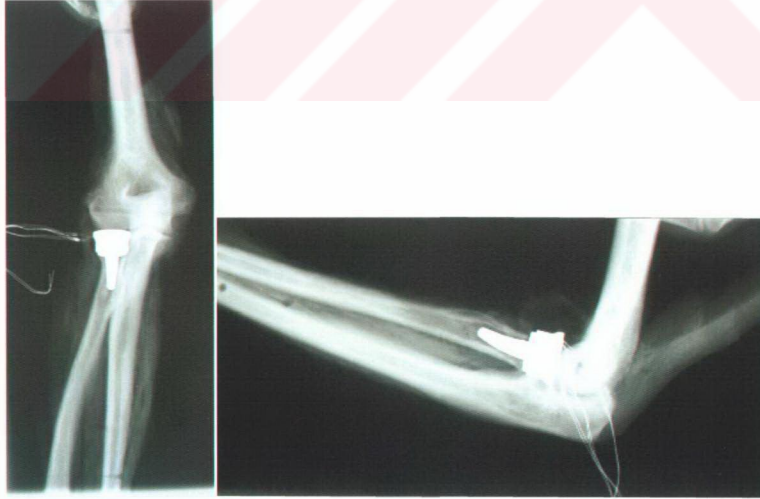
Kurduğumuz bu sistem sayesinde el bileğinden dirsek eklemine doğru kompresyon yapılabilir. Ölçümler sagittal planda 0 ile 120 derece, frontal planda ise tam supinasyon ile 60 derece pronasyon hareket genişlikleri arasında yapılmıştır. Bu açılarda ölçüm yapılmasındaki temel amacımız fizyolojik hareket genişliğinin taklit edilebilmesini sağlamaktır [37].



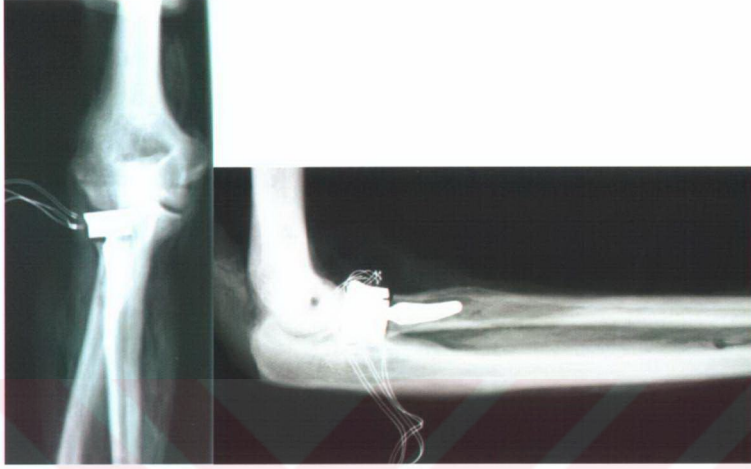
Resim 6. Schimadzu aksiyel kompresyon cihazında 30 derece fleksiyon ve nötral rotasyon pozisyonunda ölçüm görüntüsü



Resim 7. Çalışmaya alınan 4 no.lu kadavranın dirsek eklemi rotasyon merkezinden steinmann çivisi gönderildikten sonra alınan anteroposterior ve lateral radyografisi

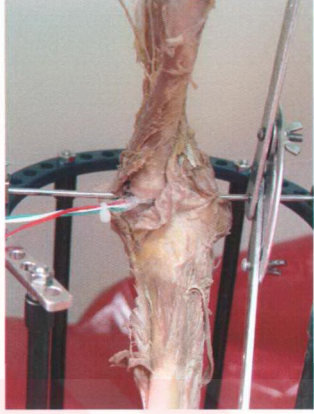


Resim 8. Modüler monopolar protez yerleştirilmiş kadavranın anteroposterior ve lateral radyografisi



Resim 9. Modüler bipolar protez yerleştirilmiş kadavranın anteroposterior ve lateral radyografisi

Çalışmamızda Shimadzu AG-IS aksiyel kompresyon cihazı kullanıldı. Literatürdeki benzer çalışmalar göz önüne alınarak 100 N yük kompresif yük uygulandı. İlk olarak eklem kıkırdağı tıraşlanarak özel olarak üretilmiş yük hücresi radius başı yüksekliği değiştirilmeden eklem arasına yerleştirildi ardından sırası ile supinasyonda , nötral rotasyonda ve pronasyonda 0, 30, 60, 90 ve 120 derecelerde radiokapitellar eklemden geçen yük miktarları hesaplandı (Grup 1) (Resim 10).



Resim 10. Eklem arasına yerleştirilmiş özel üretim yük hücresi ile nötral rotasyon ve 30 derece fleksiyonda yapılan ölçüm görüntüsü

İkinci aşamada radius başı eksizye edilerek anatomik stemli modüler monopolar protez yerleştirildi ve aynı açılarda ölçümler tekrarlandı (Grup 2) (Resim 11).



Resim 11. Monopolar protez yerleştirilmiş dirsekte alınan ölçüm

Son aşamada ise monopolar protez çıkartıldı ve monopolar protez ile aynı stem ve baş çapında bipolar protez yerleştirildi . Ölçümler aynı açılarda tekrarlandı (Grup 3) (Resim 12).



Resim 12. Bipolar protez yerleştirilmiş kadavradan 30 derece fleksiyon ve 60 derece pronasyonda alınan ölçüm görüntüsü

Altı adet kadavradan alınmış tüm değerler SPSS 11.0.1 for Windows programı kullanılarak değerlendirildi. Parametrik koşullar karşılanmadığı için nonparametrik testler kullanıldı. Protez ölçümleri (grup 2-3) ile orijinal radius başı (grup 1) arasındaki farklar, iki protez tasarımının da aynı kadavraya uygulanması nedeni ile bağımlı değişkenler olarak değerlendirildi Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırıldı. İki protez tasarımından (grup 2-3) aldığımız veriler ise bağımsız değişkenler olarak non-parametrik testlerden Mann Whitney-U testi kullanılarak karşılaştırıldı.

6.BULGULAR

Birinci grupta (orijinal radius başı) eklem aralığından geçen yük miktarları ölçüldü. Altı kadavra üzerinde, eklem aralığına yerleştirilen yük hücresi ile 0, 30, 60 90 ve 120 derecelerde, tam supinasyon, 90 derece nötral rotasyon ve 60 derece pronasyonda ölçümler alındı. Ölçüm sonuçlarında, tam ekstansiyonda alınan yük değerlerinin 30 derecede elde edilen yükten sayısal olarak daha az olduğu saptandı. Fleksiyon dereceleri artırıldıkça, ilk 30 derecede artış gösteren yük değerlerinin giderek azaldığı gözlemlendi. Pronasyon sırasında alınan değerlerin, supinasyon ve nötral rotasyonda alınan değerlere göre daha yüksek olduğu belirlendi (Tablo 1).

Tablo 1 Üç grup ölçümden elde edilen yük değerlerinin ortalaması

		Grup 1	Grup 2	Grup 3
0 derece	supinasyon	54,56	69,01	59,66
	nötral	49,34	63,52	53,40
	pronasyon	61,95	72,72	62,94
30 derece	supinasyon	69,13	84,83	81,14
	nötral	68,18	82,06	79,88
	pronasyon	74,87	85,18	83,79
60 derece	supinasyon	63,15	78,84	74,21
	nötral	62,15	74,02	67,44
	pronasyon	66,98	80,47	74,70
90 derece	supinasyon	44,22	63,52	57,38
	nötral	46,69	62,55	61,35
	pronasyon	49,43	69,65	63,21
120 derece	supinasyon	38,40	57,43	50,80
	nötral	39,80	54,55	46,05
	pronasyon	40,03	61,22	55,38

6.1 Birinci grup ölçümleri

Radius başı çıkarılmadan yapılan ölçümlerde 0 derece supinasyonda alınan sonuçların ortalaması 54,56 Newton'dan, 30 derece supinasyonda 69,13 Newton seviyesine çıkmıştır. 60 derece supinasyonda yapılan ölçümde ise değer 63,15 Newton seviyesine 90 derece supinasyonda ise 44,22 Newtona 120 derece supinasyonda alınan ölçümde ise 38,40 Newton seviyesine düştüğü saptanmıştır.

Nötral rotasyon değerlerinde ise ortalama yükler supinasyondaki seviyelerine göre düşüş göstererek 0 derece fleksiyonda 49,34 N, 30 derece fleksiyonda 68,18 N, 60 derecede 62,15 N olarak ölçüldü. Ancak daha ileri fleksiyon açılarında bir miktar artış göstererek 90 derecede 46,69 N ve 120 derecede ise 39,80 N değerlerine ulaşıldı.

Pronasyona alınmış önkolda ise supinasyon ve nötral rotasyona kıyasla daha yüksek değerler elde edildi. 0 derece fleksiyonda 61,95 N , 30 derece fleksiyonda 74,87 N, 60 derecede 66,98 N, 90 derece fleksiyonda 49,43 N ve 120 derece fleksiyonda 40,03 N değerinde ölçümler alındı (Tablo 1). Birinci grubun sonuçları değerlendirildiğinde supinasyondan nötral rotasyona alınan önkolda 90 ve 120 derece fleksiyon açıları haricinde yük değerlerinde azalma görüldü. Ardından pronasyona alınmış önkolda yapılan ölçümlerde ise supinasyon değerlerinin de üzerinde değerlere ulaşıldı.

6.2 İkinci grup ölçümleri

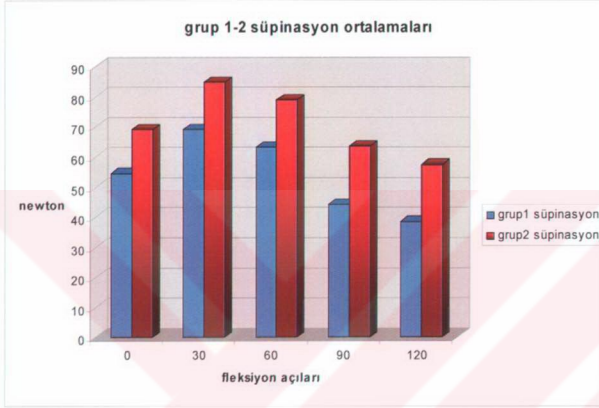
Grup 2 değerlendirdiğinde yüklerin transfer şekillerinde grup 1 ile benzer olduğu gözlemlendi. 30 derecedeki değerler 0 derece fleksiyonda alınan değerlere göre daha büyük olarak belirlendi ve fleksiyon derecesi daha da arttırıldıkça yük değerlerinde 30 derecedeki değerlere kıyasla azalma gözlemlendi. Grup 2 değerlerinin her açıda grup 1 değerlerinden sayısal olarak büyük olduğu görüldü.

6.3 Üçüncü grup ölçümleri

Grup 3 ölçümlerinde de pronasyonda grup 1'e benzer yüklenme paterninin devam ettiği görüldü. Grup 3'ten elde edilen değerlerin her açıda grup 1 ile grup 2 arasında olduğu saptandı (Tablo 1).

6.4 İstatistiksel Analiz

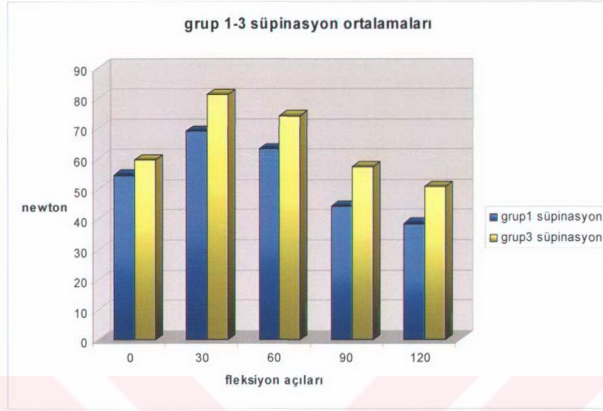
Supinasyonda monopolar ve bipolar protezlerin grup 1 ölçümlerine göre Wilcoxon testi ile karşılaştırılması sonucu elde edilen tablo aşağıda verilmiştir.



Şekil 10 .
Birinci ve ikinci grup supinasyon değerleri ortalamaları

Tablo 2
Supinasyonda monopolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması

	Grup1		Grup 2		"p "
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 DERECE SÜPİNASYON	54,56	9,95	69,01	7,84	0,075
30 DERECE SÜPİNASYON	69,13	11,47	84,83	4,53	0,028
60 DERECE SÜPİNASYON	63,15	9,28	78,84	4,26	0,028
90 DERECE SÜPİNASYON	44,22	2,98	63,52	6,70	0,028
120 DERECE SÜPİNASYON	38,40	0,83	57,43	7,49	0,028

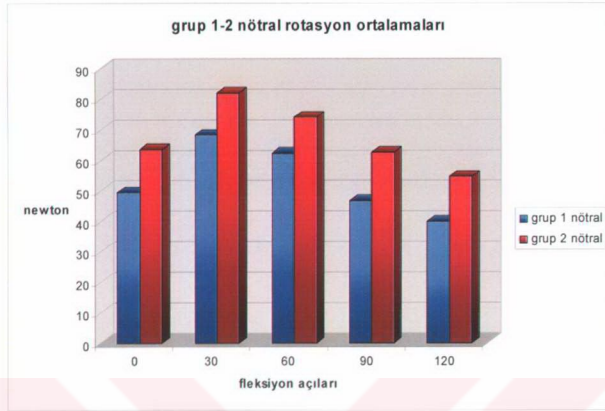


Şekil 11 .
Birinci ve üçüncü grup supinasyon değerleri ortalamaları

Tablo 3
Supinasyonda bipolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması

	Grup 1		Grup 3		"p "
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 DERECE SÜPİNASYON	54,56	9,95	59,66	9,22	0,345
30 DERECE SÜPİNASYON	69,13	11,47	81,14	5,37	0,028
60 DERECE SÜPİNASYON	63,15	9,28	74,21	7,4	0,75
90 DERECE SÜPİNASYON	44,22	2,98	57,38	5,00	0,028
120 DERECE SÜPİNASYON	38,40	0,83	50,80	2,81	0,028

Sonuçlar değerlendirildiğinde; 0 derece fleksiyon açısında her iki protez ve grup 1 ölçümleri arasında fark bulunamadı. 30, 90 ve 120 derece fleksiyonda supinasyonda her iki protez tasarımı ve grup 1 ölçümleri arasında fark olduğu belirlendi. Ancak 60 derece fleksiyon değerinde bipolar protez (grup 3) ile grup 1 arasında fark görülemez iken, monopolar protez (grup 2) ile grup 1 ölçümleri arasında fark olduğu görüldü (p=0,028) (Tablo2,3) (Şekil 10,11).



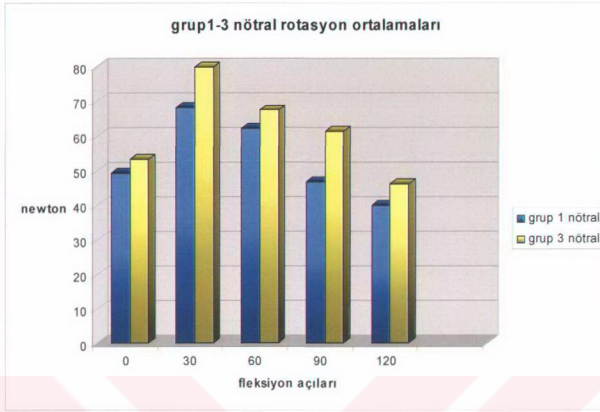
Şekil 12 .

Birinci ve ikinci grup nötral rotasyon değerleri ortalamaları

Tablo 4

Nötral rotasyonda monopolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması

	Grup1		Grup 2		"p "
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 Derece nötral rotasyon	49,34	9,07	63,52	6,97	0,028
30 Derece nötral rotasyon	68,18	12,82	82,06	4,59	0,028
60 Derece nötral rotasyon	62,15	10,59	74,02	5,83	0,028
90 Derece nötral rotasyon	46,69	2,23	62,55	8,55	0,028
120 Derece nötral rotasyon	39,80	1,71	54,55	8,32	0,028



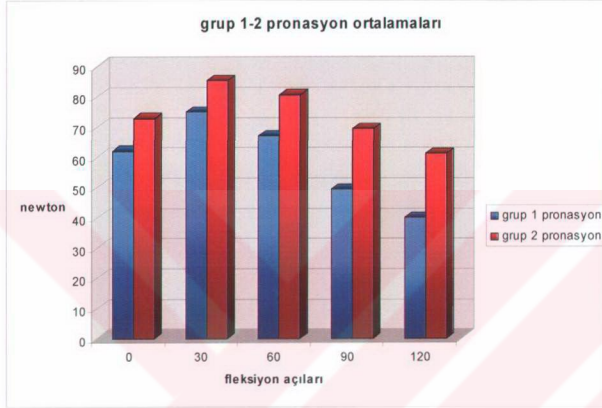
Şekil 13.
Birinci ve üçüncü grup nötral rotasyon değerleri ortalamaları

Tablo 5
Nötral rotasyonda bipolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması

	Grup1		Grup 3		"p"
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 Derece Nötral rotasyon	49,34	9,07	53,40	8,76	0,463
30 Derece Nötral rotasyon	68,18	12,82	79,88	4,77	0,075
60 derece Nötral rotasyon	62,15	10,59	67,44	5,94	0,463
90 Derece nötral rotasyon	46,69	2,23	61,35	8,45	0,028
120 Derece Nötral rotasyon	39,80	1,71	46,05	6,95	0,075

Nötral rotasyonda farklı fleksiyon açılarındaki sonuçlarımız değerlendirildiğinde, grup 1'e kıyasla 0 derece fleksiyonda monopolar protez ile fark bulunurken ($p=0,028$) bipolar protezde anlamlı fark saptanmadı ($p=0,463$), 30 derece fleksiyonda da benzer sonuçlar elde edildi ve monopolar protez ile grup 1 arasında fark saptanırken ($p=0,028$), bipolar protez ile grup 1 arasında fark bulunamadı ($p=0,075$). 60 derece fleksiyon açısında da monopolar protezde fark saptanırken ($p=0,028$), bipolar protezde fark saptanmadı ($p=0,463$) (tablo4,5) (Şekil 12,13).

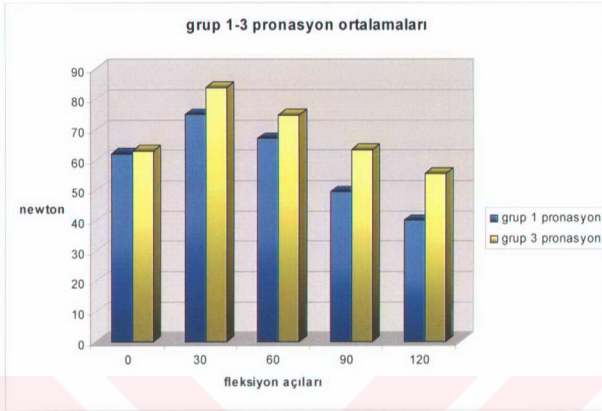
Ancak 90 derece fleksiyon açısında her iki protez tasarımının da grup 1 ölçümlere göre farklı olduğu saptandı ($p=0,028$). 120 derece fleksiyon açısında ise monopolar protez grup 1 'den farklı iken ($p=0,028$) , bipolar protez ölçümlerinde fark bulunamadı ($p=0,075$) (Tablo 4,5) (Şekil 12,13).



Şekil 14 .
Birinci ve ikinci grup pronasyon değerleri ortalamaları

Tablo 6
Pronasyonda monopolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması

	Grup1		Grup 2		"p"
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 Derece pronasyon	61,95	14,63	72,72	6,17	0,173
30 Derece pronasyon	74,87	15,85	85,18	4,09	0,116
60 Derece pronasyon	66,98	16,52	80,47	3,68	0,116
90 Derece pronasyon	49,43	4,77	69,35	6,16	0,028
120 Derece pronasyon	40,03	1,29	61,22	7,23	0,028



Şekil 15 .

Birinci ve üçüncü grup pronasyon değerleri ortalamaları

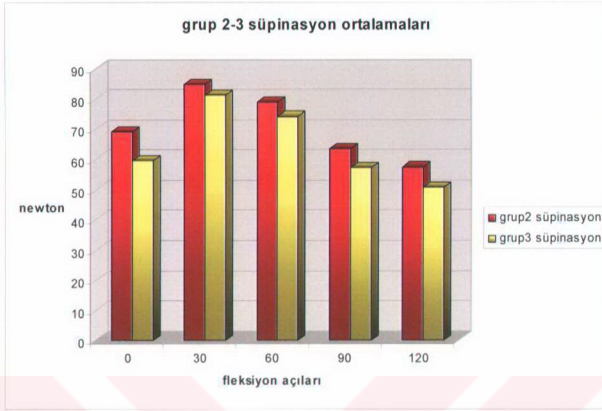
Tablo 7

Pronasyonda bipolar protez değerlerinin grup 1'e göre farklarının karşılaştırılması

	Grup1		Grup 3		**p **
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 Derece pronasyon	61,95	14,63	62,94	10,25	0,753
30 Derece pronasyon	74,87	15,85	83,79	3,30	0,173
60 Derece pronasyon	66,98	16,52	74,70	7,56	0,249
90 Derece pronasyon	49,43	4,77	63,21	8,31	0,028
120 Derece pronasyon	40,03	1,29	55,38	6,02	0,028

Pronasyonda farklı açılarda, iki protez tasarımının grup 1 ile karşılaştırılması sonrasında 90 ve 120 derecelerde, her iki tasarımda da grup 1 ölçümlere göre fark saptanırken ($p=0,028$), diğer açılarda fark saptanamadı (Tablo 6,7) (Şekil 14,15).

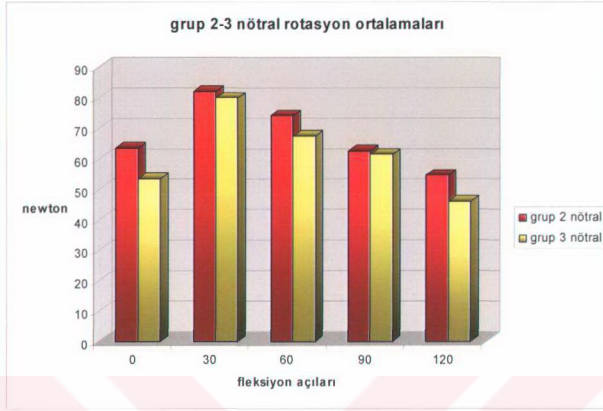
İkinci aşamada iki protez tasarımlarının farklılığı, Mann Whitney U testi uygulanarak karşılaştırıldı. Buna göre yapılan test sonucu aşağıdaki tablolar elde edildi.



Şekil 16 .
İkinci ve üçüncü grup supinasyon değerleri ortalamaları

Tablo 8
Supinasyonda iki tasarım farklarının karşılaştırılması

	Grup 2		Grup 3		'p'
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 Derece supinasyon	69,02	7,84	59,66	9,22	0,037
30 Derece supinasyon	84,83	4,53	81,14	5,37	0,055
60 Derece supinasyon	78,84	4,26	74,21	7,45	0,2
90 Derece supinasyon	63,52	6,70	57,38	5,00	0,423
120 Derece supinasyon	57,43	7,49	50,80	2,81	0,078



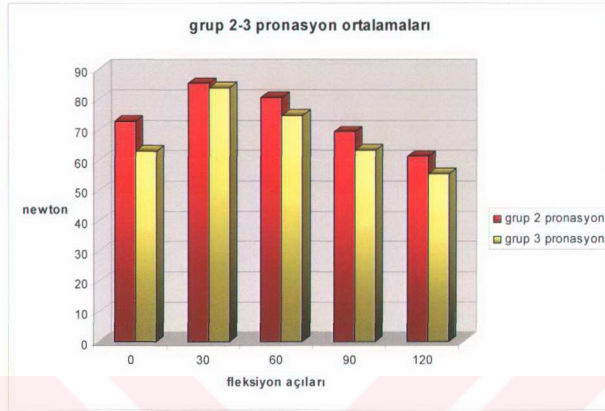
Şekil 17 .

İkinci ve üçüncü grup nötral rotasyon değerleri ortalamaları

Tablo 9

Nötral rotasyonda iki tasarım farklarının karşılaştırılması

	Grup 2		Grup 3		'p'
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 Derece nötral rotasyon	63,52	6,97	53,40	8,76	0,109
30 Derece nötral rotasyon	82,06	4,59	79,88	4,77	0,262
60 Derece nötral rotasyon	74,02	5,83	67,44	5,94	0,109
90 Derece nötral rotasyon	62,55	8,55	61,35	8,45	0,631
120 Derece nötral rotasyon	54,55	8,32	46,05	6,95	0,109



Şekil 18 .
İkinci ve üçüncü grup pronasyon değerleri ortalamaları

Tablo 10
Pronasyonda iki tasarım farklarının karşılaştırılması

	Grup 2		Grup 3		'p'
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	
0 Derece pronasyon	72,72	6,17	62,94	10,25	0,037
30 Derece pronasyon	85,18	4,09	83,79	3,30	0,200
60 Derece pronasyon	80,47	3,68	74,70	7,56	0,150
90 Derece pronasyon	69,35	6,16	63,21	8,31	0,109
120 Derece pronasyon	61,22	7,23	55,38	6,02	0,262

İki protez tasarımı arasında supinasyonda 0 derece fleksiyon ve pronasyonda 0 derece fleksiyon açıları dışında fark bulunamadı (Tablo 8,9,10) (Şekil 16,17,18).

7.TARTISMA

Literatürdeki sınırlı sayıdaki çalışmalar göz önüne alındığında, dirsek eklemine yüklenme testleri için farklı düzeneklerin kullanıldığı görülmektedir. Farklı fleksiyon ve rotasyon açılarının karşılaştırılabildiği az sayıda çalışma mevcuttur. Çoğu çalışmada belirli fleksiyon ve rotasyon açısında sabitlenmiş kadavralarda ölçümler yapılmıştır. Palmer ve ark.'nın 1984 deki çalışmasında kullanılan düzende sadece nötral rotasyon ve ekstansiyonda ölçümler yapılabilmıştır [38]. Son yıllarda dirsek eklemine etkiyen kaslara kuvvet uygulayan hız kontrollü motorlara, önkol rotasyon tutucusu eklenerek yapılan çalışmalar bulunmaktadır. Mevcut sistemler içinde düşünüldüğünde dirsek hareketlerinin simülasyonundaki en etkili yöntemlerden biri olduğu düşünülebilir. Kullanılan cihazların maliyetleri ve temindeki problemler nedeni ile çalışmamızda kullanamadık [36].

Statik ölçümlerde kullanılan diğer düzeneklerin ise bizim amaçladığımız fleksiyon açılarında yetersiz kalabileceğini düşündüğümüz için çalışmamızda farklı bir ölçüm düzeneği hazırlanmıştır. 1998 yılında Markolf ve ark.'nın makalesinde yer alan düzenek örnek alınarak model oluşturulmuştur [39]. Bu makalede kullanılan düzeneğin farklı fleksiyon ve rotasyon açılarında dirsek ekleminden geçen yüklenmeleri taklit edebileceği düşünülmüştür. Çalışmamızda bu modeli, Schimadzu cihazına göre modifiye ederek kullandık. Dirseğin günlük kullanımını taklit edebilmek için, farklı fleksiyon ve rotasyon derecelerinde ölçümler almayı uygun gördük [37].

Ekenstam ve ark.'nın yaptığı çalışmada da el bileği pozisyonunun yüklenme üzerinde fark yaratmadığı belirtilmektedir[40]. Çalışmamızda, el bileği nötralde sabitlenerek ölçümler alınmıştır.

Altı adet kadavradan aldığımız ölçümler sonucunda, önceki çalışmalara benzer şekilde, fleksiyonun ilk 30 derecelik hareketlerinde 0 derece fleksiyon açısına göre kapitellum üzerine binen yükte artış tespit ettik. Pronasyonda alınan ölçümlerde ise supinasyonda alınan ölçümlere göre daha büyük değerler elde edilmiştir. Veriler literatürdeki diğer çalışmalar ile kıyaslandığında benzerlik içermektedir [11, 14, 40-43]. Bu sonuçlar bize kullandığımız metodun uygun olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızda 100 N kompresif yük uygulanmıştır. Literatürde uygulanacak yükün değeri konusunda bir birliktelik mevcut değildir. Mevcut çalışmalarda 40 N dan 1000 N 'a

dek yüklenmelerin yapıldığı görülmüştür [39,42]. Fazla yük miktarlarında sistem stabilitesinin bozulabileceğini düşünerek, çalışmamızda Gupta ve ark.'nın yaptığına benzer şekilde 100 N yük uygulamayı tercih ettik [44].

Eklem aralığındaki yüklenme miktarlarını ölçmek amacı ile farklı teknikler uygulanmıştır [8, 40, 43]. Radius ve ulnaya farklı boyuttaki yük hücreleri uygulanabileceği gibi, özel üretim yük hücreleri eklem aralığına yerleştirilerek de ölçümler alınabilir. Hatta diş hekimliğinde kullanılan dolgu materyalleri de kullanılarak yüklenme ile ilgili değerler elde edilebilmiştir [30]. Büyük yük hücresi kullanılmasının; kalibrasyon zorluğu, ağırlığının fazla olması, interosseöz ligamanın insersiyolarını içerisine alması, rotasyonel ölçümler sırasında rotasyonu engellemesi, ulnadan radiusa transfer edilen yüklerin hesaplanmasında zorluklar yaratması gibi dezavantajları mevcuttur [40, 45]. Distal ulna protezlerine adapte edilen gerilim ölçücüler ile eklem kinematiklerinin incelendiği bir çalışmada, simüle edilmiş önkol hareketlerinde distal radioulnar eklem üzerindeki yüklerin değerlendirilebildiği belirtilmiştir [46]. Bu yüzden çalışmamızda yük hücrelerini protezlere adapte ederek yukarıda sayılan problemlerden kaçınmaya çalıştık.

Kliniğimizde daha önce yapılmış bir tez çalışmasında gerilim ölçücüler (strain gauge) yük hücresi olarak kullanılmıştır. Ancak gerilim değerinin yük değerine dönüşümü kompleks matematiksel çözümler gerektirmektedir ve polinomik dönüşümlerin çözümlenmesinde hata payı olası olduğu mevcuttur [35].

Monopolar protezler ile aldığımız ölçümlerde, birinci grup (orijinal radius başı) ölçümlerine göre belirgin bir artış olduğunu gördük. Birinci grup ile monopolar protez arasındaki ölçümlerin, 0 derece supinasyon ve 0 ,30, 60 derece pronasyon açıları dışında istatistiksel olarak farklı olduğunu gördük. Yüklenme artışının temel olarak iki sebebi olabileceği düşünülebilir. Birincisi eklem hattı restorasyonundaki yetersizlik ve protezlerin yüksekte yerleştirilmiş olması, ikincisi ise kullanılan metal protezlerin orijinal radius başına göre daha sert olması ve buna bağlı olarak kapitellar yüzeye daha fazla yük iletmesi olarak düşünülebilir. Gupta ve ark.'nın 1997 de yapmış olduğu çalışma silikon protezlerin yetersizliğini göstermekte ve de UHMWPE başlı radius başı protezlerinin rekonstrüksiyon için daha iyi bir seçenek olduğunu belirtmektedir. Bu çalışmada değinilen bir diğer nokta ise metalin sertliği nedeni ile metal başlı protezler ile uzun dönemde radiokapitellar alanda aşınmaların olabileceğidir [44]. Çalışmamızda radius başı kesimi belli standart noktalar üzerinden yapıldığı için protezlerin yüksekte yerleştirilmesi gibi bir olasılık en aza

indirilmeye çalışılmıştır. Bu sebepten dolayı, metal protezin radiokapitellar bölgeye daha fazla yüklenme oluşturduğunu düşünmekteyiz.

Monopolar protezler ile karşılaşılan sorunlar nedeni ile son zamanlarda kullanıma bipolar tasarımlar sunulmuştur. Bu protezlerin geliştirilmesindeki temel amaç, protez başında oluşan fazladan hareket sayesinde implant-kemik yüzeyinde stresin azaltılmasıdır. Bu sayede kapitellar erozyon ve implant gevşemesi gibi problemlerin daha az oluşacağı öngörülmektedir [3, 16, 27]. Ancak bipolar protez tasarımları ile yeterli dirsek eklemi stabilitesinin sağlanamayacağı da düşünülmektedir. Bu soruna cevaben Pomianowski'nin 2001 de yaptığı bir çalışmada, bipolar tasarımlar ile monopolar tasarımlar karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada protez uygulamalarının valgus stabilitesi üzerine olan etkileri değerlendirilmiştir. Sonuç olarak protez uygulanmış dirseklerde valgus stabilitesinin hiçbir protez tasarımı ile ortadan kaldırılamadığı, ancak tasarımlar arasında da belirgin fark olmadığı söylenmektedir. Bu sonuçlara dayanarak ,bipolar tasarımların da en az monopolar tasarımlar kadar stabilize sağlanmasında etkili oldukları belirtilmektedir. Daha önce belirtilen avantajları yanında, stabilize üzerine olan etkileri arasında da fark bulunamamış olması, eklem fonksiyonlarının restorasyonunda bipolar tasarımların umut verici olduğunu düşündürülebilir [16].

Bipolar protez ile yaptığımız ölçümler grup bir ile karşılaştırıldığında ise 0 ve 60 derece supinasyon, 0, 30, 60, ve 120 derece nötral rotasyon değerlerinde fark saptanamadı. Pronasyonda ise ileri fleksiyon açılarında fark varken, pronasyonun diğer açılarında fark saptanamadı. Grup bir ile bipolar protez arasında belirli açılarda fark saptayamamış olmamızın nedeni, protez başının oynar olması ve buna bağlı olarak fizyolojik yüklenme açılarında normale yakın yük transferi yapabilmesi olarak düşünülebilir. Diğer bir olasılık ise, bipolar protezde kullanılan polietilenin protez içinde migrasyonu ve protez yüksekliğinde azalma oluşmasıdır. Bu şekilde transfer edilen yük miktarında azalma olabilir.

Genel olarak baktığımızda monopolar protez, orijinal radius başına oranla kapitellum üzerinde daha fazla yüklenmeye neden olmaktadır. Bipolar protezlerde ise yine protezin fizyolojik yüklerden daha fazla yük transfer ettiği görülmektedir.

İki protez tasarımının, kapitellum eklem yüzüne transfer ettiği yükler açısından karşılaştırdığımızda; bipolar protez tasarımlarında öngörülen avantajları tespit edemedik ve her iki tasarım arasında 0 derece supinasyon açısı dışında istatistiki bir farklılık saptayamadık.

İstatistiksel farklılık saptayamamış olmamızın nedenleri denek sayımızın azlığına bağlanabileceği gibi kurgu yöntemimizden de kaynaklanıyor olabilir. Her ne kadar istatistiksel fark saptayamamış olsak da, bipolar protez tasarımı ile transfer edilen yük miktarlarının monopolar proteze göre daha az olması ve de grup bir ölçümlere daha yakın bulunması , bipolar tasarımların ümit verici olduğunu düşündürebilir.

Çalışmamızda ve protez uygulamalarındaki bir diğer sıkıntı radius yüksekliğinin ayarlanmasında yaşanan güçlüklerdir [31, 47]. Bu problem her ne kadar modülarite ile aşılmaya çalışılsa da, dar bir aralığa protez yerleştirmedeki teknik sıkıntılar yanında, protez yerleştirilmesi esnasında kapitellum kırıldak yüzeyinde hasarlar meydana gelebilmektedir. Radius protezinin alçak veya yüksek yerleştirilmesi nedeni ile eklem sertliği oluşabilmektedir. Aşırı yüklenme veya normalden az yüklenme, eşlik eden ligamentöz yaralanmalar varlığında dirsek eklemi stabilitesinin bozulması ve radiusun kapitellum üzerinde farklı şekilde yol alması görülebilen diğer sorunlardandır. Bu tür problemler sonucunda eklem kinematiklerinde bozulmalar görülebilmektedir [31]. Çalışmamızda, belli noktalar belirleyerek radius başı kesim yüksekliğini standardize etmeye çalıştık.

Her ne kadar protez tasarımları incelenerek orijinal protezlere benzer özelliklere sahip radius başı protezleri yapılmaya çalışılmış olsa da, üretimde ki teknolojik yetersizlikler ve kullanılan materyaller nedeni ile deneylerimizde kullandığımız protezlerden elde ettiğimiz sonuçların evrensel olduğunu iddia etmek yanlış olacaktır. Bu nedenle orijinal protez tasarımları ve eklem aralığının optimum ölçümlerini verecek minyatür yük hücrelerinin kullanımı ile yapılacak çalışmalar daha değerli olacaktır.

Monopolar protezlerde, eklem sertliği, hareket arka genişliğinin yetersizliği, eklem hattı restorasyon güçlükleri ve eklem kinematığının bozulması gibi sorunlar görülebilmektedir. Bipolar protezlerde de benzer sorunlar mevcuttur. Bipolar protezlerde hareketi sağlamak için kullanılan polietilenlerin aşınma ve gevşeme potansiyelleri de bulunmaktadır. Protezlerin uzun dönem klinik sonuçları hakkındaki bilgilerin yetersiz olması göz önüne alınırsa, optimum protez tasarımlarının henüz üretilmemiş olduğu sonucu çıkarılabilir [32]. Protez üretiminde şu ana dek kullanılmış materyaller ile , doğal dirsek eklemi fonksiyonlarının yeterince karşılanamamış olması protez üretiminde farklı materyal ve tekniklerin kullanılması gerekliliğini göstermektedir. İleride yapılacak tasarımlarda doğal kemik ve eklem özelliklerine yakın materyallerin kullanılması, dirsek eklem kinematiklerinin

daha fazla incelenerek protez tasarımlarının geliştirilmesi, protez uygulamaları sonrasında daha az problemle karşılaşmasını sağlayabilir.

Daha önce belirtildiği gibi, orijinal protezlerin çalışmada kullanılmamış olması, yüklenme miktarının 100 Newton ile sınırlı tutulması, denek sayısının az olması ve indirekt yük ölçümlerinin yapılması çalışmamızdaki eksik yönler olarak sıralanabilir.

Sonuç olarak her iki protez tasarımının orijinal radius başının fizyolojik özelliklerini karşılayamadıkları çalışmamızda gösterilmiştir. Bipolar protezin, orijinal radius başına yakın yüklenmeler sağladığı tespit edilmiş olsa bile iki protez tasarımı arasında kapitellum üzerine binen yükler yönünden belirgin bir farklılık yoktur.

8 SONUC ve ÖNERİLER

1. Her iki protez tasarımında da radiokapitellar ekleme fizyolojik yüklerden daha fazla yük transfer edildiği görülmüştür.
2. Bipolar protez ile fizyolojik yüklenmelere daha yakın yükler elde edilmiştir.
3. Her iki radius başı protez tasarımı da orijinal radius başını taklit edememektedir, her iki protez arasında kapitellum üzerine binen yükler açısından fark bulunamamıştır.
4. İleride yapılacak çalışmalarda orijinal tasarımların kullanılması ve önkol yüklenme testlerinde standart bir yöntemin belirlenmesi gerekmektedir.
5. Önkol hareketlerinin taklidinde, kasların oluşturduğu vektörel kuvvetler ile dinamik yöntemlerin uygulanması, ölçümlerin daha sağlıklı yapılabilmesini sağlayacaktır.
6. Fizyolojik yüklenmelerin taklidinde kullanılan kompresif yüklerin standardizasyonu gerekmektedir.
7. Yüklerin ölçümünde minyatür yük hücrelerini kullanılması hata payı olasılığını azaltacaktır.
8. İleride yapılacak çalışmalarda denek sayısının artırılması ve fizyolojiye daha yakın değerlerin elde edilebilmesi için taze kadavra kullanılması daha uygun olacaktır.
9. Radius başı protezinin, proksimal radioulnar ekleme etkisi de incelenmelidir.
10. Bipolar tasarımların uzun dönem etkilerinin değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.
11. Protez üretiminde, kemik özelliklerine daha yakın özellikleri olan materyallerin incelenmesi gerekliliği vardır

9 KAYNAKLAR:

1. L.Moore, K., *Clinically Oriented Anatomy*. 3rd edition ed. 1992: williams and wilkins. 917.
2. Beredjiklian, P.K., et al., *Prosthetic radial head components and proximal radial morphology: a mismatch*. J Shoulder Elbow Surg, 1999. **8**(5): p. 471-5.
3. Swieszkowski, W., et al., *The anatomic features of the radial head and their implication for prosthesis design*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. **16**(10): p. 880-7.
4. van Riet, R.P., et al., *The noncircular shape of the radial head*. J Hand Surg [Am], 2003. **28**(6): p. 972-8.
5. Roidis, N., et al., *A radiographic study of proximal radius anatomy with implications in radial head replacement*. J Shoulder Elbow Surg, 2003. **12**(4): p. 380-4.
6. van Riet, R.P., et al., *The effect of the orientation of the noncircular radial head on elbow kinematics*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2004. **19**(6): p. 595-9.
7. Popovic, N., et al., *A comparative study between proximal radial morphology and the floating radial head prosthesis*. J Shoulder Elbow Surg, 2005. **14**(4): p. 433-40.
8. Alcid, J.G., C.S. Ahmad, and T.Q. Lee, *Elbow anatomy and structural biomechanics*. Clin Sports Med, 2004. **23**(4): p. 503-17, vii.
9. Fornalski, S., R. Gupta, and T.Q. Lee, *Anatomy and biomechanics of the elbow joint*. Tech Hand Up Extrem Surg, 2003. **7**(4): p. 168-78.
10. Johnson, J.A., et al., *Kinematics and stability of the fractured and implant-reconstructed radial head*. J Shoulder Elbow Surg, 2005. **14**(1 Suppl S): p. 195S-201S.
11. Morrey B.F., A.K.N., Stormont T.J., *Force transmission through the radial head* Journal of Bone and Joint Surgery, 1988. **70 A**(2): p. 250-256.
12. Amis, A.A., D. Dowson, and V. Wright, *Analysis of elbow forces due to high-speed forearm movements*. J Biomech, 1980. **13**(10): p. 825-31.
13. Amis, A.A., D. Dowson, and V. Wright, *Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions*. J Biomech, 1980. **13**(9): p. 765-75.
14. Pfaeffle, H.J., et al., *Reconstruction of the interosseous ligament unloads metallic radial head arthroplasty and the distal ulna in cadavers*. J Hand Surg [Am], 2006. **31**(2): p. 269-78.
15. Tejwani, S.G., K.L. Markolf, and P. Benhaim, *Graft reconstruction of the interosseous membrane in conjunction with metallic radial head replacement: a cadaveric study*. J Hand Surg [Am], 2005. **30**(2): p. 335-42.
16. Pomianowski, S., et al., *Contribution of monoblock and bipolar radial head prostheses to valgus stability of the elbow*. J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(12): p. 1829-34.
17. Jensen, S.L., B.S. Olsen, and J.O. Sojbjerg, *Elbow joint kinematics after excision of the radial head*. J Shoulder Elbow Surg, 1999. **8**(3): p. 238-41.
18. Jensen, S.L., et al., *Laxity of the elbow after experimental excision of the radial head and division of the medial collateral ligament. Efficacy of ligament repair and radial head prosthetic replacement: a cadaver study*. J Bone Joint Surg Br, 2003. **85**(7): p. 1006-10.
19. Beingessner, D.M., et al., *The effect of radial head excision and arthroplasty on elbow kinematics and stability*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(8): p. 1730-9.

20. Jensen, S.L., et al., *Elbow joint laxity after experimental radial head excision and lateral collateral ligament rupture: efficacy of prosthetic replacement and ligament repair.* J Shoulder Elbow Surg, 2005. **14**(1): p. 78-84.
21. Schneeberger, A.G., M.M. Sadowski, and H.A. Jacob, *Coronoid process and radial head as posterolateral rotatory stabilizers of the elbow.* J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(5): p. 975-82.
22. Tomaino, M.M., et al., *Reconstruction of the interosseous ligament of the forearm reduces load on the radial head in cadavers.* J Hand Surg [Br], 2003. **28**(3): p. 267-70.
23. Amis, A.A. and J.H. Miller, *The mechanisms of elbow fractures: an investigation using impact tests in vitro.* Injury, 1995. **26**(3): p. 163-8.
24. Campbell, W.C., *Campbell's operative orthopaedics.* 10th edition ed, ed. S.T. Canale. Vol. 3. 2003: Mosby. 3035.
25. Santoro, A.E.C.A.D.M.V.M., *The nonarticulating portion of the radial head: Anatomic and clinical correlations for internal fixation.* The Journal of Hand Surgery, 1998. **23A**(6): p. 1082.
26. Calfee, R., I. Madom, and A.P. Weiss, *Radial head arthroplasty.* J Hand Surg [Am], 2006. **31**(2): p. 314-21.
27. Skalski, K., et al., *Radial head prosthesis with a mobile head.* J Shoulder Elbow Surg, 2004. **13**(1): p. 78-85.
28. Wick, M.L., A.; Müller, E. J.; Hahn, M. P.; Muhr, G., *Prosthetic replacement of the head of the radius: Which clinical results are to expect?* journal of orthopaedic trauma, 1999. **13**(3): p. 230.
29. Harrington, I.J., et al., *The functional outcome with metallic radial head implants in the treatment of unstable elbow fractures: a long-term review.* J Trauma, 2001. **50**(1): p. 46-52.
30. Liew, V.S., et al., *The effect of metallic radial head arthroplasty on radiocapitellar joint contact area.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003. **18**(2): p. 115-8.
31. Van Glabbeek, F., et al., *Detrimental effects of overstuffing or understuffing with a radial head replacement in the medial collateral-ligament deficient elbow.* J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(12): p. 2629-35.
32. Van Riet, R.P., et al., *Capitellar erosion caused by a metal radial head prosthesis. A case report.* J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(5): p. 1061-4.
33. Tolga, K., *Lomber, Lumbosakral, İliolumbosakral Fiksasyonların Pelviste oluşturduğu gerilim Dağılımının Karşılaştırılması*, in *Ortopedi ve Travmatoloji.* 2006, Dokuz Eylül Üniversitesi: İzmir.
34. Ansel C. Ugural , F., *Advanced Strength and applied elasticity* 3rd edition ed. 1995.
35. Ertan, S., *FRAGMANLAR ARASINDA KOMPRESYON YAPAN YENİ TASARIMLANAN VİDANIN BİYOMEKANİK DEĞERLENDİRİLMESİ VE DİĞER VİDALARLA KARŞILAŞTIRILMASI*, in *Ortopedi ve travmatoloji.* 2006, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi: İzmir.
36. van Riet, R.P., et al., *The effect of the orientation of the radial head on the kinematics of the ulnohumeral joint and force transmission through the radiocapitellar joint.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006. **21**(6): p. 554-9.
37. Lockard, M., *Clinical biomechanics of the elbow.* J Hand Ther, 2006. **19**(2): p. 72-80.
38. Palmer, A.K. and F.W. Werner, *Biomechanics of the distal radioulnar joint.* Clin Orthop Relat Res, 1984(187): p. 26-35.
39. Markolf, K.L., et al., *Radioulnar load-sharing in the forearm. A study in cadavera.* J Bone Joint Surg Am, 1998. **80**(6): p. 879-88.

40. af Ekenstam, F.W., A.K. Palmer, and R.R. Glisson, *The load on the radius and ulna in different positions of the wrist and forearm. A cadaver study.* Acta Orthop Scand, 1984. **55**(3): p. 363-5.
41. Shepard, M.F., K.L. Markolf, and A.M. Dunbar, *Effects of radial head excision and distal radial shortening on load-sharing in cadaver forearms.* J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(1): p. 92-100.
42. Ofuchi, S., et al., *Pressure distribution in the humeroradial joint and force transmission to the capitellum during rotation of the forearm: effects of the Sauve-Kapandji procedure and incision of the interosseous membrane.* J Orthop Sci, 2001. **6**(1): p. 33-8.
43. Halls, A.A. and A. Travill, *Transmission of Pressures across the Elbow Joint.* Anat Rec, 1964. **150**: p. 243-7.
44. Gupta, G.G., G. Lucas, and D.L. Hahn, *Biomechanical and computer analysis of radial head prostheses.* J Shoulder Elbow Surg, 1997. **6**(1): p. 37-48.
45. Markolf, K.L., et al., *Load-sharing at the wrist following radial head replacement with a metal implant. A cadaveric study.* J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(5): p. 1023-30.
46. Gordon, K.D., et al., *Design and implementation of an instrumented ulnar head prosthesis to measure loads in vitro.* J Biomech, 2006. **39**(7): p. 1335-41.
47. Van Glabbeek, F., et al., *The kinematic importance of radial neck length in radial head replacement.* Med Eng Phys, 2005. **27**(4): p. 336-42.

10. EKLER

10.1 Ölçümlerden elde edilen gerilim ve Newton değerleri:

Grup 1 : 100 Newton aksiel yüklenmede supinasyonda yük hücresi (load cell) kullamlarak radius başı çıkartılmadan elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	149,804	177,3697	164,1013	108,0046	93,91486
2. kadavra	166,9731	191,2518	182,4863	113,7585	93,6376
3. kadavra	144,5545	172,3514	159,3142	117,2007	99,66569
4. kadavra	164,5752	194,2865	175,0114	134,0644	90,68627
5. kadavra	132,5632	154,2077	150,5498	129,5039	103,7557
6. kadavra	105,8737	144,5035	139,0863	127,4725	92,53783
Ortalama	144,0573	172,3284	161,7582	121,6674	95,69966

Grup 1: 100 Newton aksiel yüklenmede supinasyonda yük hücresi (load cell) gerilim-newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	55,82281	72,52518	64,33815	40,57051	38,10404
2. kadavra	66,13035	80,04245	75,48805	41,80173	38,05895
3. kadavra	53,02544	69,47687	61,38425	42,63912	39,05356
4. kadavra	64,63336	81,42828	71,10614	48,19015	37,57843
5. kadavra	47,58660	58,33148	56,23812	46,42580	39,76746
6. kadavra	40,15840	52,99941	50,37199	45,70558	37,88015
Ortalama	54,56	69,13	63,15	44,22	38,40

Grup 1: 100 Newton aksiyel yüklenmede nötral rotasyonda yk hcreci (load cell) kullanılarak elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	134,8518	166,1061	157,9652	136,4991	85,90693
2. kadavra	158,749	192,7615	181,833	134,1641	112,0948
3. kadavra	138,4603	185,5512	171,8284	134,2432	112
4. kadavra	153,2686	189,5818	170,5616	127,7693	106,1096
5. kadavra	105,6279	148,3139	137,3071	120,0375	100,9715
6. kadavra	96,54015	141,256	138,5785	126,1269	103,6002
Ortalama	131,2496	170,5951	159,679	129,8067	103,4472

Grup 1: 100 Newton aksiyel yüklenmede nötral rotasyonda gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	48,51569	65,5887	60,56557	49,21674	36,78354
2. kadavra	61,04032	80,74524	75,12023	48,23102	41,42577
3. kadavra	50,08643	77,1654	69,15378	48,26353	41,40487
4. kadavra	57,78561	79,23514	68,36838	45,80833	40,20304
5. kadavra	40,11214	55,00578	49,57045	43,39593	39,27659
6. kadavra	38,53286	51,39112	50,14006	45,25025	39,7394
Ortalama	49,34	68,18	62,15	46,69	39,80

Grup 1: 100 Newton aksiyel yüklenmede pronasyonda yük hücresi (load cell) kullanılarak elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	154,2247	185,4973	153,0751	119,6328	100,2759
2. kadavra	175,5883	205,4878	191,5411	144,6695	103,7111
3. kadavra	172,8446	204,245	190,7905	138,2507	94,81166
4. kadavra	192,9378	229,197	203,8265	149,9041	114,4246
5. kadavra	135,7249	150,5457	141,651	137,2634	109,276
6. kadavra	116,5043	146,8784	132,6386	124,8249	106,3814
Ortalama	157,9708	186,9752	168,9205	135,7576	104,8134

Grup 1: 100 Newton aksiyel yüklenmede pronasyonda yük hücresi (load cell) gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	58,34142	77,13663	57,67383	43,28403	39,15729
2. kadavra	71,45577	85,58742	80,17914	53,08421	39,7594
3. kadavra	69,78082	85,19965	79,82254	49,99168	38,25005
4. kadavra	80,8256	90,88276	85,0651	55,87831	41,95731
5. kadavra	48,8839	56,23582	51,5815	49,55115	40,82667
6. kadavra	42,46283	54,23549	47,61638	44,82584	40,25476
Ortalama	61,95	74,87	66,98	49,43	40,03

Grup 2: 100 Newton aksiyel yüklenmede supinasyonda modüler monopolar protez ile elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	139,1088	221,3171	184,6327	132,2309	114,1578
2. kadavra	137,1541	222,1019	180,7906	123,3207	107,0946
3. kadavra	179,4359	236,8122	202,3882	160,1531	148,297
4. kadavra	126,6541	212,4618	168,7402	118,4536	108,4066
5. kadavra	159,8413	225,3996	164,7938	127,5196	116,8418
6. kadavra	119,9708	160,0281	147,9164	114,9054	102,9138
Ortalama	143,6942	213,0201	174,877	129,4306	116,2853

Grup 2: 100 Newton aksiyel yüklenmede supinasyonda modüler monopolar protez gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	68,3007	86,4225	81,3739	65,30477	56,6384
2. kadavra	67,47325	86,51305	80,67645	61,12921	53,16712
3. kadavra	80,41748	88,08419	84,06892	75,79455	71,90236
4. kadavra	62,7227	85,36364	78,09037	58,75658	53,80722
5. kadavra	75,70318	86,88717	77,08699	63,13093	57,96321
6. kadavra	59,50061	75,75799	71,76309	57,00763	51,15401
Ortalama	69,01	84,83	78,84	63,52	57,43

Grup 2: 100 Newton aksiyel yüklenmede nötral rotasyonda modüler monopolar protez ile elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	131,0153	217,2953	160,0281	126,4792	110,2588
2. kadavra	130,1125	208,9426	158,9945	120,9266	102,8834
3. kadavra	161,0194	216,2059	197,9596	169,068	141,8732
4. kadavra	117,0011	173,7678	145,0078	108,3744	95,06445
5. kadavra	124,2145	189,1699	150,5432	129,7815	115,7411
6. kadavra	113,6893	155,2417	133,9888	114,0175	94,04786
Ortalama	129,5087	193,4372	157,7537	128,1079	109,9781

Grup 2: 100 Newton aksiyel yüklenmede nötral rotasyonda modüler monopolar protez gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	64,75233	85,94993	75,75799	62,63991	54,71561
2. kadavra	64,33808	84,92361	75,45209	59,96753	51,13956
3. kadavra	76,04537	85,81954	83,45851	78,16994	69,4356
4. kadavra	58,04172	79,25082	70,66987	53,79147	47,54114
5. kadavra	61,55951	82,13504	72,70619	64,18538	57,42024
6. kadavra	56,40701	74,28699	66,09221	56,56911	47,09409
Ortalama	63,52	82,06	74,02	62,55	54,55

Grup 2: 100 Newton aksiyel yüklenmede pronasyonda modüler monopolar protez ile elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	136,0037	227,5989	203,7529	148,6607	117,6435
2. kadavra	142,3938	224,2432	185,4757	128,0625	112,1784
3. kadavra	199,7298	242,4113	187,5233	170,6261	150,8145
4. kadavra	140,684	212,4176	176,0092	143,2524	120,1041
5. kadavra	160,9006	218,9321	188,0086	144,925	136,0414
6. kadavra	146,0796	164,9462	153,0523	124,2387	108,7256
Ortalama	154,2986	215,0916	182,3037	143,2942	124,2513

Grup 2: 100 Newton aksiyel yüklenmede pronasyonda modüler monopolar protez gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	66,97703	87,13052	84,25118	72,03461	58,35814
2. kadavra	69,64453	86,75718	81,52012	63,3857	55,6616
3. kadavra	83,70623	88,59806	81,86595	78,54053	72,80118
4. kadavra	68,95258	85,35818	79,72898	69,9857	59,56582
5. kadavra	76,01124	86,14395	81,94606	70,63801	66,9934
6. kadavra	71,07864	77,12733	73,56735	61,57113	53,96331
Ortalama	72,72	85,18	80,47	69,35	61,22

Grup 3: 100 Newton aksiyel yüklenmede supinasyonda modüler bipolar protez ile elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	116,0657	204,0374	176,7067	123,6285	103,1177
2. kadavra	101,5135	197,3955	162,693	107,2007	93,53609
3. kadavra	166,8173	215,8269	210,716	133,1465	108,5691
4. kadavra	116,4989	194,1732	141,0789	112,371	100,1162
5. kadavra	114,8358	174,9171	137,5691	109,9147	108,8485
6. kadavra	116,0399	145,9692	108,4066	136,0588	98,28148
Ortalama	121,9619	188,7199	156,1951	120,3867	102,0782

Grup 3: 100 Newton aksiyel yüklenmede supinasyonda modüler bipolar protez gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	57,58043	84,28887	79,87318	61,27762	51,25105
2. kadavra	50,49132	83,37843	76,51741	53,21876	46,87112
3. kadavra	77,61209	85,77394	85,14682	65,71665	53,88671
4. kadavra	57,79414	82,90931	69,11386	55,75619	49,83708
5. kadavra	56,97326	79,49887	67,6506	54,5465	54,02349
6. kadavra	57,5677	71,03685	67,00095	53,80722	48,98987
Ortalama	59,6698	81,1477	74,2171	57,3872	50,8099

Grup 3: 100 Newton aksiyel yüklenmede nötral rotasyonda modüler bipolar protez ile elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	98,06121	189,0589	121,9887	112,361	82,86887
2. kadavra	95,35198	187,4973	131,4201	118,8276	86,55201
3. kadavra	132,8796	211,885	160,8975	150,4261	115,7897
4. kadavra	85,86763	154,445	132,1864	102,4158	63,24555
5. kadavra	104,4462	153,9001	130,6111	120,1041	96,62815
6. kadavra	126,5741	189,4129	152,5623	144,0555	94,93682
Ortalama	107,1968	181,0332	138,2777	124,6984	90,00352

Grup 3: 100 Newton aksiyel yüklenmede nötral rotasyonda modüler bipolar protez gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	48,88913	82,11714	60,48439	55,75125	42,58332
2. kadavra	47,66856	81,861164	64,93699	58,94028	43,98162
3. kadavra	65,59697	85,29231	76,01035	72,66505	57,44423
4. kadavra	43,71495	74,02854	65,28466	50,91757	36,60726
5. kadavra	51,88642	73,84952	64,56727	59,56582	48,23912
6. kadavra	62,68484	82,17411	73,40223	70,30096	47,48472
Ortalama	53,4068	79,8871	67,4476	61,3568	46,0567

Grup 3: 100 Newton aksiyel yüklenmede pronasyonda modüler bipolar protez ile elde edilen maksimum gerilim (ϵ_{max}) değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	121,8031	209,168	183,2075	127,1417	109,4578
2. kadavra	122,1024	210,5232	169,556	110,9471	99,41454
3. kadavra	184,3509	228,1403	191,6038	169,9559	125,1129
4. kadavra	130,0807	199,2486	137,2771	118,6307	117,0267
5. kadavra	123,5476	204,7071	128,8846	117,5925	94,78001
6. kadavra	100,1798	166,3889	157,5436	133,1465	123,1097
Ortalama	130,3441	203,0293	161,3454	129,5691	111,4836

Grup 3: 100 Newton aksiyel yüklenmede pronasyonda modüler bipolar protez gerilim-Newton eğrisi ile elde edilen Newton değerleri

Fleksiyon açısı	0 derece	30 derece	60 derece	90 derece	120 derece
1.kadavra	60,39423	84,95215	81,12129	62,95299	54,32218
2. kadavra	60,53959	85,1227	78,28736	55,05428	49,51142
3. kadavra	81,3245	87,18961	82,51934	78,38266	61,98988
4. kadavra	64,32342	83,63942	67,52591	58,84359	58,05434
5. kadavra	61,23864	84,37718	63,76951	58,33303	47,41551
6. kadavra	49,8667	77,50281	75,01182	65,71665	61,02734
Ortalama	62,9478	83,7973	74,7059	63,2139	55,3868

10.2 Etik Kurul Raporu



T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU
Tarih ve Sayı: 29.06.2006/158

Etik Kurul Üyeleri

Prof.Dr.Taner ÇAMSARI
Prof.Dr.Cem Şeref BEDİZ
Prof.Dr.Uğur MÜNGAN
Prof.Dr.Hüray İŞLEKEL
Prof.Dr.Özgül SAĞOL
Prof.Dr.Görsev YENER
Doç. Dr. Arzu SAYINER
Doç. Dr. Mustafa SEÇİL
d. Doç. Dr. Cenk ERDAL
Yunus KARSLI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Etik Kurulumuzun 29 Haziran 2006 tarih ve 02/13/06 no.lu toplantısında 13 Protokol numaralı Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Araştırma Görevlilerinden Dr.Mehmet Ozan AŞIK'ın sorumlu olduğu, "Rekonstrüktif edilmeyen radius başı kırıklarında uygulanan farklı tipteki radius baş protezlerinin kapitellum eklemi üzerine olan etkilerinin insan kadavre dirseklerinde karşılaştırılması" isimli projenin uygulanmasında etik açıdan sakınca yoktur.

Oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.

Prof.Dr.Taner ÇAMSARI
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları
Etik Kurulu Başkanı

Etik Kurul Sekreteri
Hatice İGCI

Tel: 0232 412 22 54

10.4 Strain Gauge Teknik Özellikleri

Main Test Materials	Metal, Glass Ceramics	Materials Backing	Epoxy
Operating Temperature	-20 to +80°C	Materials Element	Cu-Ni alloy foil
Compensation range	+10 to +80°C	Strain limit	3% (30000×10 ⁻⁶)
Bonding adhesive	CN,P-2,EB-2	Fatigue life at room temp.	1×10 ⁶ (±1500×10 ⁻⁶)

0.08mm2PVC Leadwire pre-attached

Total resistance per meter : 0.44(Ω)



FRA-5-11-1L



FRA-5-11-3LT

Type	Gauge length (mm)	Gauge width (mm)	Backing (mm)	Resistance (Ω)	Lead wire pre-attached	Type name of lead wire preattached
FRA-1-11 FRA-1-17 FRA-1-23	1	0.7	ø4.5	120	Paralleled 1m Paralleled 3m Paralleled 5m 3-wire 3m 3-wire 5m	-1L -3L -5L -3LT -5LT
FRA-2-11 FRA-2-17 FRA-2-23	2	0.9	ø7	120	Paralleled 1m Paralleled 3m Paralleled 5m 3-wire 3m 3-wire 5m	-1L -3L -5L -3LT -5LT
FRA-3-11 FRA-3-17 FRA-3-23	3	1.7	ø11	120	Paralleled 1m Paralleled 3m Paralleled 5m 3-wire 3m 3-wire 5m	-1L -3L -5L -3LT -5LT
FRA-5-11 FRA-5-17 FRA-5-23	5	1.9	ø12	120	Paralleled 1m Paralleled 3m Paralleled 5m 3-wire 3m 3-wire 5m	-1L -3L -5L -3LT -5LT

10.4 Üretimi yapılan protezlerin teknik çizimleri

