

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**Osteokondral Defektlerde Defekt Çapının Eklem Yük ve
Basınç Dağılımı Üzerine Etkileri**
Biyomekanik Deneysel Çalışma

(UZMANLIK TEZİ)

Dr. Göksel Dikmen

Tez Danışmanı: Doç.Dr. Önder İsmet Kılıçoğlu

İSTANBUL

2012

ÖNSÖZ

İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalındaki uzmanlık eğitimim boyunca sevgi, ilgi ve yol göstericiliklerini hiçbir zaman esirgemeyen, yetişmemde büyük emek sahibi olan değerli hocalarım ve ağabeylerime, özverili çalışmalarından ödün vermeden, bana sürekli destek olan asistan arkadaşlarıma, gerek ameliyathanede gerekse servislerde birlikte çalışma keyfine eriştiğim sevgili hemşirelerimize ve personelimize, sekreterlerimize ve kliniğimizin diğer tüm çalışanlarına Anabilim Dalı başkanımız değerli hocam sayın Prof. Dr. Önder Yazıcıoğlu şahsında ayrı ayrı teşekkürlerimi sunarım.

Anabilim Başkanımız sayın Prof.Dr. Önder Yazıcıoğlu hocamızın artroplasti konusunda bize kattıkları dışında sosyal yaşantısında da bizlerle tecrübelerini her fırsatta paylaşması ve bizimle zaman geçirmesinden dolayı kendisine ayrıca teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım esnasında benden bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, kendisinin bilimsel ve disiplinli çalışmasını asistanlığım süresince örnek aldığım, gereklilik hissettiğim her konuda bana yardımcı olmaktan geri durmayan ağabeyim ve tez hocam Doç. Dr.Önder İsmet Kılıçoğlu'na ayrıca teşekkür ederim.

Bu kuruma adımımı attığım ilk andan itibaren bana İstanbul Tıp Fakültesi ve ortopedi camiasına ait olmanın ne demek olduğunu gösteren, bilimsel anlamda sonuna kadar benden desteklerini esirgemeyen ve artroskopi sevdasını bizlere aşılayan sayın Prof.Dr. Mehmet Aşık hocama sonsuz teşekkürler.

Asistanlığım süresince bana her konuda çok emek sarf eden, bilimsel anlamda sonsuz destek sağlayan ve eksternal fiksator konusunda bilgilerini bizlere aktaran sayın hocalarım Prof.Dr. Mehmet Çakmak, Prof. Dr. Mehmet Kocaoğlu ve Prof.Dr. Levent Eralp'e ayrıca teşekkür ederim.

Sonsuz desteği ile bana klinikte her zaman aile sıcaklığını yaşatan ağabeylerim Doç.Dr. Ata Can Atalar ve Op. Dr. Fatih Dikici teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmalarımda bana yardımcı olan İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Mukavemet ve Biyomekanik Laboratuvarında tezimin biyomekanik testlerini yürüten Dr. Ergün Bozdağ, Dr. Emin Sünbuloğlu ve araştırma görevlisi Meral Tuna ile Buğra Bekler'e, dana dizi anatomisinde bilgilerini ve kaynaklarını benden esirgemeyen İstanbul Üniversitesi

Veterinerlik Fakóltesinden Anatomi Anabilim'dan sayın hocam Prof. Dr. Hasan Alpak'a teŖekkürlerimi sunarım.

Son olarak hayatım boyunca bana her türlü desteği veren ailem ve sevgili eŖim Demet Tığlı Dikmen'e sonsuz teŖekkürler.

Dr.Göksel Dikmen

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	1-2
I. GİRİŞ ve TARİHÇE.....	3
II. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Eklem Anatomisi, Tipleri ve Fonksiyonları.....	6
2.2 Dana Diz Eklemi Anatomisi ve Fonksiyonu.....	11
2.3 Eklem Kıkırdığının Yapısı ve Biyolojisi.....	14
2.3.1. Normal Kıkırdak Dokusunun Metabolizması.....	15
2.3.1 Travmaya Kıkırdak Dokusunun Cevabı.....	16
2.4 Eklem Kıkırdığı Biyomekaniği.....	20
2.5 Diz Eklemi Kıkırdak Lezyonlarında Değerlendirme ve Sınıflama.....	24
2.5.1. Hasta Değerlendirmesi.....	25
2.5.2 Kıkırdak Lezyonlarında Sınıflama	27
2.6 Kıkırdak Lezyonlarında Tedavi Seçenekleri.....	31
2.6.1. Konservatif Tedavi.....	33
2.6.2 Cerrahi Tedavi.....	37
1. Kıkırdak ve Subkondral Kemik Doğal İyileşme Kapasitesinin Arttırılması.....	37
2. Hücre, Doku veya Sentetik Materyel İmplantasyonu.....	40
3. Defekte Osteokondral Greft veya Transplant yerleştirilmesi.....	44
III. AMAÇLAR.....	50
IV. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	52
4.1 Ön Deneyler ve Ana Deney Düzenliğinin Seçilmesi.....	52
4.2 Deney Grupları ve Biyomekanik Deney için Örneklerin Hazırlanması.....	55
4.3 Farklı Çapta Osteokondral Defektlerin Oluşturulması.....	56
4.4 Mekanik Test Sistemi ve Yükleme Seçeneklerinin Değerlendirilmesi.....	58
4.5 Tekscan Kontak Stres Ölçüm Sistemi.....	59
4.6 Veri Analizi.....	63
4.6.1 I-SCAN (Tekscan) Temas Yüzeyi Basınçlarının Ölçülmesi.....	65
4.6.2 MATLAB Yazılım Programı ile Temas Yüzeyi Basınçlarının Ölçülmesi.....	67

4.7 Medial Kondil Anatomik Özelliklerinin ve Defekt Açısının Değerlendirilmesi	69
4.7.1 Bilgisayarlı Tomografi ile Deneklerin 3 Boyutlu Modelinin Elde Edilmesi.....	69
4.7.2 Polyworks Yazılım Programı ile Medial Kondil Kurvatur Radiuslarının ve Defekt Açısının Hesaplanması.....	72
4.8 İstatistik Analiz.....	78
V. SONUÇLAR	
5.1 Defekt Çapına göre Maksimum Basınç Değişimi.....	79
5.2 Defekt Çapına göre Maksimum Basıncının Defekt merkezine Uzaklığının Değerlendirilmesi.....	81
5.3 Defekt Çapına göre Defekt Kenar Stres Basıncının Değişimi.....	82
5.4 Defekt Açısına (α) göre Maksimum Basınç Değişimi.....	84
5.5 Defekt Açısına göre Maksimum Basıncının Defekt Merkezine Uzaklığının Değerlendirilmesi.....	86
5.6 Defekt Açısına göre Defekt Kenar Stres Basıncının Değişimi.....	88
5.7 Anatomik Radiuslara göre Maksimum Basınç Değişimi.....	90
VI. TARTIŞMA	
6.1 Deney Modeli ve Yöntemi.....	93
6.2 Defekt çapı ve Kontak Stres Değişimlerinin Kıkırdak Lezyonlarındaki Yeri...	94
6.3 Lokal Kontak Anatomisinin Kıkırdak Lezyonlarındaki Yeri.....	99
6.4 Deneysel Çalışmadaki Kısıtlayıcı Faktörler.....	102
VII. SONUÇ	103
VIII. KAYNAKLAR.....	104
IX. Ekler..	
EK-1:Etik Kurul Oynayı.....	109
X. Özgeçmiş ve İletişim Bilgileri.....	110-115

ŞEKİLLER

Şekil 1: Sinovyal eklemin (diartroz) temel yapısı.....	6
Şekil 2: Sinovyal Eklem tipleri.....	8
Şekil 3: Konveks-Konkav ve uyumlu-uyumsuz Sinovyal eklemlerin şematize edilmesi.....	10
Şekil 4: Diz ekleminde menisküs , omuz ve kalça ekleminde labrumun eklem uyumuna ve yük dağılımını etkileri.....	10
Şekil 5: Kraniomedial ve kaudalateral yönden dana diz eklemi.....	11
Şekil 6: Dana dizi anteriordan ve posteriordan şematize edilmesi ile menisküs ve intraartiküler ligamanlar ve ekstraartiküler ligamanlar.....	12
Şekil 7: Kıkırdak dokusunun morfolojisi.....	15
Şekil 8: Eklem kıkırdağı hasarlanması ve tamir mekanizmalarının şematize edilmesi.....	19
Şekil 9: Başlangıç boyu L olan, kesit alanı A olan prizmatik silindirin F tensil kuvveti altındaki davranışı.....	21
Şekil 10: Kıkırdak materyal özelliklerini ortaya koymak için yapılan kapalı kompresyon düzeneği ve sürekli yükleme altında kıkırdağın zamana bağlı deplasmanı.....	21
Şekil 11: Kompresyon yükü altında tidemarkta oluşan makaslama kuvveti ve Possion oranı etkisi	23
Şekil 12: Konvansiyonel düz grafipleri ile kıkırdak lezyonlarının değerlendirilmesi.....	26
Şekil 13: dGEMRIC MRİ görüntüleri.....	27
Şekil 14: Outerbridge eklem kıkırdağı lezyonları sınıflaması.....	28
Şekil 15: ICRS kıkırdak lezyonları sınıflaması ve ICRS değerlendirme formundaki haritalama yöntemi.....	29

Şekil 16: Bauer ve Jackson femoral kondil kondral lezyonları sınıflaması.....	30
Şekil 17: Erişkin OA tedavisinin düzenlenmesi, NICE Klinik Kılavuzu (Şubat 2008).....	33
Şekil 18: Mikrokırık aletleri ve mikrokırık tekniğinin şematize edilmesi.....	39
Şekil 19: Femur medial kondil osteokondral lezyona uygulanan mikrokırık tekniği artroskopik görüntüsü.....	40
Şekil 20: ACI tekniği şematize edilmesi.....	41
Şekil 21: Operasyon esnasın defektin hazırlanması ve otolog kondrosit implantasyon sonrası periost yama kapatıldıktan sonraki görünümü.....	42
Şekil 22: Üç boyutlu kolajen ağı (matriks) ve MACI cerrahi teknik uygulaması.....	43
Şekil 23: Otolog osteokondral greft transferi (OATS) seti.....	45
Şekil 24: OATS tekniğinde değişik çaplardaki silindirik greftlerin kullanılması.....	46
Şekil 25: OATS klinik uygulaması	46
Şekil 26: Ön deneylerde kullanılan örnekler.....	53
Şekil 27: Lateral kondil uzaklaştırıldığında ÖÇB sağlam deneysel dana dizi modeli.....	54
Şekil 28: Tibia kemik tespitinde kullanılan polyester macun ve femur proksimali kemik tespitinde kullanılan özel yapım vida.....	55
Şekil 29: Femur proksimaline özel yapım vidanın yollanması ve deney düzeneği içerisindeki görüntüsü.....	55
Şekil 30: Medial kondil yük alma yüzeyinde defekt açılacak bölgenin tespiti ve eklem kıkırdığına dik K teli yollanması.....	57
Şekil 31: Defekt açılmasında kullanılan kanüle rigid driller ve aynı nokta üzerinde oluşturulan 8,5, 13 ve 16 mm osteokondral defektler.....	58
Şekil 32: Tekscan K-4000 sensörü.....	60

Şekil 33 ESAM ve Tekscan bilinen yüklerdeki davranışı ile lineer kalibrasyon eğrisi.....	60
Şekil 34: Yükleme cihazının (ESAM) zamana bağlı olarak kuvvet-sinyal grafiği.....	61
Şekil 35: ESAM (yükleme programı), I-Scan programın çalıştığı dizüstü bilgisayar ve her iki programın aynı frekansta sinyal almasını sağlayan dönüştürücü cihaz.....	61
Şekil 36: ESAM yüklenen ve Tekscan alınan kuvvetlerin grafikleri.....	62
Şekil 37: Dana dizi 18- 8,5 mm çaplı delikte sırasıyla 100N, 200N, 300N ve 400 N basma kuvveti etkisinde basınç dağılımının karşılaştırılması.....	63
Şekil 38: Dana 18 300 N kuvvet etkisi altında deliksiz, 7, 8,5, 10, 13, 16 mm çapında defektler açıldıktan oluşan basınç dağılımlarının karşılaştırılması.....	64
Şekil 39: MATLAB yazılımı ile defektle ilgili noktaların belirlenmesi	66
Şekil 40: Deney 20 7 mm defektin 100N, 200N, 300N ve 400N altında MATLAB yazılımıyla I-Scan görüntüleri üzerinde basınç ölçümü.....	67
Şekil 41: Deney 19’da sırası ile 7,8,5,10,13 ve 16 mm defektlerin 400 N altında MATLAB ile I-Scan görüntüleri üzerinden basınç ölçümü.....	68
Şekil 42: Deney 14’ün Mimics yazılımı ile threshold yapıldıktan sonra 3 boyutlu görüntüsünün hesaplanması.....	71
Şekil 43: Polyworks yazılım IMEdit alt bölümünde tibia uzaklaştırıldıktan sonra defekt ve medial kondil merkezinden geçen ilk sagittal düzleme (S1) ve ofsetli ikinci düzlemin oluşturulması (S2).....	73
Şekil 44: IMEdit alt bölümünde S1 düzleme dik olacak şekilde epikondiller çıkıntından geçen ilk koronal düzlemin (C1) ve ofsetli ikinci koronal düzlemin (C2) oluşturulması.....	73
Şekil 45: : IMInspekt alt bölümünde ölçüm yapılabilmesi için medial femur kondilinde oluşturulan sagittal ve koronal düzlemler (S1-3, C1-3) üzerinden oluşturulan kesit ara yüzeylerinin izdüşümleri (Scr1-3 ve Ccr 1-3).....	74

Şekil 46: Poligonal femur modeli uzaklaştırıldıktan sonra 16 mm'lik defekt ile geride kalan sagittal (Scr1-3) ve koronal (Ccr1-3) kesit ara yüzeyleri.....	74
Şekil 47: Deney6, S3 kesit ara yüzünde en uygun çember çizildikten sonra sagittal kurvatur merkezi üzerinden radius ve defekt açısının IMInspekt ölçüm (BASIC Measurement) alt kısmı ile hesaplanması.....	75
Şekil 48: Deney7, C1 kesit ara yüzünde en uygun çember çizildikten sonra koronal kurvatur merkezi üzerinden radius ve defekt açısının IMInspekt ölçüm alt kısmı ile hesaplanması...	76
Şekil 49: Defekt çapına bağlı olarak defekt açısının (α) geriye dönük olarak trigonometrik matematik formülü ile hesaplanması.....	77
Şekil 50: 100N, 200N, 300N ve 400 N kuvvetlerinde defekt çapına göre ortalama maksimum basınç değişimi grafiği.....	79
Şekil 51: 100N, 200N, 300N ve 400 N kuvvetlerinde defekt çapına göre maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ortalamalarının değişim grafiği.....	81
Şekil 52: Defekt çapına bağlı olarak ortalama defekt kenar stresinin değişim grafiği.....	83
Şekil 53: Farklı kuvvetlerde sagittal defekt açısı ve maksimum basınç arasındaki korelasyon grafikleri.....	84
Şekil 54: Farklı kuvvetler altında koronal defekt açısı ile maksimum basınçlar arasındaki korelasyon grafikleri.....	85
Şekil 55: Farklı yükler altında maksimum basıncın defekt merkezinde uzaklaşması ile sagittal defekt açıları arasındaki korelasyon grafikleri.....	86
Şekil 56: Farklı yükler altında maksimum basıncın defekt merkezinde uzaklaşması ile koronal defekt açıları arasındaki korelasyon grafikleri.....	87
Şekil 57: Sagittal defekt açısı değişimine göre defekt çevresi basınç değişimi (defekt rim stres) korelasyon grafikleri.....	88

Şekil 58: Koronal defekt açısı ve defekt kenar stres arasındaki korelasyonu gösteren grafikleri.....	89
Şekil 59: Sagittal ve Koronal anatomik kurvatur radiuslarına göre ortalama maksimum basınçların korelasyon değişim grafikleri.....	90
Şekil 60: Medial ve lateral kondil yüzey ve kurvatur radiusları farklılıkları.....	99

TABLolar

Tablo 1: Outerbridge sınıflaması.....	28
Tablo 2: Modifiye ICRS sınıflaması	28
Tablo 3: OA farmakolojik tedavi önerileri (NICE Klinik Kılavuzu-2008 Şubat).....	34
Tablo 4: Tibiofemoral kompartımandaki kıkırdak tamir teknikleri için tedavi algoritması...	49
Tablo 5: Defekt çapına bağlı ortalama maksimum basınçların değişimi.....	80
Tablo 6: Defekt çapına göre maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklığı.....	82
Tablo 7: Defekt çapına göre ortalama defekt kenar basınç dağılımı.....	83
Tablo 8: Anatomik sagittal ve koronal kurvatur radiusları ile sagittal ve koronal ortalama defekt açıları tablosu	92
Tablo 9: İzole Kıkırdak lezyonların farklı yazarların seçtikleri tedavi yöntemi için seçtikleri kritik defekt çapları.....	95

KISALTMALAR

AP: Anteriorposterior	TGF- β : Transforming büyüme Faktör - β
ML: Medial-lateral	IL-1: İnterlökin 1
ICRS: International Cartilage Repair Society	IGF-1: İnsulin benzeri büyüme faktörü
MPa: Megapascal	TNF: Tümör Nekrosis Faktör
ÖÇB: Ön çapraz bağ	AÇB: Arka çapraz bağ
NSAEİ: Non-steroid anti-enflamatuar İlaçlar	OA: Osteoartrit
COX: Siklooksijenaz	PG:Prostoglandin
GAG: Glukozaminoglikan	ACI: Otolog kondrosit İmplantasyonu
MACI: Matriks destekli ACI	
OATS: Osteokondral Otogreft Transplantasyonu	
α : Alfa (Defekt açısı)	R:Radius
DRS: Defekt kenar stresi	N: Newton

ÖZET

Osteokondral Defektlerde Defekt Çapının Eklem Yük ve Basınç Dağılımı Üzerine Etkileri: Biyomekanik Deneysel Çalışma

Amaçlar: Farklı çaplardaki osteokondral defektlerin, farklı büyüklükteki dizlerde basınç dağılımlarını ve kontakt stres değişimlerini lokal temas yüzeyi anatomisi ve geometrisi ile birlikte değerlendirmeyi amaçladık.

Gereç ve Yöntemler: 26 taze donmuş dana dizi tam ekstansiyonda yükleme cihazına yerleştirildi. Digital elektronik basınç sensörü (K-4000, Tekscan, Boston, Mass.) medial kompartmana yerleştirildi. Her diz 700 N 5 sn aksiyel olarak yüklendi. Dinamik basınç değişimleri ölçüldü. Yükleme medial kondil yük alma yüzeyindeki sirküler osteokondral defektler (7, 8,5, 10, 13 ve 16 mm) üzerinde tekrarlandı. MATLAB (7.12 versiyon, Mathworks®2011) yazılımı kullanılarak maksimum basınç, maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ve defekt kenar stresi basınç değerleri ölçüldü. Dizlere biyomekanik deneyler sonrasında 0,5 mm ince kesitli BT çekildi ve Mimics (v10.0) yazılımı ile 3D modelleri çıkarıldı. Polyworks yazılımı kullanılarak modeller üzerinde anatomik sagittal ve koronal radiuslar ölçüldü ve radius merkezleri tayin edildi ve defekt çapı ile anatomik radius merkezleri ile ilişkilendirilen anatomik kurvaturdaki defekte bağlı kaybı temsil eden defekt açısı ölçüldü. İstatistiksel analizde ANOVA (Bonferroni posthoc analiz) ve Pearson korelasyon testi kullanıldı.

Bulgular: Defekt kenar basınç artışı, 10 mm ve altındaki defektlerde menisküs tarafından tamponlanmaktadır. 10 mm ve üzeri defetlerde maksimum basınç ve maksimum basıncın defekt merkezine uzaklık artışı anlamlı bulundu, fakat 13 mm ve 16 mm arasında anlamlı fark yoktu. Sagittal radius ortalaması 39,14 mm ve koronal radius ortalaması 25,97 mm olarak ölçülmüştür. Ortalama sagittal defekt açısı 15,9 ° (8,94-29,12) ve ortalama koronal defekt açısı 24,75° (11,31-51,41) olarak ölçüldü. Maksimum basınç, defekt kenar stresi ve maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklığı ile sagittal ve koronal defekt açıları arasında orta seviyede anlamlı korelasyon tespit edildi. Sagittal ve koronal radiuslar ile basınç artışları arasında anlamlı korelasyon saptanmadı.

Sonuçlar: Lokal temas yüzeyi geometrisinin basınç dağılımları ve kontakt stres değişimleri üzerinde etkisi vardır. Farklı büyüklükteki dizlerde aynı yükler altında farklı basınçlar oluşabilmektedir ve kritik sınır olarak kabul edilen defekt çapı kişiden kişiye farklılık gösterebilir.

ABSTRACT

Effects of Defects Size on Pressure Distribution and Load Redistribition in the Osteochondral Defects: Experimental Biomechanical Study

Objectives: to evaluate relationship between pressure distributions, contact pressure and local contact surface anatomy and geometry in different size osteochondral defects with different size knees.

Material and Methods: 26 fresh-frozen stifle was mounted at full extension in a materials testing machine. Digital electronic pressure sensor (K-4000, Tekscan, Boston Mass.) was placed in the medial compartment. Each knee was load axially for 700 N 5 second. Dynamic pressure changes were measured. Loadings were repeated over osteochondral defects (7, 8,5, 10, 13 ve 16 mm) in the weightbearing area of the medial condyle. MATLAB (7.12 versiyon, Mathworks®2011) software were used for measurement of the maksimum pressure, defect rim stress and distance to maksimum pressure to the defect center. 0,5 mm thin-section CT were obtained after biomechanical study for converting into 3D models for identification of the anatomical landmarks. Polyworks software were used for measurement of radii of the anatomical sagittal and coronal curves with anatomical centers. We also measured an angle called defect angle representing the loss part in the anatomical curves due to defect. ANOVA (Bonferroni posthoc analysis) and Pearson's correlation test was used for statistical analysis.

Result: Peak pressure and contact stress around the rims of defects 10 mm and smaller size was not demonstrated, and the menisci dominated pressure distribution in this size range. The peak pressure and the distance of the peak pressure to the defect center was significantly increase above 10 mm defect size, but there was no significant differences between 13 and 16 mm. The mean radii of sagittal plane was 39,13 and coronal plane was 25,95. The mean sagittal defect angle was 15,9 ° (8,94-29,12) and the mean coronal defect angle was 24,75° (11,31-51,41). Peak pressure, defect rim stress and distance of the peak pressure to the defect center showed intermediate level correlation between the sagittal and coronal defect angle. There was no correlation between the anatomical radii and pressure distribution.

Conclusion: The local contact surface geometry and anatomy has different effects on contact pressure and pressure distributions. Different pressures may occurred in different size knee under the same loading conditions and critical size for the treatment might be changed patient to patient.

I-GİRİŞ VE TARİHÇE

Kondral ve osteokondral lezyonlar ortopedik cerrahide çok eskiden beri bilinen ve sıkça rastlanan bir sorun olmasına karşın tedavi protokolü halen tartışmalıdır. Sir William Hunter 1743 yılında yaptığı gözlemlerinde parsiyel eklem kıkırdığı yaralanmalarının iyileşme kapasitesinin sınırlı olduğunu fakat subkondral kemiğe ulaşan yaralanmaların bazılarının iyileşme kapasitesi gösterdiğini belirtmiştir¹. Ayrıca kıkırdak tamiri hakkında şöyle bir ifade bulunmuştur: “Hipokrat’tan günümüze kadar tüm dünya şunu kabul eder; ülsere kıkırdak belalı bir şeydir ve hasarlandıktan sonra tamir edilemez.”

Kliniğimizin ve Türkiye’de ortopedi ve travmatolojinin kurucusu olan Ord. Prof. Dr. Akif Şakir Şakar ve Ord. Prof. Dr. Münir Ahmet Sarpyener’in 1943 yılında İstanbul Üniversitesi yayınları altında yazdıkları “Spor: faydaları, zararları ve arızalarının sebep ve onartımı” adlı kitaplarında kıkırdak lezyonları üzerinde durmuşlardır. Kıkırdak lezyonu olan hastaların takılma, atlama gibi başvuru şikâyetleri olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca kondromalazi patella’nın klinik bulgularından olan yokuş yukarı yürürken diz önü ağrısı olmasını “Hasta dağa tırmanırken diz önünde müphem bir ağrı ifşa eder” tabiri ile belirtmişlerdir².

Kıkırdak lezyonlarının tedavisinde geçmişten günümüze uzanan zaman aralığında problemler yaşandığı için yıllar içinde farklı yöntemler ortaya atılmıştır. İlk olarak 1908 yılında Lexer tarafından osteokondral lezyonların allogreft transplantasyonu ile tamiri tanımlanmıştır³. İlk geniş kapsamlı çalışma ise 1985 yılında Gross ve arkadaşları tarafından tedavi edilen 100 hastanın 5 yıllık takiplerinde %75, 10 yıllık takiplerinde %69 iyi veya mükemmel sonuçlar rapor edilmiştir⁴. 1959 yılında Pridie, 62 hastaya artroskopik debridman ardından drilleme yaparak kıkırdak lezyonlarını kemik iliği uyarma yöntemi ile tedavi etmeyi denemiştir. Bu yöntem ile kıkırdak dokusunun fibröz doku benzeri bir dokuyla iyileştiğini bildirmiştir⁵. Kemik iliği stimülasyon tekniği olarak tanımlanan bu yöntem 2001 yılındaki Steadman’ın çalışması ile “Mikrokırık” olarak isimlendirilmiş ve günümüzde de aktif olarak kullanılmaktadır⁶. Otolog osteokondral greft transplantasyonu fikrini ilk olarak 1985’te Yamashita ve arkadaşları ortaya atmıştır⁷. Multiple otolog osteokondral greft transplantasyonu yani mozaikplasti ilk olarak 1994 yılında Hangody tarafından tanımlanmış ve birçok yazar tarafından kullanılmıştır. Hangody ve Füles 10 yıllık süreçte tedavi ettikleri 831 hastada, femur medial kondilinde uyguladıkları mozaikplasti sonuçlarında %92 başarılı bildirmişlerdir⁸. 2000 yılların başında hücre kültürü ve kök hücre çalışmalarının artması

üzerine, Otolog kondrosit implantasyonu tekniği tanımlanmıştır. Geçmiş yıllardan bugüne kadar tanımlanan birçok tedavi yöntemini standart hale getirmek için algoritmalar geliştirilmiştir.

İzole kıkırdak lezyonlarında belirlenen tedavi algortimalarında tedaviyi etkileyen faktör üzerinde durulmuştur. Bu faktörler arasında yaş, ekstremitte dizilimi, eklem stabilitesi, vücut kitle indeksi, hastanın aktivitesi gibi hastaya bağlı faktörler ile lezyonun çapı, lokalizasyonu, derinliği gibi defekte bağlı faktörler bulunmaktadır.⁹ Fakat günümüzde izole kıkırdak lezyonlarına yaklaşımda üzerinde durulan en önemli faktör defektin büyüklüğüdür. Defekt çapı büyük lezyonlarının ilerleyici osteoartrite sebep olduğu bilinmektedir.¹⁰ Defekt ne kadar büyük olursa defektin çevresinde ve karşı eklem yüzeyi kıkırdağında basınç artışının daha fazla olacağı son yıllardaki biyomekanik çalışmalar ile ortaya konulmuştur.¹¹

İnsan diz eklemi değişken artiküler geometrisi ile diğer eklemlerden farklı bir kontak mekanik yapı göstermektedir. Medial ve lateral femur kondili anatomik olarak farklı kurvatür radiuslarına sahiptir. Ayrıca diz ekleminin medial ve lateral kompartmanları farklı eklem farklı eklem yüzey uyumlarına sahiptir.¹² Bunu Kapanji'de 1987 yılında yazdığı kitabında vurgulamıştır.¹³ Görüldüğü gibi dizin temas yüzeyi lokal geometrisi kendi içerisinde farklılıklar içermektedir. Ayrıca medial ve lateral kondil kıkırdak kalınlıkları da farklılıklar içermektedir. Defekt çapına bağlı değerlendirmeler yapılırken lokal temas yüzeyi mekanik özellikleri üzerinde durulmamaktadır. Her birey farklı temas yüzeyi anatomisine ve geometrisine sahiptir. Defekt çapı büyük olan bireyin kondil çapı küçük olabileceği gibi defekt çapı küçük olan bireyin kondil çapı büyük olabilir. Bu durumda lokal temas yüzeyi mekanik özellikleri değişebilir.

Bu hipotezden yola çıkarak deneysel olarak planladığımız çalışmamızda ostekondral ve kondral yaralanmanın klinikte en sık görüldüğü bölge olan diz eklemi medial femoral kondilin yük alma yüzünde açılan farklı çaptaki ostekondral defektlerin, farklı büyüklükteki dana dizlerinde medial plato içerisindeki basınç dağılımlarını ve kontakt stres değişimlerini lokal temas yüzeyi anatomisi ve geometrisi birlikte değerlendirmeyi amaçladık. Defektin kondil anatomisi üzerinde yarattığı geometrik kaybı öngörülen “defekt açısı” olarak adlandırdığımız bir açıyla standardize etmeyi planladık.

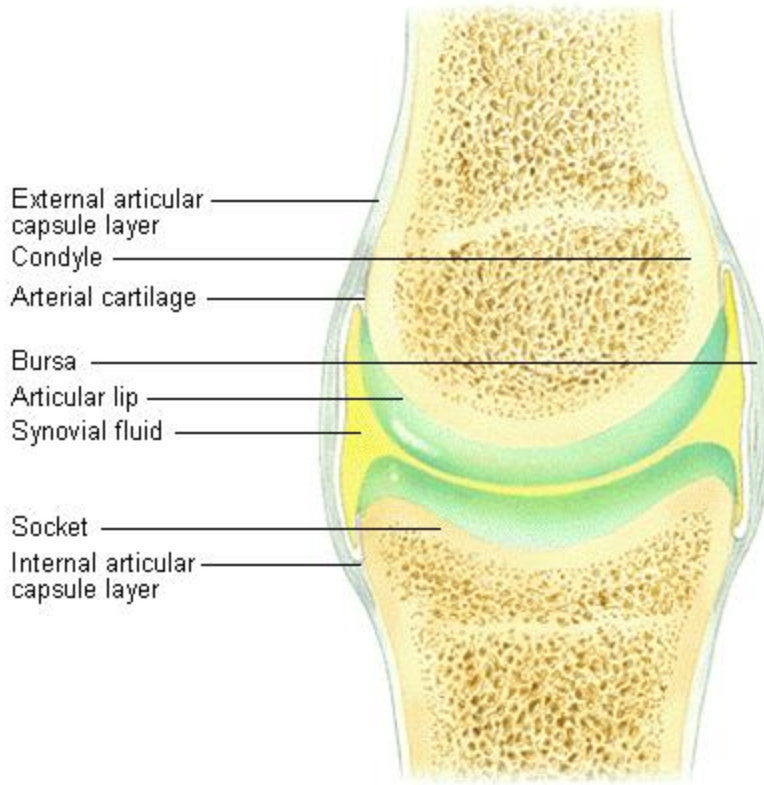
Bu çalışmanın genel bilgiler bölümünde; eklem anatomisi, tip ve fonksiyonları, deneysel model olan dana dizi anatomisi, eklem kıkırdağı yapısı ve biyolojisi, eklem kıkırdağı

biyomekaniği, diz eklemi kıkırdak lezyonlarında değerlendirme ve sınıflama, kıkırdak lezyonlarına yaklaşım ile tedavi seçenekleri ve güncel bilgiler özetlenmiştir. Gereç ve yöntemler bölümünde deney alt yapısı, veri analizinde kullanılan ölçüm yöntemleri açıklanmıştır. Sonuç bölümünde defekt çapına ve lokal temas yüzeyi geometrisine bağlı olarak basınçlar ve kontakt stres istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Tartışma bölümünde güncel literatür bilgisiyle birlikte deneysel çalışmanın sonuçları irdelenmiştir.

II - GENEL BİLGİLER

2.1- EKLEM ANATOMİSİ, TİPLERİ VE FONKSİYONLARI

İnsan iskelet sistemi kemikleri birbirleri ile vücut hareketinin oluşturulabilmesi için çeşitli segmentler oluştururlar. Bu segmentlerde kemiklere ek olarak kaslar, ligamanlar ve tendonlarla birlikte hareket oluşturulur. İki kemiği veya daha fazla kemiğin meydana getirdiği bu kısma eklem denilmektedir. Eklemler eklemi oluşturan kısımların yapılarına ve fonksiyonel özelliklerine göre 3 grupta incelenir; fibroz, kartilajinoz ve sinovyal eklemler. Sinovyal eklemler insan vücudunda en sık bulunan eklem tipi olup diartroz eklemler olarak adlandırılırlar. Fonksiyonel sınıflama oynar, yarı-oynar ve oynamaz eklemler olarak ayrılmaktadır.



Şekil 1. Sinovyal eklem (diartroz) temel yapısı (Joint biomechanics-
<https://pantherfile.uwm.edu/gp/www/WileyBOOK.pdf>)

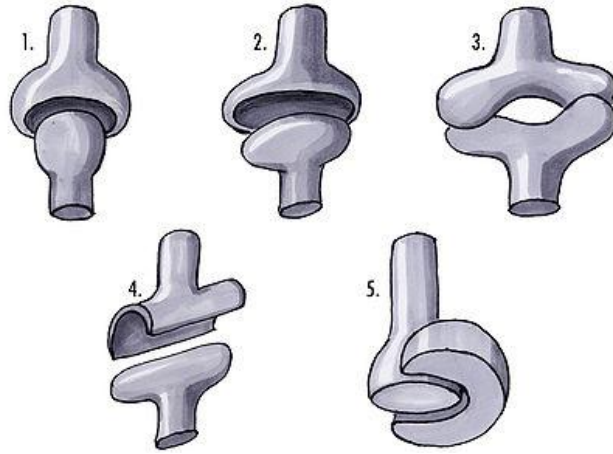
Fibroz eklemler; eklemi oluşturan kemikler birbirlerine fibroz doku ile bağlanmıştır. Fonksiyonel ihtiyaca göre eklem arasındaki fibroz yapının uzunluğu, dansitesi ve fibroz yapının karakteri değişebilmektedir. Fibroz eklemler *sutura*, *gomphosis*, *sindezmosis* olarak

ayrı 3 grupta incelenir. *Sutura* yalnızca kafatasında görülen eklemlerdir. Eklem girinti çıkıntılarına göre farklı isimlendirmeler alır. *Gomphosis* mandibula ve maxilla'daki alveollerle dişler arasında görülen özel bir fibroz eklem tipidir. Bu eklem hareketli olması patolojik bir durumdur. *Syndesmosis* fibroz eklem tipinde kemikler birbirlerine fibroz ligamentler veya membranlar aracılığıyla bağlanmışlardır. *Syndesmosis* eklem örneği olarak art. radioulnaris ve art. tibiofibulare verilebilir.¹⁴

Kartilaginöz eklemler eklem yüzleri kıkırdak ile kaplı fakat sınırlı hareket yapabilen eklemlerdir. *Synchondrosis* ve *Symphysis* olarak ikiye ayrılırlar. *Synchondrosis* primer kartilaginöz eklemler olarak da adlandırılırlar ve özellikle uzun kemiklerin uzamasını sağlayan kartilaginöz epifiz plağı bu eklem tipine örnek verilebilir. Bu eklemler gelişme döneminde görülürken erişkin dönemde ise kemikleşir. Erişkin dönem sadece kalıcı *synchondrosis* eklem olarak *cartilago costalis* örnek verilebilir. *Symphysis* eklemlerde bağlantı fibro-kıkırdak aracılığı ile olur. *Symphysis pubis* ve *discus intervertebralis* ile birbirine bağlanmış vertebra corpusları örnek olarak verilebilir.

Sinovyal eklemler vücuttaki eklemlerin büyük bir bölümünü oluşturan ve fonksiyonel olarak hareket için en önemli eklemlerdir. Eklem boşluğunu oluşturan fibröz kapsül, eklem yüzeylerini kaplayan eklem kıkırdağı, kapsülün iç yüzünü döşeyen sinovyal membran ve eklem yüzeylerinin hareketini kolaylaştıran, lubrikasyon sağlayan sinovyal sıvı sinovyal eklemlerin değişmez 4 ana yapısıdır (Şekil-1). Spesifik şekilleri ve yüzey topolojilerine göre *gingylimus*, *sellar*, *trachoidea*, *ellipsoidea* (*condularis*), *bicondylaris*, *spheroidea* ve *plana* olarak alt tiplere ayrılırlar (Şekil 2).¹⁴

Gingylimus: Dışbükey eklem (konveks) yüzü ve içbükey (konkav) eklem yüzü uyumu ile oluşan eklemlerdir. Transvers eksen etrafında fleksiyon - ekstansiyon hareketleri yapabildiklerinden menteşe şeklinde eklemler olarak da bilinirler. Eklem kapsülleri incedir bu yüzden ekstaartiküler kuvvetli bağlar hareket sırasında eklemi destekler. Bu eklem tipine örnek olarak humeroulnar ve interfalangeal eklem örnek verilebilir.



Şekil 2. Sinovyal eklem tipleri (1-Spheroidea; 2-Ellipsoidea; 3-Sellaris; 4-Gingylimus; 5-Trachioidea (<http://www.pflegewiki.de/index.php>)

Sellaris: Eklem yüzleri birbirini eğer şeklinde sardığından ‘sellar’ olarak adlandırılmıştır. Transvers ve sagittal ekseninde hareket edebilir. Transvers eksen etrafında fleksiyon-ekstansiyon, sagittal eksen etrafında ise abduksiyon-adduksiyon hareketi yaptırırlar. Bu iki eksenini birlikte kullandığı hareket olarak da sınırlı bir sirkumdiksiyon da yaptırabilirler. Kalkaneokuboid ve karpometakarpal pollicis eklemleri örnek olarak verilebilir.

Trachioidea: Dışbükey yüzü tamamen içine alabilecek bir içbükey yüz bulunmadığından dış bükey yüzün bir kısmı bir bağ aracılığıyla sarılır. Bu eklemler tek eksenli olup, yalnızca vertikal eksen etrafında rotasyon hareketleri yapabilirler. Bu eklem tipine örnek olarak radioulnaris proximalis ve distalis, atlantoaxialis mediana eklemleri örnek gösterilebilir.

Ellipsoidea (condylaris): Dışbükey eklem yüzü ortadan ikiye bölünmüş bir yumurta, içbükey eklem yüzü ise, bunu içine kısmen alacak oval çukur şeklindedir. Transvers ve sagittal olmak üzere iki eksenini vardır. radiocarpea ve metacarpophalangeales eklemleri örnek olarak gösterilebilir.

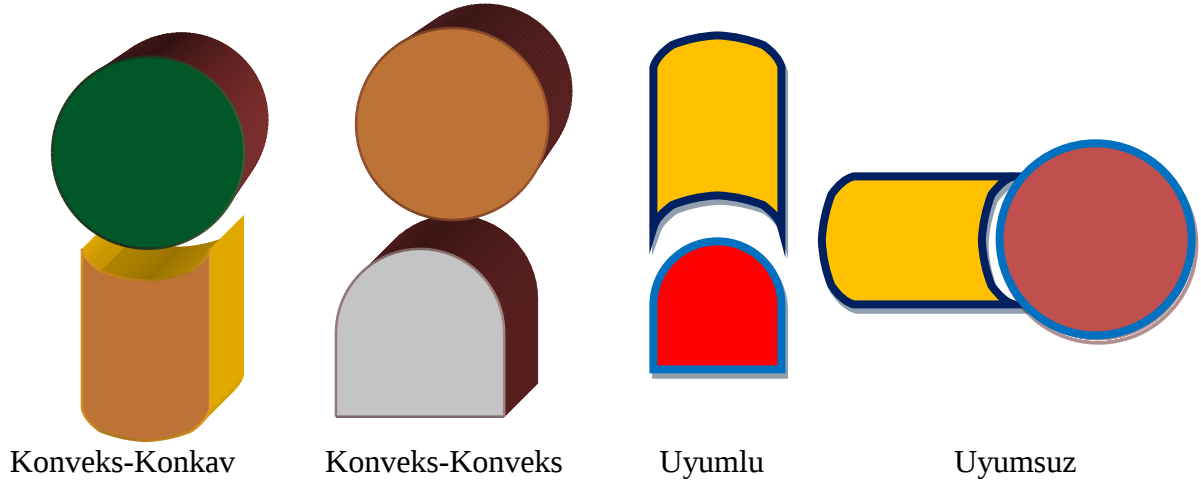
Bicondylaris: Dışbükey eklem yüzü iki kondil, içbükey eklem yüzü ise sığ çukur şeklinde olan eklemlerdir. Art. genus bu eklem tipinin tipik örneğidir. Hareket olarak menteşe şeklinde ekleme (ginglymus) benzer ancak fleksiyon - ekstansiyon dışında, bazı pozisyonlarda çok az da olsa rotasyon ve yan tarafa kayma hareketleri yapabilir. Tibiotalar eklem önemli bir örnektir.

Spheroidea (cotylica): Dışbükey eklem yüzü bir küre, içbükey eklem yüzü ise bu küreyi kısmen içine alan yuvarlak bir çukur şeklindedir. Sagittal, transvers ve vertikal olmak üzere üç ana eksenle sırasıyla, abduksiyon-adduksiyon, fleksiyon-ekstansiyon ve rotasyon hareketleri yapabilirler. Ayrıca eksenlerin tümünü kullanarak sirkumduksiyon hareketi de yaparlar. Kalça ve omuz eklemi buna örnektir.

Plana: Eklem yüzlerinden biri düz, çok hafif içbükey ya da çok hafif dışbükeydir. Diğer eklem de buna uyacak şekildedir. Akromioklavikuler eklem örnek olarak verilebilir.

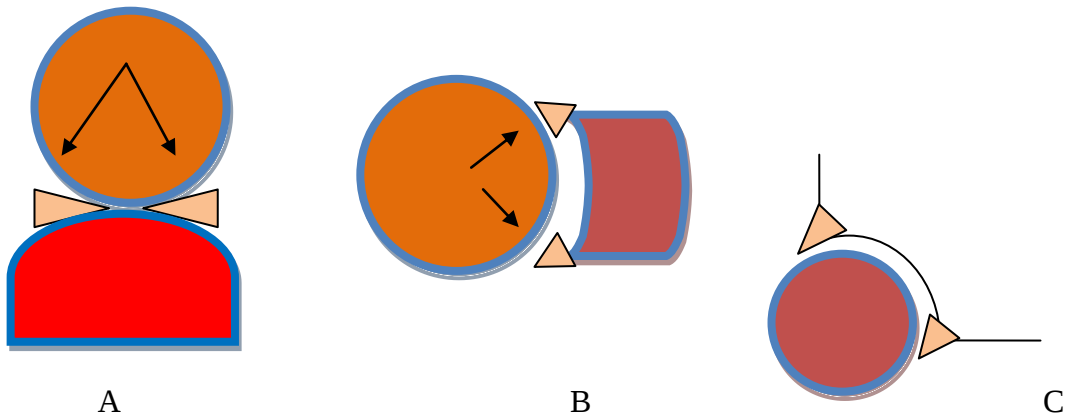
Sinovyal eklem tiplerinde görüldüğü üzere eklemlerin birbirleriyle olan ilişkilerinde dışbükey eklem (konveks) yüzü ve içbükey (konkav) eklem yüzleri ve bu eklem yüzlerinin uyumlu ve uyumsuz olması çeşitliliği sağlamaktadır. Eklem yüzleri morfolojik yapıları farklı olan sinovyal eklemler vücudun farklı bölgelerinde görev almaktadırlar. Anatomik lokalizasyondaki farklılıklar kompensasyon mekanizmalarını ortaya çıkarmıştır. Diz eklemi örneği verilirse yükün daha iyi paylaşılabilmesi için menisküsler ve stabilite için intraartiküler bağlar destek sağlamaktadır. Aynı şekilde omuz ve kalça ekleminde labrum ve özelleşmiş kapsüller bağlar eklem biyomekanik destek oluşturur. Bunun dışında yük alan bölgeye ve yük gelen bölgenin alanına göre eklem kıkırdak kalınlıkları değişebilmektedir. Alt ekstremitede en kalın kıkırdak patellofemoral ekleminde bulunurken, tibiofemoral eklem kıkırdak kalınlığının (dağılım: 1,62-2,55 mm), kalça (dağılım: 1,35- 2,0 mm) ve ayak bileği (dağılım: 1-1,62 mm) eklem kıkırdaklarına göre anlamlı olarak daha kalındır.¹⁵ Diz ekleminde medial ve lateral kondillerin kıkırdak kalınlıkları kendi içerisinde farklılıklar göstermektedir.¹²

Dışbükey eklem yüzeyleri merkezlerinde daha fazla kalınlıkta kıkırdak içerirken, içbükey eklem yüzeyleri periferik kısımlarında daha fazla kalınlıkta kıkırdak içermektedir. Eklem yüzey morfolojisi (konveks veya konkav yüzey) ile eklem yüzeyleri uyumu (congruence-incongruence) ve eklem stabilitesi (kemik yapı konfigürasyonu, ligaman ve bağlar) eklem fonksiyonlarının sağlanmasında farklılıkların yaratmaktadır. Ayak bileğinin kemik çatısı olan motris yapısı ve talusun bikondiler eklem yüzeyin sagittal ve frontal planda uyumlu olması nedeniyle kıkırdak kalınlığı diğer alt ekstremit eklem kıkırdaklarına göre daha incedir.¹⁶



Şekil 3. Konveks-konkav ve uyumlu-uyumsuz sinovyal eklemlerin şematize edilmesi.

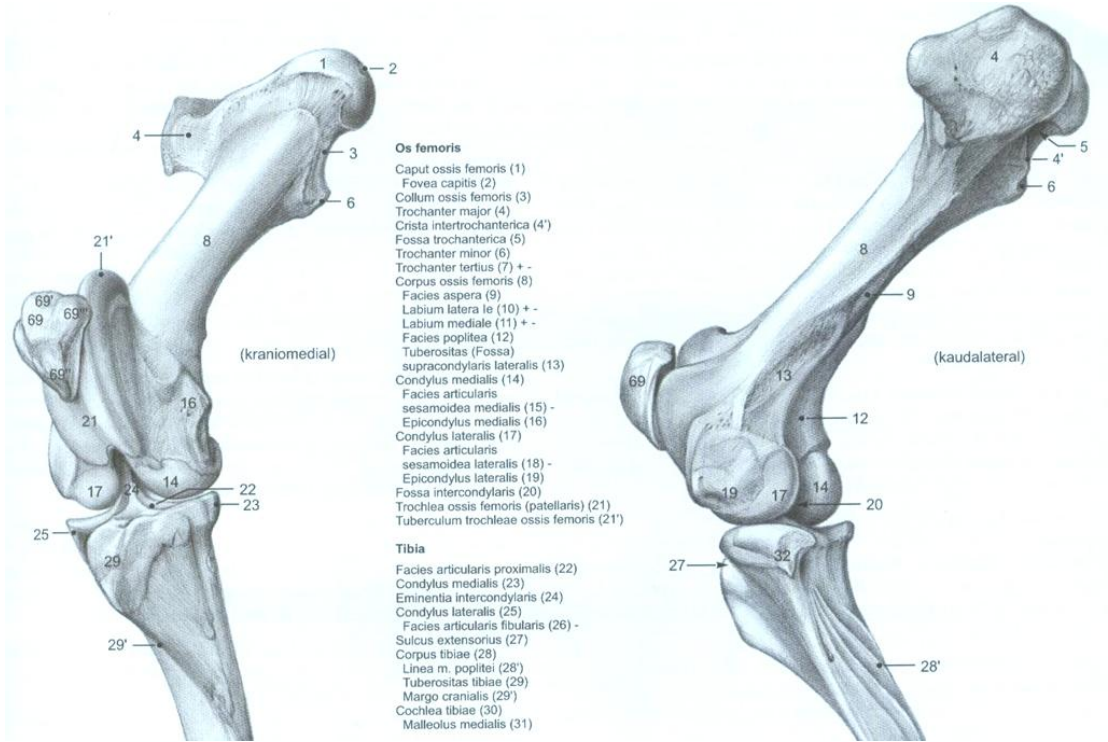
Eklem fonksiyonlarının devamında sinovyal eklem yapı taşlarından olan kıkırdağın biyolojik ve biyomekanik görevlerini sağlıklı olarak devam ettirebilmesi gerekmektedir. Kıkırdağın yükü absorbe etmesi, yükü dağıtması ve neredeyse sürtünmesiz bir yüzey yaratması önemli biyomekanik özellikleridir.¹⁷ Kıkırdak dışında bazı sinovyal eklemlerde eklem içinde kıkırdaktan özelleşmiş yapılar olan menisküs ve labrum bulunmaktadır. Menisküslerin eklem fonksiyonlarına yardımcı lubrikasyon, şoku absorbe etme, stabilizasyon ve yük transferi gibi önemli özellikleri bulunmaktadır. Menisküs yırtıklarında veya cerrahi olarak uzaklaştırıldıkları durumda eklem kıkırdağında dejenerasyon olduğu gösterilmiştir.¹⁸



Şekil 4. Diz eklemine menisküs (A), omuz ve kalça eklemine labrumun (B-C) eklem uyumuna ve yük dağılımını sağlamaktadır.

2.2 DANA DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ VE FONKSİYONU

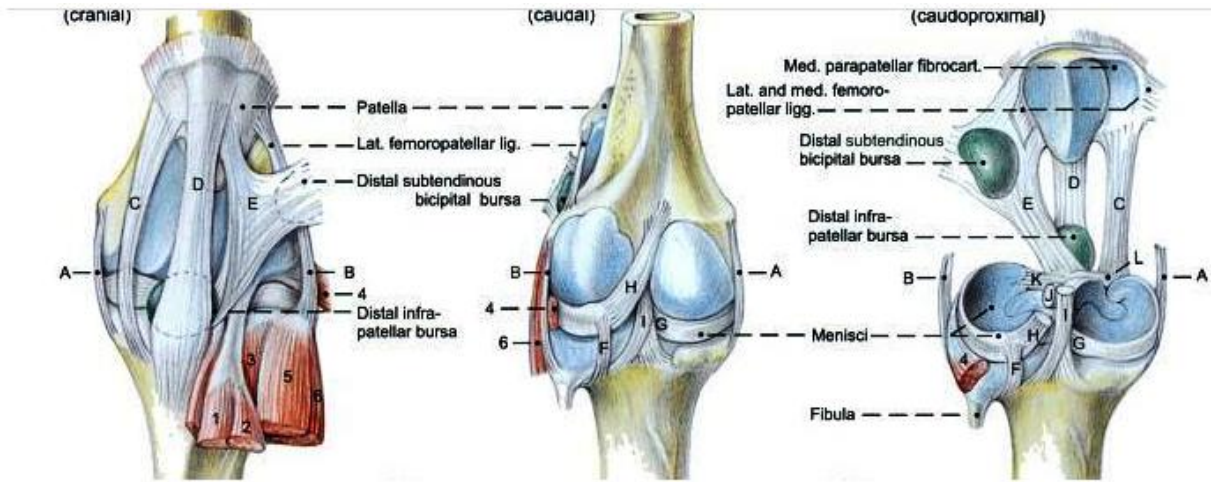
Femur, patella ve tibia arasında şekillenen, articulatio femoratibialis ve art. femoropatellaris olarak isimlendirilen iki eklemden oluşur. Dana dizi kaba makroskopik görünümü ve boyutlarıyla insan dizine benzemektedir¹⁹. Femur'un alt ucundaki kondiller ile tibia'nın üst ucundaki eklem yüzeyi arasında oluşmuş, tam olmayan bir *ginglymus* tipi eklemdir (Şekil 5). Femur' un yuvarlak alt ucu ile tibianın düz olan eklem yüzlerini birbirine uyacak şekilde tibianın eklem yüzleri üzerinde, insan dizindeki benzer yerleşimde, dış kenarı kalın hilal şeklinde olan meniskus lateralis ve meniskus medialis bulunmaktadır. Eklem kapsülü insan dizinden biraz farklılık göstermektedir. Capsula articularis'in fibröz yaprağı femurdan tibiaya uzandığı halde, sinovyal yaprak her kondil için ayrı birer kese meydana getirmiştir²⁰.



Şekil 5. Dana dizi kraniomedial ve kaudalateral yönden diz eklemi (stifle) ve diz eklemine oluşturan önemli anatomik yapılar görülmekte (Veteriner Anatomi Atlası-Sığır'dan)

Eklem bağları ise esas eklem bağları ve meniskus'ların bağları olarak iki grupta incelenmektedir. Meniskus ve çapraz bağlarla ilişkileri aynen insan dizine benzemektedir. Esas eklem bağları ligamentum collaterale ve çapraz bağlar (ligamentum cruciata) olarak ikiye ayrılır. İç yan bağ insan dizinde olduğu gibi derin lifleri meniskusa bağlanmaktadır. Fakat dış yan bağ altından m. popliteus tendonu geçtiği için meniskusa bağlantı kolu vermez.

Ligamentum cruciata, lig. crutiatum craniale ve caudale olmak üzere ikiye ayrılır. Ligamentum craniale femur dış kondilinin aksiyel yüzünden çıkarak tibiadaki interkondiler aralıkta sonlanır. İçte olan caudal ise femur iç kondil aksiyel yüzünden çıkar, tibia arakasında inc. popliteusun medial kenarında sonlanır. İnsan dizindeki ön ve arka çapraz bağ yapışma yerlerine anatomik olarak uymaktadır. Ayrıca meniskusları birbirine bağlayan bağlar, Ligamentum meniscofemorale, ligamentum transversum genus bağları bulunmaktadır. Meniskuslar oldukça sert ve kalın yapıda olup önde menisko-tibial ligamentlerle ant. eminentiaya yapışırlar. Lateral menisküsün arka boynuzu mobil olup popliteal tendonla yakın ilişkidir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sırasında insan lateral meniskusuna göre daha mobildir. Medial menisküsün arka boynuzu meniskotibial ligamentler posterior eminentiaya ve kapsüle sıkıca yapışmıştır. Eklem kıkırdağı da aynen insan dizine benzemektedir²¹.



Şekil 6. Dana dizi anteriordan ve posteriordan şematize edilmesi ile meniskus ve intraartiküler ligamanlar ve ekstaartiküler ligamanlar görülmekte. (Veteriner Anatomi Atlası-Sığır'dan)

Pateller tendon altında sinovyal membranla örtülü geniş bir yağ yastığı bulunur. Medial femoral kondili ön yüzünde, büyük ve çok belirgin bir şekilde öne çıkıntı yapan trochlea nedeniyle eklem çizgisi derinde kalmaktadır. Tuberositas tibia büyük ve öne çıkıktır.

İnsan dizinden farklı olarak musculus tibialis anterior tendonu intraartiküler başlangıçlıdır ve tibiada eminentialar insana göre biraz daha çok belirgindir²¹.

Dana dizi eklemi teorik olarak bakıldığında tek planda salınım yapan menteşe tarzı bir eklem olarak tanımlanmıştır. Fakat diz eklemi hareketi sırasında femur kondillerinin longitudinal aksı boyunca kendi eksenleri üzerinde dönmesi ile oluşan kaudal ve kranyal yönde momentler bulunmaktadır. Femur kondillerinin kendi ekseninde dönmesi ile oluşan momente fleksiyonda ve ekstansiyonda vertikal aksta eşlik eden bir rotasyon hareketi mevcuttur. Diz ekleminde kondiller tamamen sirküler olmayıp spiral şekildedir ve medial femur kondili ile lateral femur kondili radiusları birbirinden farklıdır. Böylece insan dizinde fleksiyon ekstansiyon arkı sırasında femur kondilleri ile tibia platosu arasında oluşan yuvarlanma (rolling) hareketi de dana dizinde oluşmaktadır²².

2.3- EKLEM KIKIRDAĞININ YAPISI VE BİYOLOJİSİ

Eklem kıkırdağı, su dolu bir makro moleküler ağdan oluşan ekstraselüler matriks içine yerleşimli olan kondrositlerden oluşur. Ekstraselüler matriksin bileşenleri, %65-80 oranında su ile beraber proteoglikanlar, kollajen ve daha düşük oranlarda bulunan diğer protein ve glikoproteinlerdir. Matriks, esas olarak tip II kollajenden oluşmuştur, ayrıca tip V, VI, IX, X, XI, XII ve XIV kollajen de düşük miktarlarda bulunur^{17, 23}. Toplam kollajenin %90-95'i tip II'dir, tip IX ve XI en çok bulunan minör tiplerdir²³.

Eklem kıkırdağı, hiposelüler, avasküler ve alenfatik bir dokudur. İyileşme potansiyeli çok düşük olup yüzeyindeki dejenerasyonlar, yaşlı nüfustaki en önemli morbidite sebeplerinden biri olan osteoartrite sebep olur. Kıkırdak dokunun beslenmesi için mekanik yükler gereklidir. Kompresyon kuvvetleri altındaki kıkırdak dokuda artık metabolitleri içeren intertisyel sıvı matriksten atılır. Yüklenme ortadan kalkınca kıkırdak dokunun beslenmesini sağlayan moleküller matriks içine girer. Bu devridaim kıkırdak dokunun metabolizması için çok önemlidir. Yaşlandıkça bu devridaim azalır. Kıkırdak yaşlanmasının sebebi hücre içi osmolaritenin düzenlenmesindeki dengesizliktir²³.

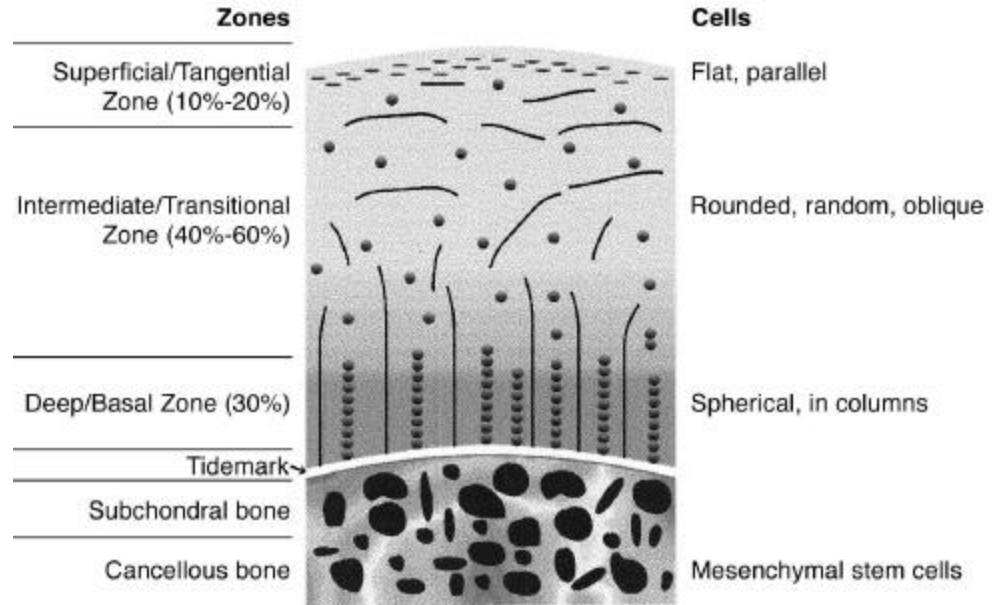
Kıkırdağın mekanik özelliklerinin, kollajen fibrillerinin homojen olmayan dağılımına bağlı olduğu düşünülmektedir. Yüzeysel teğet bölge, eklem yüzeyine paralel rastgele örülmüş yoğun kollajen lif tabakalarını içermektedir. Orta bölgede, artmış matriks ile rastgele yönde homojen olarak ve geniş aralıklarla dağılmış kollajen lifleri vardır. Derin bölge, 'tidemarkı' geçip kalsifiye kıkırdağa giren ve dokuyu alttaki kemiğe sıkıca bağlayan ışınsal olarak yönelimli kollajen lif destelerinden oluşur²³. Daha ayrıntılı incelersek kıkırdak dokusu, morfolojik olarak 4 ayrı zondan oluşur (Şekil 7). Her birinin kendine özgü bir tip 2 kollajen dizilimi ve hücrel morfolojisi vardır.

1. Süperfisyal Zon: Yassı hücrelerden oluşan bu zonda kollajen lifleri çaprazlaşırlar. Matriksin en yüksek kollajen/proteoglikan oranı yüzeysel zondadır. Su içeriği fazla olup su kaybının sınırlandırılması için önemlidir. Kollajen fibrilleri yüzeye paraleldir. Yüksek gerilme gücüne sahiptir. Hücrel yoğunluğun en fazla olduğu zon olup derinlere doğru hücrel yoğunluk giderek azalır.

2. Transisyonel Zon: Küçük sferik hücrelerden oluşur ve yüzeysel bölgeden derin bölgeye geçiş zonu olup süperfisyal bölgeye göre su içeriği daha az proteoglikan içeriği daha fazladır. Organize kollajen fibriller içerir. Bu fibriller yüzeye oblik olarak dizilirler.

3. **Radial Zon:** Eklem kıkırdagının yaklaşık % 90'lık bölümünü oluşturur. Derin bölgelerinde sentez aktivitesi yüksek geniş hücreler görülür. Yüzeye tam dik seyreden kollajen fibriller görülür.

4. **Kalsifiye Kıkırdak Zonu:** Subkondral kemiğe bağlı olan bu zonda anti-invazyon faktörleri salgılayan kondrositler vardır. Bu salgılar sayesinde kemik mineralizasyonunun devamı önlenir. Osteoartrozda ve bu bölgenin yaralanmasında kıkırdak içine doğru mineralizasyon devam eder, kıkırdak doku incelir²⁴.



Şekil 7. Kıkırdak dokusunun morfolojisi (*J Am Acad Orthop Surg.* 2003;11(6):421-430).

2.3.1- Normal Kıkırdak Dokusunun Metabolizması:

Kıkırdak dokusunun temel hücresi olan kondrositler, sinovyal sıvıdan difüzyon yoluyla beslenirler. Oksijen miktarı kıkırdak dokuda normal atmosferdeki oksijen miktarının yirmide biri kadar az olabilir. Bu durum kıkırdak dokusunun enerji ihtiyacının glikoliz yoluyla sağlanmasına neden olur. İntegrinler olarak adlandırılan proteinler aracılığıyla kondrositler ekstraselüler matrikse bağlanır. Kondrositler kıkırdak dokunun homeostazisinden sorumludurlar. Kondrositler metabolizmalarını değişik yollarla düzenlerler. Lokal büyüme

faktörleri sentezleyerek (otokrin etki) veya sinovyum kaynaklı faktörlerle (parakrin etki) kıkırdak metabolizmasında etkili olabilirler. Ayrıca sistemik hormonlarda sinovyal sıvıya difüzyon ile girerek kondrosit metabolizmasını etkilerler.

TGF beta kondrositler üzerine en etkili mediatördür. TGF beta, kondrositler üzerine hücre yüzeyindeki spesifik reseptörleri yoluyla etki ederek, kıkırdak koruyucu özelliği olduğu ve kollajen ve proteoglikan sentezini artırdığı ve matriks yıkımını önlediği gösterilmiştir. Ayrıca IGF-1 ve BMP-2 de eklem kıkırdağı için esas anabolik büyüme faktörüdür ve kondrositler tarafından yerine getirilen proteoglikan yapım ve yıkımını dengeleyerek kıkırdak homeostazisinden anahtar rolü oynar. IL-1 ve TNF alfa gibi bazı sitokinler de kıkırdak üzerine katabolik etki gösterirler. Bu etkilerini matriks metalloproteinaz sentezini artırarak yaparlar²³.

2.3.2- Travmaya Kıkırdak Dokusunun Cevabı:

Kıkırdak doku mekanik, genetik, metabolik veya vasküler nedenlerle yıkıma uğrayabilir. Mekanik yolla yani travmaya bağlı yıkımlarda en önemli unsur hasarın derinliğidir. Hasarın derinliği prognozu belirler. Ayrıca kıkırdak hasarının derinliğine göre lezyonlar mikro hasar/künt travmaya bağlı kıkırdak hasarı, kondral kırık veya osteokondral kırık olmak üzere üç değişik şekilde adlandırılır. Bu lezyonların oluşumuna neden olan travma yüksek enerjili olabileceği gibi tekrarlayan düşük enerjili travmalar da olabilir. Hastanın yaşı, aktivite düzeyi, kilosu, ekstremitte dizilim kusuruna bağlı olması ve yaralanmanın tarafı da prognozu etkiler^{23, 25}.

Mikro hasar/ Künt travma:

Akut künt travmanın artiküler kıkırdak üzerindeki etkileri klinik ya da deneysel olarak kapsamlı çalışılmasa da, eklemlerdeki künt travma, izole yaralanma ya da kırık ve çıkıklarla ilişkili olarak sık görülebilir. Sınırlı sayıda çalışma olmasının nedenleri arasında, gözle görülen bir hasar oluşmadan, kıkırdağın ani şiddetli yüklere dayanabilme yeteneği, künt travma sonrası kıkırdağın klinik olarak saptanabilir bir yaralanma ve iyileşme yanıtı oluşturmaması ve son olarak künt travma şiddeti ile kıkırdakta oluşan hasarın derecesi arasındaki ilişkinin tanımlanmasının çok zor olması sayılabilir.²³ Bu sınırlamalara rağmen, güncel bilgiler eklem kıkırdağının akut künt travmasının, gözle görünen büyük çapta doku

bozulması olmamasına rağmen kıkırdığa zarar verebileceğini ve bu yaralanmaların eklem yüzeyinde daha sonraları dejenerasyonuna yol açabileceğini öne sürer.

Darbeli yüklenmenin fizyolojik düzeylerinin kıkırdak yaralanmalarına yol açtığı gösterilmemiştir, klinik deneyim, fizyolojik yüklenmeden önemli miktarda daha çok fakat tespit edilebilir kırıkları oluşturmak için gerekli olandan daha az akut darbeli yüklenmenin, nadiren önemli eklem kıkırdığı yaralanmasına sebebiyet verdiğini savunur. Ancak, gözle görünür doku bozulması yaratmak için gerekli olandan daha az akut darbeli yüklenme kıkırdak nekrozuna, apoptozisine, matriks metalloproteinazlarının salınımına, kıkırdak ödemine, proteoglikan ve kollojen fibriller arası ilişkinin değişmesine neden olabilir. D’Lima tavşanlar üzerinde yaptığı deneysel çalışmada kondral hasar sonrasında kondrositlerin %34’ünde apoptosiz (programlı hücre ölümünü) olduğunu göstermiştir^{26, 27}. Künt travmanın, en azından bazı şartlar altında, kıkırdak matriks makro moleküler çatısını bozabileceğini ve belki de kemik ya da kıkırdakta teşhis edilebilir bir kırık yaratmadan hücreleri hasarlayabilir. Muhtemelen bu doku zedelenmesi, kıkırdak hücrelerinin matriksi çabucak yeniden oluşturamadığıysa, kıkırdığı oluşacak sonradan oluşabilecek yaralanmaya ve ilerleyici bozulmaya karşı daha savunmasız hale getirecektir. Bu tipteki yaralanma, eklem çıkıklarını ve eklem yüzünde gözle görülür hasara sebep olamayan diğer tipteki travmaları izleyen eklem kıkırdığı dejenerasyonun gelişimini açıklamaya yardımcı olabilir.²³

Kondral Kırıklar:

Eklem yüzeyine dik olarak travma ile oluşan çatlaklar, laserasyonlar ya da kondral kırıklar yaralanma bölgesindeki kondrositleri öldürürler ve matriksi bozarlar. Yaralanmaya yakın yaşayabilen kondrositler çoğalabilir, yeni hücre kümeleri oluşturabilir ve yeni matriks sentezleyebilirler²⁸. Yaralanma bölgesine göç etmezler ve ürettikleri matriks defekti doldurmaz. Kırık iyileşmesindeki gibi pıhtı oluşmaz ve fibroblastlar ve enflamatuvar hücreler yaralanma bölgesine göç etmezler. Bu minimal yanıt, kondrositlerin yaralanmaya etkili yanıt verememesinden, farklılaşmamış mezenkimal hücrelerin doku defektlerini dolduramamalarından ve hücreleri çeken, geçici olarak tutunabilecekleri ve sonra daha kalıcı olan bir doku ile yer değiştirebilecek bir matriks oluşturan bir pıhtının olmamasından kaynaklanabilir. Künt travma modelindeki gibi hasarlanma bölgesinde kondrosit apoptosizi meydana gelir. Fakat geride kalan hücreler proliferatif bir cevap meydana getirmektedir. Matriks makromolekülleri ve tip 2 kollajen sentezi artmaktadır. Bununla beraber hasara

kondrositlerin çok sınırlı yanıtı klinik olarak önemli kırıkta defektini iyileştiremese de, çoğu travmatik defektin eklem kırıktağının küçük alanları ile sınırlanıp ilerlememesini sağlar²⁹.

Yüzeye paralel ya da teğetsel eklem yüzeylerin laserasyonları, kırıkları ya da aşınmaları büyük olasılıkla benzer bir yol izler. Hasarlı alana doğrudan bitişik hücreler ölebilir ve diğerleri çoğalma ya da üretimde artışın işaretlerini gösterebilir. Hasarlı yüzeyde fibrille olmayan hücreden yoksun bir katman oluşabilir, hasar ile başlayan hücre etkinliğinin eklem kırıktağını özgün haline çevireceğine ilişkin kanıt yoktur.

Genellikle kondral kırıklar sonucu oluşan lezyonlar başlangıç hasarını takiben progresif olarak eklem efüzyonu, ağrı, kilitlenme ve krepitasyon gibi mekanik semptomlarla birlikte ilerleyici eklem hasarına sebep olurlar.

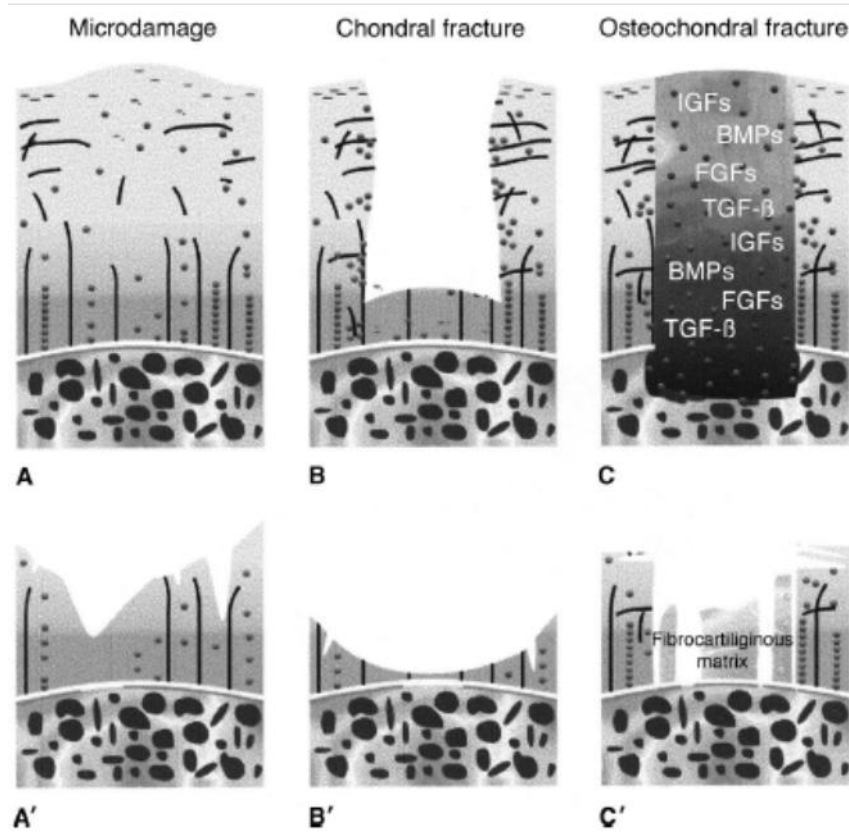
Ostekondral Kırıklar:

Subkondral kemiğe de hasar veren eklem kırıktağı yaralanması enflamasyon, onarım ve yeniden şekillenmeden oluşan kırık iyileşmesini uyarır^{30, 31}. Kemiğin yırtılmış kan damarlarından gelen kan, hasarlı alanı kemikteki yaralanmadan kırıktağıdaki defekte kadar uzanan bir kan pıhtısı ile doldurur. Pıhtı genelde genişliği bir ya da birkaç milimetreden az olan küçük kondral defektleri doldurabilir, fakat çoğunlukla büyük defektleri tam olarak dolduramaz. Enflamatuvar hücreler pıhtıya doğru göç ederler ve kollojen matriks sentezlemeye başlayan fibroblastlar peşinden gelirler. Kemik defekti ile olan kırıktağı defektlerde bazı mezenkimal hücreler yuvarlak şekil alır ve eklem kırıktağı matriksine yakından benzeyen bir matriks sentezlerler²³.

Yaralanmanın olduğu haftalar içinde, defektin kondral kısmında oluşan onarım dokusu ve defektin kemiksi kısmında oluşan doku farklılaşmaya başlar. Kondral defektteki doku hyalin kırıktağı benzeyen matriksi ve onarım hücrelerini yüksek oranda içerirken, bu esnada kemikteki onarım dokusu yeni kemiği oluşturmaya başlar. Yaralanmadan sonraki 6 hafta içinde, iki ayrı yerdeki onarım dokusu, kemik defektinin olduğu yerde oluşan yeni kemik, kondral defekte kemik olmayışı ve kondral defektin yüksek hyalin kırıktağı onarım dokusu varlığı ile birbirinden ayrılırlar.

Ostekondral yaralanmalardaki başlangıç onarımı genelde öngörülebilir bir yön izlese de, kırıktağı onarım dokusundaki takip eden değişimler, benzer defektler arasında oldukça farklılık gösterirler. Bazı kondral defektlerde kırıktağı matriks üretimi devam eder ve hücreler görünümünü ve kondrositlerin tip II kollojen ve proteoglikan üretimini içeren bazı işlevlerini korurlar. Matriksi orijinal durumuna nadiren döndürebilirler, fakat eklem yüzeyinin

bütünlüğünü sağlayacak ve eklem işlevlerini yıllarca klinik açıdan tatmin edici bir biçimde sağlayacak bir fibroz kıkırdak nedbe üretmeyi başarabilirler²³(Şekil 8). Ne yazık ki diğer çoğu yaralanmada, özellikle büyük olanlarda, kıkırdak onarım dokusu yeniden şekillenmek yerine bozularak, giderek daha fibrilli yapıya döner ve hücreler kondrosit görünümünü kaybederler ve daha fibroblastik görünürler. Bazıları onarımı başaramazken, bazı osteokondral yaralanmaların iyileşmesinin, en azından geçici eklem fonksiyonu sağlayan fibroz kıkırdak oluşumuyla sonuçlanmasının sebebi henüz iyi tanımlanmamıştır.



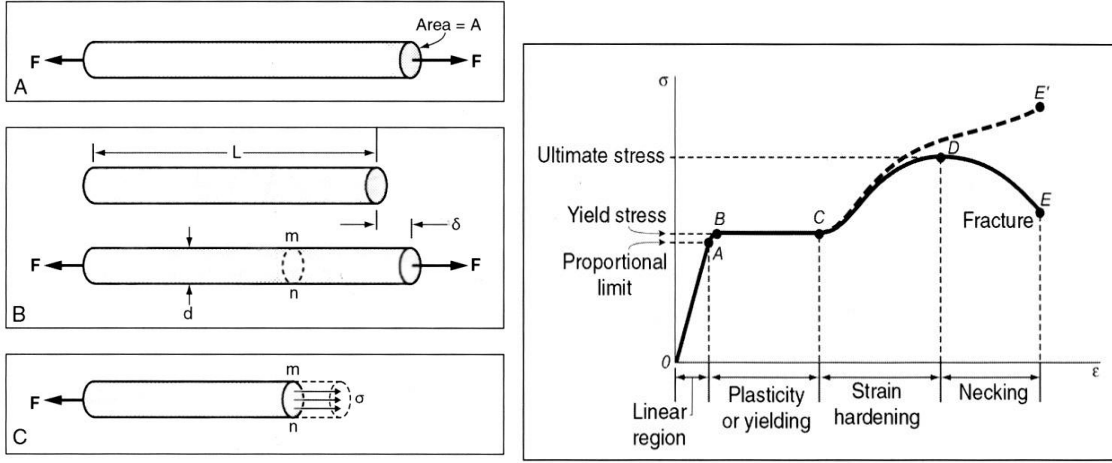
Şekil 8. Eklem kıkırdağı hasarlanma ve tamir paterninin şematize edilmesi. A,B,C başlangıç hasarına akut cevabı, A',B',C' ise uzun süreli tekrarlayan travmada tedavi olmaksızın iyileşme yanıtını şematize etmektedir. A ve A', mikro hasar/künt travma. B ve B', kondral kırık. C ve C', osteokondral kırık. Hasarlanan kıkırdak doku derinliği uzun dönem sonucu ve iyileşme potansiyelinde en önemli belirleyici faktördür. C panelinde koyu panel hematoma ve fibrin pıhtısı temsil etmektedir (*J Am Acad Orthop Surg.* 2003;11(6):421-430).

2.4 EKLEM KIKIRDAĞI BİYOMEKANİĞİ

Kıkırdak dokusu vücut içinde, yük taşımak gibi mekanik bir işlevi yerine getirir. Dokunun işleyişinin daha iyi çözümlenmesi için, kıkırdak lezyonlarının etiyolojisinin ve kıkırdak işlevi üzerinde etkilerinin kavranması için kıkırdak dokusunun mekanik özelliklerini anlamak önemlidir. Kemik oluşumu gibi mekanik etkilerin kıkırdak dokusu oluşumunda rol alması ve son yıllarda yapay kıkırdak üretme ve yapay çerçevelerle insan vücuduna tekrar uygulanması gibi yenilikler göz önüne alındığında kıkırdak biyomekaniği önemini giderek arttırmaktadır.

Malzemelerin biyomekanik özellikleri incelenmeden önce mutlaka bilinmesi gereken biyomekanik terimler mevcuttur. Malzemenin herhangi bir noktasında koordinat eksenlerine paralel, sanal kesitler alınacak olursa bu kesitlerde birim alana düşen kuvvete *gerilme* adı verilir. Malzemeyi yerel olarak uzatan ve kısaltan koordinat düzlemine dik gerilmelere *normal gerilme*, koordinat düzlemine paralel yönde çarpıtan gerilmelere *kayma gerilmesi* adı verilir. Eğer gerilme dokuda veya malzemede şekil değişikliğine sebep olurda şekil değiştirmenin ölçüsü *gerinim* adı verilen büyüklükle belirtilir. Gerilme ve gerinim arasındaki doğal ilişki malzemenin mekanik doğasını oluşturur. Gerilme ve gerinim arasında varsayılabilecek en basit model lineer (doğrusal) *elastik* modeldir. Fakat daha ileri şekil değiştirmelerde gerilme ve gerinim arasındaki doğrusal ilişki bozulur ve malzeme non-lineer olarak davranır. *Elastisite modülü*, malzemenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Tanımı gereği birim kesit alanına sahip bir malzemede (genellikle 1 mm^2) birim boyu bir kat arttırmak için (örneğin 1m'lik teli 2m yapmak için) uygulanması gerekli kuvveti gösterir. Kimi kaynaklarda Young modülü olarak da geçer ve malzemenin incelenen doğrultudaki sıkılığını gösterir. Verilen malzemenin elastik modülü sabit kabul edilir. Malzeme elastik gerinme bölgesi içerisinde lineer davranır fakat elastik sınır ötesinde plastik deformasyon olur. Bu durumda malzeme davranışı geriye dönüşümsüz olur.³²

Eğer gözlem altındaki gerilme, malzemenin o ana kadarki gerinim geçmişi ile ilişkili ise malzeme viskoelastik olarak adlandırılır. Günlük yaşantımızda kullandığımız lastik ve plastikten yapılmış tüm malzemeler viskoelastik karakterdedir.



Şekil 9. Başlangıç boyu L olan, kesit alanı A olan prizmatik silindirin F tensil kuvveti altındaki davranışı (Gerilme; $\sigma = F/A$, Gerinim; $\epsilon = \delta/L$). Sağ taraftaki grafikte ise yapısal çeliğin gerilme-gerinim eğri diyagramı (Orthopedic Basic Science 3. Baskı).

Hyalin kıkırdığın biyomekanik özelliklerini değinmeden önce eklem kıkırdağı yapısı akla getirilmeli, katı ve sıvı olarak bifazik bir materyal olduğu hatırlanmalıdır. Buradaki katı-sıvı dengesi biyomekanik karakteristiği oluşturur³³. Kıkırdığın mekanik davranışı katı matriksin geçirgenliğine, kollajen, proteoglikan ve interstisyel sıvının doku içindeki akımına bağlıdır. Çünkü iki fazında elastik modülleri farklıdır. Kompresyon ve çekme altındaki davranışları farklıdır³².



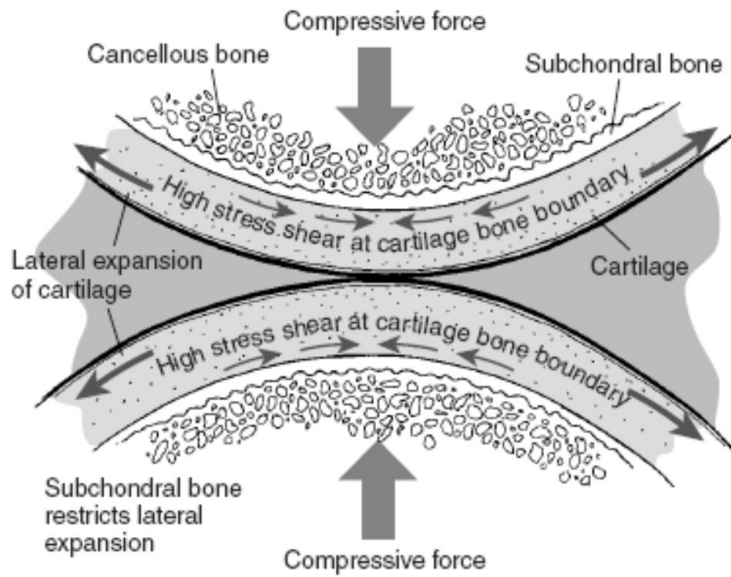
Şekil 10. Kıkırdak materyal özelliklerini ortaya koymak için yapılan kapalı kompresyon düzeneği ve sürekli yükleme altında kıkırdığın zamana bağlı deplasmanı gösteren grafik. Bu sayede kıkırdığın iki fazı da değerlendirilebilir (The mechanics and pathomechanics of human articular cartilage-Chapter 5:Biomechanics of the cartilage - JM Mansour,2003).

Kıkırdağın her iki fazını da değerlendirmek için kapalı sistem içinde eklem kıkırdağından alınan bir numune üzerine kompresyon yapan deneyler kullanılmıştır. Burada kıkırdak su geçirmez bir düzenek içerisine yerleştirilmiştir. Kaplı düzenek ile kompresyon deformasyon veya relaksasyon modlarında uygulanabilir. Deformasyon için poröz bir plak üzerinden kıkırdağa kompresyon uygulanır ve kıkırdak dokusundaki deplasman miktarı zamana bağlı ölçülür. Relaksasyon modunda ise dokuya sürekli bir deplasman sağlanır, bu sürekli deplasmanı sağlayan kuvvet ölçülür. Deformasyon modunda, sürekli yükleme altında kıkırdak deforme olur, tek fazlı elastik bir materyaldeki gibi bu deformasyon anlık değildir. Başlangıçta deplasman hızlı olur burada kıkırdak içerisinden dışarıya hızlı sıvı akışı mevcuttur. Fakat sonrasında deplasman sabit bir düzeyde daimi olarak aynı seviyede ilerler, kıkırdak dışına sıvı akışı azalmaktadır. Denge halinde deplasman değişmez ve sıvı akışı durur. Genel olarak denge deplasmanına ulaşması birkaç 1000 sn'de olmaktadır. Bu deney düzeneği üzerinden ölçülen deplasman miktarı bize kıkırdağın iki fazı hakkında bilgi verir; sıvı akışı durduğunda dokunun sertliğini gösteren toplam modülü ve permeabilite. Kıkırdağın toplam modülü 0,5 MPa ile 0,9 MPa arasında olduğu gösterilmiştir. Young modülü ise 0,45-0,86 MPa arasındadır. Çeliğin Young modülü 200 GPa ve tahtaninki ise 10 GPa'dır. Bu rakamlar kıkırdağın çoğu materyale göre daha az sertlikte olduğunu göstermektedir.³⁴

Gözenekli katı fazının içinin sıvı fazla dolu olması, kıkırdağın kendine özgü mekanik özelliklere sahip olmasına yol açmaktadır. Katı fazı büyük ölçüde elastik olmasına rağmen iki fazı bir araya geldiğinde viskoelastik özellikler gösterir. Katı matriksin poröz ve geçirgen özelliği kıkırdağın derin tabakasına doğru azalmaktadır. Katı matriks içindeki sıvı akımının sağlanması yüksek hidrostatik basınç altında olur. Katı matrikse etki eden strese karşı önemli bir yardımcı sıvı basıncının kompresyon yüklemesi sırasında olan desteğidir. Kompresyon durumunda ise kıkırdak sıvı geçirgenliğini azalmaktadır. Matriks içi sıvının, sıkıştırma etkisiyle geçirgenliği azalmış olan dokunma yüzeyindeki tabakayla geçirgenliği daha az olan derin tabaka arasında sıkıştığı düşünülebilir. Arada kalan sıvının hareketi yanal yönde olacaktır ve fakat yanal yönde de geçirgenlik azalacağı için matriks içi sıvı hareketi yavaşlayacaktır. Buradaki doğal mekanizma malzemenin doğal denge durumuna geliş zamanını arttıran ve kompresyon ile oluşabilecek sıvı kaybını önleyen ve aralıklı yüklenmeler ile oluşabilecek enerji kaybını en aza indirecek bir tasarımın sonucudur. Böylece deformasyon oluşumunu önlenmiş olur. Eklem kıkırdağına içerisindeki su miktarı viskoelastik özelliği ve elastikiyeti sağlar. Gerilim-gerinim eğrisindeki gibi normal şartlar altında kıkırdak kompresyon yükü kalktığında elastik gerilme bölgesinin içerisinde kalır ve eski şekline geri

döner. Sürekli yüklemeler sonucu giderek zamanla ilişkili olarak deformasyon görülür ve yükün karşılanması sıvı fazdan katı faza aktarılır. Devamlı istirahat hali olamayacağı için (uyku durumu dahil), fizyolojik yük tamponlamada ana destek sıvı faz olarak tanımlanmıştır ve katı fazın 20 katı fazla yük taşıyabilir^{33, 35}.

Kıkırdak dokusu içerisinde gelişigüzel (“random”) olarak dağılan proteoglikan içeriği eklem kıkırdağının kompresif sertliğini belirler. Kompresyon altındaki kıkırdak dokusunda sıkışma etkisiyle gözenekler daralır ve doku geçirgenliği azalır. Sıvı ihtivası arttıkça geçirgenlikte artar ve böylece sertlik azalır. Yukarı belirtildiği gibi yüklenme altında sadece aksiyel kompresyon olmaz, transvers yönde de genişleme olur. Buna Poisson oranı etkisi denilmektedir²⁵(Şekil11). Kıkırdağın derin tabakası ile tidemark arasında poisson oranı etkisini engellemek için makaslama kuvveti oluşur ve bu makaslama kuvveti tidemarkta en yüksek seviyededir. Bu makaslama kuvveti ve bunun eşliğinde oluşan gerilme stresine karşı sertliğin korunmasında proteoglikanlar ve kollajen lifler rol oynamaktadır.



Şekil 11. Kompresyon yükü altında tidemarkta oluşan makaslama kuvveti ve Poisson oranı etkisinin şematize edilmesi (The mechanics and pathomechanics of human articular cartilage-Chapter 5:Biomechanics of the cartilage - JM Mansour, 2003).

Kıkırdakta meydana gelen bir yüklenme sonucunda önce deformasyon meydana gelir. Yüklenme devam ettikçe intertisyel sıvı dışarı sızar ve proteoglikan ihtivası artar. Bu durumda deformasyonun artmaması için proteoglikan ihtivası artarak osmotik basıncı artırır. Kıkırdak hala elastik deformasyon sınırları içindedir. Kıkırdaktaki elastik deformasyon tam düzelmeden tekrar ikincil bir yüklenme oluştuğunda, tekrar proteoglikan miktarı artarak osmotik basıncı yükseltir. Böylece su matriks içinde kalarak kollajen liflerde ve derin kıkırdak dokusunda makaslama kuvveti ve bununla birlikte gerilme stresi oluşturur. Sonuçta plastik deformasyon oluşur ve kıkırdak zarar görür²⁵.

2.5 DİZ EKLEMİ KIKIRDAK LEZYONLARINDA DEĞERLENDİRME VE SINIFLAMA

Diz eklemi patolojilerinin değerlendirilmesinde tanı konulması en zor olan patolojiler kıkırdak kaynaklı olanlardır. Kıkırdak lezyonlarının tanı konulabilme olasılıklarını inceleyen bir çalışmada parsiyel ÖÇB lezyonları ve fibrotik bantlar gibi lezyonların bile daha kolay teşhis edildiği savunulmuştur.³⁶ Kıkırdak lezyonları için özgün bir yakınma ile hastanın başvurmaması, özel tanımlanmış fizik muayene testlerinin olmaması ve tedavinin planlanmasında da yol gösterecek olan lezyonun derinliği ve boyutları gibi karakteristik özellikleri gösterecek direkt grafi yöntemlerinin olamaması nedeniyle kıkırdak lezyonlarının tanısı koymak klinisyenler için sorun oluşturmaktadır. Eşlik eden intraartiküler başka lezyon yok ise hastanın klinik şikâyetleri kıkırdak lezyonları ile ilişkilendirilebilir. Fakat eşlik eden ek patoloji mevcut ise şikâyetlerin ne kadarının kıkırdak lezyonundan kaynaklandığını belirlemek güçtür. Sonuçta lezyonun varlığının tanımlanması kadar hastanın klinik yakınma ve semptomları ile de paralellik göstermesi gerekmektedir³⁷.

Kıkırdak lezyonlarının teşhis edilmesinde zorluklar nedeniyle gerçek insidansı bilinmemekle birlikte, gergiye dönük yapılan yüksek sayılı hasta grupları olan artroskopi çalışmalarında; 993 arka arkaya yapılan artroskopik girişim sonrasında Uluslararası Kıkırdak Tamir Cemiyeti (ICRS) sınıflamasına göre 3-4 derece yani tamire gerek görülen izole kıkırdak lezyonu sıklığı %11 olarak bildirilmiştir³⁸. 31516 artroskopi olgusu geriye dönük olarak incelendiğinde ise kıkırdak lezyonunu yakalama oranı %63 olarak, diz başına düşen kıkırdak lezyon sayısı 2,7 olarak, 3. derece lezyon %41,4 ve 4. derece kıkırdak lezyonu % 19 olarak bildirilmiştir³⁹. 40 yaşın altındaki olgularda ise izole kıkırdak lezyon oranı %5 olarak tespit edilmiştir. Yerleşim ve defekt boyutlarını da içine alana 1000 hastalık bir artroskopi çalışmasında kıkırdak lezyonu (kondral ve osteokondral) %61 olarak bildirilmiştir.

Lezyonların %60 klasik bilgiye uygun olarak medial femoral kondilde tespit edilmiş ve ortalama defekt büyüklüğü $2,1 \text{ cm}^2$, 40-50 yaş arasındaki hastalarda defekt alanı $1 \text{ cm}^2 <$ olan ve 3, - 4. derece lezyonların insidansı %6 olarak bildirilmiştir⁴⁰.

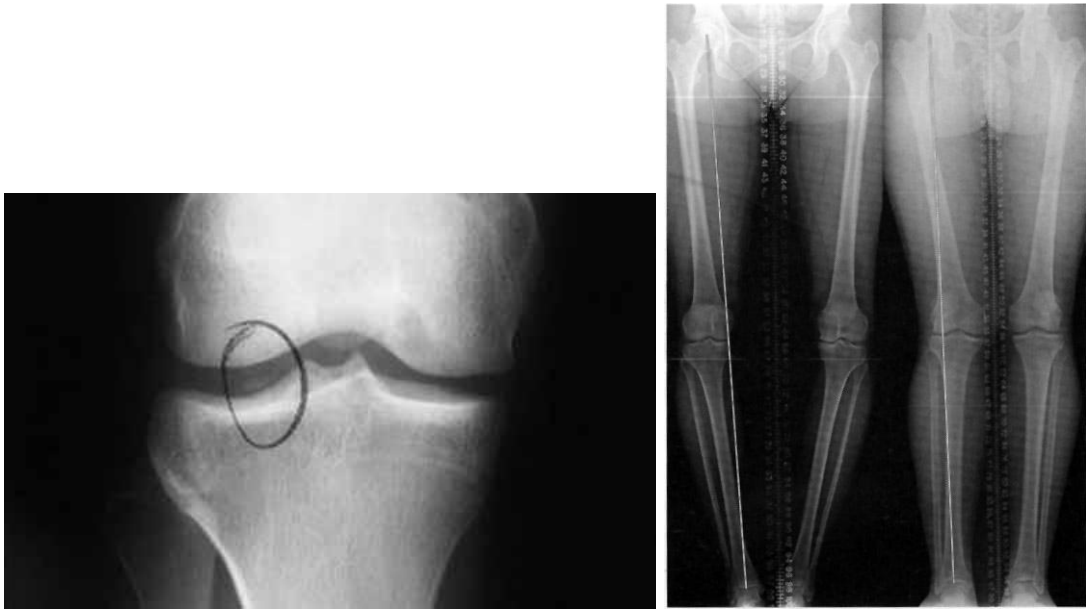
Görüldüğü üzere kıkırdak lezyonlarının tespit edilmesi artroskopi gibi girişimsel bir işlem ile bile belirgin farklılıklar gösterebilmektedir. Bu şartlarda lezyonun tespitinde ve sonrasındaki tedavinin planlanmasında doğru yaklaşımı belirlemek için sistematik bir analiz ve detaylı hasta muayenesi yapılması gerekmektedir.

2.5.1 Hasta Değerlendirmesi:

Kıkırdak lezyonu olan hastalarda hastayı klinisyene getiren yakınmalar genellikle ağrı, boşalma hissi, kilitlenme veya takılmadır. Semptomatik kıkırdak lezyonlarında tekrarlayan efüzyonlar gibi ek semptomlar da bulunabilir. Kıkırdak lezyonlarına tanı konulmasında fizik muayene ve anamnezi sorgulayan 121 hastalık bir çalışmada en sık yakınma %88 ağrı (%31 egzersiz sonrası, %29 maksimum fleksiyonda), boşalma hissi %29, kilitlenme %29 olarak tespit edilmiştir³⁶. Ağrı yaralanma yerine bağlı olarak iç veya dış femoral kondilde veya patellofemoral eklemden olabilir. Kıkırdak lezyonlu hastaların fizik muayenesinde palpasyonla eklem boyunca ağrı vardır. Ayrıca efüzyon ve patella öğütme testinde kıkırdak lezyonu olanlarda ek olarak krepitasyon görülebilir. Fizik muayenede aynı semptomlara yol açabilecek diğer patolojilerde mutlaka değerlendirilmeli, ayırıcı tanısı yapılmalıdır. Kıkırdak lezyonuna eşlik edebilecek olan meniskopati ve çapraz bağ yaralanmaları gibi yaralanmalarda değerlendirilmelidir³⁷. Çünkü olası diğer patolojilerin ortaya konulması tedavi hedefini değiştirebilir. Hastanın travma öyküsünün ve spor yapıp yapmadığının (tekrarlayan minör travmalar) sorgulanması önemlidir. Hastanın daha önceden geçirdiği tedaviler de dokümantasyon ve tedaviye yön vermesi açısından mutlaka incelenmelidir.

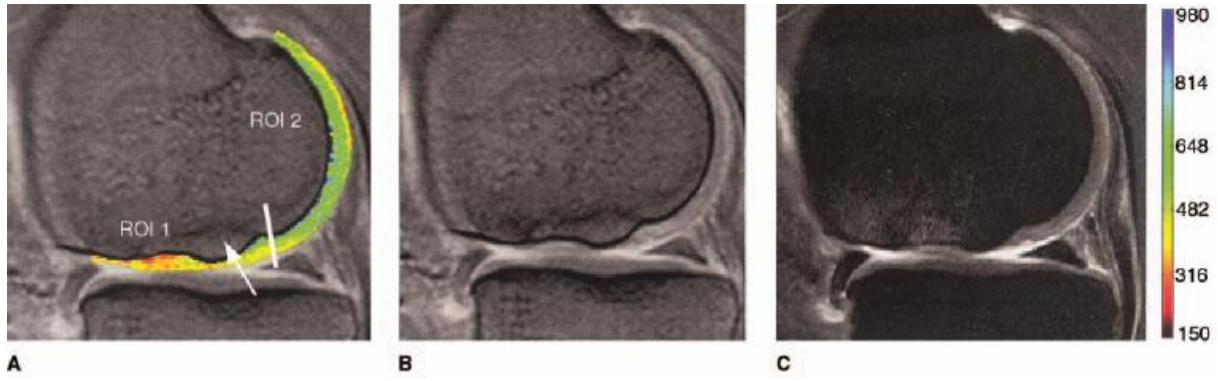
Radyolojik değerlendirmede ilk olarak her iki diz tam ekstansiyonda ayakta basarak her iki diz AP grafi, dize yük vermeden 30 derece fleksiyonda diz lateral grafi, patellofemoral eklem aksiyel grafisi bulunmalıdır. Ayrıca eklem aralıklarını daha iyi değerlendirmek amacıyla 45 derece fleksiyonda yük vererek PA grafi (Rosenberg grafisi) mutlaka değerlendirme içerisinde tutulmalıdır. Tüm alt ekstremitayı aynı anda gösteren dizilim grafileri (ortoröntgenografi) varus ve valgus gibi dizilim problemlerinin ortaya konmasında ve derecenin saptanmasında önemlidir³⁷(Şekil 12).

Kıkırdak lezyonunun yerini, çapını, derinliğinin tespitinde en değerli noninvazif yöntem manyetik rezonans görüntülemedir (MRG). Ayrıca MRG ile subkondral kemik yaralanmaları, osteokondritis dissekans varlığı, lezyonun stabil olup olmadığını, eşlik eden meniskopati ve bağ yaralanması gibi patolojiler de değerlendirilebilir. Ayrıca son yıllarda halen araştırma aşamasında olan ve *biyokimyasal görüntüleme* yöntemi olarak da geçen GAG'ların negatif yüklü olmasından yaralanan geç Gadolinyum yüklemeli MRG (dGEMRİC) ile kıkırdağın biyokimyasal kompozisyonu ortaya konulmaktadır. Böylece kıkırdak defektleri ve defektlerin tedavisi biyokimyasal olarak değerlendirilebilmektedir.⁴¹



Şekil 12. Radyolojik konvansiyonel düz grafilerde kıkırdak lezyonları ancak osteokondral ise görülebilir. Tüm alt ekstremiteyi aynı anda gösteren dizilim grafileri (ortorntgenografi) varus ve valgus gibi dizilim problemlerinin ortaya koyarak tedavi planını değiştirebilir.

Görüldüğü gibi konvansiyonel radyografiler ve MRG (T2 haritalama, MESE, dGEMRİC gibi özel sekanslar hariç) kıkırdak lezyonlarında tam olarak spesifik bilgiler ortaya koymamaktadır. Ancak anamnezi, fizik muayene ve diğer tanısai araçlar ile birlikte cerrahın mutlaka tanıda kıkırdak lezyonunu akılda tutulması ve hatırlaması gerekecektir. Kesin tanı artroskopik olarak konulabilir ve halen kıkırdak lezyonlarının tanısında artroskopi en değerli yöntemdir. Lezyonun büyüklüğü, çapı, derinliği gözle görülebildiği gibi kıkırdağın yumuŐaması engelle değerlendirilebilir ve aynı seansta tedavisi yapılabilir.³⁷



Şekil 13. 11 yıl önce femur medial kondile otolog kondrosit implantasyonu yapılan hastanın T1 haritalama (A) ve T1- ağırlıklı (B ve C) dGEMRIC MRG görüntüleri. Sağlam kıkırdağa göre (ROI2) tedavi gören bölgede (ROI1) proteoglikan seviyesindeki düşüklük gösterilmiş (A) (*Am J Sports Med* 2010;38[5]:943-949).

2.5.2 Kıkırdak Lezyonlarında Sınıflama

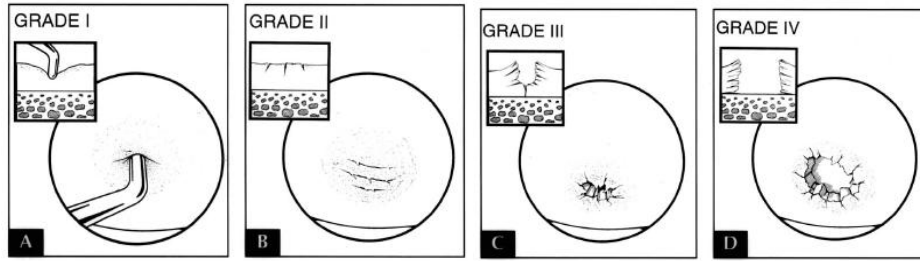
Kıkırdak lezyonları geçmişten günümüze birçok farklı şekilde sınıflandırılmışlardır. Fakat güncel ve klinikte en çok kullanılan sınıflandırmaların temelinde kıkırdak travması sonrasında hasarın hangi katmana uzandığı yatmaktadır. Kıkırdak lezyonlarını genel olarak yüzeysel ve tam kat lezyonlar olarak ikiye ayırabilir. Yüzeysel kıkırdak lezyonları subkondral kemiğe ulaşmayan ve tam kat lezyonlar ise pluripotent kök hücrelerini içeren subkondral kemiğe ulaşan kıkırdak lezyonlarıdır.

Outerbridge sınıflaması başlangıçta patella kondromalazinin değerlendirilmesi için tarif edilmiş olup kıkırdak lezyonunun kıkırdakta hangi katmana kadar ulaştığına göre yapılan bir sınıflamadır⁴². Artroskopik olarak problama veya dokunma hissi olmadan sadece video kayıtları izlenerek kıkırdak lezyonlarının değerlendirildiği bir çalışmada modifiye Outerbridge sınıflaması farklı cerrahlar arasında tekrar edilebilir benzer sonuçlar verdiği gösterilmiştir⁴³. Ayrıca artroskopi sırasında Outerbridge sınıflamasının doğruluğu, tekrarlanabilirliğini ve gözlemciler arası uyumunu inceleyen diğer bir kadavra çalışmasında ise doğruluğu %68 olarak tespit edilmiştir⁴⁴.

Temel olarak Outerbridge sınıflaması gibi kıkırdak lezyonun hangi katmana ulaştığını ön planda tutan ve şu an için güncel olan sınıflama Uluslararası Kıkırdak Tamir Cemiyeti (ICRS) sınıflamasıdır. Fakat bu sınıflamada ek olarak lezyonun etiyolojisinden boyutlarına, alt ekstremité uzanımından bağ ve menisküslerin durumuna kadar, lezyonla ilintili lokal ve genel faktörler de dökümanante edilebilir³⁸

Grade	Açıklama
0	Normal kıkırdak
I	Kıkırdakta ödem ve yumuşama
II	Saçaklanma ve çatlaklar (<1/2 inch)
III	Kıkırdakta subkondral kemiğe ulaşmayan derin çatlaklar (>1/2 inch)
IV	Kemiğe kadar inen tam kıkırdak kaybı

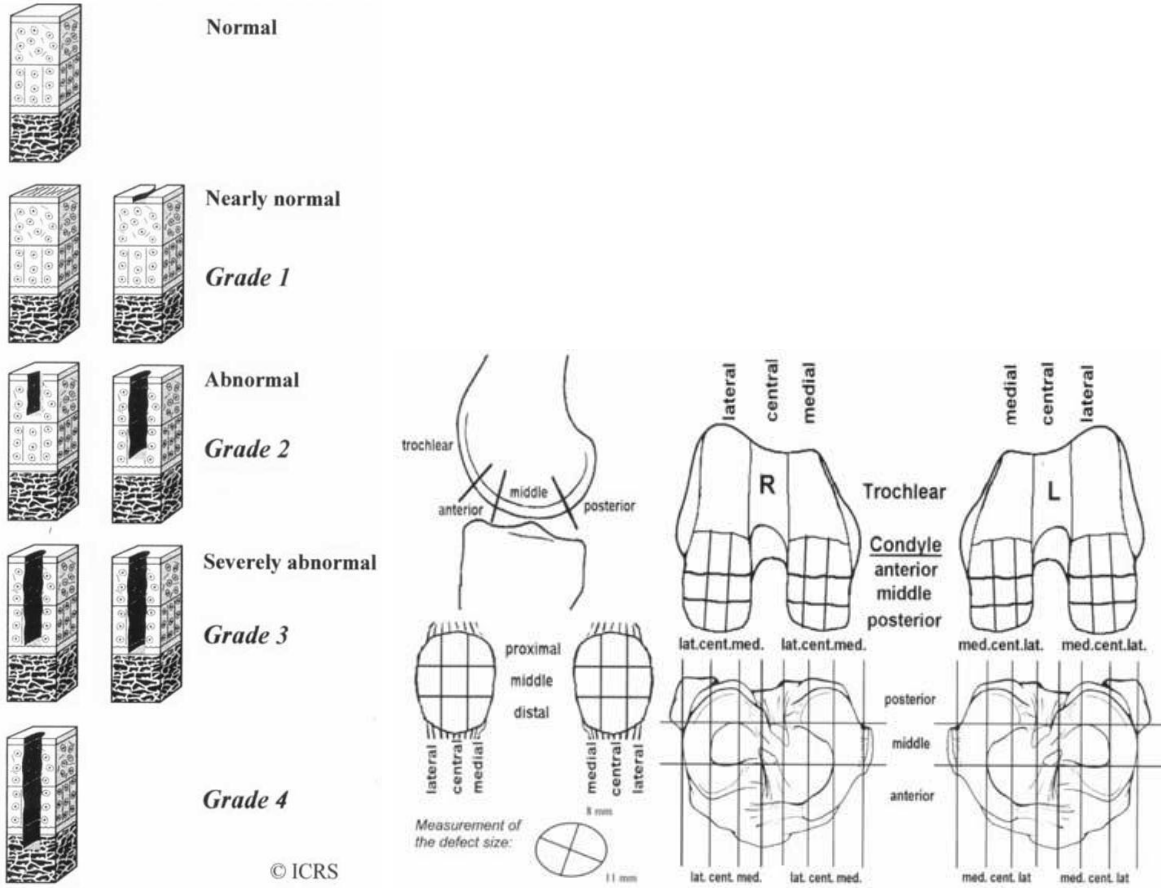
Tablo 1. Outerbridge sınıflaması



Şekil 14: Outerbridge eklem kıkırdağı lezyonları sınıflaması (Outerbridge RE: The etiology of chondromalacea patellae. J Bone Joint Surg 43B: 752–767, 1961)

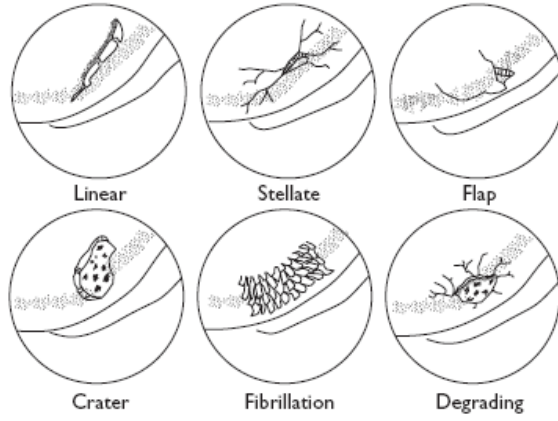
Kıkırdak Lezyonu Grade	Açıklama
0	Normal kıkırdak
1a	Kıkırdakta yumuşama
1b	Yüzeyel çatlaklar ve saçaklanma
2	Kıkırdak kalınlığının <%50 az olan defekt
3a	Kıkırdak kalınlığının >%50 fazla olan defekt
3b	Kalsifiye tabakaya kadar uzanan defektler
3c	Subkondral kemiğe kadar uzanan fakat geçmeyen defektler
3d	Delaminasyon
4	Subkondral kemiği geçen tam kat defekt

Tablo 2. Modifiye ICRS sınıflaması (*Hospital Physician Board Review Manual Orthopaedic Sports Medicine Volume 2, Part 3 2005*)



Şekil 15. ICRS kıkırdak lezyonları sınıflaması ve ICRS değerlendirme formundaki haritalama yöntemi (Am J Sports Med 2004;32:211-5).

Bauer ve Jackson artroskopi sonrası yakaladıkları 167 femoral kondil kondral lezyonu sonrası düzenledikleri sınıflama ile 6 ayrı grupta değerlendirmiştir⁴⁵. Artroskopik görünümüne göre tip I izole çizgisel fissür, tip II yıldız şeklinde, tip III flep şeklinde, tip IV subkondral kemiğin görüldüğü krater şeklinde, tip V ciddi kıkırdak ayrışması olmaksızın liflenme gösteren ve tip VI da dejeneratif kıkırdak değişikliklerinden ayrılması güç olan degrade görümlü kıkırdak olarak sınıflandırılmıştır. Bu sınıflama ise ICRS sınıflamasında farklı olarak lezyonun büyüklüğünden bağımsızdır.



Şekil 16. Bauer ve Jackson femoral kondil kondral lezyonları sınıflaması (Bauer M, Jackson RW, Arthroscopy 1988;4:97–102).

Bu sınıflamalar dışında **Dzioba** ise kıkırdak lezyonlarının oluş zamanına, büyüklüğüne, derinliğine ve lokalizasyonuna göre ayıran ve buna göre prognoz tayini yapan bir sınıflandırma yapmıştır. Prognoz tayininde ayrıca yaş, kilo ve osteoporoz durumunu da değerlendirmeye almıştır. **Noyes ve Stabler** ise kıkırdak yüzeyin durumunu, lezyonun derinliğini, lezyonun büyüklüğünü, lezyonun lokalizasyonunu, lezyonun yük binme alanı ile temasta olduğu fleksiyon açıklığı parametrelerini içeren ayrıntılı bir sınıflama yapmışlardır³⁷.

Geçmişte kıkırdak lezyonlarının tedavilerini değerlendiren doğru ve iyi düzenlenmiş kohort çalışmaları bulunmamaktaydı. Bu yüzden kıkırdak lezyonlarının tanınması ve lezyonlar için yapılan tedavi yöntemlerinin daha doğru değerlendirmesi, karşılaştırılması ve dökümanite edilmesi için bu sınıflamalar oluşturulmuştur. Buna rağmen günümüze kadar yapılan çalışmalarda kıkırdak lezyonlarının tanımlanmasında ve tedavi protokollerinin değerlendirilmesinde her yazar farklı yöntemler seçmektedir.

2.6- KIKIRDAK LEZYONLARINDA TEDAVİ SEÇENEKLERİ

Diz kıkırdak lezyonları günümüzde karşımıza farklı tablolar ile gelebilir. Hastanın başvurusu şikâyetleri ile başlayan öyküsünden tedaviye giden yolda tanı kesinleştirilmelidir. Eğer kıkırdak lezyonu tanısı kesinleştirilmiş ise güncel yaklaşım biçimleri dâhil tüm yaklaşımlar akılda tutulmalıdır. Kıkırdak lezyonları sınıflamaları içerisinde de bahsedilen ICRS sınıflamasının ortaya arttığı sorulara cevaplar aranması cerraha tedavi planlaması öncesinde yol gösterecektir⁴⁶.

1-Etiyoloji: Lezyonunun akut mu kronik mi? Kronik tekrarlayan zemin üzerinde gelişen lezyon mu? Bazen kronik zeminde gelişen akut lezyonlar etiyojinin ortaya konmasında zorluklara sebep olabilir.

2-Defekt derinliği: Lezyonun derinliği veya kalınlığı nedir? En çok kabul gören Outerbridge ve ICRS sınıflamalarıdır. Bu sınıflamalar ile lezyon derinliği belirlenmelidir. Burada önemli olan kıkırdak-kemik sınırının (tidemark) osteokondral bir lezyon ve subkondral kistler veya daha önce yapılan bir müdahale ile bozulmasıdır. Böylece fonksiyonel kıkırdak ünitesi etkilenir ve defekt hasta prognozunu kötü olarak etkiler.

3- Lezyonun büyüklüğü: Defektin büyüklüğü tanısız artroskopi sırasında problama yardımıyla ortaya konmalıdır. Defektler 2 cm²'den az olursa küçük, 2 cm²'den 10 cm²'ye kadar orta ve 10 cm²'nin üzerinde büyük olarak değerlendirilirler. Tedavi seçenekleri de defekt büyüklüğüne göre farklılıklar göstermektedir. Tedavi edilmesi gereken kritik defekt çapı halen tartışmalıdır ve yazardan yazara farklılık göstermektedir.

4-Defekt çevresi kıkırdak devamlılığının derecesi: Defekt çevresinin devamlılığı var mı yok mu? Defekt yuvarlaklığı nasıl (MRİ sagittal planda görülebilir)? Defekt çevresi kıkırdağın sağlıklı devam etmesi veya etmemesi tedaviye yanıtı için önemlidir.

5-Defektin yeri: Defektin yeri neresi? Tek, ikili veya çoklu lezyon mu var? Defektin eklem yük taşıyan bölümünde olması kıkırdak iyileşmesini olumsuz etkiler.

6- Ligamentlerin durumu: ÖÇB veya AÇB sağlam mı? Parsiyel veya tam kat yırtık var mı? Rekonstrüksiyon gerekiyor mu? Çünkü instabil dizde kıkırdak iyileşmesi kötü olarak etkilenecektir.

7-Menisküslerin durumu: Menisküsler sağlam mı? Eğer sağlam değilse parsiyel subtotal veya total menisektomi, tamir veya menisküs allogrefti gerekiyor mu? Menisküslerin

olmaması hem stabiliteyi azatlığı için hem de yük taşınma ve dağılımını bozduğu için kıkırdak iyileşmesini engeller.

8- Dizilim: Varus veya valgus dizilim bozukluğu var mı? Varsa hangi derecede? Osteotomi gerektiriyor mu? Osteotomi gerektiriyor ise hangi tip? Patellofemoral dizilim kusuru var mı? Daha önceden dizilim problemlerinin ortaya konması tedavi sıralamalarını değiştirebilir.

9-Daha önce yapılan girişimler: Daha önce tedavi veya cerrahi geçirmiş mi? Hangi tip tedavi veya cerrahi girişimler uygulanmış? Debridman, mikrokırık, mozaikplasti ve allogreft uygulanmış mı? Eski cerrahi girişim varsa kaydedilmesi gerekir ve tedavi yönünü belirlerken göz önüne alınması gerekir.

10-Radyolojik inceleme: Standart düz radyografiler (AP, lateral ve patellofemoral) ve özellikle ayakta yük verirken çekilen AP grafide eklem aralığı mesafesi, anatomik dizilim ve subkondral kist oluşumu değerlendirilmelidir.

11-Manyetik Rezonans görüntüleme: Yeni MRG sekansları (yağ baskılama ve T1 haritalama) defektlerin ve kıkırdak tamirlerinin ameliyat öncesi ve sonrasının değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Ayrıca lezyonun derinliği, önceden kemik ödemi olup olmadığı, avasküler nekroz ve osteokondridits dissekans varlığı ortaya konmalıdır.

12-Genel tıbbi, sistematik ve aile öyküsü: Romatolojik hastalık var mı? Lupus, romatoid artrit veya HLA-B27 yatkınlığı var mı? Endokrin problemler (tiroid fonksiyonu, diyabet veya obesite) var mı? Aile hikâyesinde osteoartrit, Ehler-Danlos veya Marfan sendromu var mı? Bu tür ek bozuklukların eşlik etmesi lezyonun geleceğini belirlemektedir.

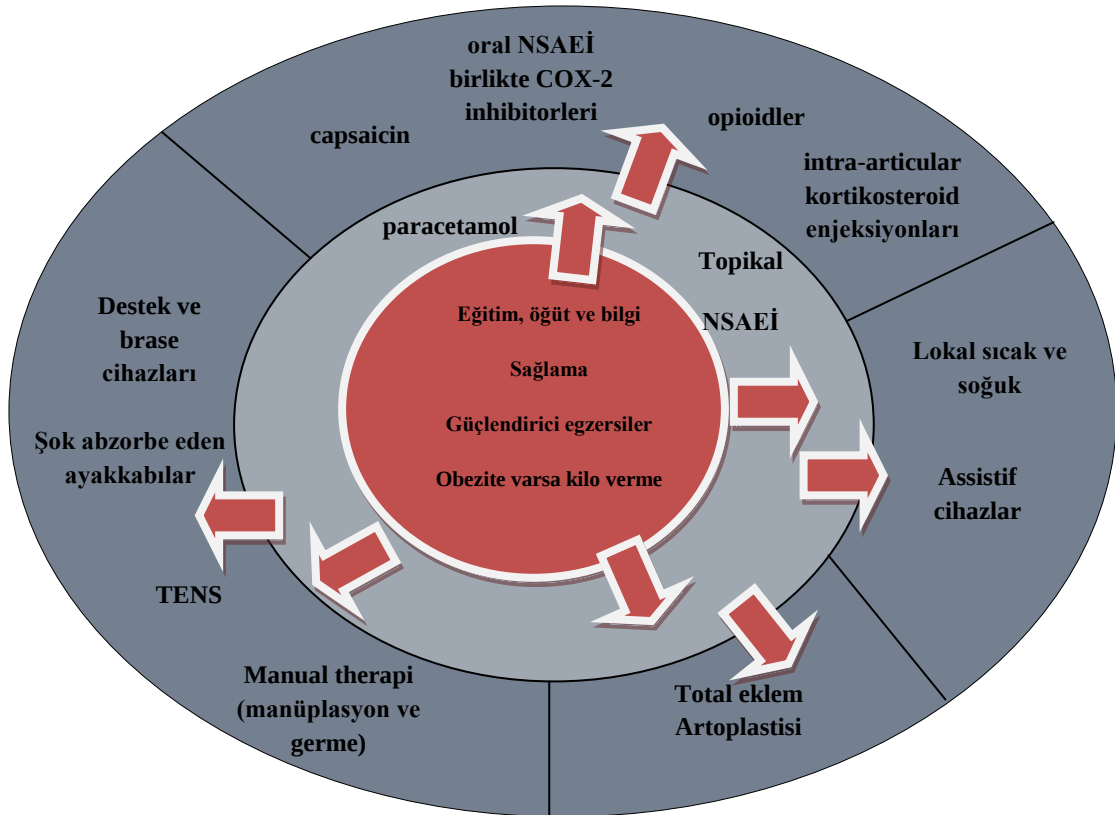
Kıkırdak yaralanmaları ve bağlantılı hastalıkları sık görülmekle birlikte topluma büyük bir ekonomik yük getirirler. Bu yüzden doğru ve gerçekçi bir tedavi planını ortaya koymak için ICRS tarafından tanımlanmış bölgesel ve sistemik faktörleri kapsamlı bir şekilde analiz etmek gerekir^{46, 47}.

Hastada kıkırdak lezyonu tanısı kesinleştikten sonra fizik muayene ve hasta şikâyetleri tekrar gözden geçirilmelidir. Kıkırdak lezyonu için birçok başvuru şikâyet olmasına karşın ağrı, takılma, kilitlenme, şişme ve boşluk hissi olup olmaması önemlidir. Eğer hastada bu şikâyetler yok ise tedavide non-steroidal anti-enflamatuar ilaçlar (NSAEİ), oral preparatlar, diz içi enjeksiyonlar ve fizik tedavi rehabilitasyon gibi konservatif yöntemler izlenebilir. Asemptomatik olan lezyonlar ilerleme gösterebilmektedir. Asemptomatik lezyonlar gibi ve

semptomatik olan lezyonlar da konservatif izlenebilir. Konservatif tedaviye cevap vermeyen lezyonlarda cerrahi tedavi uygulanabilir.

2.6.1. Kıkırdak Lezyonlarında Konservatif Tedavi Yöntemleri

Kas iskelet sistemi hastalıkları içinde günümüzde karşımıza en sık olarak kıkırdak lezyonlarını da içine alan ve yaşlı popülasyonunun en önemli problemi olan osteoartrit (OA) gelmektedir. İlerlemiş OA için tedavi seçenekleri artroplasti, lokal kıkırdak kayıplarında kök hücre transferi, osteokondral greft transferi ve uygun hastalarla osteotomi gibi cerrahi tedavi seçenekleri sunmaktadır. Çoğu hasta öncelikli olarak cerrahi dışı tedavilere yönelmektedir. İyileşme potansiyeli düşük olmasına karşın kıkırdak lezyonları ve OA için birçok cerrahi tedavi dışı tedavi mevcuttur. Bu tedavi seçenekleri arasında analjezikler, NSAEİ, kortizon, yavaş etkili OA ilaçları, bitkisel ilaçlar, viskospulemantasyon ve hyaluronanlar ile yeni ilaçlar yer almaktadır. Ayrıca diğer kıkırdak lezyonlarından farklı olarak osteoartritin farmakolojik tedavisi için romatoloji alanında faaliyet gösteren European League Against Rheumatism (EULAR), American College of Rheumatology (ACR) ve Dünya Sağlık Örgütü (NIH-CE) belirli yıllar arasında randomize klinik çalışmalar sonrasında düzenlediği ve güncellediği klavuzlar çıkarmaktadır⁴⁸.



Şekil 17. Erişkin OA tedavisinin düzenlenmesi, NICE Klinik Klavuzu Şubat-2008.

NICE 2008 Şubat ayında çıkan OA tedavisinin yönetimi ve düzenlenmesi klinik kılavuzuna göre tedaviye her hasta için çemberin merkezinden başlanması gerektiği fakat her hastanın risk faktörleri ve kendi özellikleri ile değerlendirilip tedavilerin yönlendirilebileceği belirtilmiştir. Öneriler çemberin merkezinden başlayıp, dışarıya doğru çalışmaktadır. Merkezdeki tedaviden fayda görmeyen hastalar ikinci halkadaki rölatif güvenli farmakolojik ajanlar önerilmiştir. Burada başarılı olunmaması ve hasta risk faktörleri yükselmesi sebebiyle son halkadaki tedavi seçenekleri olan farmakolojik ve farmakolojik olmayan tedaviler, cerrahi tedavilerin önerilmesi gerektiği belirtilmiştir⁴⁸.

Oral	Topikal	İntraartiküler
Asetaminofen	Kapsaisin	Glukokortikoidler
COX-2 inhibitörleri	Metilsalisilat	Hiyalüronan (Hiyalüronik asit)
Selektif olmayan NSAİİ+PPI	NSAİİ	
Non-asetil salisilat		
Saf analjezikler: Opioid, tramadol		

Tablo 3. OA farmakolojik tedavi önerileri (NICE Klinik Kılavuzu-2008 Şubat). COX-2:Siklooksijenaz-2, PPI: Proton pompa inhibitörü

Analjezikler

Asetaminofen: Asetaminofen, OA tedavisinde ilk başlanacak ve ağrının uzun süreli tedavisinde tercih edilecek ilaçtır. COX'ı zayıf olarak inhibe eder ve merkezi sinir sisteminde prostoglandin sentezini bloke eder. Asetaminofen ağrılı dizlerde NSAİİ'lar kadar etki gösterebilir hastalar uzun süre kullanımda yetersiz kaldığını düşünerek tedaviyi bırakmışlardır. Uzun süre kullanımda ağrının tolerasyonun yeterli olduğu savunulmuştur. Fakat uzun süre kullanımda karaciğer toksisitesi ve interstisyel nefrit gibi komplikasyonları bulunmaktadır. Son kılavuza göre NSAİİ önce önerilmeli aralıklı regüler dozlar uygulanması önerilmiştir⁴⁹.

Narkotik (opioid) analjezikler: Akut noziseptif ağrıda etkili ilaçlardır, enflamatuar ağrıya etkileri çok azdır. Ağrı eşiğini yükseltir, ağrı algısını limbik sistemde algılanmasını değiştirerek bozar. NSAİİ kullanımında problem olan, akut alevlenmelerde ek destek gerektiğinde ve hızlı analjezik etkiye ihtiyaç duyulduğunda kullanılmalıdır. Bulantı, kusma, baş dönmesi, kabızlık ve suistimal ile alışkanlık olması önemli yan etkileridir.

Non Steroidal Anti-Enflamatuar İlaçlar:

Klinik olarak pratikte OA tedavisinde en çok kullanılan ilaç grubudur. Asetil salisilik asitten COX-2 selektif ilaçlara kadar geniş bir yelpazede pazarı bulunan bir ilaçtır. Enflamasyon giderici etkisi nedeniyle akut alevlenmelerde etkili olmaktadır. NICE 2008 son OA tedavi kılavuzunda tedaviye parasetamol ve topikal NSAİİ ile başlanması gerektiği sonrasında gerekirse opioid eklenmesi önerilmiştir. Bu tedavilere cevap vermeyen hastalarda COX-2 inhibitörlerine veya NSAİİ tedavisine geçilmesi ve kullanımda da mutlaka PPI eklenmesi gerektiği belirtilmiştir. Tüm NSAİİ'lerin analjezik etkilerinin birbirine yakın olduğu ve hastalara önerilirken hasta risk faktörleri ile yan etki profiline göre başlanması önerilmiştir⁴⁸.

Etki mekanizması; analjezik, antipiretik ve anti enflamatuar etki COX (prostaglandin-H2-sentetaz) ve proteoglandin (PG) sentezini inhibe ederek gösterir. Prostaglandinler trombosit agregasyonunu, enflamasyonu, ağrıyı ve ateş oluşumunu etkiler. Periferik nosiseptörlerin sensitize ederler ve ayrıca merkezi sinir sisteminde hiperaljezi yaparlar. PGE2 VE PGI2 gibi sitoprotektif prostoglandinlerin inhibisyonu ile gastrointestinal (GİS) yan etkileri görülür. COX inhibitörlerinin kırık iyileşmesi ve kemik tendon iyileşmesini etkiledikleri gösterilmiştir. Deneysel hayvan çalışmalarında yara iyileşmesini olumsuz etkilemeleri cerrahi sonrası kullanım için soru işaretleri bırakmıştır. Kıkırdak üzerine metabolizmaya ve koruyucu etki gibi bir avantaj bulunduğu dair bir kanıt yoktur. GİS yan etkileri, mide asiditesinde artma, dispepsi, mukozal hasar, duodenum ülseri ve kanamadır. Selektif olmayan NSAİİ'lerin hipertansiyon hastalarında, özellikle β -bloker ve anjiyotensin konverting enzim inhibitörü kullananlarda tansiyon yükseltici etkisi olabileceği unutulmamalıdır. Miyokart enfarktüsü riskinin klasik NSAİİ ve COX-2 inhibitörleri ile artabileceği gösterilmiştir⁴⁹.

Yavaş Etkili İlaçlar:

Dünya Sağlık Örgütü farmakolojik tedavi seçenekleri içerisinde gösterilemeyen fakat uluslararası osteoartrit araştırma birliği tarafından OA tedavisinde yavaş etkili ilaçlar olarak tanımlanmış ilaçlar mevcuttur. Günümüzde reçetede dışı olarak OA tedavisinde en sık kullanılan ve tartışılan yavaş etkili ilaçlar glukozamin, kondritin sülfat ve diaserindir. Glukozamin ve Kondritin Sülfat oral yolla kullanılan, osteoartrite bağlı semptomları iyileştirdiği savunulan preparatlardır. Bu ajanlar kıkırdak dokusunda yer alan proteoglikanlardır. Oluşturduğu savunulan etkiler, kondrosit, kollajen ve proteoglikan sentezini artırmak, sinovyal hücrelerini uyarmak, hafif de olsa anti-enflamatuar etki sağlamaktır. OA semptomlarını gidermekte etkili olduğu kadar plaseboya üstünlüğü

olmadığını savunan çalışmalar da mevcuttur. Ayrıca, glukozamin ve kondritin sülfat kullanan hastaların plasebo kullanan gruba göre eklem daralmasında azalma rapor edilmiştir. Fakat bu çalışmalar üretici firmalar destekli yürütüldüğü, ürünün etkinliği ile klinik ve radyolojik değerlendirme parametreleri açısından yeterince güvenilir gözükmemektedir⁴⁹.

Viskosuplementasyon ve hiyaluronan:

Hiyalüronik asit (HA) ve viskosuplementasyon yavaş etkili ilaçlar kadar kullanımı gibi tartışmaları devam eden fakat hastaların mekanik semptomları açısından fayda sağlayabilen bir tedavi seçeneğidir. Hiyaluronan sinovyal sıvının yapısında bulunur ve eklem kayganlaşmasını sağlayarak sürtünmeyi azaltır. Eklemdeki viskoelastik yapının desteklenmesi şok absorbe edici etki artırır ve kaymayı sağlar. İn-vitro çalışmalarda proteoglikan sentezini arttırdığı, matriks degradasyonunu ve kondrosit apoptotik ölümünü önlediği gösterilmiştir. İn-vivo hayvan çalışmalarında sinovyalde inflamatuvar yanıtı ve kıkırdak dejenerasyonunu azalttığı gösterilmiştir. Fakat plasebo grubu ile yapılan kontrollü karşılaştırmalı çalışmalarda olumlu sonuçlarla birlikte, fark görülmeyen sonuçlar da bildirilmiştir. NSAİ ve steroid enjeksiyonu ile karşılaştırıldığında benzer etkili olduğu fakat daha uzun etkili olduğu gösterilmiştir. Artroskopi sonrası viskosuplementasyonun etkilerinin kısa süreli olduğu bildirilmiştir.⁴⁹ Yan etkileri olarak enflemasyon artışı %1-47 arasında bildirilmiş ve birkaç vakada psödötümör gibi komplikasyonlara sebep olduğu bildirilmiştir^{49, 50}

Glukokortikoidler:

NICE 2008 OA tedavi klinik kılavuzunda sadece ciddi ağrıda kullanılması önerilmiştir. Glukokortikoidler, NSAİ'lara benzer semptomatik etkileri nedeniyle uzun zamandan beri osteoartrit tedavisinde kullanılmaktadırlar. Etkilerinin bir süre sonra sonlanması ve kondrosit proliferasyonu ile matriks ve proteoglikan sentezini inhibe ettiğini gösteren güncel bilimsel veriler glukokortikoidlerin osteoartrit tedavisindeki kullanımını azaltmıştır. Glukokortikoid enjeksiyonlarının viskosuplementasyondan daha kısa süreli etkileri olduğu gösterilmiştir⁴⁸.

Kas iskelet sisteminin en sık probleme yol açan ve her yıl yaşlı nüfusla birlikte artmakta olan OA için ilaç sektörü her geçen yıl ilgi ve ayırdığı yatırım payını arttırmaktadır. İlaçlar ile OA tedavi edilmesi konusunda gelinen son noktada halen çok farklı bir yere gelinememiştir. OA konservatif tedavisinde ana amaç hastanın başvuru şikayetlerini azaltmak, fonksiyonel kısıtlılığı gidermek ve oluşabilecek kıkırdak hasarını en aza indirmektir. Semptomların giderilmesi dahil hiçbir ilaç halen bunu tam istenilen düzeyde sağlayamamaktadır.

2.6.2 Kıkırdak Lezyonlarında Cerrahi Tedavi

Cerrahi tedavinin amacı konservatif tedaviye cevap vermeyen ve ağrı, kilitlenme ve takılma gibi semptomların giderilmesi ile ağrısız hareket açıklığına izin verecek yeterli biyomekanik özelliklerin oluşturulduğu düzgün yüzeyli kıkırdak dokusu (özellikle haylin kıkırdak) elde etmektir. Kıkırdak lezyonlarının tedavisinde amaç 4R kavramı ile özetlenir⁵¹.

Buna göre;

1. “Restoration” - Restorasyon: Eklem yüzeyinin iyileşmesi ve yeniden oluşturulması,
2. “Replacement” - Replasman: Otogreft, allogreft veya protez ile eklem yüzeyinin değiştirilmesi,
3. “Relief” - Ağrının giderilmesi: Cerrahi olmayan yöntemler veya dizilim bozukluğu var ise osteotomi ile eklem üzerindeki streslerin azaltılması,
4. “Resection” - Rezeksiyon: İnterpozisyon artroplastisi yapılarak veya yapılmayarak hasarlı eklem çıkartılmasını amaçlar.

Eğer kıkırdak hasarı bu dört yönetime uygun olarak tedavi edilemediği durumlarda, hastanın fonksiyonun yeniden sağlanması için son seçenek total eklem artroplastisi uygulanabilir.

Kıkırdak lezyonlarının tamirinde tedavi stratejileri 3 gruba ayrılır; kıkırdak ve subkondral kemik doğal iyileşme kapasitesinin arttırılması, defekte hücre, doku veya sentetik materyal implantasyonu ve defekte osteokondral greft veya transplant yerleştirilmesi¹⁰.

1-Kıkırdak ve Subkondral Kemik Doğal İyileşme Kapasitesinin Arttırılması

Hyalin kıkırdak avasküler ve kondrositlerin matriks içerisinde gömülü olması nedeniyle kıkırdak hasarı olduğunda klasik enflamatuar süreç ve hücre göçü gerçekleşmemektedir. Yüzeyel kıkırdak lezyonlarında kendiliğinden iyileşme bu yüzden beklenmemektedir. Tam kat kıkırdak yaralanması sonrasında doğal iyileşme kapasitesi ortaya çıkarabilir, subkondral kemik ortaya çıkar ve kemik iliğinden hem vasküler destek hem de osteokondrojenik potansiyeli olan diferansiye olmamış mezenkimal kök hücreler hasarlanmış bölgede doğal kıkırdak iyileşmesini sağlayabilir. Bu prensibi temel alan cerrahi teknikler debridman, abrazyon artroplastisi, subkondral drilleme ve mikrokırıktır. Bu tekniklerde fibrokartilaj skar dokusu oluşumu ile iyileşme sağlanır. Fibrokıkırdak hyalin kıkırdağa göre biyomekanik olarak ve yapısal olarak daha kötüdür^{10, 52}.

1.1.Debridman

İlk olarak 1934 yılında Burman ve arkadaşları, artroskopik debridman ve lavajın sonuçlarını yayınlamıştır. 10 hastanın dâhil edildiği çalışmada artroskopik debridman ile sinovite yol açan mekanik semptomların ortadan kaldırıldığı ve sonuçların genelde iyi olduğu vurgulanmıştır⁵³.

Günümüzde debridman ve lavaj, geçici bir prosedür olarak kullanılmaktadır. Klinik semptomları az olan, düşük aktivitedeki hastalarda 2-3 cm²'den küçük kıkırdak lezyonlarında uygulanır. Özellikle flep tarzı kıkırdak lezyonlarında mekanik iritasyona bağlı semptomları azaltır. Hubbard ve arkadaşları yaptıkları prospektif randomize çalışmada izole femoral kondil defektlerinde artroskopik lavaj ile kontrol grubunu karşılaştırmış ve kalsifiye tabakaya kadar abrazyon ve tüm stabil olmayan kıkırdak parçaların alınmasını önermişlerdir. Debridman sonrasında Lysholm skorlarının kontrol grubuna göre daha fazla arttığını ve semptomların 5 yıl süreyle azaldığını göstermişlerdir⁵⁴.

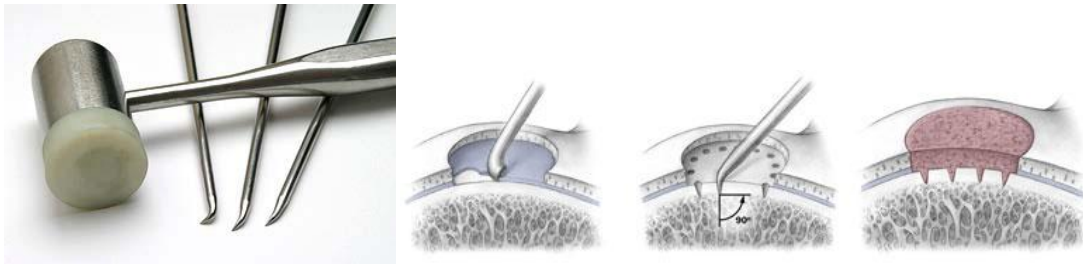
OA zemininde uygulanan artroskopik debridman sonuçları kondral lezyonlara göre daha olumsuz sonuçlanmıştır. Fikir ayrılıklarına sebep olmuş semptomların lokalize kondral defektlerde ki kadar azaltmamıştır.

1.2-Abrazyon Artroplastisi

Abrazyon artroplastisi lavaj, eklem içi serbest cisimlerin alınması, defekt çevresindeki stabil olmayan kıkırdakların rezeksiyonu ve defekt tabanındaki subkondral kemiğin bir delici alet ile abrazyonun kombine edildiği bir artroskopik tekniktir. Hastaların %60 ile %70 rahatlama sağlamaktadır ve 6-12 ay arasında defekt tam kat fibroz kıkırdak ile dolmaktadır. Bert ve Marchka yaptığı retrospektif karşılaştırmalı çalışmada unikompartmantal artrozu olan 126 hastada, debridmanla birlikte abrazyon artroplastisi yapılan veya artroskopik debridman tedavisi uygulanmıştır. 59 hastada abrazyon artroplastisi yapılmış ve %51'inde iyi ve çok iyi, % 16 orta ve % 33 kötü sonuçlar bildirilmiştir⁵⁵. 1995 yılında kliniğimizde yapılan klinik çalışmada, abrazyon artroplastisi yapılan gonartrozlu hastalarda kısa dönemde %51 çok iyi, %14 orta ve %35 kötü sonuçlar elde edilmiştir. Abrazyon artroplastisi fokal kondral ve osteokondral lezyonu olan hastalardan ziyade geniş kondral lezyonu olan artrozik dizlerde kullanılması önerilmiştir.^{6, 56}

1.3-Mikrokırık

Steadman tarafından popülerize edilen bu teknik, lezyona özel mikrokırık aletleriyle çoklu delikler açarak fibrokartilaj iyileşme dokusu oluşumunu amaçlar. Bu teknikte delikler küçük, çok sayıda ve birbirine yakın olarak açılabilir⁶. Kalsifiye kıkırdak küretle temizlenirken subkondral kemik korunur. Metal kuğu boynu (Şekil 18) şeklinde özel aletler ile subkondral kemiğe delik açılması drilleme ile meydana gelen termal hasara yol açmaz. Subkondral kemiğe açılan deliklerden medüller kanama olur ve pıhtı oluşur. Kontrollü yüklenme ve devamlı pasif hareket sayesinde kemik yüzeyindeki pıhtı içerisindeki diferansiye olmamış kemik iliği hücreleri fibro kıkırdağa metaplazi olur. Fibrokıkırdak ve tamir dokusunda oluşan tip-2 kollajen sertlik ve yıpranma özellikleri açısından hyalin kıkırdağa göre zayıftır. Maliyetinin düşük olması, uygulanması basit bir teknik olması ve morbiditesinin düşük olması nedeniyle klinikte sıkça kullanılmaktadır. 2 cm² den küçük lezyonu olan aktif hastalar ile daha büyük lezyonu olan daha düşük aktiviteli ve daha ağır semptomları olan hastalar için çok uygun bir yöntemdir⁹. Mikrokırık 10 mm'den derin lezyonlarda uygulanmamalıdır.

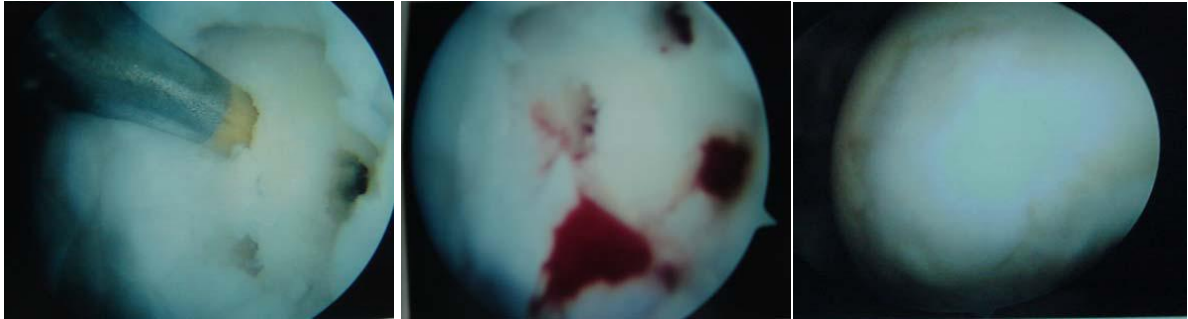


Şekil 18. Mikrokırık aletleri ve mikrokırık tekniğinin şematize edilmesi.(Int.Course Lecture Cartilage Repair Techniques 2010-AAOS)

Kliniğimizde diz osteokondral lezyonu için mikrokırık yapılan 115 hastanın dâhil edildiği retrospektif bir çalışma yapılmıştır. Ortalama 47 aylık takip süresi olan çalışmada hastalar Lysholm Diz Değerlendirme Skalası, Tegner Aktivite Skalası ve Oxford Diz Değerlendirme Formu sonuçlarına göre değerlendirilmiştir. Lysholm Diz Değerlendirme Skalasına göre ameliyat öncesi ortalama 52,3 olan skor ameliyat sonrası 81,7'ye yükselmiştir. Tegner Aktivite Skalasına göre ameliyat öncesi ortalama 2,3 puan alan hastalar ameliyat

sonrasında ortalama 4,9 puan almışlar ve Oxford Diz Değerlendirme Formuna göre ameliyat öncesi ortalama 22,3 olan puanlarını ameliyat sonrası 42,1'e çıkarmışlardır⁵⁷.

Steadman'ın mikrokirik operasyonu sonrası uzun takip süresi olan retrospektif çalışmada, 45 yaş altında izole post travmatik, tam kat kondral defekti olan hastaların 71 dizi %80 oranın 7 yıl ve üzerinde ağrısız takip edilmiştir. Fakat bu hastalar geniş bir hasta grubu içinden seçilen küçük kırıkda lezyonu olan(ortalama 2,8 cm²) hastalardır. Son yıllarda kanıta dayalı olarak tüm literatürü inceleyen ve 28 çalışmayı dâhil ederek 3,122 hastayı gözden geçiren meta-analiz çalışmada mikrokirik sonrası diz fonksiyonlarındaki düzelmenin 24 ay< olduğu bildirilmiştir⁵⁸.



Şekil 19. Femur medial kondil ostekondral lezyona uygulanan mikrokirik tekniği, turnike açılması sonrasında defekti dolduran pıhtı ve 8.ay kontrol artroskopisi görüntüleri görülmekte. (Dr. Mehmet Aşık arşivinden)

2.Hücre, Doku veya Sentetik Materyal İmplantasyonu

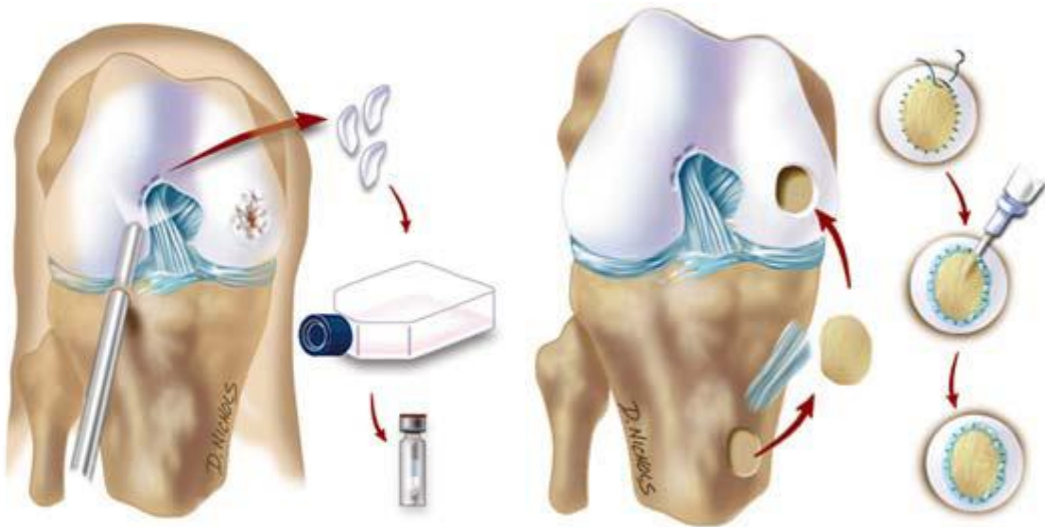
Kırıkda lezyonlarının tamirinde tedavi stratejilerinde ikinci kısmı oluşturan bu kısımda özellikle son yıllarda yapılan araştırmalar sonrasında geliştirilen tekniklerden bahsedilecektir. Bu tekniklerde temelini hasarlanmış eklem yüzeyine kondrojenik potansiyeli olan doku veya hücrelerin transplantasyonu oluşturur.

2.1.Otolog Kondrosit İmplantasyonu(ACİ=Autologus Chondrocyte Implantation)

ACİ iki basamakta gerçekleşen bir tedavi yöntemidir. İlk basamak, başlangıç biyopsi prosedürü, artroskopik olarak dizin önemli olmayan bir bölgesinden kondrositler (200-300 mg) elde edilmesidir. Örnek laboratuara gönderilir, enzimatik olarak ekstraselüler matriks uzaklaştırılmasını takiben kondrositler iki boyutlu bir tabakada kültüre edilirler. Sonrasında farklılaşmaları için agaroz jel içine transfer edilirler. İkinci aşamada hazırlanan kondrositler, artrotomi yapılarak defektli olan bölgeye periostal yama ile kapatılır. Burada periost

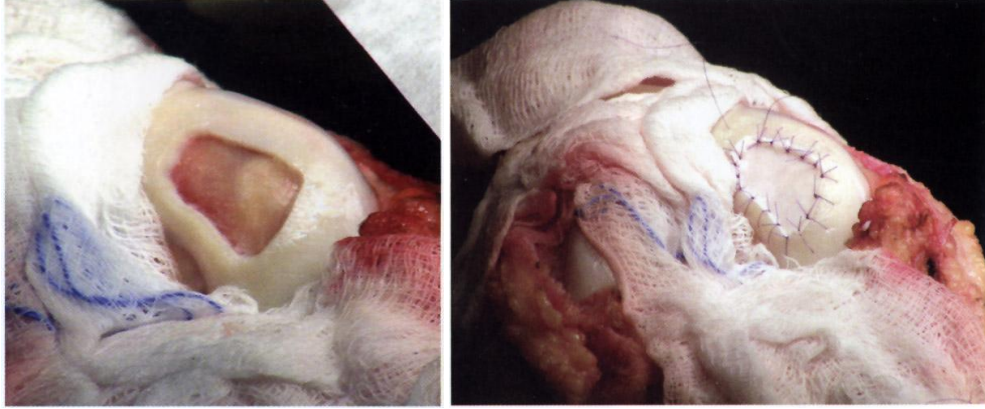
kullanılmasının amacı, periostun pluripotenet mezenkimal kök hücreler içermesi, kolay elde edilebilmesi ve transfer edilebilmesi, yapısal bir katman oluşturmaya ve kendi kondrojenik büyüme faktörlerini içermesidir. Periostal yama 6-0 vicryl ve fibrin yapıştırıcı kullanılarak yapıştırılır. Aynen mikrokırık sonrasında olduğu gibi geri dönüş fazında yük vermenin kısıtlı ve kontrollü olması ile devamlı pasif hareket yapılmalıdır⁵⁹.

ACİ tedavi çalışmalarını sistematik olarak inceleyen bir derlemede; hasta popülasyonu yaş ortalaması 28,7-34,2 arasında, tedavi edilen defekt büyüklüğünü 1,9-6,2 cm² arasında olduğu, lezyonların %80-100 arasında Outerbridge III-IV ile Osteokondritis dissekans (%100) ve ICRS III-IV olduğu, lezyonların primer olarak %39-%89 arasında medial femoral kondilde olduğu ve hastaların ortalama olarak 11-60 ay arasında takip edildiği bildirilmiştir⁶⁰. Klasik endikasyon olarak 6-8 mm derinliğinde osteokondritis dissekans vakları ile 2-10 cm² arasındaki özellikle femur kondillerindeki lezyonlarda önerilmiştir. Subkondral kemiğin korunduğu yüzeysel kırıkta lezyonlarında otolog kondrosit implantasyonu, osteokondral allogreft transplantasyonuna göre daha uygun bir tekniktir. ACİ sonrasında 0-6 haftalık proliferasyonu evresinde yumuşak tamir dokusu oluşmakta, 7 hafta-6 ay arası değişim döneminde matriks ekspansiyon olarak macun şekline yoğunlaşması ve 6-18 ay (3 yıla kadar) olan remodelasyon döneminde matriks remodelasyonu ile tamir dokusu direnç kazanmaktadır¹⁰.



Şekil 20. ACİ ilk basamak başlangıç biyopsisi ve ikinci basamak kültürde üretilmiş kondrosit hücrelerinin periost yama ile birlikte defekt hazırlandıktan sonra transferi görülmekte.

ACI sonuçlarını uzun dönemli inceleyen bir çalışmada ortalama 7,4 yıl, 61 hastanın 51 takip edilmiş sonuçlar iyi ve çok iyi olarak bildirilmiştir. Fu ve arkadaşlarının yaptığı level III retrospektif kohort çalışmasında ACİ ve artroskopik debridman karşılaştırılmış, lezyon çapından bağımsız olarak 3 yıl sonunda fonksiyonel sonuç skorlarının %81'e %60 daha iyi olduğunu bildirmişlerdir⁵⁸. ACİ ile mikrokırık genel olarak karşılaştırıldığında kısa ve orta dönem sonuçlarda ACI'nun mikrokırığa daha üstün olduğu belirlenen yayınlar mevcuttur, fakat kanıta dayalılık açısından güvenilirlikleri yeterli değildir.



Şekil 21. Operasyon esnasında defektin hazırlanması ve otolog kondrosit implantasyon sonrası periost yama kapatıldıktan sonraki görünümü

ACI ameliyatlarının son yılda hızla yapılmaya başlanması sonucunda periosteal yama kullanılan hastalarda greft hipertrofisi ve kemikleşmesi gibi komplikasyonlar görülmesi nedeniyle kondrositler için taşıyıcı maddeler olan polimer ağlar veya matriksler geliştirilmiştir. Doku mühendisliği ile geliştirilen bu ağlar kollajen (tip I III), Hiyalüronik asit ya da glikoz polimerlerinden oluşabilir. Bu polimer ağlar hücre çoğalması ve yapışması için uygun olmalı, biyolojik uyumlu olmalı ve toksisitesi olmamalı, hücreler arası iletişim ve kondrojeniz için uyumlu olması, polimerlerin kontrol edilebilir çözülme hızında olması gerekmektedir. Son yıllarda yaygın kullanılmaya başlayan bu yöntem matriks destekli otolog kondrosit implantasyonu (MACI) olarak anılmaktadır. İlk olarak Behrens ve ark. tarafından 1999'da klinik uygulama haline sokulmuştur⁶¹. Kondrositlerin gelişmesi ve oluşturduğu 3 boyutlu yapı ile tek bir yerde toplayabilen ağ yapısı nedeniyle kondrosit implantasyonu kolaylaştırmaktadır. Matriks dikiş materyali yerine fibrin yapıştırıcı ile tespit edilir. Kondrositler matriks içinde sabit olduklarından dışarı sızma tehlikesiyle karşı karşıya

implantlardır. Çoğu karbon plug ve karışım materyaller kıkırdakta erozyona ve sinovite sebep olmaktadır. Metal ve seramik olanlar ise halen gelişim ve deneme aşamasında olup soliter kondil defektlerinde kullanılması planlanmaktadır⁹.

3-Defekte Osteokondral Greft veya Transplant yerleştirilmesi

Osteokondral tekniklerde mutiple otolog pluglar dizde daha az yük alan bölgeden veya donörden allogreft olarak alınarak defektin doldurulması prensibine dayanır. Lezyon parsiyel birçok osteokondral plug ile doldurulabilir (mozaikplasti) veya tamamıyla doldurulabilir.

3.1 Mozaikplasti(Osteokondral Otogreft Transplantasyonu-OATS)

İlk kez 1985 Yamasita ve ark. tarafından tanımlanan ve sonrasında Hangody tarafından popularize edilen OATS yöntemi, diz ekleminin yük binmeyen yüzeylerinden alınan multiple silindirik greftlerin cerrahi olarak hazırlanan defektli bölgeye transplantasyonudur⁷. Eklem kıkırdığı hyalin kıkırdak tipindedir, kemik iliği uyarma teknikleri ile tedaviler sonrası fibro kıkırdak ve hyalin kıkırdak benzeri ara formda bir fibro kıkırdak oluşmaktadır ve nispeten mekanik özellikleri zayıftır. ACI ve OATS teknikleri ise “hyalin kıkırdakla iyileşme sağlayan teknikler” olarak anılmaktadır.

Endikasyonlar

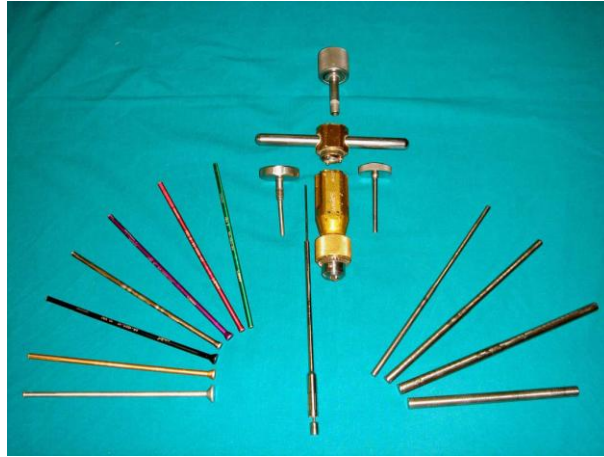
Diz ekleminin yük binme yüzeyindeki fokal kondral ve osteokondral defektlerinde uygulanır. Defekt büyüklüğü 1-4 cm² olan olan lezyonlarda önerilmektedir. 50 yaş altında, operasyon sonrası rehabilitasyona uyum sağlayabilecek hastalara önerilmelidir. ICRS kıkırdak değerlendirme soruları akla getirildiğinde dizilim, bağ problemleri ve meniskus mutlaka gözden geçirilmelidir. Bu durumda eşlik eden patolojiler ile birlikte aynı seansta OATS uygulanabilir. Diz eklemi dışında talus, femur başı ve humerus capitellumuna OATS uygulanan vakalar bildirilmiştir. 4-8 cm² arasındaki lezyonlarda önerilmektedir fakat 4 cm²’den daha büyük lezyonlarda donör saha morbiditesi nedeniyle önerilmemektedir^{8, 63}.

Kontrendikasyonlar

Enfeksiyon, tümör, yapısal hastalıklar, donör sahanın olduğu olgularda (post travmatik), 8 cm²’den geniş ve 10 mm’den derin defektler ile radyolojik osteoartrit bulgularının varlığında bu yöntem uygulanmaz. Defekt alanı 4-8 cm² ve hasta 40-50 yaş arasında ise hastayla birlikte operasyona karar verilmelidir. 50 yaşın üzerinde hasta ve uyumsuz hastada uygulanmamalıdır^{8, 63}.

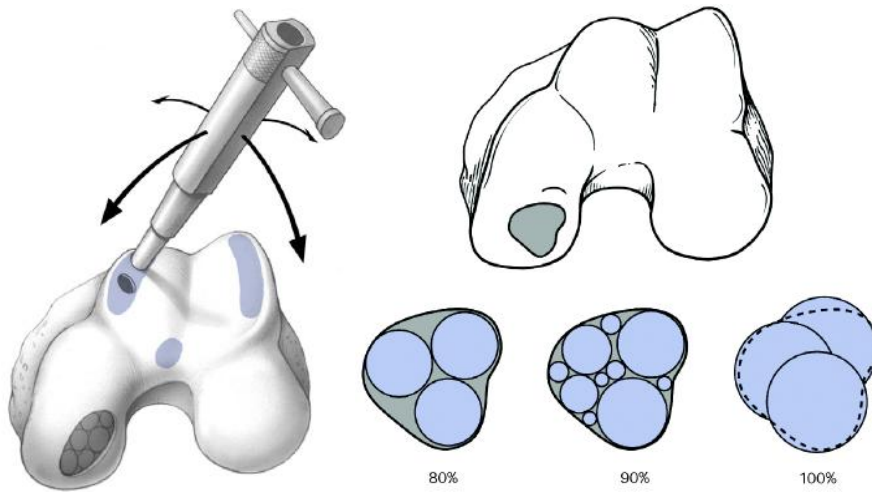
Hastalara ameliyat öncesi yapılacak işlemler ayrıntılı olarak anlatılmalıdır. Otolog osteokondral greft transferi artroskopik yöntemle yapılması planlanan durumlarda bile hasta açık yöntemle yapılacaktı gibi hazırlanmalıdır. Çünkü posterior lokalizasyonlu defektlerde veya dizin yeterli fleksiyona gelemeyi durumlarda açık tekniğe dönmek gerekebilir. Bu durum hastaya ayrıntılı olarak anlatılmalıdır. Ayrıca hastaya ameliyat sonrasındaki 6 hafta boyunca dizine tam yük veremeyeceği konusunda bilgi verilmelidir.

Cerrahi teknikte patellofemoral eklem hizasındaki femoral kondil periferinden alınan küçük silindirik osteokondral greftlerin, cerrahi olarak hazırlanan yük binme yüzeyindeki defektli bölgelere transplante edilmesidir. Farklı çaplarda alınan osteokondral greftlerin kombine edilmesiyle defekt %90'dan % 100'e kadar doldurulabilir. Teknik artroskopik ve mini artrotomiyle açık yöntem ile yapılabilir. Artroskopik teknikte portal seçimi defektli bölgeye dik ulaşabilmek için çok önemlidir. Defekt sınırları sağlıklı hyalin kıkırdak kenarlarına ulaşılncaya kadar küret veya shaver cihazı yardımıyla temizlenmelidir. Lezyonun zemini canlı subkondral kemiğe ulaşılana kadar küretle temizlenmelidir. Lezyon tabanı temizlenip sınırları belli olduktan sonra OATS setindeki çapları 5 ile 10 mm arasında değişen ölçme aletleri veya kılavuz drill yardımıyla defekt çapı belirlenmelidir. Kaç adet greft gerekeceği ve bu greftlerin hangi çaplarda olacağı yine bu ölçme aletleriyle planlanır. Ayrıca artroskopik prob veya kılavuz drill'in subkondral kemiğe kadar sokulmasıyla defektin derinliği saptanmalıdır⁶³.

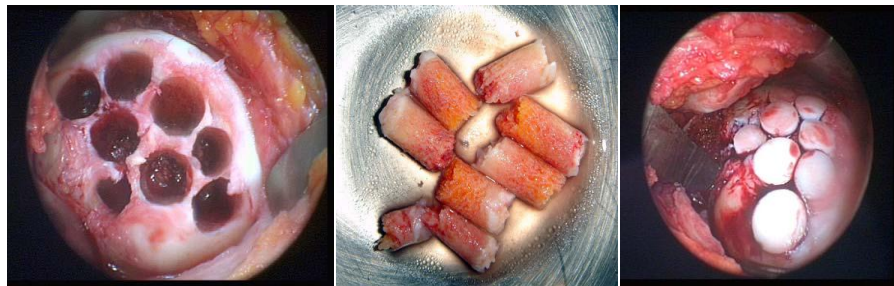


Şekil 23. Otolog osteokondral greft transferi (OATS) seti (Dr.Mehmet Erdil Uzmanlık Tezi).

Artroskopik teknikte greft alınmasında minimum donör alan yüklenmesi açısından distal medial troklea ilk tercih, interkondiler noç ikinci tercih iken açık teknikte lateral femoral kondilin patellofemoral eklem hizası greft alınması için ilk tercih bölgelerdir. Defekt bölgesinde açılacak tüneller için operasyon esnasında planlama yapılır ve greft alıcılar ile tüneller hazırlanır, derinlikleri ölçülür. Greftin dik olarak çakılması, grefti çakmak için kullanılan ölçme aletinin çapının greftten en az 1 mm daha geniş olması önemlidir. Tüm tüneller greftlerle doldurulduktan sonra greftlerin tam oturması ve stabilitenin sağlanması için dize varus ve valgus stresi verilerek, fleksiyon ekstansiyon hareketi yaptırılır^{8, 63}.



Şekil 24. OATS tekniğinde değişik çaplardaki silindirik greftlerin kullanılmasıyla defekt % 70'den % 90'a hatta % 100'e varan oranlarda doldurulabilir (*J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A Suppl 1:65-72.)



Şeki 25. Lezyon bölgesi tünel açıcılarla greft transferi için hazırlanması, tünel açıcıların lezyon bölgesinden çıkardığı silindirler, defektli bölgedeki açılan tünellere greftlerin implante edilmiş hali görülmekte. (Dr. Mehmet Aşık Arşivinden)

Hangody ve Füles 10 yıllık zaman aralığında yaptığı 831 hastada, femoral kondil mozaikplasti'de %92, tibial mozaikplasti'de %87 ve patella/trohlear mozaikplasti'de %79 iyi ve çok iyi sonuç bildirmişlerdir⁸. Bentley ve ark. ACI (n=58) ve OATS (n=42) karşılaştırdıkları prospektif randomize kontrollü olarak düzenlenen bir çalışmada, ortalama operasyon sonrası takip 19 ay (12-31 ay), ortalama lezyon büyüklüğü 4,66 cm² olarak bildirilmiştir. Cincinnati diz skalası ve Stanmore fonksiyonel skor ile değerlendirmeye alınmış ve ACI'da %88 ve OATS'da %69 iyi çok iyi sonuçlar bildirilmiştir. Posthoc subgrup analizde femur medial kondillerine uygulanan tedavilerin sonucunda ACI grubunda anlamlı fark bulunmuştur. 1 yılsonunda yapılan kontrol artroskopilerinde ICRS göre değerlendirilen tamir dokusu ACI (%82) grubunda anlamlı olarak OATS (%32) göre çok iyi bulunmuştur. Bu çalışmada kısıtlayıcı noktalar ise standart olmayan OAST tekniği, küçük hasta popülasyonu, güç analizi yapılmaması ve farklı anatomik bölgelerdeki lezyonların tedavi edilmesi ile kısa süreli takiptir.⁵⁸ Horas ve arkadaşlarını yaptığı level II prospektif randomize çalışmada ise, ACI (n=20) ve OATS (n=20) teknikleri ortalama lezyon büyüklüğü 3,75 cm² olan semptomatik, izole ve femur kondili eklem yük verme yüzeyindeki kondral ve ostekondral lezyonlara uygulanmıştır. Operasyon sonrası 2 yıllık takip süresi sonunda OATS sonrası fonksiyonel dönüş 6.,12. ve 24. aylarda yapılan Lysholm skoru ACI'na göre anlamlı yüksek bulunmuştur. Yapılan artroskopik biyopsilerde ACI grubunda genellikle fibro kırık ve hyalin benzeri kırık tespit edilmiştir. Bu çalışmada da kontrol grubu olmaması ve yetersiz takip (<%80) ile yetersiz hasta sayısı bulunmaktadır⁵⁸.

Kliniğimizde yapılan bir çalışmada 1998-2007 yılları arasında yaş ortalaması 31,6 (14-54) olan 64 hastanın 65 dizine OATS tekniği uygulanmıştır. Tegner Aktivite Skalasına göre ortalama skorda ortalama 3,6±1,4 puanlık, Lysholm Diz Skoruna göre ortalama 59,2±15,9 puanlık ve IKDC Sübjektif Diz Değerlendirme Formuna göre 42,3±11,4 puanlık istatistiksel olarak anlamlı (P>0,0001) artışlar elde edildi. Çalışma sonucunda lezyon lokalizasyonunun, yaşın ve dizdeki ek patolojiler için yapılan cerrahilerin sonuçlar üzerinde anlamlı bir fark oluşturmadığı gözlemlendi⁶⁴.

OATS ve mikrokırık karşılaştırılan çalışmalarda sınırlı sayıda önemli kanıta dayalı çalışma bulunmamaktadır. Gudas ve ark. yaptıkları level I prospektif randomize kontrollü çalışmada, 28 hastada OATS (ortalama 4.3 plug) ve 29 hastada mikrokırık uygulanmış, tüm hastalar profesyonel alet olup yaklaşık olarak 3 yıla kadar takip edilmiştir. İkinci yıl sonunda OATS sonrası %96 ve mikrokırık sonrası %52 iyi sonuçlar bildirilmiştir. Modifiye HSS skoruna göre 1., 2. ve 3. yıl sonunda OATS yapılan grupta anlamlı iyi sonuçlar tespit

edilmiştir. Kontrol artroskopilerinden alınan biyopsilerde OATS %58 daha iyi ICRS skoru göstermiştir. OATS grubunda 26/28 spora dönüş ve mikrokırıkla 15/29 spora dönüş olmuştur. 30 yaş üzerinde $2\text{ cm}^2 <$ defekt büyüklüğünde ve medial kondilin merkez kısmı mikrokırık yapılan hastaların sonuçlarının kötü olacağı bildirilmiştir⁵⁸.

Cochrane veri tabanının değerlendirdiği randomize kontrollü 4 ACI çalışmasında (toplamda 266 hasta) sonuçlar açısından ACI'nun diğer teknikler üstün olduğunu gösteren kanıt bulunmamıştır. Elde bulunan sınırlı çalışmada ise OATS ve ACI arasında sonuçlar açısından açık bir fayda görülememiştir⁶⁵. Mikrokırık ise ACI kadar etkili bulunmuştur. OATS'nun ise genç atletlerde erken spora dönüş açısından mikrokırıkta daha üstün olduğu gösterilmiştir. Fakat halen daha fazla sayıda hastanın doğal hikâyesini de kontrol eden Level I çalışmalara ihtiyaç vardır.

3.2 Osteokondral Allograft Transplantasyonu

Osteokondral allograftlarla tedavisi ilk kez Lexer tarafından yayınlanmıştır³, çalışma 1908 ile 1925 yılları arasında osteokondral allograft uygulanan 23 olguyu içerir. Günümüzde tekrar popüler olmasındaki en büyük pay ise Gross'a aittir⁴. Osteokondral allograftler kadavradan veya donörde elde edilir. Burada donörler için detaylı medikal, sosyal ve seksüel öykü alınarak riskli grupların belirlenmeli, cilt lezyonları, hepatosplenomegali ve lenfadenopatiyi ön planda tutan fizik muayene yapılmalıdır. Donör serumundan testler (HIV I ve II, hepatit yüzey antijeni, hepatit C antikorları, sifilis antikorları ve T hücreli lenfotrofik virüs antikorları) yapılmalı ve eğer varsa otopsi sonucu incelenmelidir.

Hyalin kıkırdak ve subkondral kemik içerir. Geniş eklem kayıplarında, kıkırdak defekti ile beraber 6-8 mm kemik doku kaybı olan orta büyük boy defektlerin restorasyonu için kullanılır. Diğer tedavi seçenekleri cevap vermediğinde veya hasta yaşı uygun ise 3 cm^2 den hemikondil büyüklüğü arasındaki defektlerde kullanılabilir. Endikasyonlar arasında; osteokondritis dissekans, osteonekroz, post travmatik defektler, patellofemoral artroz, unikompartmantal ve multifokal post travmatik artroz bulunmaktadır. İleri multikompartmantal artroz, enflamatuvar eklem hastalığı, kristal artropatisi, ligamanet instabilitesi, meniscal yetmezlik ve dizilim kusuru varsa allograft transplantasyonu kontraendikedir⁶⁶.

Takip süreleri 2-10 yıl arasında olan çalışmalarda farklı endikasyonlarda ortalama $10,5\text{ cm}^2$ 'yi bulan allograft uygulamaları mevcuttur. Kıkırdak lezyon tipleri ve uygulama teknikleri farklı olmasına karşın %54-%94 arasında başarılı sonuçlar bildirilmiştir. Gross 3 cm^2 üzerindeki defektlerde uyguladığı ve hastaları uzun süreli takip ettiği çalışmasında beş yılda

%95, 10 yılda %71 ve 20 yılda %66 başarılı olarak bildirilmiştir. Yaşlı hastalarda, her iki kompartımana uygulanan allogreftlerde, avasküler nekroz zemininde yapılan allogreft tedavilerinde uzun dönem sonuçların kötü olabileceği öngörülmüştür^{4, 66}.

Küçük Defektler (<2-4 cm ²)		Büyük Defektler (>2-4 cm ²)	
Çok küçük (<2cm) OATS	Küçük Mikrokırık	Otolog Kondrosit İmplantasyonu	Osteokondral Allogreft
+Hyalin kırıkda oluşumu +Primer kemik iyileşmesi +Mikrokırığa göre spora çabuk dönüş -Teknik zorlukları (mini-açık) -Mutiple plak ile donör bölge morbiditesi	+Donör bölge morbiditesi yok +Artroskopik girişim -Kompleks rehabilitasyon (Sürekli pasif hareket, 6-8 hafta kontrollü yük verme) -Spora dönüşte uzama (6-9 ay)	+Defekt büyüklük sınırlaması yok +Hyalin benzeri kırıkda oluşumu +Otolog doku -Periostun kullanıldığında yüksek tekrar operasyon riski -Kompleks rehabilitasyon (Sürekli pasif hareket, 6-8 hafta kontrollü yük verme) -Spora dönüşte gecikmiş uzama (12-18 ay) -Yüksek maliyet	+Defekt büyüklük sınırlaması yok +Hyalin kırıkda oluşumu +Kolay rehabilitasyon -Greft uygunluğu -Bulaşıcı hastalıklar - Kondral defekt osteokondral defekt dönüşüğünde greft başarısızlığı - Spora dönüşte gecikmiş uzama (9-12 ay) -Yüksek maliyet
+ işareti avantajları ve – işareti dezavantajları göstermektedir.			

Tablo 4. Tibiofemoral kompartımandaki kırıkda tamir teknikleri için tedavi algoritması (Surgical Management of Articular Cartilage Defects of the Knee-2011 AAOS Instructional Course Lectures).

III-AMAÇLAR

İzole ve fokal kondral ve osteokondral defektlerin doğal seyri halen tam olarak bilinmemektedir. Kondral lezyonlara genellikle artroskopi sırasında teşhis edilmektedir. Tedavi edilmediklerinde hangi lezyonun ve hangi çaptaki defektin ileride fonksiyonel kayba yol açabileceği bilinmemektedir. Fakat tam kat lezyonlar ile osteokondral lezyonlar defekt çevresi kıkırdakta biyomekanik aşırı yüklenmeyi arttırarak komşu kıkırdakta dejenerasyona sebep olur. Aşırı yüklemeye bağlı olarak subkondral kemikte ve karşı eklem yüzeyinde aşınmaya bağlı olarak osteoartrit gelişebildiği bilinmektedir.⁶⁷

Kondral ve osteokondral lezyonların ilerleyici seyir izlemesi klasik olarak hasta ve lezyon faktörleri şeklinde iki grupta ele alınabilir. Hastaya bağlı faktörler; yaş, vücut-kitle indeksi, genetik, aktivite seviyesi, menisküs ve çapraz bağların durumu ile koronal plan deformiteleri ve patellofemoral instabilite iken lezyona bağlı faktörler; çap, lokalizasyon, derinlik ve kronik/akut olması olarak bildirilmiştir.^{10, 68}

Geçmişten günümüze kondral ve osteokondral lezyonların seyrini gözlemlemek için in-vivo ortamın daha iyi simüle edilebilmek için deneysel çalışma modellerine başvurulmuştur. Defekt çevresi kıkırdak basınç değişikliklerinin köpeklerde 2 mm üzerinde ve insan kadavra dizlerinde yapılan çalışmalarda 10 mm üzerinde arttığı gösterilmiştir.^{11, 69} Dana dizlerinde defekt şekli ve lokalizasyonu değiştirilerek tam kat kondral lezyon oluşturulmuştur. Bu çalışmada subkondral kemiğin sağlam kıkırdak ile temasını incelemiştir. 0,97 cm² altında anlamlı değişiklik olmadığı, ciddi temasın ise 1,66 cm² (lateral kondil) ve 1,99 cm² (medial kondil) büyüklüğünde olduğu gösterilmiştir. Böylece sadece lezyon büyüklüğünün değil subkondral temas yüzeyinin de önemli olduğu gösterilmiştir.⁷⁰ 2011 yılında çıkan son tedavi protokolleri algoritmaları dâhil halen tedavi yöntemleri defektin çapı kullanılarak yapılmaktadır.

Fakat diz eklemindeki femora-tibial eklem değişken artiküler geometrisi ile diğer eklemlerden farklı bir kontak mekanik yapı göstermektedir. Medial ve lateral kondillerin hem medio-lateral (koronal plandaki) kurvaturu ve hem de anterior-posterior (sagittal plandaki) kurvaturaları farklı radiuslara sahiptir.^{12, 71} Menisektomi sonrasında özellikle lateral kompartman öncelikli olarak unikompartmantal artroza ilerlemesinde bu geometrik özelliğin de önemli olduğu bildirilmiştir.¹⁸ Aynı diz içindeki lokal kontak geometrideki değişiklikler dışında, cinsiyet ve ırka bağlı olarak lateral ve medial femur kondil radiuslarının ve kıkırdak kalınlıklarının değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. Diz içi lokal temas yüzeyi geometrik farklılıkları ve farklı anatomik diz büyüklüklerine sahip hastalar olmasına rağmen kondral

veya osteokondral lezyonların tedavisinde günümüzde ön planda tutulan lezyonun derinliği ve büyüklüğü olmaktadır.

Defekt çapı arttıkça defekt çevresindeki ve karşı eklem temas yüzeyindeki kıkırdakta temas yüzeyi basıncı artmaktadır. Fakat bu basınç artışın lokal temas yüzeyi anatomisi ve geometrisi ile olan ilişkisi bilinmemektedir. Defekt çapı küçük olan büyük kondil çaplı dizler veya defekt çapı büyük olan küçük kondil çaplı dizler olabilir. Lokal temas yüzeyi geometrisi değiştiği durumlarda ve farklı defekt çaplarında oluşacak basıncı nasıl etkilediği bilinmemektedir.

Bu hipotezden yola çıkarak bu çalışmada osteokondral ve kondral yaralanların klinikte en sık görüldüğü bölge olan diz eklemi medial femoral kondil yük alma yüzünde açılan farklı çaptaki osteokondral defektlerin, farklı büyüklükteki dana dizlerinde medial plato içerisindeki oluşturduğu basınç değişimlerini lokal temas yüzeyi anatomisi ve geometrisi ile irdelemektir. Bu amaçla medial kondil anatomik koronal ve sagittal kurvatur eğrilik radiusları ve anatomik kurvatur eğrilik radius merkezlerine göre defektin eklem yüzünde oluşturduğu kaybın geometrik olarak hesaplandığı “defekt açısı” olarak isimlendirilen (α) açısı hesaplandı. Burdaki amaçlardan biride defektin kondil anatomisi üzerinde yarattığı geometrik kaybın öngörülen defekt açısı ile standardize etmektir.

IV-GEREÇ VE YÖNTEMLER

4.1 Ön deneyler ve Ana Deney Düzenekinin Seçilmesi:

Ana çalışma düzenekinin belirlenmesi ve dana dizinin aksiyel yüklenme altındaki davranışlarının ve basınç değişimlerinin belirlenmesi için 5 adet taze donmuş dana dizi kullanılarak ön deneyler yapıldı. Daha önce yapılan çalışmalarda dana dizi rotasyon merkezi olarak medial ve lateral epikondil yanında belirlenmiştir. Bu sebepten dolayı ayrıca dana dizi rotasyon merkezi tespiti için değişik fleksiyon derecelerinde yükleme testleri yapılmamıştır. Tüm deneyler tam ekstansiyonda yüklemeler olacak şekilde tasarlandı.

Her iki kompartman ve meniskusların korunduğu model; femur distalinin 2/3 ve tibia proksimalinin 2/3'ünü içeren 2 adet taze donmuş dana dizi kullanıldı. Eklem kapsülü ve ekstansör mekanizma uzaklaştırıldı ve eklem içi bağlar korundu. Femur ve tibiası eklem yüzeyinden 15 cm uzaklıktan ve eklem yüzeyine paralel olacak şekilde kesildi. Femur ve tibianın diyafizer bölümlerinden birbirini çaprazlayan 2 adet Kirchner teli geçirildi. Bu Kirchner tellerinin yardımıyla polyester macunıyla doldurulmuş 8 cm uzunluğunda ve 10 cm çapındaki PVC (polivinil klorür) boru parçasına gömülerek tutturuldu. Her iki kompartmana da dijital elektronik basınç sensörleri (K-scan 4000, Tekscan, Boston, MA) yerleştirildi. Statik yüklemeler altında (100N ile 700N arasında) medial ve lateral kompartmanda, insan dizi kadavra modelinde yapılan çalışmalarda bahsedildiği gibi, eşit basınç ve yük dağılımı olduğu gözlemlenmedi. Özellikle dana dizi lateral meniskusu medial meniskusa göre daha fazla instabil olması nedeniyle, lateral kompartmanda sensör yırtılmalarına ve yanlış yük dağılımına sebep olduğu gözlemlenmesi üzerine meniskusların uzaklaştırılması planlandı (Şekil 26).

Her iki kompartmanın korunup, meniskusların rezeke edildiği model; 1 adet taze donmuş dana diz intraartiküler ve ekstra artiküler bağları korunarak her iki meniskus çıkarıldı. Statik yüklemeler altında (100N-700N) her iki kompartmanda da yük dağılımlarının eşit olmadığı görüldü. Meniskuslar uzaklaştırıldığı için yüklemeler altında daha çok sensör yıpranması (sensel bölgelerinde kayıplar) ve sensör yırtılması görüldü. Bunun üzerine sadece medial kompartman basınç değişimleri değerlendirilmesine karar verildi.



Şekil 26. Ön deneylerde kullanılan örnekler (sol tarafta her iki kompartman korunan ve sağ tarafta sadece medial kompartıman korunduğu örnekler).

Medial kompartman korunarak; 1 adet taze donmuş dana dizi arka çapraz bağ ve medial kollateral ligaman ile medial menisküs meniskokapsüler bileşke sağlam olacak şekilde disseke edildi. Femur proksimalde ekleme paralel olacak şekilde trohlea seviyesinden motor yardımıyla kesildi. Sonrasında sagittal planda medial eklem yüzeyi sağlam kalacak şekilde medial eminentia çıkıntısı lateralinden kesici motor yardımıyla femur ve tibianın lateral kompartımanları uzaklaştırıldı. Statik yükleme sırasında kesilen femur ve tibia parçalarının stabilitesini arttırmak için özel yapım MTS yükleme cihazına uygun monte edilebilen 13 mm yiv kalınlığı ve 5 cm yiv uzunluğu olan 10 cm'lik iki adet vida kullanıldı (Şekil 26). Dijital elektronik basınç sensörünün tek tarafı kullanılarak statik yüklenme artışı ve basınçlar kontrol edildi. Fakat ÖÇB intakt olmadığı için aksiyel yüklenme esnasında femurun iç rotasyon ve fleksiyon kaydığı görüldü. Ayrıca yüklenme arttıkça tibia proksimalinde metafizo-diyafizer bölgede femur distal metafizo-diyafizer bölgeye göre daha az spongioz kemik bulunması nedeniyle özel yapım vidanın gevşediği ve yüklenme sırasında tibianın sistem içerisinde hareket ettiği görüldü. Üzerine tekrar deney düzeneği gözden geçirildi. (Şekil 29). Sadece lateral kondilin ÖÇB sağlam kalacak şekilde uzaklaştırıldığı bir model tasarlanması kararlaştırıldı.

Lateral femur kondilinin ÖÇB korunarak rezeke edildiği deney modeli; 1 adet taze donmuş dana dizi kullanılarak anterior eklem kapsülü, ekstansör mekanizma, ekstra ve intraartiküler ligamanlar korunacak şekilde disseksiyon yapıldıktan sonra, femur proksimali trohlea seviyesinden medial eklem yüzeyine paralel olacak şekilde kesici motor yardımıyla uzaklaştırıldı. Tibia ise eklem yüzeyine paralel olacak şekilde eklem yüzeyinden 15 cm distalden transvers olarak kesici motor ile uzaklaştırıldı. Sonrasında femur lateral kondili oblik osteotomi ile ÖÇB intakt kalacak ve lateral tibia platosuna kemik temas olmayacak şekilde uzaklaştırıldı (Şekil 30). Femur proksimalde daha önceki deneylerde kullanılan özel yapım yivli vida (13 mm * 5 cm kısmı yivli 10 cm boyunda) ile tibia ise distalden 2 adet Kirschner tellerinin yardımıyla polyester macunıyla doldurulmuş PVC boru parçasına (8 cm. uzunluğunda ve 10 cm. çapındaki) gömülerek tutturuldu (Şekil 28). Öncelikle statik yüklemeler altında deney düzeneğinin stabil olduğu ve dijital elektronik basınç sensör üzerinde yapılan ölçümlerden benzer sonuçlar alınması üzerine ana deneye geçilmesi kararlaştırıldı.

Femur proksimali metafizo-diyafizer bölgeye gönderilecek özel yapım vida gönderilmeden önce, her denek dizde medial eklem aralığına dik ve mekanik yükleme aks hizasına uyacak şekilde iç yan bağ referans alınarak 10 mm drill yardımı ile yaklaşık 8 cm uzunlukta bir delik açıldı. Özel yapım vida spongioz kemiği sıkıştıracak şekilde impakte ederek gönderildi. Yüklemeler öncesinde stabilite açısından kontrol edildi (Şekil 29).



Şekil 27. Lateral kondil uzaklaştırıldığında ÖÇB'nin lateral kondilin kalan kısmına sağlam olarak yapıştığı görülmekte.



Şekil 28. Tibia distal kemik tespitinde kullanılan polyester macun ve femur proksimali kemik tespitinde kullanılan özel yapım vida görülmekte.



Şekil 29. Femur proksimaline özel yapım vidanın yollanması ve deney düzeneği içerisindeki görüntüsü.

4.2 Deney Grupları ve Örneklerin Biyomekanik Deney için Hazırlanması

Amaçlanan çalışma için, iki yerel mezbahadan T.C. Gıda, Tarım ve Hayvancılık Bakanlığı Gıda ve Kontrol Genel Müdürlüğü, kırmızı et ve et ürünleri üretim tesislerinin çalışma ve denetleme usul ve esaslarına dair yönetmeliğe uygun olarak kesilen ve ağırlığı 300 - 600 kg arasında olan 1 - 1,5 yaşında farklı büyüklükte 26 dana arka bacağı (femur distal 2/3'ü ve tibia proksimali 2/3'ü yumuşak dokuları sağlam olacak şekilde) toplandı. Dizlerin 13'ü sağ ve 13' sol taraf alt ekstremitesiydi. Dizleri toplanan hayvanları cinsiyetleri bilinmemektedir. Kesilen danaların dizleri mezbahadan taze olarak alındı ve aynı gün içinde İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ameliyathanesinde bulunan -80° buzdolabında donduruldu. Disseksiyon ve deneyde kullanılmadan önce oda ısısında 6 ile 8 saat çözüldü. Cilt ve cilt altı dokuları diz çevresinden uzaklaştırıldı. Medial ve lateral parapatellar insizyonlar ile diz eklemine girildikten sonra patella, patellar ligaman ve diz

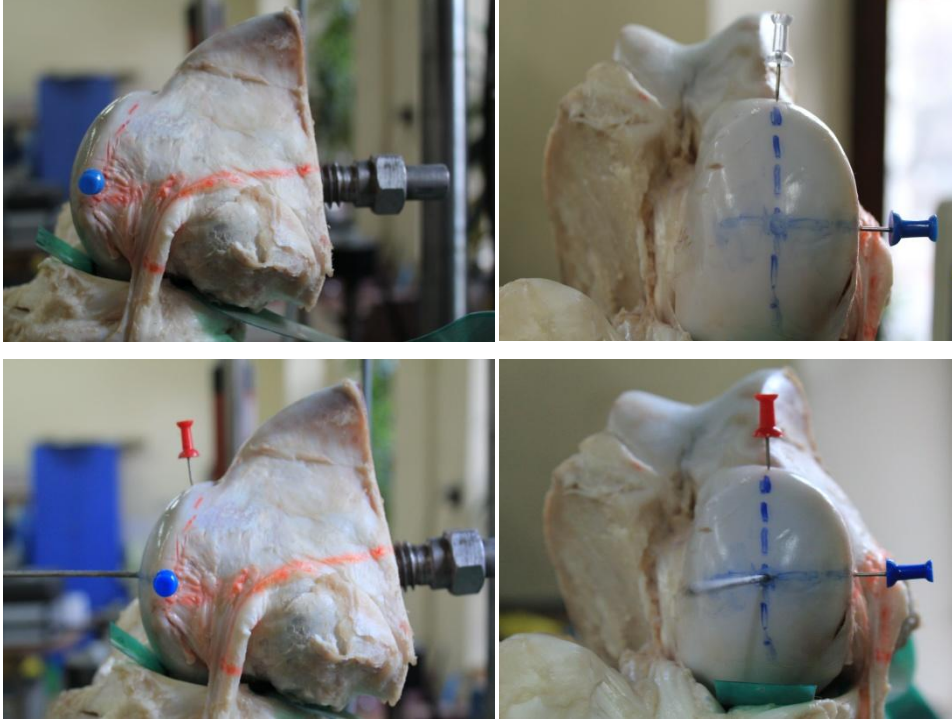
içindeki hoffa anterior meniskokapsüler bağlar ile intermeniskal ligamanlar sağlam olacak şekilde uzaklaştırıldı. Dana dizinde eklem içi olan anterior tibial ligaman ile popliteus tendonu uzaklaştırıldı. Ön çapraz bağ ve arka çapraz bağ korundu. Geride kalan yumuşak dokular ise femur distali ve tibia proksimalinden temizlendi. Sonrasında femur lateral kondili ön çapraz bağ sağlam kalacak şekilde kesici motor ve osteotom yardımıyla uzaklaştırıldı (Şekil 27). Ayrıca ön çapraz bağ stabilitesi muayene ile kontrol edildi. Eklem açıldıktan sonra, eklem kıkırdağı çatlak, yumuşama, tam kat kondral lezyon, osteokondral lezyon ve osteoartrit açısından kontrol edildi. Bu lezyonları bulunan dizler çalışmaya dahil edilmedi.

Dizlerin biyomekanik çalışma için hazırlanması için femur eklem mesafesinden 15 cm proksimalden, troklea seviyesinden ekleme paralel olacak şekilde kesici motor ile kesildi. Tibia ise eklem mesafesinden 15 cm distalden, ekleme paralel olacak şekilde kesildi. Eksantrik yüklemeyi engellemek için tibia distalden 2 adet Kirschner tellerinin yardımıyla polyester macunıyla doldurulmuş PVC boru parçasına (8 cm uzunluğunda ve 10 cm. çapındaki) gömülerek tutturuldu. Femur ise mekanik aks üzerinden geçen medial platoya 90° gönderilen ve spongioz metafizer bölgeyi impakte ederek sıkıştıran özel yapım vida ile tespit edildi. Tüm deneyler tam ekstansiyonda olacak şekilde uygulandı (Şekil 28).

4.3 Farklı Çapta Osteokondral Defektlerin Oluşturulması

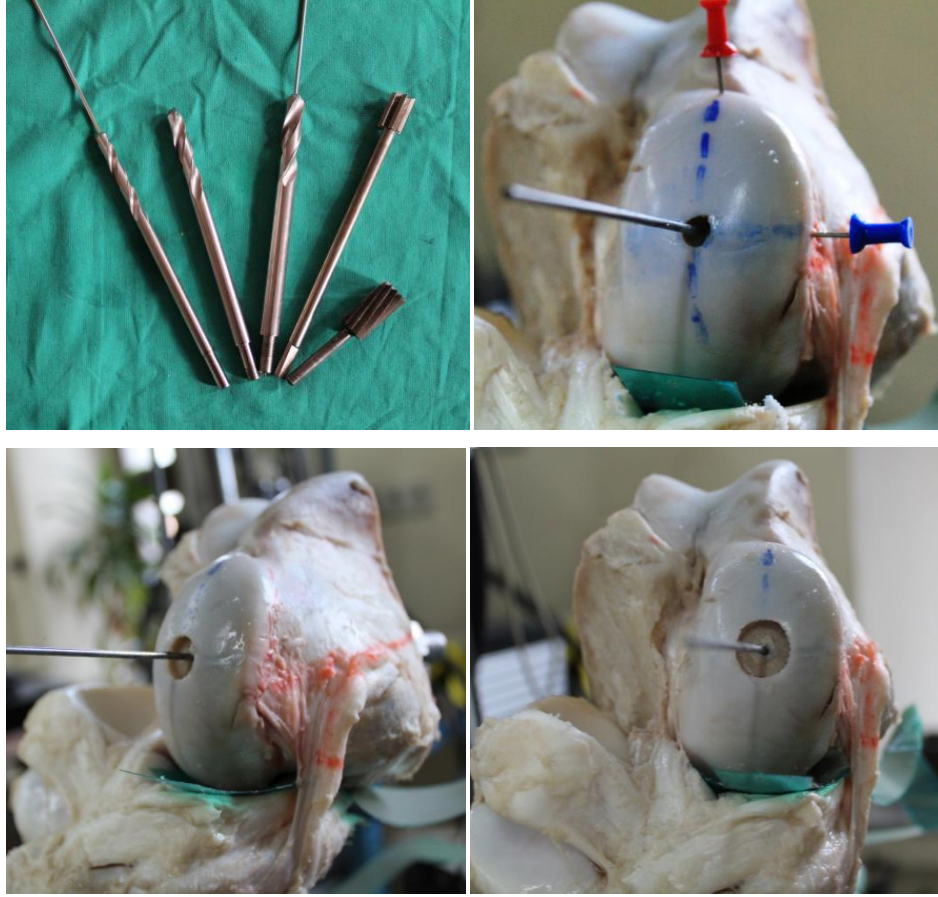
Defekt oluşturulması için her bir dizde aynı sıra izlendi. Defekt oluşturulurken her dizde sagittal ve koronal planda medial kondilin yük alma yüzeyine aynı noktada olmasına dikkat edildi. Bunun için sagittal planda anatomik nokta olarak medial kollateral ligamanın medial kondil üzerindeki iz düşümü ve koronal planda anatomik nokta olarak trohlear oluğun medial yüzeyini oluşturan kemik kısmın medial kondil ile birleştiği noktanın iz düşümü alındı (Şekil 30).

Defekt açılacak nokta belirlendikten sonra 1 adet Kirchner (K) (1,6 mm) teli eklem kıkırdağına 90° dik olacak şekilde gönderildi. Gönderilen bu referans K teli üzerinden 7, 8,5, 10, 13 mm (Dyonics power drill, S&N) ve 16 mm kalınlıkta özel yapım (İstanbul Teknik Üniversitesi Mukavemet Labraturı) olan kanüle rigid driller yardımıyla her dizde ortalama 7,6 mm (dağılım; 4,3-10,5 mm) derinliğinde osteokondral defektler oluşturuldu.



Şekil 30. Medial kondil yük alma yüzeyinde defekt açılacak bölgenin tespiti ve eklem kıkırdağına dik K teli yollanması

Defektler açıldıktan sonra mikrometre yardımıyla kıkırdak kenarlarından ölçülerek çapları tekrar kontrol edildi. Her defekt oluşturulduktan sonra eklem serum fizyolojik ile yıkanarak eklem aralığına düşmüş olan kemik ve kıkırdak parçaları temizlendi. Her bir defekt açılması için deneyler arasında 15 dakika zaman olmasına üst üste yüklenmeler ile kıkırdak hasarı yaratılmamasına dikkat edildi. Denekler tüm defekt çapları için basınç ölçümleri tamamlandıktan sonra tekrar İstanbul Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji AD ameliyathanesi radyolojik tetkikleri yapılana kadar -80° buzdolabında saklandı.



Şekil 31. Defekt açılmasında kullanılan kanüle rigid driller ve aynı nokta üzerinde oluşturulan 8,5, 13 ve 16 mm osteokondral defektler görülmekte.

4.4 Mekanik Test Sistemi ve Yükleme Seçeneklerinin Değerlendirilmesi

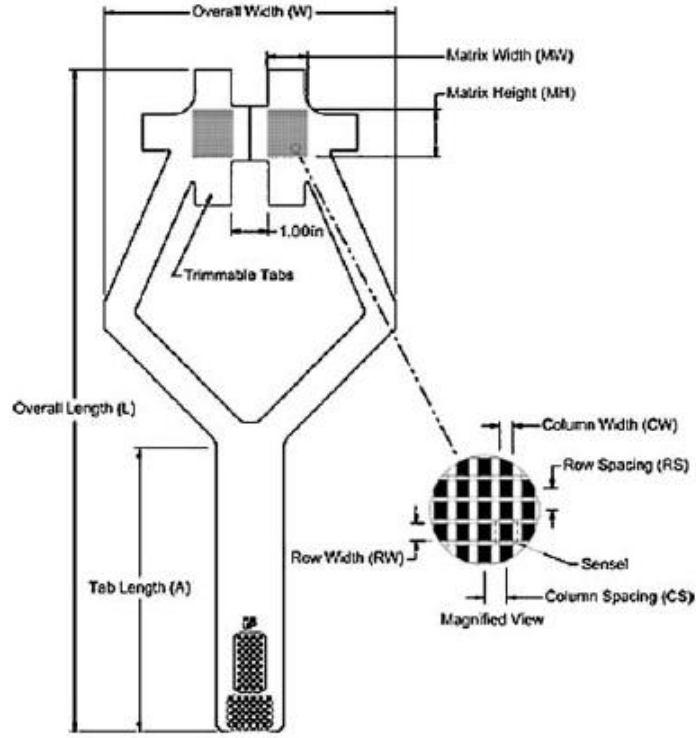
Biyomekanik çalışma İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Mukavemet ve Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirildi. Hazırlanan örneklerin incelenmesi için MTS 858 Mini Bionix II (Eden Prairie, Minnesota, ABD) test cihaz sistemi kullanıldı. Bu sistem mikrobilgisayar ve enstrüman kontrolü için Teststar yazılımını içermektedir. Ayrıca aksiyel yükleme ve çekme ile aynı zamanda torsiyon ve rotasyon yapabilme özelliklerine sahiptir. Bu deneyde sadece aksiyel yükleme uygulanmıştır.

Eklem kıkırdak defektlerinde uygun yüklenmenin seçilebilmesi ve daha iyi değerlendirilebilmesi için literatürde yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Kıkırdığın viskoelastik yapısı nedeniyle deforme olması sadece uygulanan yük ile alakalı değil aynı zamanda uygulanan yükün oranı ve süresi ile de ilişkilidir. Deneysel statik yükleme modellerinde hedeflenen ana yüke belli aralıklarla yük artırılarak erişildikten sonra maksimum yük belirli bir zaman aralığında uygulanmıştır. Guettler ve arkadaşları insan dizi

kadavra modelinde osteokondral defektleri inceledikleri çalışmalarında kademeli hedef yükü 700N olarak belirledikten sonra 5 saniye boyunca yükleme 700N devam etmiştir.¹¹ Kelly ve arkadaşları sonlu elemanlar yöntemi ile yaptıkları diğer bir çalışmada kademeli hedef yük 800 N olarak belirtmişlerdir.⁷² Kıkırdak defektlerini inceleyen diğer bir çalışmada ise normal yürüme siklusunda tam ekstansiyonda dize binen vertikal aksiyel yük olarak 1,150N alınmıştır. Görüldüğü üzere biyomekanik insan dizi kadavra çalışmalarında 700N-1,150 N arasında yüklemeler, yani erişkin bir erkek ağırlığı veya yürüme siklusu tam ekstansiyonda dize binen yükler kullanılmıştır.⁷⁰ Bu çalışmalar insan dizlerinde uygulanmıştır. Dana dizlerinde meniskus yırtıklarını değişik fleksiyon derecelerinde inceleyen bir çalışmada ise 200 N uygulanmıştır. Subkondral kemik temasını farklı şekilde açılan tam kat kondral lezyonlarda inceleyen diğer bir dana dizi çalışmasında ise 1000 N (erişkin dana ağırlığı olarak 600 kg olarak düşünülerek) alınmıştır. Biz yaptığımız ön deneyler sonucunda ve dijital basınç sensöründe 850 N ile 1000 N arasında sensel kayıpları görülmesi üzerine maksimum hedef aksiyel yükü 700 N olarak aldık. 2004 yılında yapılan insan kadavra dizi modeli örnek alınarak 1 saniyede 100 N artacak şekilde 700 N ulaştıktan sonra 5 sn yüklemenin devam etmesi şeklinde yükleme protokolü oluşturuldu.

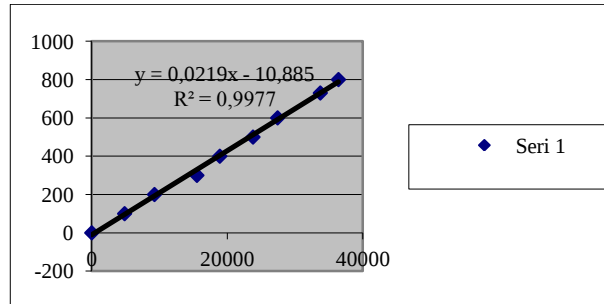
4.5 Tekscan Kontak Stres Ölçüm Sistemi

Tekscan kontakta stres ölçüm sistemi dijital elektronik basınç sensörleri kullanılarak kontakta (temas yüzeyi) ve alan ölçümlerinin uygun ve güvenilir olarak yapılabilirdiği bir sistemdir. Tekscan sistemi sensörleri sadece diz için tasarlanmamış olup ayak bileği, omuz, omurda gibi iskelet bölümleri için ayrı dijital sensörler geliştirilmiştir. Biz deneyimizde insan diz için uygun ölçülerde dizayn edilmiş olan K-scan 4000 (I-Scan, versiyon 5.9, Tekscan, Boston, MA) sensörlerini kullandık. Bu sensör medial ve lateral eklem kompartımanlarına yerleştirilmektedir. Her bir sensör 572 birbirinden bağımsız senselin oluşturduğu 28 mm x 33 mm sensel (algılama) alanı içermektedir. Sensörler yüksek çözünürlük (62 sensel/cm²) özelliği içerir ve senseller aralarında 1,27 mm aralık bulunacak şekilde ızgara şeklinde kolonlar ve satırlar şeklinde dizilmiştir. Her bir sensör 22 dikdörtgen kolon ve 26 dikdörtgen satırdan oluşmaktadır. K-scan 4000 sensörlerinin kalınlığı 0.089 mm olup eklem içerisinde istenilen pozisyonda tutulabilmesi için esnek olarak tasarlanmıştır.⁷³



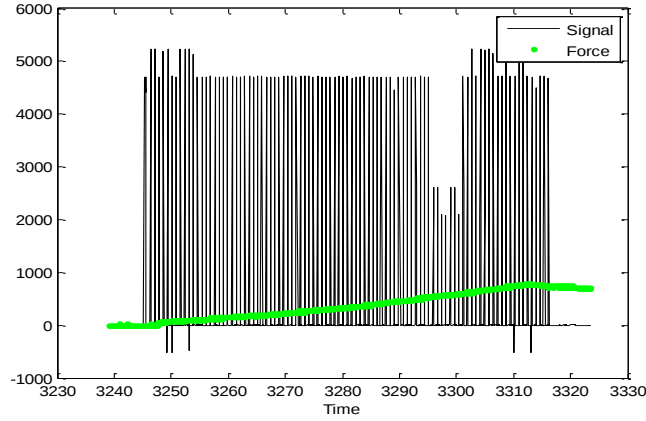
Şekil 32. Tekscan K-4000 sensörü

Sensörler yük geldiği zaman portatif, verileri alan bir cihaz üzerinden USB port yardımıyla algıladıkları bilgileri bir bilgisayara aktarmaktadır. Bu bilgisayara yüzey alanını ve temas yüzeyi basınçlarının hesaplanabildiği ve grafikleşebildiği bir yazılım programı (I-Scan Pressure Measurement System, Tekscan, Boston, MA) yüklenir. Biz çalışmamızda I-Scan versiyon 5.9 kullandık. Tekscan sensörlerine Tekscan yapımcı kılavuzuna göre bilinen yükler altında iki nokta kalibrasyon yapıldı. Deneylere geçmeden Tekscan sisteminin kendi içinde değerlendirmek için kalibrasyon sensör yüzünü kapatan iki adet silgi ile yapıldı. Aşamalı olarak 850 N kadar çıkıldıktan sonrasında yaklaşık 30 sn boyunca 700-1000 N arasında olacak şekilde 20 siklus ossilasyon yapıldı. Sonrasında 0 N ve 700 N kuvvetlerde kalibrasyonlar kaydedildi.

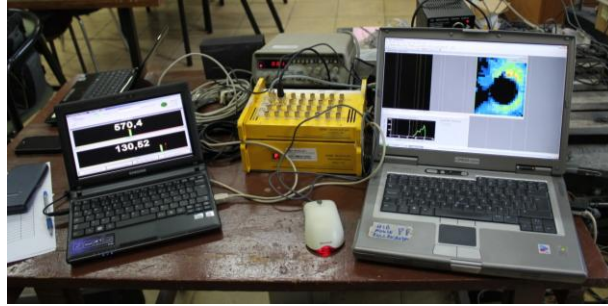


Şekil 33. ESAM ve Tekscan bilinen yükler altındali davranışı ve lineer kalibrasyon eğirisi

Aksiyel yüklerin giderek artması ve belirlenen zaman bağılı yüklenmenin artışı kontrol altında tutmak ve buna uygun Tekscan temas yüzeyi görüntülerini kaydedebilmek için ESAM yükleme programı ve Tekscan programlarını senkronize edebilen ara bir dönüştürücü cihaz kullanıldı. Bu ara dönüştürücü cihazın sinyal frekansı ise farklı bir cihaz ile kontrol edildi. Böylece deneyin ilk aşamasında aşağıda görülen zamana bağlı kuvvet-sinyal grafiği elde edildi.

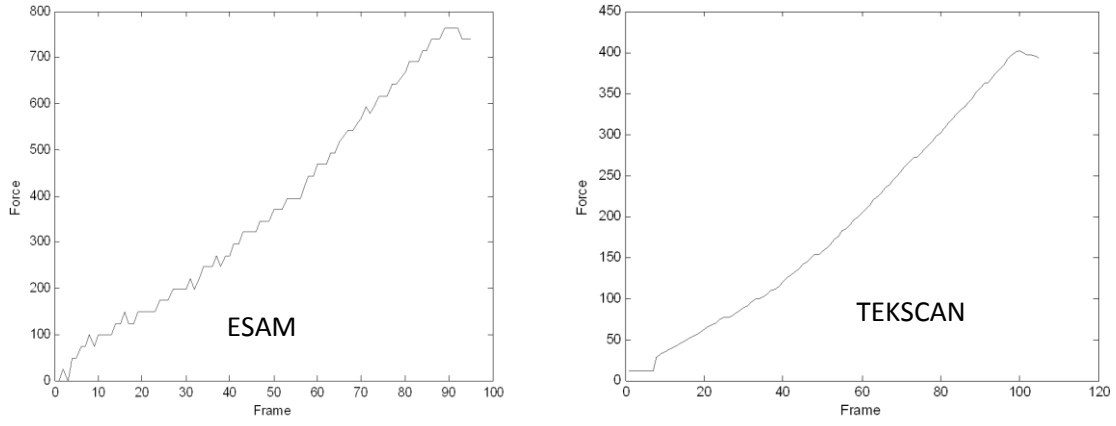


Şekil 34. Yükleme cihazının (ESAM) zamana bağlı olarak kuvvet-sinyal grafiği



Şekil 35: ESAM (yükleme programı), I-Scan programının çalıştığı dizüstü bilgisayar ve her iki programın aynı frekansta sinyal almasını sağlayan dönüştürücü cihaz görülmekte.

Ardından her sinyalde ESAM a karşılık gelen kuvvet değeri ile TEKSCAN de sensörlerden elde edilen kuvvet değeri karşılaştırıldı. Grafiklerin karakteristiklerinin birbirlerine yakın olması basma anında sistemin istediğimiz gibi çalıştığını göstermektedir.



Şekil 36: ESAM yüklenen ve Tekscan alınan kuvvetlerin grafikleri

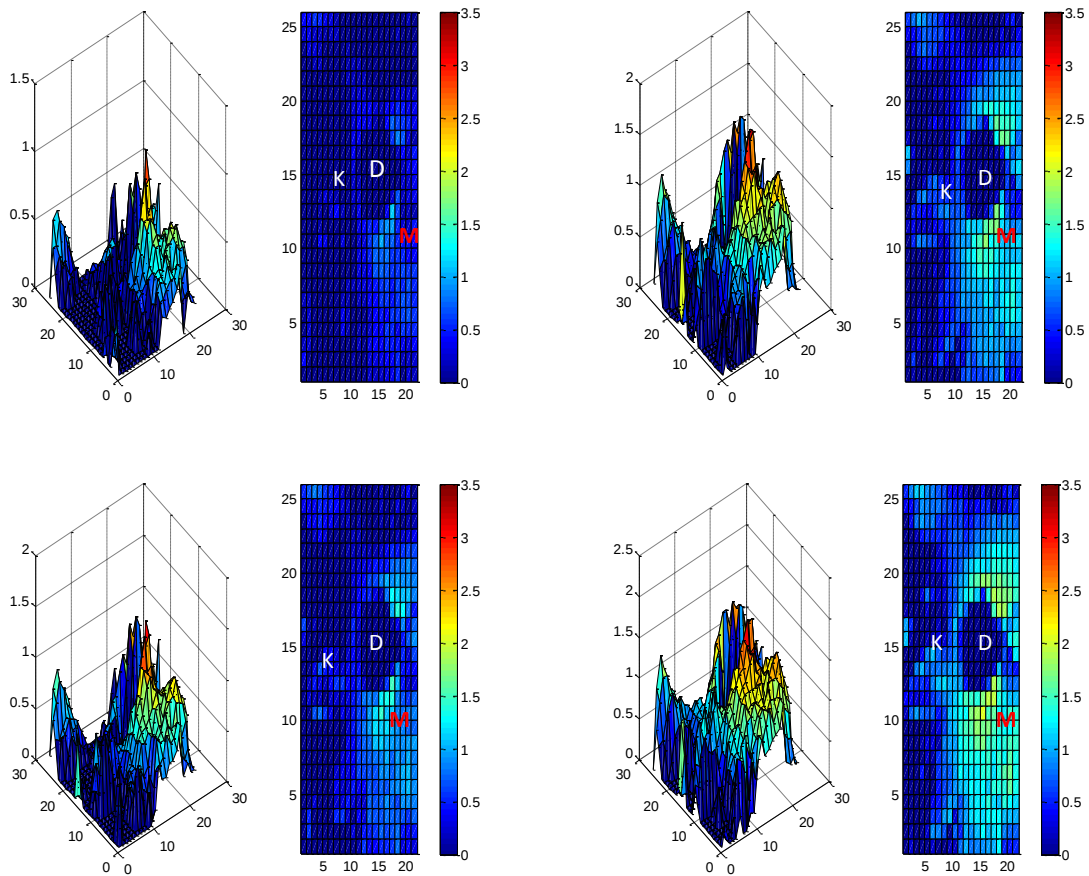
Yukarıda belirtilen kalibrasyon, sinyal-kuvvet, sinyal-Tekscan ve kuvvet-Tekscan arasında uyum her deney öncesinde kontrol edildi. Kalibrasyon kaymaları ve sinyal problemi olan deneyler tekrarlandı ve kabul edilmedi. Ayrıca her dizde sırası ile defektler açılmadan önce ESAM ve Tekscan'daki yükler sıfırlandı. Böylece deney içinde kuvvet frekansına eşit sayıda I-Scan tarafından veri alındı.

Yukarıdaki grafikten de farkedileceği gibi uygulanan basma kuvveti ile sensordan tespit edilen basma kuvvetleri arasında yaklaşık %43 oranında bir fark mevcuttu. Bunun sebebi olarak basma uygulanan yüzeyin yalnızca sensörlerin bulunduğu yüzeyden ibaret olmamasıdır. Tekscan sensörü 22*26 mm olup, bu dana dizi platosunun tamamını doldurmamaktadır. Bu sebepten dolayı deney sonuçları değerlendirilirken I-Scan yazılımının algıladığı kuvvetler üzerinden basınç ölçümleri yapılmıştır.

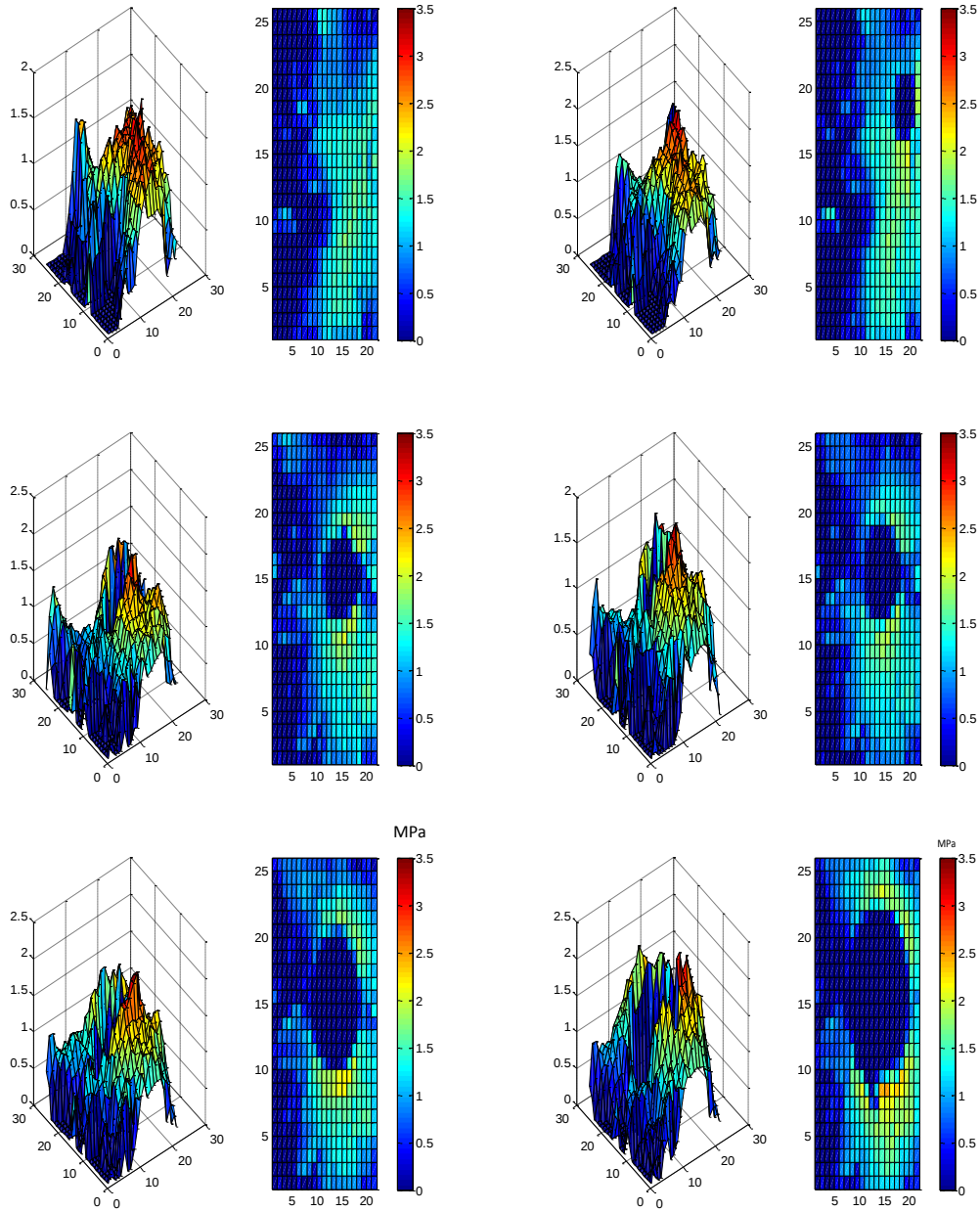
4.6 Veri Analizi

4.6.1 I-SCAN (Tekscan) Temas Yüzeyi Basınçlarının Ölçülmesi

Tekscan sensörleri üzerinden bilgisayara veriler girdiğinde, daha önceden yazılım olarak yüklü olan I-Scan programı ile aksiyel yüke maruz kalmış iki yüzey arasındaki temas yüzeyi basınçları ve basınca maruz kalan alanın miktarı verilebilir. Aksiyel yüklenme frekansına uygun sayıda görüntü alan I-Scan bu görüntüleri 2-D, 3-D ve video olarak sunabilme özelliklerine sahiptir. Ayrıca bu programla kuvvet-basınç grafipleri ve eş zamanlı sensör alanı içerisinde istenilen farklı bir dikdörtgen veya kare alanın basınçları ortalama olarak verilebilir. Bizde deneylerimiz sırasında Tekscan'ın kalibrasyona göre algıladığı 100N, 200N, 300N ve 400N değerlerinde bütün dizlerde tüm delik çaplarında I-Scan görüntülerini aldık. Görüntüler alındıktan sonra kalibre edildi. Aşağıdaki şekillerde gözüken grafikte sağ tarafta MPa olarak basınçlar ile medial kompartman ve sol tarafta ise 3 boyutlu grafiği görülmektedir.



Şekil 37. Dana dizi 18- 8,5 mm çaplı delikte sırasıyla 100 200 300 ve 400 N basma kuvveti etkisinde basınç dağılımının karşılaştırılması (D:defekt, M:Menisküs K:Kıkırdak)



Şekil 38: Dana 18 300 N kuvvet etkisi altında deliksiz, 7, 8,5, 10, 13, 16 mm çapında defektler açıldıktan oluşan basınç dağılımlarının karşılaştırılması

I-Scan programı maksimum basınç ve maksimum basıncın defekte uzaklığı hakkında da bilgi verebilir. Bu program bünyesinde bulunan alt kısımlarda seçili alan ve seçili alan içerisinde kalan sensellerin ortalama basıncı dikdörtgen veya kare şekilleri içerisinde verilebilmektedir. Fakat deneysel olarak oluşturulan tüm kıkırdak defektleri çoğunlukla sirküler ve ovaldir. I-Scan programı bu yüzden defekt çevresi basınçların doğru yansıtılmasında yetersiz kalmaktadır.

4.6.2.MATLAB Yazılım Programı ile Temas Yüzeyi Basınçlarının Ölçülmesi

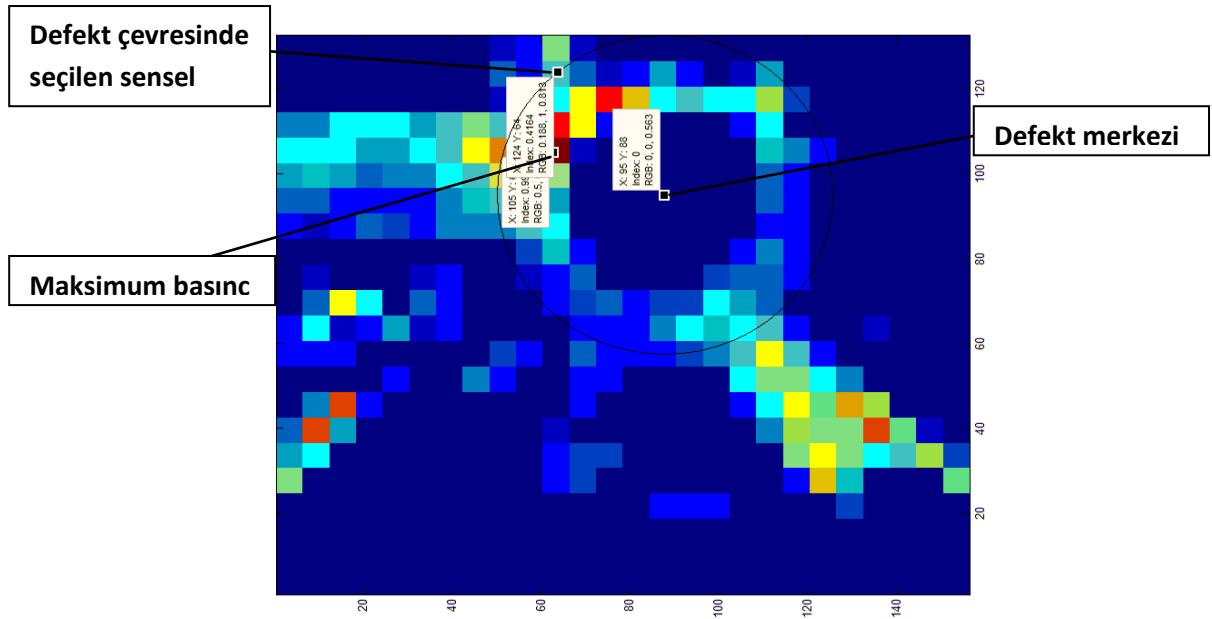
I-Scan temas yüzeyi ölçüm sistemi, iki yüzey arasındaki temas basınçlarını değerlendirmek için tasarlanmıştır. Temas basınçlarının hesabı yükü algılayan senselleri oluşturduğu alanlar tarafından belirlenir, bilinen bir yüke göre kalibre edilir. Belirlenmiş temas alanları için sensörler ideal bir seçeneklerdir. Buna rağmen I-Scan yazılımı sınırlı kalabilmektedir. Buna ek olarak yüklenme altında istenilen alanda veya dışında sensörlerde kısmi seçim olabilir. I-Scan yazılımı kendi içerisinde tanımlı kısım olan kullanıcı alt başlığı altında seçili alanı ve içerisindeki basıncı gösterme fonksiyonlarına sahiptir. Fakat bu özellikte dikdörtgen ve kare gibi şekillerle kısıtlıdır. Eklem kıkırdak defektleri ile yapılmış ve Tekscan kullanmış çalışmalarda ve bizim çalışmamız dâhil kıkırdakta oluşturulan osteokondral veya kondral defektler sirküler veya oval şekillidir. Bu şekiller çevresinde alan ve basıncı yansıtmak I-Scan program yazılımını kullanarak yetersiz kalmaktadır.

Biz çalışmamızda daha önceki çalışmalarda üzerinde durulmayan I-Scan programının sirküler lezyonlar çevresindeki basıncı ve alanı daha doğru ve güvenilir şekilde değerlendirebilmek için MATLAB (7.12 versiyon, Mathworks®2011) yazılım programını kullandık. MATLAB yazılımı sayesinde defekt kenarında sağlam kıkırdakta oluşan ortalama basınçları (defekt rim stres), medial platodaki maksimum basıncı ve maksimum basıncın yükseldiği bölgenin defekt merkezine uzaklığı hesaplanmıştır. MATLAB yazılımında basınç ölçümü için belirlenen noktalar bir ortopedik cerrah, bir biyomekanik araştırma görevlisi ve bir doktora öğrencisi tarafından tekrar kontrol edildi. Bu sayede bilgisayar destekli hesaplama gözlemciler arasındaki tekrarlanabilirliği gözden geçirildi.

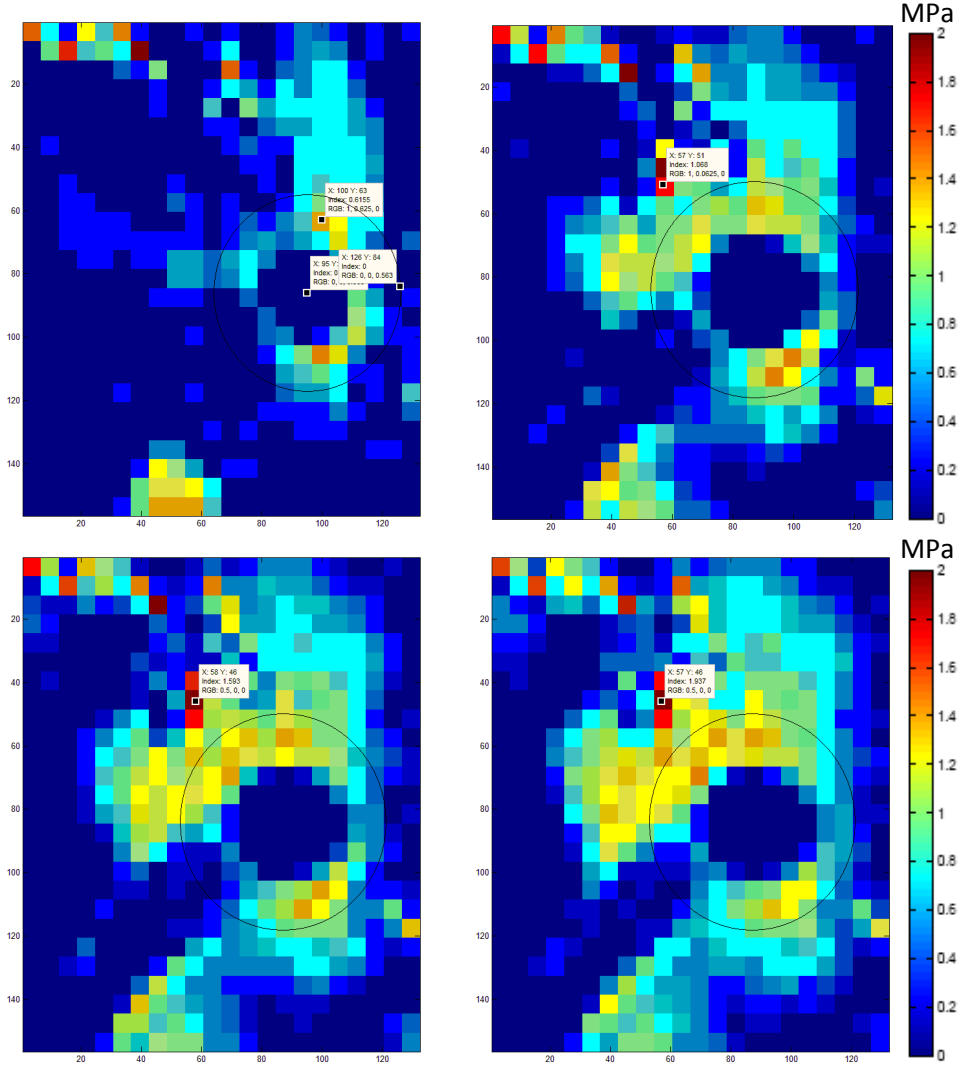
MATLAB yazılımı Tekscan ince film sensöründen gelen verileri alan I-Scan programının görüntüleri üzerinde verileri değerlendirmesi için tasarlandı. Her dizde ve her defekt çapında ve 100N, 200N, 300N ve 400N değerlerinde Tekscan sensöründen alınan I-Scan görüntüleri üzerinde; defekt kenarında oluşan ortalama basınçlar, medial platoda maksimum basıncı ve maksimum basıncın yükseldiği bölgenin defekt merkezine uzaklığı hesaplanmıştır. Farklı defekt çaplarında ve farklı basma yüklerinde defektin sensör üzerindeki lokalizasyonu değişebilmektedir. Bu yüzden defekte bağlı basınç değerleri konuşulabilmesi için defekt merkezinin sensel lokalizasyonları matriksi içerisinde belirlenmesi gerekmektedir. Biz çalışmamızda deney sırasında Tekscan sensörlerinin hangi pozisyonda olduğunu (anterior-posterior ve medial-lateral sınırlar) sensörün kenarlarında bulunan ve sabitlenebilen fleksible uçlar yardımıyla belirledik. Ayrıca sensör kenarlarında bulunan ve sensörü

sabitlemeye yarayan ince esnek çıktıları femur kondilinde kemiğe yerleştirilen 2'şer adet özel çivi ile tespit edildi. Buna rağmen basma yükleri altında defektin sensöre içerisinden I-Scan programına yansıyan görüntüsü değişebilmektedir. Bu yüzden hazırlanan MATLAB yazılım programı ile defekt bağlı değişen ölçümler daha kolay yapılabilir.

MATLAB'ın interaktif yazılımı ile defekt merkezine işaretlenen nokta, defekt çevresinde belirlenecek sensel sınırına (3 sensel olacak şekilde belirlenmiştir) göre oluşturulacak çember içerisinde kalacak olan defekt kenarında kalan sağlam kıkırdığın (defekt rim stress) sensel alanındaki ortalama basıncı, maksimum basınç ve maksimum basıncın bulunduğu senselin defekt merkezine uzaklığı hesaplanmıştır. MATLAB yazılım programı sayesinde her bir sensel dikdörtgeni 36 ayrı küçük kareye bölünerek ölçüm hassasiyeti artırılmıştır. Aşağıda aynı dizde aynı defekt çapındaki farklı basınçlarda alınan MATLAB görüntüleri ve farklı defekt çaplarında aynı kuvvet altındaki MATLAB görüntülerine örnekler sunulmaktadır.

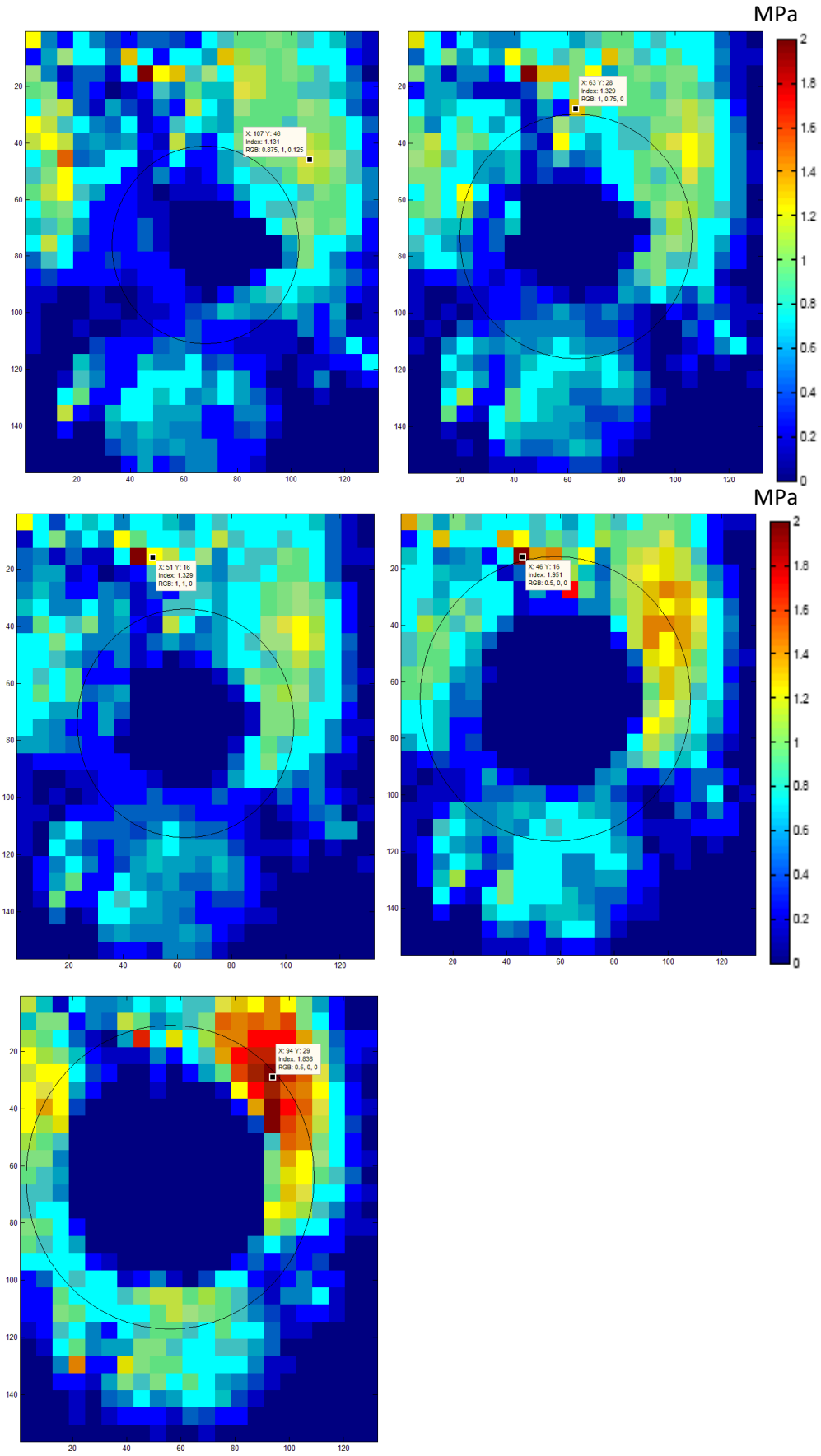


Şekil 39. MATLAB yazılımı ile defektin merkez noktasının, defekt sınırından 3 sensel dışında alınan nokta üzerinden çizilen çemberin ve platoda basma kuvveti altında maksimum basıncın en yüksek olduğu sensel noktasının (tüm defekt çaplarında ve 100, 200, 300 ve 400 N kuvvetler altında) I-Scan görüntüleri üzerinden interaktif olarak belirlenmesi.



Şekil 40. Deney 20 7 mm defektin 100N, 200N, 300N ve 400N altında MATLAB yazılımıyla I-Scan görüntüleri üzerinde basınç ölçümü için alanların ve noktaların belirlenmesi.

Belirlenen çember içerisinde defekt olan bölgede basınçlar sıfırdır. Belirlenen çemberin içerisinde kalan ve yük alan sensellerin basınç ortalaması otomatik olarak MATLAB yazılımı ile hesaplanmıştır. Çemberin böldüğü senseller MATLAB yazılımı ile 36 parçaya ayrılarak I-Scan programına göre daha hassas basınç ölçümü yapılabilmiştir. I-Scan yazılımı ile sadece seçilen dikdörtgen ve kare alanları içerisindeki basınçları belirlenebilmektedir.



Şekil 41. Deney 19’da sırası ile 7,8,5,10,13 ve 16 mm defektlerin 400 N altında MATLAB ile I-Scan görüntüleri üzerinden basınç ölçümü için belirlenen alanların ve noktalar.

4.7 Medial Kondil Anatomik Özelliklerinin ve Defekt Açısının (Alfa) Değerlendirilmesi

Diz eklemindeki femora-tibial eklem değişken artiküler geometrisi ile diğer eklemlerden farklı bir kontakta mekanik yapı göstermektedir. Medial ve lateral kondillerin hem medio-lateral (koronal plandaki) kurvaturu ve hem de anterior-posterior (sagittal plandaki) kurvaturaları farklı radiuslara sahiptir.⁷¹ Diz içindeki lokal kontakta geometrideki değişiklikler dışında, cinsiyet ve ırka bağlı olarak da lateral ve medial femur kondil radiuslarının ve kıkırdak kalınlıklarının değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. Fakat bu çalışmaların çoğu demografik ve antropometrik çalışmalardır.⁷⁴ Antropometrik çalışmalarda dizin normal fizyolojik ve mekanik durumlarında belirli kurvatur eğrilikleri ve kıkırdak kalınlıkları nümerik olarak değerlendirilmiştir. Kondral lezyonlar varlığında oluşan patofizyolojik ve patomekanik durumunu lokal eklem geometrisi ile ilişkilendiren çalışmalara literatürde az rastlanmaktadır. Bu tür çalışmaların çoğu sanal olarak sonlu elemanlar yöntemiyle yapılan çalışmalardır. Sonlu elemanlar yöntemi ortaya konulan 3 boyutlu modellemenin kalitesine ve bu modeli değerlendiren araştırmacıya göre değişiklik gösterdiği için doğru ve güvenilir veriler sağlamamaktadır.

Biz çalışmamızda medial kondil yük alma yüzeyinde standart olarak aynı bölgede açılan defektlerin eklem içinde basma yükleri altında oluşturdukları basınçların medial kondil sagittal ve koronal kurvaturaları ile olan ilişkini ortaya koymayı amaçladık. Daha önce yapılan anatomik ve antropometrik çalışmalar femur kondillerinin her iki planda olan kurvaturalarının radiusları farklı yöntemlerle ölçülmüştür. İnsan kadavra dizlerinde yapılan ölçümlerde geçmişten günümüze cetvel dâhil, özel 1 cm aralıklı hazırlanmış şablonlar, düz röntgenografi üzerinden ölçüm yapılabilen şablonlar ve son yıllarda bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri üzerinden ölçüme yapabilen özel bilgisayar programları eklenmiştir.⁷⁵ Bizde çalışmamızda dana dizlerinde kondil anatomisini, düz röntgenografide meydana gelebilecek hatalar ve kondil kurvatur anatomisinin daha ayrıntılı değerlendirilebilmesi için bilgisayarlı tomografi kullanarak belirledik.

4.3.1 Bilgisayarlı Tomografi ile Deneklerin 3 Boyutlu Modelinin Elde Edilmesi

BT primer olarak bir kesitsel görüntüleme tekniği olup konvansiyonel tarama ile üç boyutlu vücut bölgesi haritalaması yapılır. Hasta eksenine boyunca (z-ekseni) bilgi edilebilmesi için ayrı basamaklara ihtiyaç duyulmaktadır. Spiral ve multislice taramanın geliştirilmesiyle BT gerçek bir volümetrik görüntüleme cihazına ilerlemiştir.⁷⁶ Günümüzde eklem çevresi

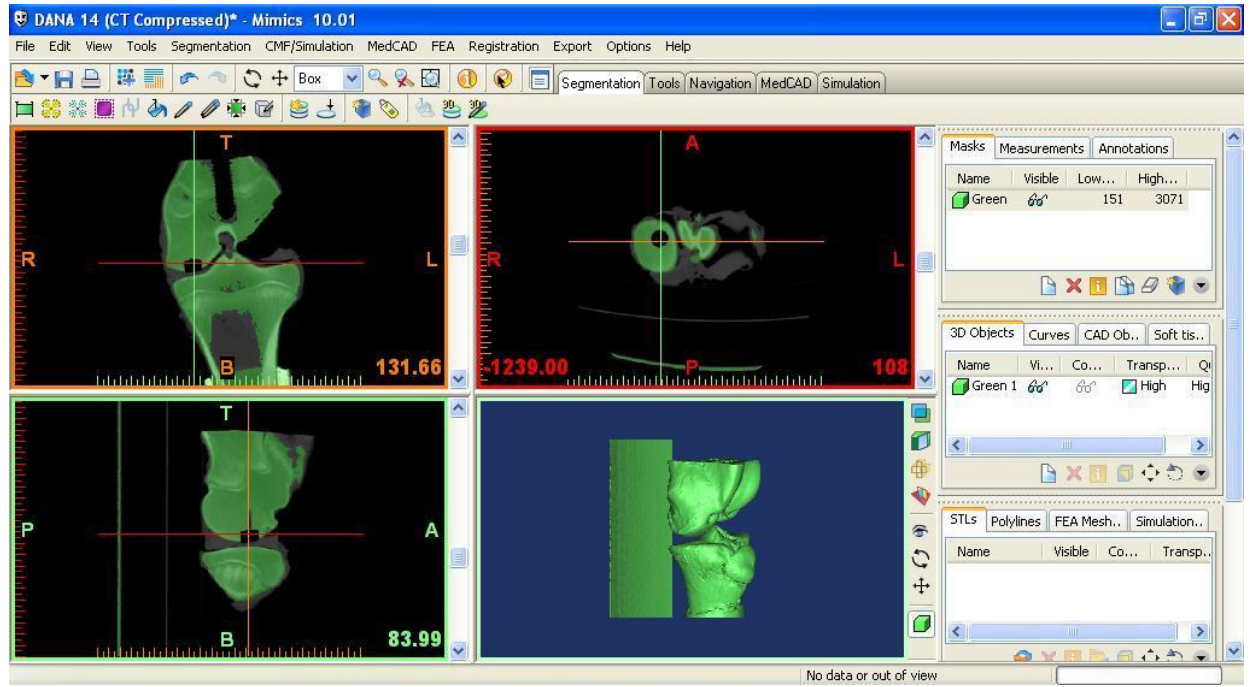
kırıkların tedavisinin planlanmasında, unikondiler ve total diz protezi tasarlanmasından robotik cerrahiye kadar geniş bir klinik kullanım alanına sahiptir.

Distal femur anatomisi diz kinematiği ve biyomekaniği için hayati öneme sahiptir. Geçmiş yıllarda femur kondil kurvaturlarının radiusları hesaplanırken tek bir eksen üzerinden tek bir radius ve kondil merkezi verilmekteydi. Fakat total diz protezleri ve unikondiler diz protezlerinin tasarlanmasına öncülük eden anatomik ve antropometrik çalışmalar dâhil son yıllarda femur kondillerindeki multiple radius merkezleri üzerinde durulmaktadır.⁷¹ Çok merkezli radiusları değerlendiren çalışmalarda BT kesitlerini 3 boyutta inceleyen programlar kullanılmıştır. Tüm iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) görüntüleme teknikleri, BT taramalarından elde edilen aksiyel, koronal ve sagittal kesitler üzerine kuruludur. Bu kesitler daha sonra bilgisayarda üst üste bindirilir ve bir veri volümü oluşturulur. Burada amaç oluşturulan veri volümü üzerinde manüplasyon ve özel işlemler yapabilmektir.⁷⁶

Çalışmamızda defektler oluşturulduktan ve basınç analizleri tamamlandıktan sonra İstanbul Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilimdalı'nda 26 deney materyaline 0,5 mm'lik aksiyel ince kesitli BT (Toshiba Aquillon Multislice) çekildi. Dizler BT öncesinde oda ısında 6-8 saat çözülmesi beklendi. Çekim sonrasında aksiyel kesitler ek olarak 0,5 mm'lik koronal ve sagittal kesitler de eklendi. Her bir diz için çekilen BT'ler ayrı DVD'lere kaydedildi. Sonrasında z-ekseninde medial kondil kurvaturları hakkında daha ayrıntılı bilgi sahibi olunması ve çoklu radius merkezlerinin değerlendirilebilmesi için Mimics (Mimics 10.01 Materialise, ise USA & Canada) 3 boyutlu görüntü oluşturma yazılımı kullanıldı.

Mimics programı BT, MRG ve mikroskop görüntüleri gibi sıkıştırılmış 2D görüntüleri kullanmaktadır. CD, DVD üzerindeki görüntüleri veri olarak alır ve onları materialize imaj formatına çevirir. Mimics aldığı görüntüleri 4 kare içerisinde gösterir, bu kutucuklarda aksiyel, koronal ve sagittal görüntüler ile 3D yapı gösterilmektedir (Şekil42).

Mimics programı ile elde edilen görüntüler BMP veya JPEG görüntü dosyası formatında saklanabilir. Ayrıca 3 boyutlu modellerin daha hızlı çalıştırılıp işlenebildiği, diğer 3 boyutlu işleme ve değerlendirme programlarının da kullanıldığı ASCII STL, Binary STL, DXF, VRML 2.0 formatlarında veri çıkışı yapabilir. Mimics günümüzde 3 boyutlu bilgisayar modelleri, CAD, simülasyon, dansite ölçümü, antropometrik ölçümler ve 3 boyutlu animasyon yapımında kullanılmaktadır.⁷⁷



Şekil 42. Deney 14'ün Mimics yazılımı ile threshold yapıldıktan sonra 3 boyutlu görüntüsünün hesaplanması.

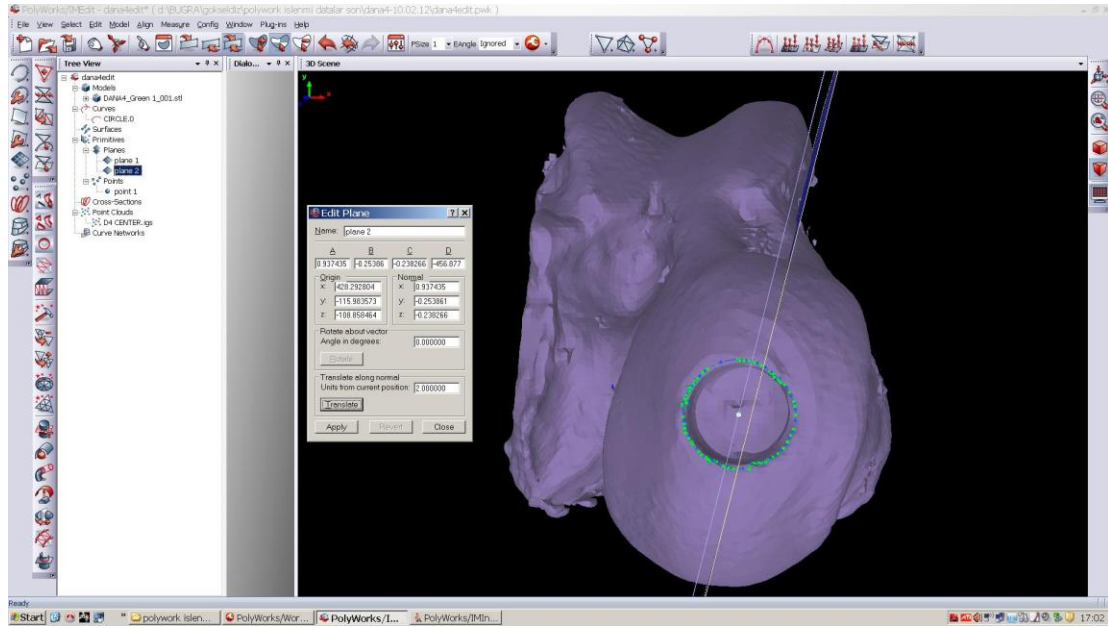
Mimics gibi yazılım programları ile hem 3D volüm çevrimi hem de 3D yüzey çevrimi tanımlanabilmektedir. Fakat 3D model oluşturulmadan önce gereken yapıların (bizim çalışmamız için kemik ve kıkırdak) ayırt eden segmentasyon denilen bir işleme ihtiyaç vardır. Segmentasyona uğrıtılacak volümü tanımlamak için bir eşik değer veya BT sayıları aralığı kullanılmaktadır. Bu tekniklere threshold teknikleri denilmektedir. Bizim çalışmamızda threshold işlemi manüel olarak ayarlanmıştır. Yukarıdaki şekilde bağları ve yumuşak dokuların threshold tekniği ile segmentasyonu görülmektedir (Şekil 42). Bu sayede 3 boyutlu model üzerinde istenilen kısımlar kalmakta ve yapılacak olan anatomik veya antropometrik ölçümler daha doğru sonuç verecektir.

Mimics programı ile antropometrik ölçüm yapılabilmektedir. Fakat biz çalışmamızda 3 boyutlu modelleri Mimics ile elde edildikten sonra değerlendirme, 3D işleme ve nümerik ölçüm işlemleri için daha ayrıntılı bir yazılım olan Polyworks yazılım programı kullandık (versiyon 10.0.7, InnovMETRIC software, Canada, 2007).

4.3.2 Polyworks Yazılım Programı ile Medial Kondil Kurvatur Radiuslarının ve Defekt Açısının Hesaplanması

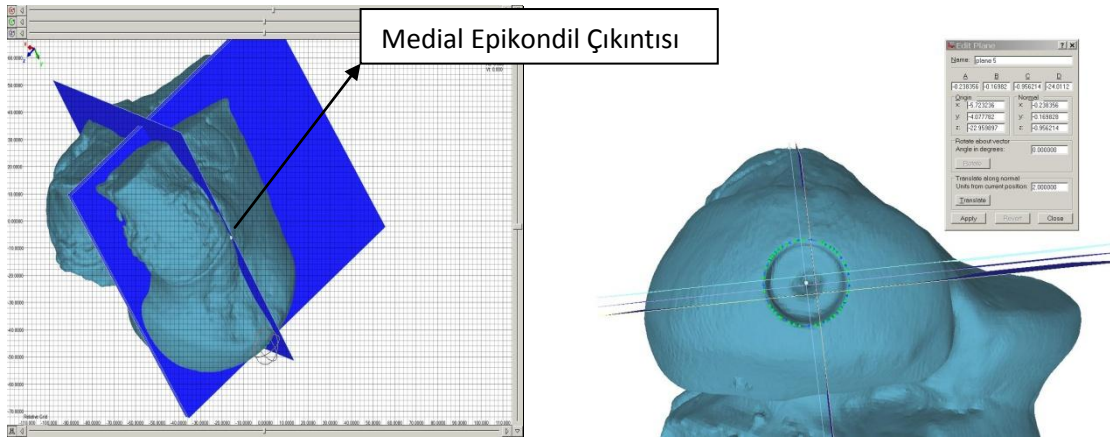
PolyWorks'ü dünyanın başlıca otomotiv ve havacılık, enerji, metal sanayi gibi ana mühendislik dallarının yazılımı olarak piyasaya girmiştir. PolyWorks, parçaları modelle karşılaştırma, geometrik boyut ve tolerans analizi, sanal boyut ölçümü, yüksek yoğunluklu nokta bulutu ağı oluşturma, CAD yazılımına ihraç için taranmış ağlardan hızlı yüzey oluşturma işlemleri için standartlaştırılmış metodların kullanılabildiği bir yazılımdır. Bu sayede ölçümlerin 3 boyutlu incelenebilmesine, temel ölçümlerin yapılabilmesine ve raporlar oluşturabilmesine olanak tanır. Mühendislik alanı dışında tıp alanında da kullanılmaya başlanmıştır. Literatürde diş hekimliğinde dental köprü tekniklerinin geliştirilmesinde, kırıkta yüzey alanın hesaplaması, diz ve omuz kinematiklerinde medikal 3 boyutlu görüntü üzerinde hesaplama ve işleme gerektiren deneysel çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır.^{78, 79} Özellikle sonlu elemanlar yöntemi ile modellemede (FEM) ve hızlı prototip yapımı ile ilgili biyomekanik çalışmalarda yerini almaya başlamıştır.

Çalışmamızda Mimics programı ile elde edilen 3D görüntü (femur ve tibia) Polyworks yazılımını alt kısımlarında olan IMEdit bölümüne import edildi. Polyworks yazılımı IMEdit alt kısmı sınırlı ölçüm parametreleri bulunan fakat model üzerinde işlemeyi sağlayan bir alt kısımdır.⁸⁰ Bu kısımda tibia kemiği ve femur kondili çevresinde threshold işleminden kalan görüntü kirlilikleri kondil anatomisi bozulmayacak şekilde temizlendi. Sonrasında defekt kenarı üzerinden defekt merkezinde bir nokta işaretleyen bir çember çizildi. Medial kondilde defekt merkezindeki bu noktadan geçen sagittal planda kondili kesen bir düzlem çizildi. İnsan kadavra modelinde BT üzerinde belirlenen ve femur medial kondilin en iyi oturan sferik halkanın orta noktası (FMCC) ilk düzlem için anatomik referans olarak belirlendi.⁸¹ Lateral kondil daha önceden uzaklaştırılmıştı ve dana dizinde posterior kondiler aksın kondillerle yaptığı açının hakkında yeterli antropometrik çalışma olmaması nedeniyle posterior kondiller aks referans olarak alınmadı. İlk düzlem (Sagittal düzlem 1:S1) oluşturulduktan sonra S1 düzleminden +2 mm (S2) ve -2 mm (S3) ofsetli iki düzlem daha oluşturuldu.



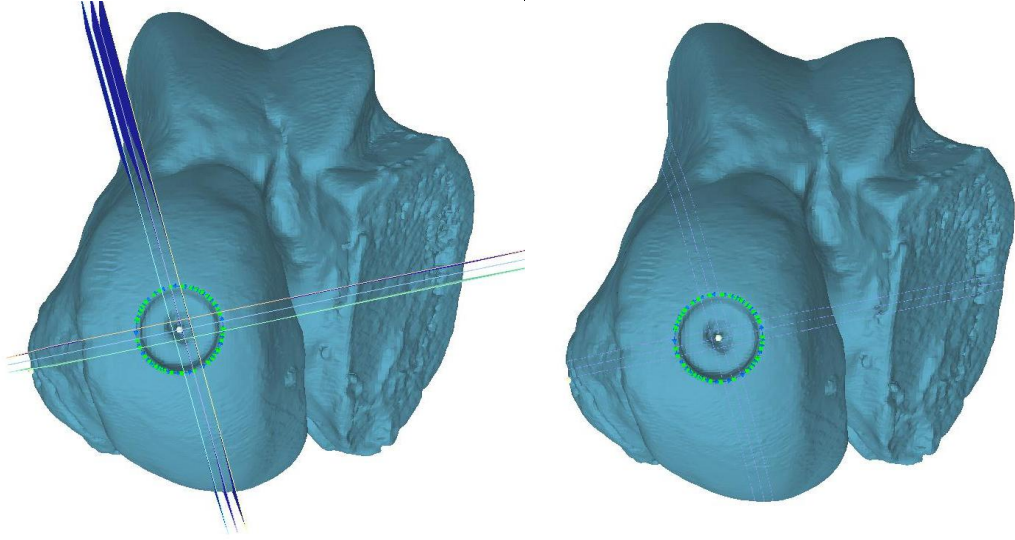
Şekil 43: Polyworks yazılım IMEdit alt bölümünde tibia uzaklaştırıldıktan sonra defekt ve medial kondil merkezinden geçen ilk sagittal düzelme (S1) ve ofsetli ikinci düzlemin oluşturulması (S2)

S1 düzlemi üzerinde tekrar ikinci bir düzlem oluşturuldu ve defekt merkezindeki nokta üzerinden 90° rotasyon yaptırılarak kondili koronal olarak kesen koronal ilk düzlem (Koronal düzlem 1:C1) oluşturuldu. C1 düzlemi çember merkezindeki nokta üzerinden 90° döndürüldükten sonra düzlemin medial kondilin epikondiller çıkıntısından geçip geçmediği kontrol edildi. Dana dizinde de insan dizinde olduğu gibi medial epikondiller çıkıntı bariz olarak laterale epikondiller çıkıntıya göre fazladır.²⁰ C1 düzlemine paralel olacak şekilde +2 mm (C2) ve -2 mm (C3) düzlemleri oluşturuldu.



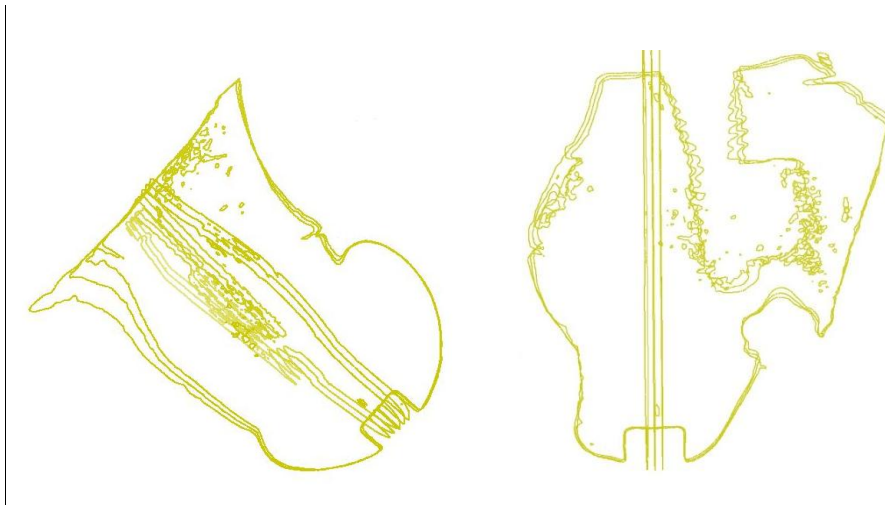
Şekil 44. IMEdit alt bölümünde S1 düzleme dik olacak şekilde epikondiller çıkıntıdan geçen ilk koronal düzlemin (C1) ve ofsetli ikinci koronal düzlemin (C2) oluşturulması.

Defekt merkezinden geçen birbirini 90° kesen 2 düzlem ve bu düzlemlerin ofsetlenmesi ile oluşan 4 düzlem için (S1-3, C1-3) IMedit alt kısmında bulunan düzlem üzerinden crosssection (kesit ara yüzeyi) oluşturma özelliği kullanılarak sagittal kesit ara yüzeyleri (Scr1-3) ve koronal kesit ara yüzeyleri (Ccr1-3) elde edildi.



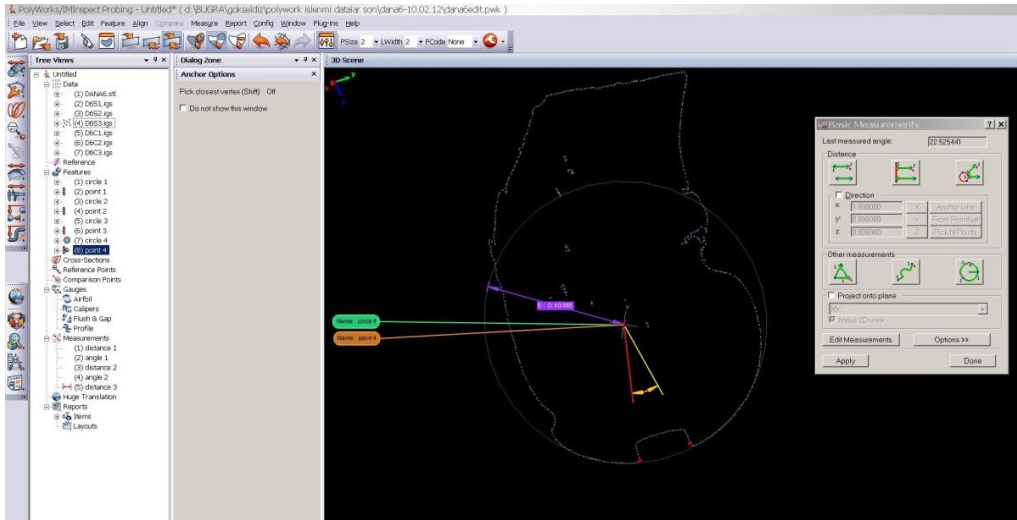
Şekil 45. IMInspekt alt bölümünde ölçüm yapılabilmesi için medial femur kondilinde oluşturulan sagittal ve koronal düzlemler (S1-3, C1-3) üzerinden oluşturulan kesit ara yüzeylerinin izdüşümleri (Scr1-3 ve Ccr 1-3) görülmekte.

IMedit bölümde elde edilen sagittal ve koronal kesitler üzerinde ölçüm yapılabilmesi için bu dosyalar IMInspekt alt bölümüne eksport edildi. IMInspekt bölümünde femur poligonal modeli uzaklaştırıldıktan sonra Scr1-3 ve Ccr1-3 kesit ara yüzeyleri ortaya çıkarıldı.

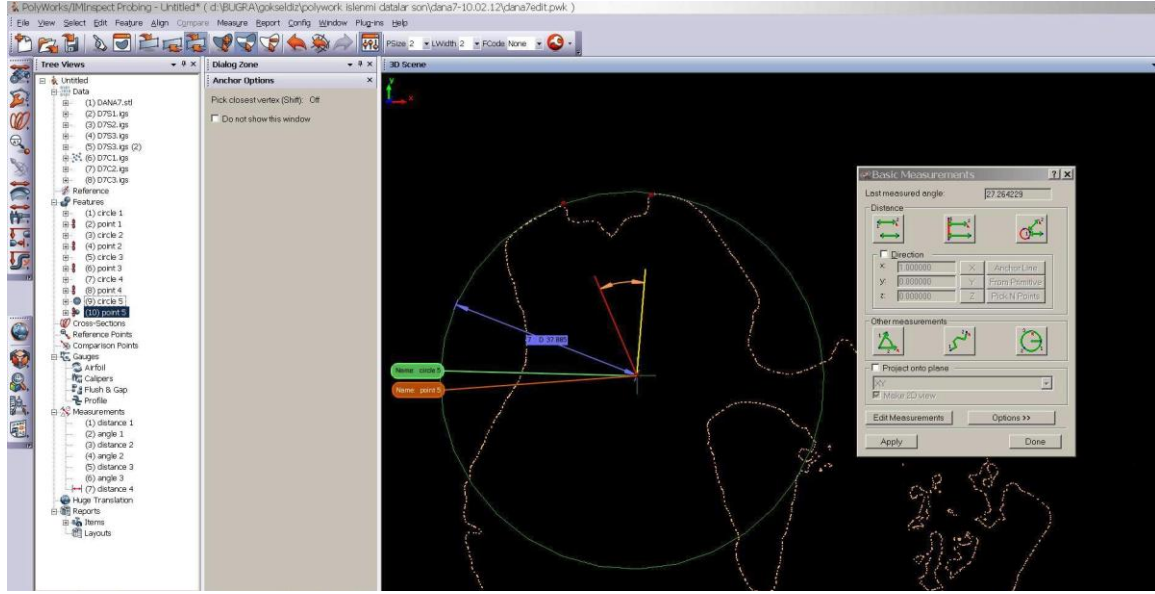


Şekil 46. Poligonal femur modeli uzaklaştırıldıktan sonra 16 mm'lik defekt ile geride kalan sagittal(Scr1-3) ve koronal kesit (Ccr1-3) ara yüzeyleri görülmekte.

Bütün kesit ara yüzeyler görüntüleri program yardımıyla saklandıktan sonra Scr-1 kesit ara yüzeyinden başlayarak yazılım programı yardımı ile sagittal ve koronal kesit ara yüzlerindeki kurvaturlara en uygun çemberler yerleştirildi. Kesit ara yüzlerine yerleştirilen en uygun çemberlerin merkezleri belirlendikten sonra kesit ara yüzlerine kurvaturlara ait radiuslar (Sagittal kesit 1 radiusu:S1R ve koronal kesit radiusu:C1R) hesaplandı ve kaydedildi. Sonrasında belirlenen kurvatür merkezinden defekt kenarlarına (deneyde defektler kademeli olarak sırası ile 7 mm'den 16 mm'e kadar açıldığı için denekler üzerinde 16 mm'lik defekt mevcuttu.) işaretlenen noktalar üzerinde defekt yüzeyinin kurvatür eğrilik merkezi ile yaptığı açı hesaplandı. Bu açı defekt açısı (α) olarak adlandırıldı. Bu teknik kullanılarak sagittal (Sagittal kesit1 defekt açısı:S1 α) ve koronal (Koronal kesit 1 defekt açısı:C1 α) kesit ara yüzlerindeki defekt açıları hesaplandı. Alfa açısı anatomik kurvatür eğriliği merkezlerine göre defekt yüzeyindeki kaybın geometrik olarak ortaya konulmasıdır. Bu çalışmada amaçlanan anatomik sagittal ve koronal kurvatür eğrilik radiuslarına ek olarak defekt büyüklüğüne bağlı olarak değişebilen fakat lokal anatomik geometri ile ilişkilendirilebilen defekt açısının basınç değişimleri ile olan ilişkisini değerlendirmektir.



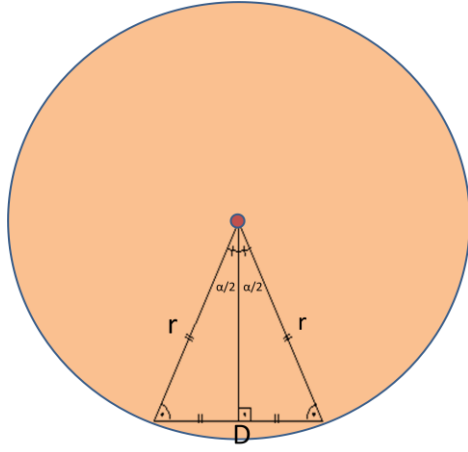
Şekil 47. Deney6 S3 kesit ara yüzünde en uygun çember çizildikten sonra sagittal Kurvatür merkezi üzerinden radius ve defekt açısının IMInspekt ölçüm (Basic Measurement) alt kısmı ile hesaplanması⁸⁰



Şekil 48. Deney 7 C1 kesit ara yüzünde en uygun çember çizildikten sonra koronal Kurvatür merkezi üzerinden radius ve defekt açısının IMInspekt ölçüm alt kısmı ile hesaplanması.⁸⁰

Ölçümler tamamlandıktan sonra sagittal ve koronal kesit ara yüzlerindeki radiuslar ile alfa açılarının 16 mm'lik defekt için ortalaması hesaplandı. Deneysel çalışmada bilindiği üzere ilk gönderilen referans K teli üzerinden sırası ile 7, 8,5, 10, 13 ve 16 mm'lik defektler açılmıştı. Koronal ve sagittal kurvatura en uygun oturacak şekilde seçilen çemberler büyüklükleri ve kondil anatomik kurvatür eğrilik radiusları değişmeyeceği için ve defektler tek merkez üzerinden standart olarak sırası ile açıldığı için deneyde oluşturulan diğer büyüklükteki defektler için de ortalama defekt açıları geriye dönük hesaplandı. Hesaplama 16 mm'lik defekt için yapılan ölçüm değerleri ve aşağıdaki trigonometrik matematik formülü kullanıldı.

Mimics programında threshold işleminde ve Polyworks çalışmasında gereksiz kısımlar segmentasyona uğratılırken ve anatomik belirlenen bölgeler göre sagittal ve koronal düzlemler belirlenirken 3 gözlemci çalışmaya katıldı; bir ortopedi uzmanı, bir biyomekanik doktora öğrencisi ve bir mühendis. Cerrah tarafından doktora öğrencisine ve mühendise önemli anatomik lokalizasyonlar için model üzerinde bilgi verildi. Diğer iki gözlemcide gözlemciler içerisinde seçim yönteminin tekrarlanabilirliğinin artması açısından minimum bir haftalık süreçte 5'er örneği tekrar analiz ettiler. Böylece düzlem seçim yöntemi tekrar kontrol edilerek yanlış eksen düzlem seçilmesi engellendi.



$$\sin \frac{\alpha}{2} = \frac{D}{2r} \longrightarrow \alpha = 2 \cdot \arcsin \left(\frac{D}{2r} \right)$$

Şekil 49. Defekt çapına bağlı olarak defekt (α) açısının geriye dönük olarak trigonometrik matematik formülü ile hesaplanması (r: ortalama radius D: defekt çapı α : kondil anatomik kurvatür radius merkezinden kurvatür çemberindeki defekt yarattığı kaybın kenarları arasındaki açı=defekt açısı)

4.8 İstatistik Analiz

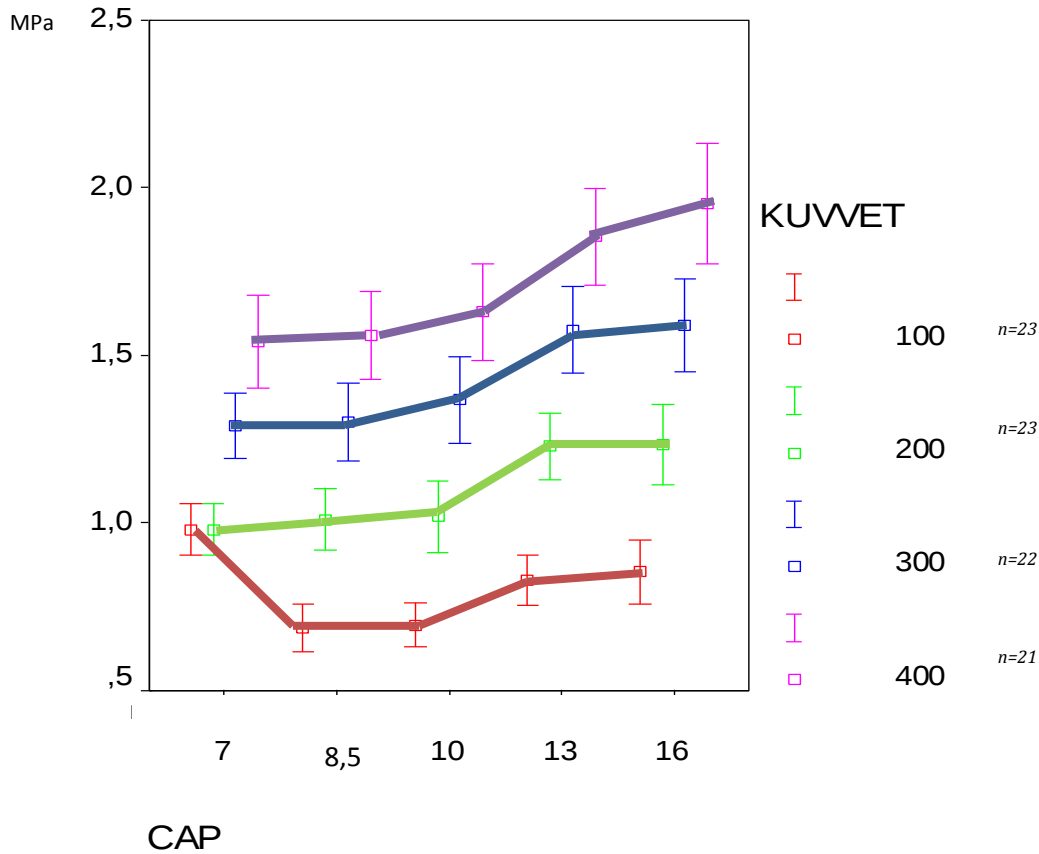
Maksimum basınç ve maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ve defekt kenar stresi ortalama basıncının sagittal ve koronal defekt açıları ile korelasyonu, maksimum basınç ve maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığının ve defekt çevresi kontak stresin ortalama basıncının defekt çapı ile ilişkisinde istatistiksel analiz programı olarak SPSS 16.0 (SPSS Inc., Chicago) yazılımı kullanıldı. Maksimum basınç ve maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklığı ile defekt çevresi ortalama basıncın (defekt kenar stresi) defekt çapına göre değerlendirilmesinde one-way ANOVA (Posthoc analizde Bonfferroni test) kullanıldı. Sagittal ve koronal defekt açıları ile anatomik radiusların maksimum basınç, ortalama defekt çevresi basınç ve maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ile korelasyonunda Pearson korelasyon testi kullanıldı. Pearson korelasyonu 0 seviyesine göre değerlendirilir ve 0'da +1 yaklaştıkça korelasyonun gücü artmaktadır. ANOVA testi ile yapılan istatistik analizlerinde $p<0,05$ anlamlı değer olarak kabul edildi.

Deney 1 ve 3'te oluşturulan osteokondral defektlerin medial kondil yük alma merkezinde olmamaları ve I-Scan görüntülerinde basınç ölçümü için defekt merkezlerinin iyi seçilememesi nedeniyle anatomik ölçüm ve istatistik analize katılmadı. Deney 16'da 16 mm'lik defekt açılırken problem oluşması ve 16 mm'den fazla çapta (22*20mm) lezyon oluşması nedeniyle istatistiksel analize alınmadı. Toplamda 23 denek istatistiksel analize alındı. Fakat deney 24'te 13 ve 16 mm'lik defektlerin I-Scan yansıyan görüntüleri basınç ölçümü için uygun bulunmadığı için bu defekt çapları için istatistik analiz yapılırken istatistik analizde çıkarıldı. Deney 8'in 16 mm'lik defektinin I-Scandaki görüntüsünün özellikle 200 N ve sonrası kuvvetlerdeki görüntüsünün basınç ölçüm için yetersiz olması nedeniyle bu defekt çapı için istatistiksel analiz yapılırken analizden çıkarıldı.

V.SONUÇLAR

Anatomik ölçümlerde ortalama sagittal ve koronal radiuslar (ort. SR ve ort. CR) ile ortalama defekt açıları (ort. Sα ve ort. Cα) 16 mm’lik defekt üzerinden hesaplandıktan sonra geriye dönük olarak diğer defekt çapları için de hesaplamalar gereçler kısmında belirtilen trigonometrik formül ile hesaplandı. Radiuslar ölçülürken Polywork yazılımı ile 16 mm üzerinden ölçülen defekt açıları kullanılarak tekrar trigonometrik olarak diğer defekt çapları için defekt açıları hesaplandı. 16 mm’lik defekt açılırken yapılan hata oranı K teli üzerinden açılmasına rağmen %3,5 oranında tespit edildi. Ayrıca sagittal defekt açısı ölçümünde ortalama %3,59 ve koronal defekt açısı ölçümünde %3,66 oranında hata tespit edildi.

5.1 Defekt Çapına göre Maksimum Basınç Değişimi



Şekil 50. 100, 200, 300 ve 400 N kuvvetlerinde defekt çapına göre ortalama maksimum basınç değişimi grafiği

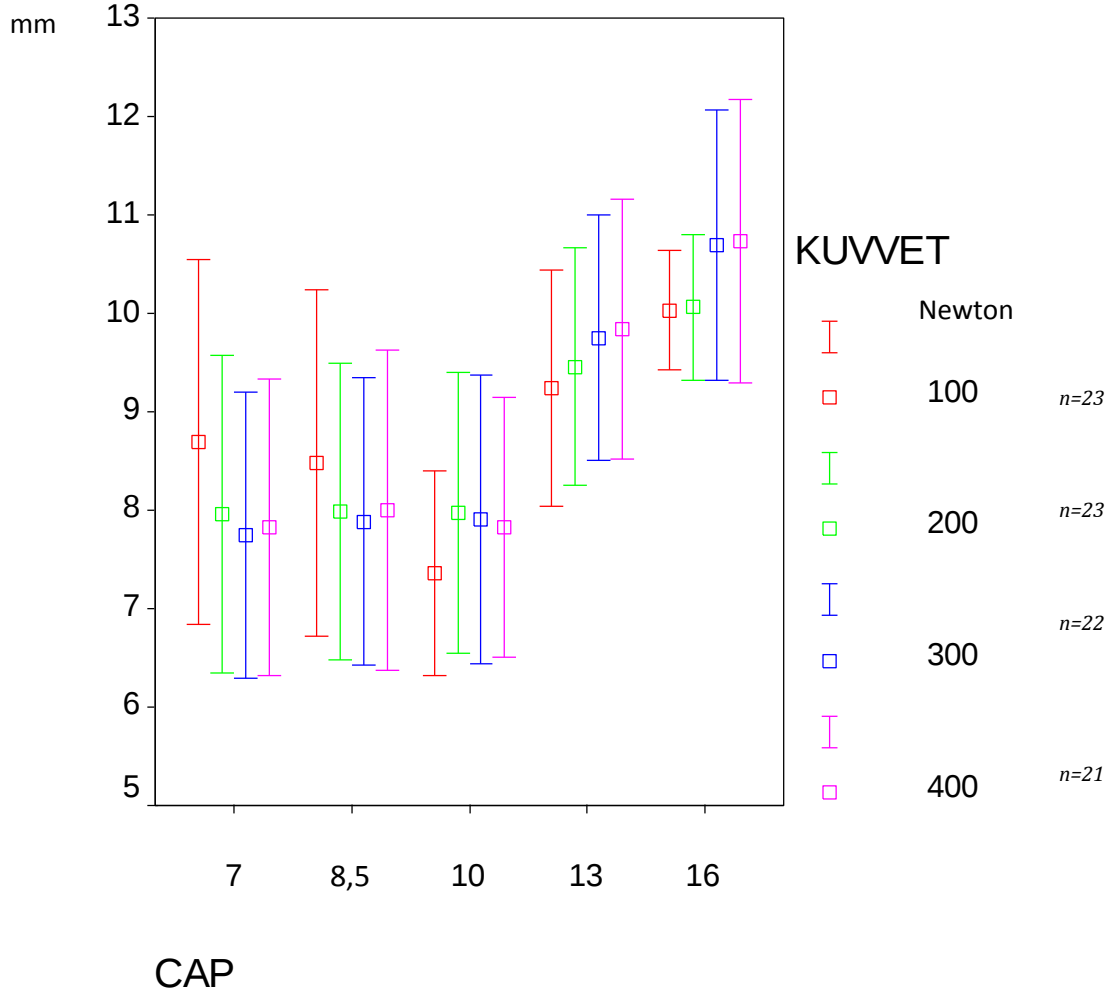
Defekt çapına göre basınç değişimi grafiğine bakıldığında kuvvet artmasına rağmen defekt çapı 7 mm ile 10 mm arasında olduğunda basınçlar arasında bariz farklılık bulunmamaktadır. 10 mm defekt üzerinde basınç ani bir artış göstermektedir. 100 N kuvvet

altında I-Scan görüntüleri üzerinde kuvveti alan sensel sayısı az olduğu için 7mm defekt çapındaki basınç 16 mm defekt çapı kadar yüksek tespit edildi ve 8,5 mm ile 10 mm defekt çapına göre anlamlı yüksek olarak tespit edildi. 200N, 300N ve 400 N değerlerinde defekt çapına göre gruplar arası değerlendirmede 16 mm defekt çapında maksimum basınç yükselmesi 7, 8,5 ve 10 mm defekt çapına göre anlamlı olarak tespit edildi. ($p<0,05$) 10 mm ve altı defektlerin arasında maksimum basınç artışları açısından anlamlı farklılık tespit edilmedi. 13 mm defekt ile 10 mm defekt arasında maksimum basınç artışları açısından anlamlı farklılık yoktu. Fakat 13mm defekt ile 7 mm ve 8,5 mm defektler arasında anlamlı fark mevcuttu. ($p<0,05$) Bu sonuçlardan 200N, 300N ve 400N kuvvetlerinde maksimum basınç artışları 7, 8,5, 10, 13 ve 16 mm’lik defekt çapları arasında 10 mm’den sonra yükselme göstermektedir. Literatüre uygun olarak 10 mm defekt çapı maksimum basınç artışlarında kritik sınır olarak kabul edilmiştir.

Defekt Çapı	Denek Sayısı	Ort. MP (MPa)			
		100N	200N	300N	400N
7	23	0,98±0,17	0,98±0,17	1,28±0,22	1,54±0,31
8,5	23	0,68±0,16	1,01±0,21	1,30±0,26	1,55±0,3
10	23	0,69±0,15	1,01±0,24	1,36±0,29	1,62±0,33
13	22	0,83±0,16	1,22±0,22	1,57±0,28	1,85±0,32
16	21	0,85±0,21	1,23±0,26	1,59±0,30	1,92±0,39

Tablo 5. Defekt çapına bağlı ortalama maksimum basınçların değişimi (MP: Maksimum basınç, MPa: Megapascal)

5.2 Defekt Çapına göre Maksimum Basıncının Defekt merkezine Uzaklığının Değerlendirilmesi



Şekil 51: 100, 200, 300 ve 400 N kuvvetlerinde defekt çapına göre maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ortalamalarının değişim grafiği

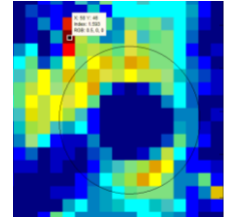
Defekt çapına göre maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığının değerlendirildiği grafikte, defekt çapına göre maksimum basınç değişimindeki grafik eğirisine benzer olarak 10 mm defekt üzerinde maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklaştığı görülmektedir. 16 mm defekt çapında ve 400 N kuvvetinde maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı 7, 8,5 ve 10 mm defekt çaplarındaki maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığına göre anlamlı olarak daha fazla bulundu ($p < 0,05$). 100 N, 200 N ve 300 N kuvvet değerlerinde defekt çapı ile maksimum basıncın defekt merkezine uzaklıkları arasında anlamlı farklılık tespit edilmedi. Buradan defekt çapı ve kuvvet arttıkça medial plato üzerinde maksimum basıncın yükseldiği

bölgenin giderek defekt merkezinden uzaklaştığını çıkarabiliriz. Maksimum basıncın defekt çapına bağlı olarak değişiminde olduğu gibi maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklığı da 10 mm defekt sınırında eğri üzerinde bir sıçrama göstermektedir.

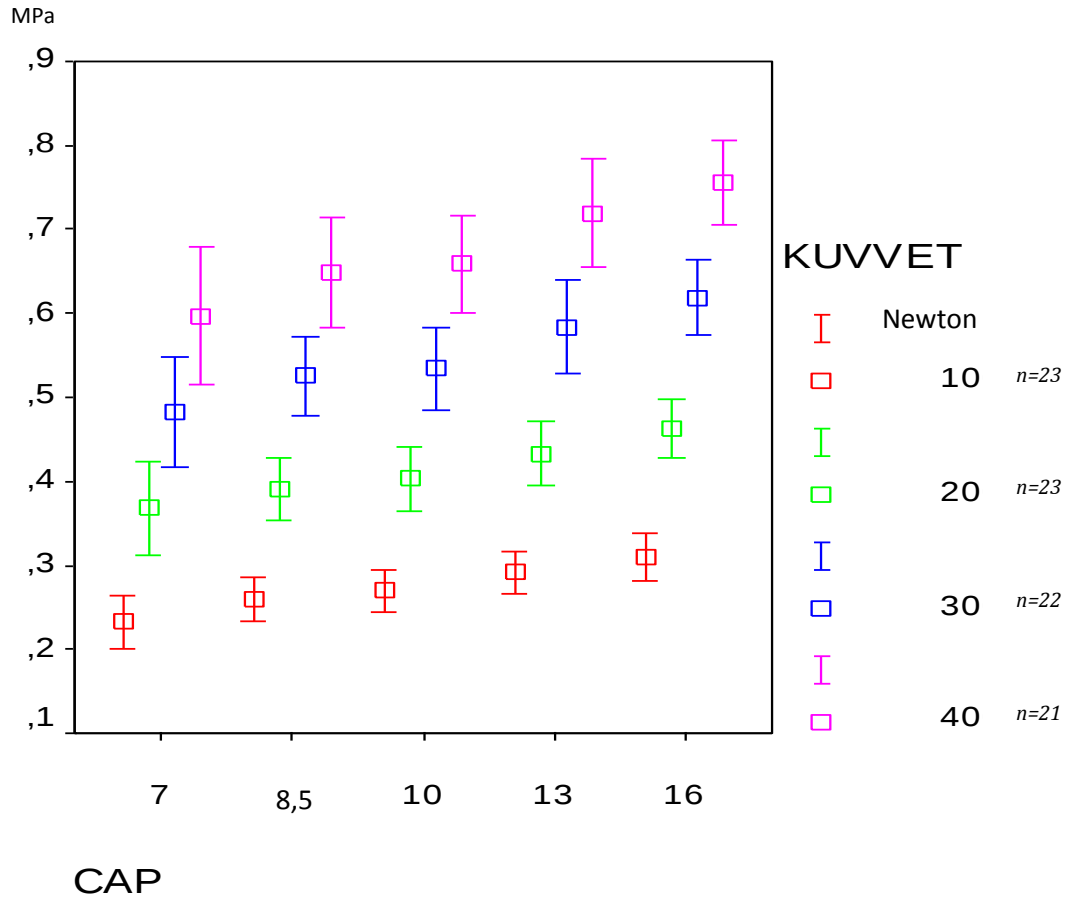
Defekt Çapı	Denek Sayısı	Ort. MP uzaklığı (mm)			
		100N	200N	300N	400N
7	23	8,68±4,28	7,96±3,73	7,74±3,35	7,83±3,48
8,5	23	8,47±4,05	7,98±3,47	7,88±3,39	7,99±3,75
10	23	7,36±2,39	7,96±3,49	7,9±3,39	7,82±3,05
13	22	9,23±2,71	9,45±2,71	9,75±2,81	9,83±2,97
16	21	10±1,32	10±1,62	10,6±3,02	10,73±3,15

Tablo 6. Defekt çapına göre maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklığı. (MP: Maksimum basınç)

5.3 Defekt Çapına göre Defekt Kenar Stresi Basıncın Değişimi



Defekt çevresinde MATLAB programı ile belirlenen çemberin (defekt sınırından 3 sensel uzaklıkta seçilen nokta üzerinden) içinde kalan sensel alanları içindeki basıncın ortalaması defekt kenar stresi olarak adlandırılmaktadır. Defekt kenar stresi defekt çapına bağlı olarak kuvvetten bağımsız maksimum basınç değişiminde olduğu gibi benzer bir grafik göstermektedir. Tüm kuvvetler altında 16 mm defekt çapındaki defekt çevresi ortalama basınç artışı 7 mm defekt çapına göre anlamlı olarak yüksek tespit edildi ($p < 0,05$). Tüm kuvvetler altında 13 ve 16 mm defekt çapları kendi aralarında değerlendirildikleri zaman defekt çevresi basınçlar anlamlı farklılık tespit edilmedi. Ayrıca 7, 8,5 ve 10 mm defekt çapları arasında tüm kuvvetler altında defekt çevresi basınç artışlarında anlamlı farklılık yoktu.

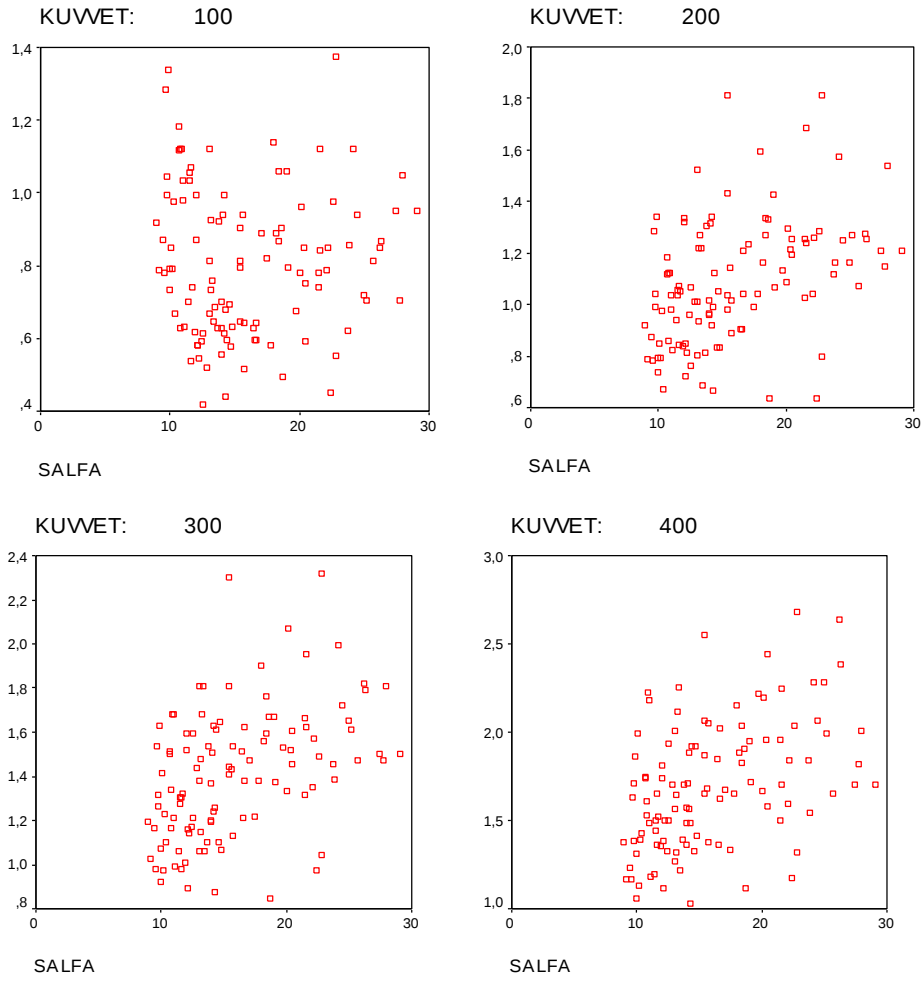


Şekil 52: Defekt çapına bağlı olarak ortalama defekt kenar stresi değişim grafiği

Defekt Çapı	Denek Sayısı	Ort. Defekt RS Basıncı (MPa)			
		100N	200N	300N	400N
7	23	0,23±0,07	0,36±0,13	0,48±0,15	0,59±0,19
8,5	23	0,26±0,06	0,39±0,08	0,52±0,1	0,64±0,15
10	23	0,26±0,05	0,4±0,08	0,53±0,11	0,65±0,13
13	22	0,29±0,05	0,43±0,08	0,58±0,12	0,71±0,14
16	21	0,30±0,06	0,46±0,07	0,61±0,09	0,75±0,11

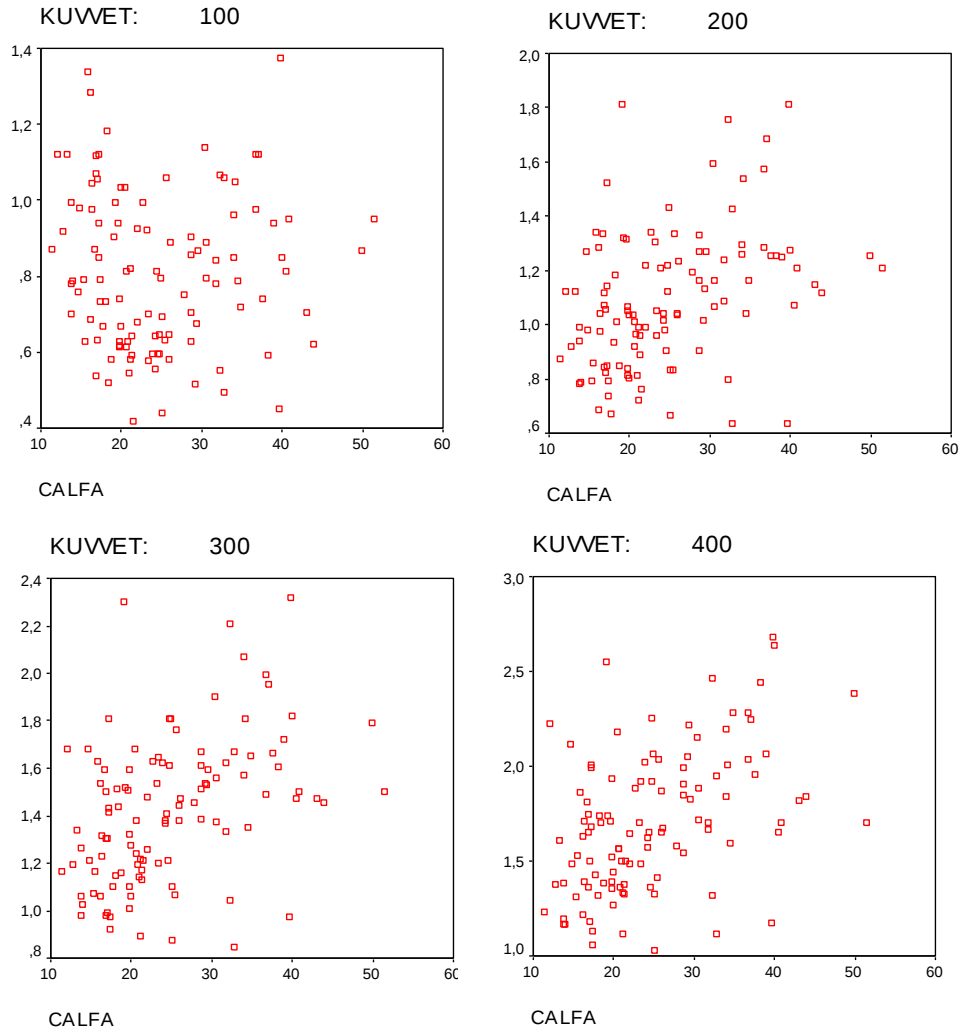
Tablo 7. Defekt çapına göre ortalama defekt kenar basınç dağılımı (DRS: Defekt kenar stresi, MPa: Megapascal)

5.4 Defekt Açısına (α) göre Maksimum Basınç Değişimi



Şekil 53. Farklı kuvvetlerde sagittal defekt açısı ve maksimum basınç arasındaki korelasyon grafikleri

Sagittal defekt açısı ile maksimum basınç değişimleri arasındaki korelasyonu 100 N kuvveti hariç 200 N ($r=0,421$), 300 N ($r=0,430$) ve 400 N ($r=0,450$) kuvvetlerinde orta düzeyde anlamlı olarak tespit edildi. Kuvvet artışına göre grafiklerde maksimum basınç ve sagittal defekt açısı arasında korelasyonlar benzer dağılım göstermektedir. Bu grafiklerden sagittal defekt açısı (anatomik sagittal radius merkezi osteokondral defekt merkezi kenarları arasında çizilen açı) büyüdükçe dağınık olmasına rağmen maksimum basıncın arttığı görülmektedir. Maksimum basınçlar farklı dağıldığı için basıncın hızla yükseldiği veya farklı şekilde yükseldiği bir cut-off sagittal defekt açısı değeri verilememektedir. Fakat sagittal defekt açısı arttıkça basınçlar ona korele olarak anlamlı şekilde artmaktadır.



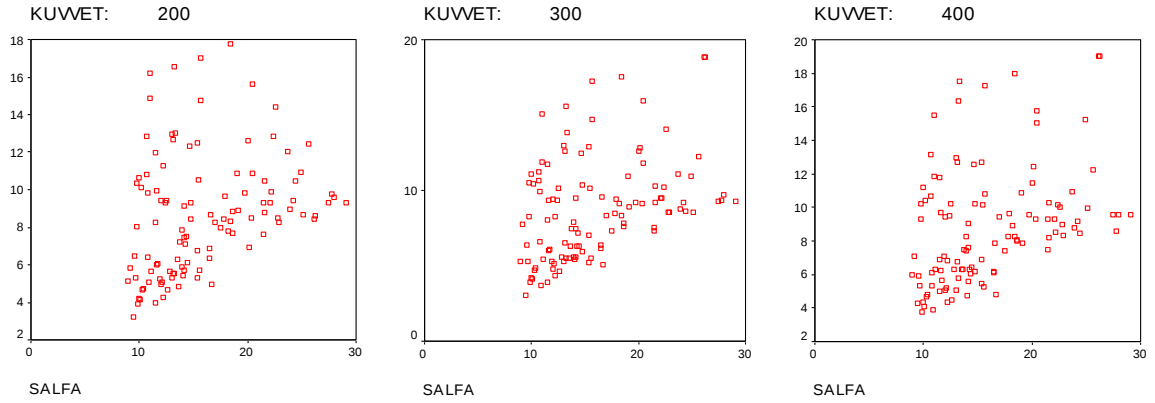
Şekil 54. Farklı kuvvetler altında koronal defekt açısı ile maksimum basınçlar arasındaki korelasyon grafikleri

Koronal defekt açısı ile maksimum basınç değişimleri arasındaki korelasyonu 100 N ($r=-0,17$) dışında 200 N ($r=0,372$), 300 N ($r=0,416$) ve 400 N ($r=0,461$) kuvvetlerinde orta düzeyde anlamlı olarak tespit edildi. Kuvvete artışına göre grafiklerde maksimum basınç ve koronal defekt açıları arasında korelasyon benzer dağılım göstermektedir. Bu grafiklerden koronal defekt açısı (anatomik koronal radius merkezi osteokondral defekt merkezi kenarları arasında çizilen açı) büyüdükçe dağınık olmasına rağmen maksimum basıncın arttığı görülmektedir. Maksimum basınçlar farklı dağıldığı için sınır olarak basıncın hızla yükseldiği veya farklı şekilde yükseldiği bir sınır (cut-off) koronal defekt açı değeri verilememektedir. Fakat koronal defekt açısı artması durumunda basınçlar anlamlı olarak artmaktadır.

Anatomik ölçüm yapılan 24 dana dizinde anatomik sagittal radius ortalaması 39,14 mm (dağılım;34,55-44,81) ve anatomik koronal radius ortalaması 25,97 mm (dağılım;19,89-

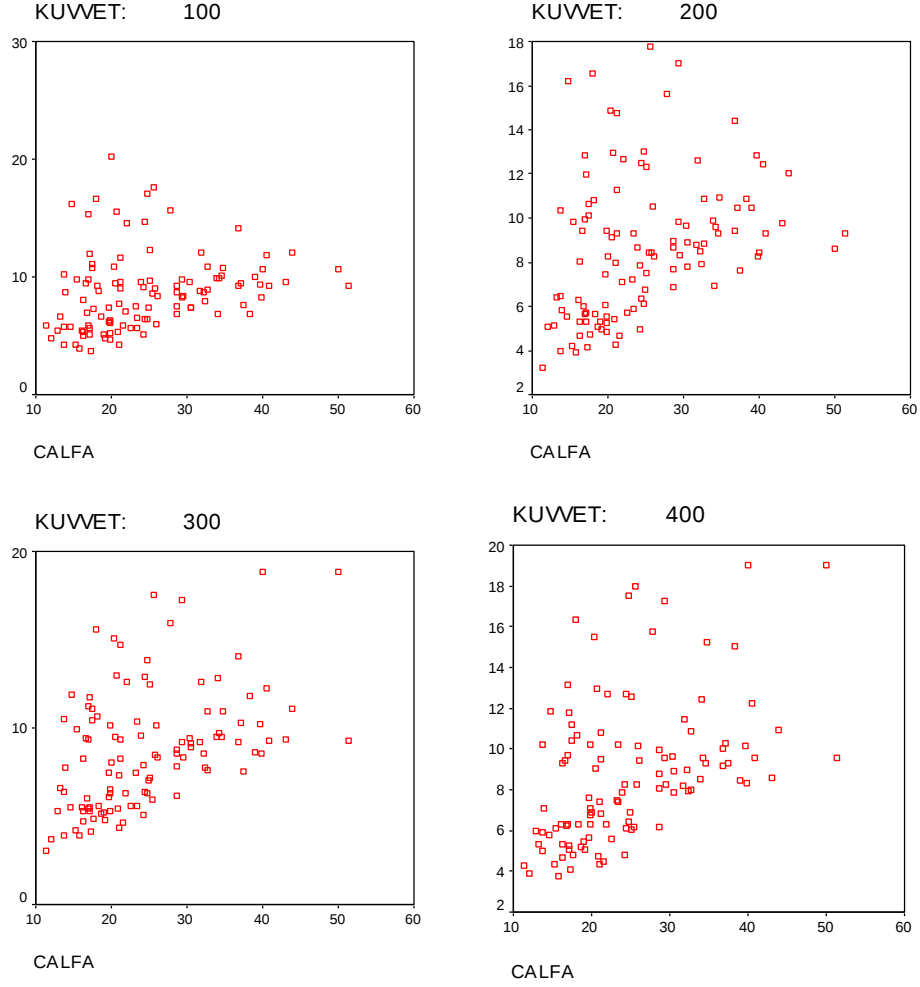
35,56) olarak polywork yazılımı ile 3D modeller üzerinden ölçülmüştür. Ortalama sagittal alfa açısı $15,9^\circ$ (8,94-29,12) ve ortalama koronal alfa açısı $24,75^\circ$ (11,31-51,41) olarak ölçüldü. Bilindiği üzere alça açısı defekt çapına ile sagittal ve koronal radiusa göre değişmektedir.

5.5 Defekt Açısına göre Maksimum Basıncının Defekt merkezine Uzaklığının Değerlendirilmesi



Şekil 55. Farklı yükler altında maksimum basıncın defekt merkezinde uzaklaşması ile sagittal defekt açıları arasındaki korelasyon grafikleri

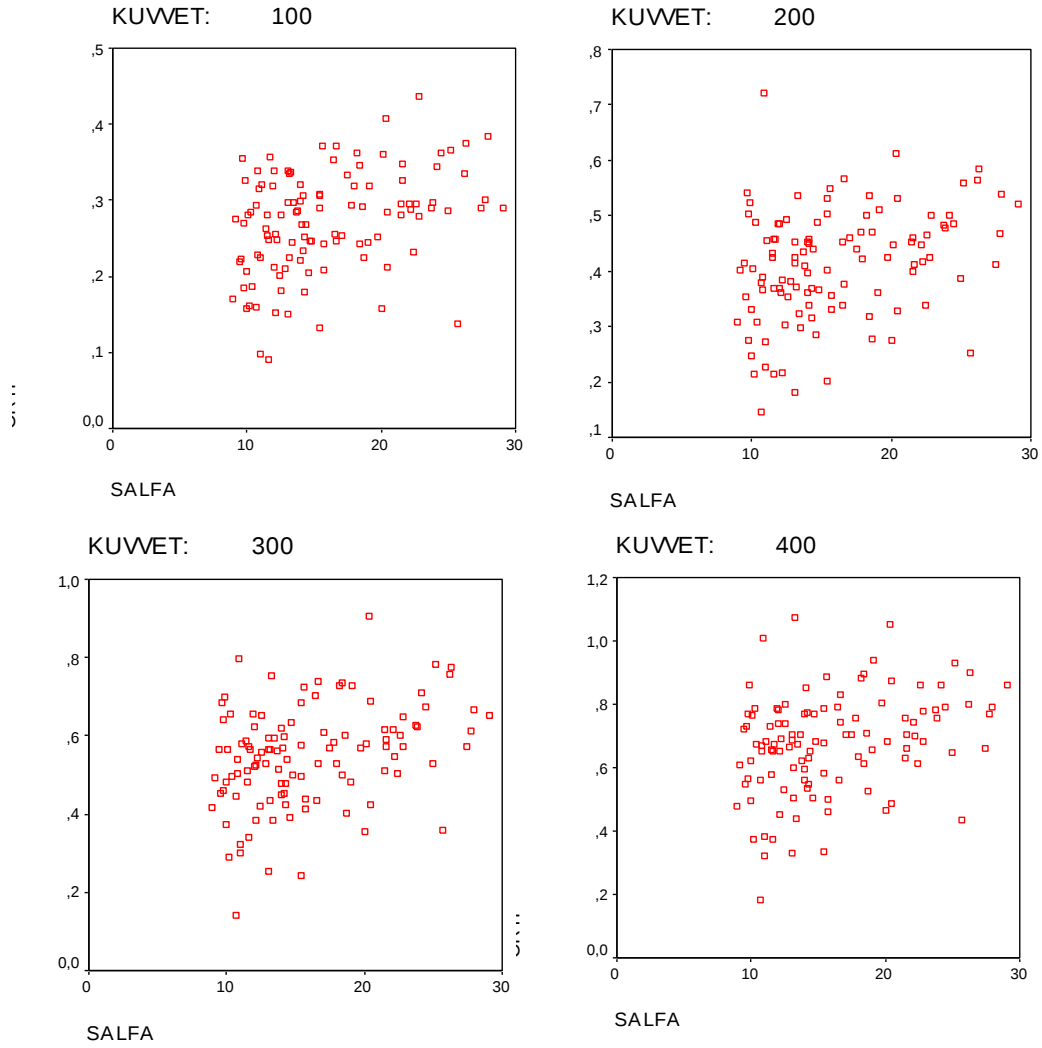
Sagittal defekt açısı ile maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı arasındaki korelasyonu tüm kuvvet değerlerinde orta düzeyde anlamlı olarak tespit edildi. Korelasyonun güvenilirliği 100 N ($r=0,217$) kuvvetinden 400 N ($r=0,391$) kuvvetine doğru artmaktadır. Kuvvete artışına göre grafiklerde maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ve sagittal defekt açıları arasında korelasyon benzer dağılım göstermektedir. Bu grafiklerden sagittal alfa açısı büyüdükçe dağınık olmasına rağmen maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklaşmaktadır. Fakat kuvvet artışına bağlı olarak maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklaşmasında sınır kabul edilebilecek bir sınır (cut-off) sagittal defekt açısı bulunmamaktadır.



Şekil 56. Farklı yükler altında maksimum basıncın defekt merkezinde uzaklaşması ile koronal defekt açıları arasındaki korelasyon grafikleri

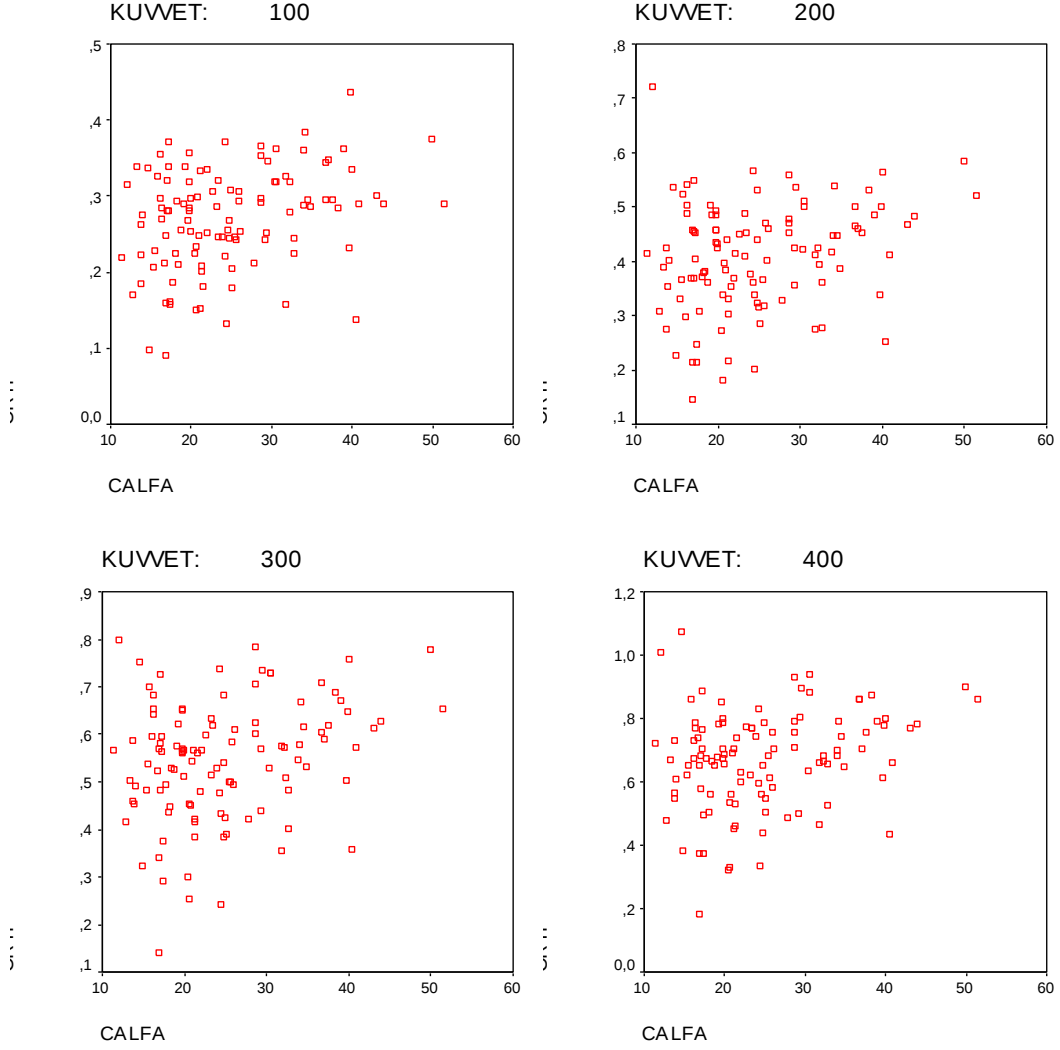
Koronal defekt açısı ile maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı arasındaki korelasyonu tüm kuvvet değerlerinde orta düzeyde anlamlı olarak tespit edildi. Korelasyonun güvenilirliği 100 N ($r=0,238$) kuvvetinden 400 N ($r=0,444$) kuvvetine doğru artmaktadır. Kuvvete artışına göre grafiklerde maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ve koronal defekt açıları arasında korelasyon benzer dağılım göstermektedir. Bu grafiklerden koronal alfa açısı büyüdükçe dağınık olmasına rağmen maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklaşmaktadır. Fakat kuvvet artışına bağlı olarak maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklaşmasında sınır kabul edilebilecek bir sınır (cut-off) koronal defekt açısı bulunmamaktadır.

5.6 Defekt Açısına göre Defekt Kenar Stres Basıncının Değişimi



Şekil 57. Sagittal defekt açısı değişimine göre defekt çevresi basınç değişimi (defekt rim stres) korelasyon grafikleri

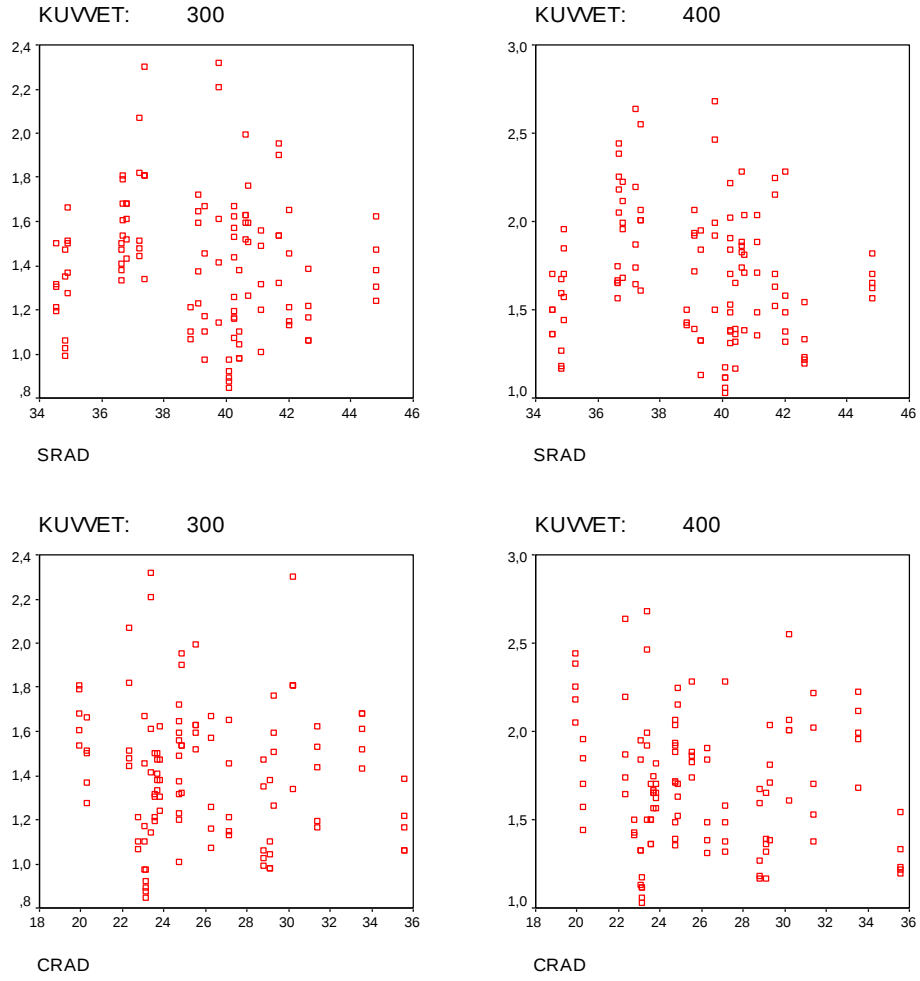
Sagittal defekt açısı ile defekt çevresi sağlam kıkırdığın ortalama basıncı arasındaki korelasyonu tüm kuvvet değerlerinde orta seviyede anlamlı olarak tespit edildi. Korelasyonun güvenilirliği 100 N ($r=0,314$) kuvvetinden 400 N ($r=0,371$) doğru artmaktadır. Bu grafiklerden sagittal defekt açısı büyüdükçe dağınık olmasına rağmen defekt kenar stres ortalama basıncı artmaktadır. Fakat kuvvet artışına bağlı olarak defekt rim stres ortalama basıncı artışında sınır kabul edilebilecek bir cut-off sagittal defekt açısı değeri bulunmamaktadır.



Şekil 58: Koronal defekt açısı ve defekt kenar stres arasındaki korelasyonu gösteren grafikler

Koronal defekt açısı ile defekt çevresi sağlam kıkırdağın ortalama basıncı arasındaki korelasyonu tüm kuvvet değerlerinde orta seviyede anlamlı olarak tespit edildi. Korelasyonun güvenilirliği 100 N ($r=0,238$) kuvvetinden 400 N ($r=0,310$) kuvvetine doğru artmaktadır. Bu grafiklerden koronal defekt açısı büyüdükçe dağınık olmasına rağmen defekt kenar stres ortalama basıncı artmaktadır. Fakat kuvvet artışına bağlı olarak defekt rim stres ortalama basıncı artışında sınır kabul edilebilecek bir cut-off koronal defekt açısı değeri bulunmamaktadır.

5.7 Anatomik Radiuslara göre Maksimum Basınç Değişimi



Şekil 59: Sagittal ve Koronal anatomik kurvatur radiuslarına göre ortalama maksimum basınçların korelasyon değişim grafikleri

Tüm kuvvetler (100-400 N) alınıldığında sagittal ve koronal anatomik radiuslar ile ortalama maksimum basınçlar arasında anlamlı bir korelasyon saptanmadı. Sagittal ve koronal radiuslara göre basınç değişim grafikleri benzerlik göstermektedir.

No	Defekt Çapı	ort Sagittal Radius (mm)	ort Koronal Radius (mm)	ort S alfa Açısı	ort C alfa Açısı	Defekt Derinliği (mm)	S alfa Ölçüm Hata Oranı	C Alfa Ölçüm hata Oranı
DANA2	16mm	37,21	22,29	26,18	39,96	2,938305	%4,50	%5,50
	13 mm			20,1	34,05			
	10 mm			15,44	26			
	8,5 mm			13,12	22			
	7 mm			10,7	18,14			
DANA4	16mm	36,69	19,89	26,28	49,98	5,731897	%3.8	%4,40
	13 mm			20,45	38,3			
	10 mm			15,7	29,25			
	8,5 mm			13,36	24,78			
	7 mm			10,97	20,36			
DANA5	16mm	34,92	20,26	29,12	51,41	5,712844	%6.8	%9.3
	13 mm			21,46	37,54			
	10 mm			16,47	28,66			
	8,5 mm			13,98	24,29			
	7 mm			11,51	19,95			
DANA6	16mm	41,12	24,71	22,56	36,71	7,385060	%0.5	%2.7
	13 mm			18,19	30,51			
	10 mm			13,97	23,35			
	8,5 mm			11,87	19,81			
	7 mm			9,77	16,29			
DANA7	16mm	42,64	35,56	23,88	28,66	5,530680	%9.1	%8.7
	13 mm			17,5	21,1			
	10 mm			13,48	16,1			
	8,5 mm			11,45	13,75			
	7 mm			9,42	11,31			
DANA8	16mm	40,69	29,31	24,2	32,88	7,521941	% 6	%3.6
	13 mm			18,4	25,63			
	10 mm			14,1	19,65			
	8,5 mm			12	16,68			
	7 mm			9,8	13,7			
DANA9	16mm	43,93	28,8	22,1	34,54	5,726230	%4.9	%6,60
	13 mm			17,01	26,08			
	10 mm			13,07	19,9			
	8,5 mm			11,1	16,97			
	7 mm			9,13	13,96			
DANA10	16mm	37,4	23,69	25,66	40,44	4,564930	%3.7	%2.4
	13 mm			20	31,8			
	10 mm			15,36	24,36			
	8,5 mm			13,04	20,6			
	7 mm			10,7	16,90			
DANA11	16mm	34,84	23,57	27,47	40,86	6,797378	%3.3	%2.9
	13 mm			21,5	32,01			
	10 mm			16,5	24,49			
	8,5 mm			14	20,77			
	7 mm			11,53	17,07			
DANA12	16mm	36,65	27,12	24,94	34,8	7,226603	%1	%1.4
	13 mm			20,43	27,73			
	10 mm			15,68	21,24			
	8,5 mm			13,2	18,03			
	7 mm			10,95	14,83			
DANA13	16mm	34,55	23,77	27,74	43,07	7,932504	%3.4	%8.5
	13 mm			21,6	31,73			
	10 mm			16,64	24,28			
	8,5 mm			14,13	20,59			
	7 mm			11,62	16,93			
DANA14	16mm	42,01	29,07	22,78	32,21	9,795717	%3.6	%0.9
	13 mm			17,8	25,84			
	10 mm			13,67	19,8			
	8,5 mm			11,61	16,81			
	7 mm			9,55	13,8			
DANA15	16mm	44,81	31,35	19,71	29,34	10,420362	%5.7	%0.6
	13 mm			16,6	23,9			
	10 mm			12,81	18,35			
	8,5 mm			10,8	15,5			
	7 mm			8,94	12,8			
DANA16	16mm	40,43	28,61	24,65	32,44	7,358195	%7.1	%6.9
	13 mm			18,5	26,26			
	10 mm			14,2	20,12			
	8,5 mm			12,06	17,08			

No	Defekt Çapı	ort Sagittal Radius (mm)	ort Koronal Radius (mm)	ort S alfa Açısı	ort C alfa Açısı	Defekt Derinliği (mm)	S alfa Ölçüm Hata Oranı	C Alfa Ölçüm hata Oranı
DANA17	16mm	40,26	26,29	22,22	33,9	8,557072	%3.1	%4.5
	13 mm			18,58	28,62			
	10 mm			14,26	21,92			
	8,5 mm			12,11	18,67			
	7 mm			9,97	15,3			
DANA18	16mm	40,08	23,09	22,4	39,68	8,718272	%0.3	%2.4
	13 mm			18,66	32,7			
	10 mm			14,33	25,01			
	8,5 mm			12,17	21,21			
	7 mm			10,01	17,43			
DANA19	16mm	39,31	23,08	23,73	43,95	6,788325	%1.7	%7.2
	13 mm			19,03	32,71			
	10 mm			14,61	25,02			
	8,5 mm			12,41	21,22			
	7 mm			10,21	17,4			
DANA20	16mm	39,08	24,73	24,43	39,02	10,391281	%3.3	%3.3
	13 mm			19,14	30,47			
	10 mm			14,7	23,32			
	8,5 mm			12,51	19,79			
	7 mm			10,29	16,29			
DANA21	16mm	40,6	25,49	24,19	36,74	5,691243	6,10%	%0.5
	13 mm			18,41	29,54			
	10 mm			14,14	22,62			
	8,5 mm			12,01	19,19			
	7 mm			9,88	15,78			
DANA22	16mm	37,37	30,21	27,920000	34,210000	7,371402	%1.1	%10.2
	13 mm			20,03	24,84			
	10 mm			15,37	19,05			
	8,5 mm			13,06	17,2			
	7 mm			10,74	13,3			
DANA23	16mm	36,81	33,56	25,14	28,66	13,022507	0,01%	3,70%
	13 mm			20,34	22,33			
	10 mm			15,61	17,13			
	8,5 mm			13,26	14,55			
	7 mm			10,9	11,97			
DANA24	16mm	38,83	22,73	26,68	40,94	7,887248	3,90%	1,10%
	13 mm			19,27	33,2			
	10 mm			14,79	25,41			
	8,5 mm			12,56	21,55			
	7 mm			10,34	17,71			
DANA25	16mm	39,76	23,37	22,85	39,88	8,736659	%1.5	0,66%
	13 mm			18,81	32,29			
	10 mm			14,4	24,7			
	8,5 mm			12,2	20,95			
	7 mm			10,10	17,22			
DANA26	16mm	41,69	24,84	21,55	37,04	11,001130	%2.5	%0.71
	13 mm			17,93	30,33			
	10 mm			13,77	23,22			
	8,5 mm			11,7	19,7			
	7 mm			9,63	16,2			
ORTALAMA						7,61	%3,59	%3,66

Tablo 8: Anatomik sagittal ve koronal kurvatur radiusları ile sagittal ve koronal ortalama defekt açıları tablosu (S: Sagittal, C:Koronal).

VI. TARTIŞMA

6.1 Deney Modeli ve Yöntemi

İzole kıkırdak lezyonlarının taklit edildiği deneysel biyomekanik çalışmaların çoğunda insan kadavra dizi kullanılmaktadır. Fakat insan kadavra dizinin deneysel olarak kullanılması, kadavra dizinin temini dışında yüksek maliyetlidir. Ayrıca ülkemiz şartlarında taze donmuş insan kadavra dizi kullanılması konusunda yasal sorunlar mevcuttur. Bu yüzden biz deneysel çalışmamızda dana dizi kullandık.

Kıkırdak lezyonları için kullanılan hayvan modellerinde kıkırdak kalınlıkları ve geometrileri farklılıkları değişik varyasyonlar gösterebilmektedir. Fakat daha dizi eklemi insan dizine göre büyük olmasına rağmen kondil geometrisi ve kıkırdak materyal özellikleri insaninkine en yakın hayvandır. İnsan dizinde olduğu gibi kondil kurvatür radiuslarında varyasyonlar dana dizinde de mevcuttur. Dana femur kondili yük verme yüzeyindeki kıkırdak kalınlığı ortalama 4,4 mm (± 0.22) olup insan kadavra dizi modellerindeki kıkırdak kalınlığına (3,6 mm (± 0.34)) deneysel çalışmalarda daha sık kullanılan domuz, köpek, tavşan ve sıçan gibi hayvanlardan daha yakındır.⁸² Fakat dana dizi mekanik ve materyal özellikleri ile ne kadar insan dizine benzese de bu çalışmadan çıkarılan sonuçlar insan dizi için farklı olabilir.

Dana diz eklemi femur kondilleri dışbükey eklem yüzüne sahip iken medial tibia platosu içbükey ve lateral tibia platosu dışbükey eklem yüzlerine sahiptir. Giriş kısmında sinovyal eklemler bölümünde insan dizinde de bahsedildiği gibi dana dizi lokal temas yüzey anatomisi ile benzerlik göstermektedir. Lateral kompartmandaki iki eklem yüzünde dışbükey olması ön deneyler sırasında da gözlemlediğimiz sensör ezilmelerine ve sensel kayıplarına yol açmıştır. Bu sebeple lateral kondilin rezeke edildiği model oluşturulmuştur. Lateral kondilin uzaklaştırılması dana dizi ekleminin toplam mekanik özelliklerini etkilemiş olabilir. Lateral kollateral ligamanın uzaklaştırılması basma kuvvetleri altında valgus momentlerinde artış yaratmış olabilir. Fakat biz deneylerimiz sırasında yüklemeler esnasında proksimal femurda valgus hareketini gözlemlemedik. Kademeli statik yüklemenin olası valgus momentini engellemede etkili olduğunu düşünüyoruz.

Defekt varlığında kontak stresin artmasının bir etkisi olarak kıkırdak viabiliteside etkilenmektedir. Torzillo ve ark erişkin dana kıkırdaklarını 0,5 MPa ile 65 MPa arası basınçlar yükleyerek kıkırdak ölümünün 17 MPa basınçta olduğunu göstermişlerdir.⁸³ Loening ise hangi yük altında kıkırdak apoptozisinin küçük gruplardan makroskopik değişiklikler kadar ilerlediğini araştırmış 4,5 MPa apoptozis için kritik sınır olarak bildirmiştir. Kollogen

fibrillerdeki degradasyonun 7-12 MPa arasında başladığını bildirmiştir⁸⁴. Lin ve ark ise erişkin dana kıkırdak parçalarını 1MPa dan 5MPa kadar 0,5 Hz hızda 6,12 ve 24 saat siklik yükledikten sonra kritik sınırın 5MPa basınca siklis yükleme altında 6. saatte hücre ölümü ve proteoglikan degradasyonu oluştuğunu hücre çalışmalarında sunmuştur.⁸⁵ Biz çalışmamızda 100-400 N arasında statik yükleme uyguladık ve oluşan maksimum kontakt basınçların 2,5- 3 MPa arasında olduğu gözlemlendik. Bu sebeplere dayanarak çalışmamızda kompresyon yüklemeleri sırasında kıkırdak dejenerasyonu ve apoptozisi olmayabileceğini düşünmekteyiz.

Veri analizinde kullandığımız MATLAB programı sayesinde defekt çevresi basınç dağılımı ve maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı daha doğru olarak tespit edildi. Defekt çapı ve basınç dağılımını inceleyen diğer biyomekanik çalışmalarda defekt çevresi kenar stresi defekt çevresinde oluşan maksimum basınç değerleri olarak sunulmuştur.^{11, 86, 87} Fakat plato içerisinde farklı bölgelerde kuvvete bağlı olarak maksimum basınçlar yükselebilmektedir. Bizim çalışmamızda MATLAB yazılımı sayesinde defekt çevresinde belirlenen sirküler alan içinde kalan sensellerin basınç ortalaması defekt kenar stresi olarak ölçüldü. Bu sayede maksimum basınç sensör üzerinde farklı bir bölgede yükselse bile defekt çevresi kenar stres basınçları daha doğru ölçülebilmektedir. MATLAB yazılımı kullanarak daha önce dana dizlerinde farklı şekilli osteokondral defektlerin alanları hesaplanmıştır.⁷⁰ Bu çalışmada ilk defa MATLAB yazılımı ile defekt çevresi basınçları değerlendirilmiştir.

Anatomik kurvatur radiuslarının ölçümünde kullanılan Polyworks programı geri dönük-mühendislikte laser tarama ile 3D modelleme ve hızlı prototip çıkarma için kullanılan bir yazılımdır. Bu yazılım sayesinde 3D model üzerinde anatomik önemli lokalizasyonlar üzerinden anatomik kurvatur radiusları ve merkezleri kolaylıkla tespit edilmiştir. Bu çalışma ile Polyworks programı kullanım alanı dışında ilk defa antropometrik ölçümlerde kullanılmıştır. Ölçüm yöntemi hata oranı %3,5 olarak tespit edilmiştir.

6.2 Defekt çapı ve Kontak Stres Değişimlerinin Kıkırdak Lezyonlarındaki Yeri

İzole kıkırdak lezyonlarının doğal seyri sonucunda osteoartrite ilerleyebildiği bilinmektedir. Fokal lezyonların progresif osteoartrite ilerlemesini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar klasik olarak hasta ve lezyon faktörleri şeklinde iki grupta ele alınabilir. Hastaya bağlı faktörler; yaş, vücut-kitle indeksi, genetik, aktivite seviyesi, menisküs ve çapraz bağların durumu ile koronal plan deformiteleri ve patellofemoral instabilite iken lezyona bağlı faktörler; çap, lokalizasyon, derinlik ve kronik/akut olması olarak bildirilmiştir.^{10, 11, 69} Bu faktörlerinden defekt çapı, lokalizasyonu ve hasta yaşı tedavi protokollerine yön veren faktörlerdir. Hangi defekt çapının hangi biyomekanik kuvvetler

altında kırıkta ilerleyici osteoartrite sebep olabilecek potansiyelde olduğu halen tartışmalıdır.

Kırıkta lezyonlarında tedaviler ile ilgili literatür gözden geçirildiği zaman yazarların sınır defekt çapı olarak seçtikleri değerlerin geniş bir yelpazede olduğu görülmektedir. Brittberg karbon plug kullanarak kırıkta yüzeyinde rekonstrüksiyon sağlarken minimal lezyon sınırını 1,2 cm² olarak, ACI ve periost yama kullandığı diğer çalışmada ise bu sınırı 1,6 cm² olarak bildirmiştir.^{59, 88} Sadece periost kullanılan iki ayrı çalışmada ise kritik sınır olarak 0,75 cm² ve 3 cm² olması gerektiği belirtilmiştir.⁸⁹ Minas ve ark. ACI tekniğini kullanarak tedavi ettikleri hasta grubunda sınırı 1,5 cm² olarak tespit etmiştir.⁶⁷ Hangody ve ark ise OATS tekniği için bu kritik sınırın 1-4 cm² arasını olması gerektiğini savunmuşlardır.⁶³ ACI için yapılan çalışmalarda bu yelpaze daha da genişlemektedir ve 2-4 cm²< üzerindeki defektlerde uygulanması önerilmiştir. Son klinik tedavi kılavuzları ve literatürdeki çoğu çalışmada 2 cm² defekt çapı kritik sınır olarak alınmıştır.⁹

Çalışma	Yıl	Yöntem	Boyut (cm ²)	Eşdeğer Çap (mm)
Niederman	1985	Periosteyum	3	19.5
Homminga	1990	Perikondriyum	1	11.3
Brittberg	1994	Karbon plug	1.2	12.4
Brittberg	1994	Periosteyum/ ACI	1.6	14.3
Lorentzon	1996	Periosteyum	0.75	9.8
Minas	1999	ACI	1,5	13.8
Hangody	2004	OATS	1-4	10-20<
Gomoll	2011	Mikrokırık	<2	<16
Gomoll	2011	OATS & ACI	2-4<	16-20<

Tablo 9: İzole Kırıkta lezyonların farklı yazarların seçtikleri tedavi yöntemi için seçtikleri kritik defekt çapları

Görüldüğü gibi tedavi seçim yöntemlerinde ve kritik defekt çapının belirlenmesinde halen tartışmalar mevcuttur. Seçilen bu örnek çalışmalar dâhil literatürde prospektif randomize kontrollü level 1 çalışma sayısı bu problemi çözmek için yetersiz sayıdadır. Bu

tartışmanın mekanik olarak çözümü için son yıllarda kritik defekt çapı belirlenmesi için biyomekanik çalışmalara ağırlık verilmiştir.

Defekt çapı ve defekte bağlı oluşan lokal kontak stres artışının yaratabileceği mekanik hasar ile ilişkisi bu çalışmaların temel düşüncesi olmuştur. Brown ve ark. köpeklerde modeli üzerinde yaptıkları çalışmada küçük 2 mm defekt ile çevresinde lokal kontak stres artışının körele olmadığını göstermişlerdir.⁶⁹ Brown ve ark. deneysel eklem içi kırık modelinde eklem kıkırdak yüzeyinin uyumsuz kaldığında kıkırdaktaki anormal kontak stres değişimleri olduğundan bahsedilmiştir.⁹⁰ Nelson ve arkadaşları köpeklerde yaptıkları çalışmada 6 mm defektin yoğun fibrokıkırdak yapı ile rekonstrükte edilmesinin defekt kenar kontak stresin azalmasında yetersiz kaldığını bildirmiştir.⁹¹ Convery ve ark. Sheatland midilli atlarında femur medial kondilinde yük verme yüzeyinde açılan 9 mm ve üzerindeki defektlerin karşı eklem kıkırdağında ve defekte komşu kıkırdakta dejenerasyon yaptığını göstermiştir.⁹² Jackson ve ark. atlarda 6 mm defektin çevre kıkırdakta çökme yaparak ilerleyici kaviter lezyona sebep olduklarını bildirmiştir.⁹³

Raimondi ve ark 5 taze donmuş dana dizinde femur kondil yük alma yüzeyi ve karşılık gelen tibial eklem yüzeyini 32 mm derinlikte iki silindirik yüzey haline getirdikten sonra 12 mm defekt oluşturup defekt çevresinde kontak stresin uniform olarak arttığını göstermişlerdir. 180 N kuvvet altında 12 mm defektin kıkırdakta yarattığı maksimum basıncı 2,5 MPa olarak tespit etmişlerdir. Defekt uygun fibrin greft ile doldurulduktan sonra greftin kontak yükün %80'i taşıdığını bildirmişlerdir. Femur kondilinden aldıkların yüzeyin kurvatür radiusunun 30 mm olduğunu bildirmişlerdir. Fakat bunu basınçlar ve kontakt stres ile ilişkilendirmemişlerdir.⁹⁴

Guettler ve ark 8 insan kadavra dizi kullanarak yaptıkları biyomekanik çalışmada 5 mm ile 20 mm arasında oluşturdukları defektler arasında 10 mm ($0,79 \text{ cm}^2$) defekti kritik sınır olarak kabul etmişlerdir. 10 mm defekt sınırından sonra defekt çevresinde anlamlı olarak kontak stresin arttığı göstermişlerdir. 8 mm defekt ve altında ise kuvvetin menisküs tarafından tamponlandığı gözlemlemişlerdir. Defekt çapı 10 mm'den 20 mm arttıkça maksimum basıncın defektten anlamlı olarak uzaklaştığını göstermişlerdir. Bu çalışmaları ile tedavi protokollerinde ön planda tutulan 2 cm^2 (16 mm) defekt çapından çok 10 mm'lik defektin ön planda tutulmasının klinik tedavi seçimleri için faydalı olabileceğini savunmuşlardır.¹¹ Curtis ve ark 8 insan kadavra dizi kullanarak farklı varus ve valgus açılarında (HTO ile düzeltilen) medial kompartımanda açılan osteokondral defektlerin kontakt streslerini inceledikleri çalışmalarında 10 mm defekt üzerinde kontakt stresin anlamlı olarak arttıklarını göstermiştir.

Defekt çapı arttıkça defekt çevresindeki basıncı uniform olarak arttığını belirtmişlerdir.⁸⁶ Biz çalışmamızda dana dizi kullanmamıza rağmen insan dizi kıkırdak basınç dağılımlarına benzer grafik tabloları oluştuğunu gözlemledik. Buda bize bu çalışmada lokal temas geometrisi ile ortaya attığımız hipotezimizin insan dizine yakın basınç dağılımları ile değerlendirdiğimizi göstermektedir.

Pena ve ark. sonlu elemanlar yöntemi ile insan diz modeli üzerinde yaptıkları biyomekanik çalışmada da vurgulanmıştır. Bu çalışmada 0,19 cm² (1,72 MPa basınçta) ile 0,78 cm² (1,75 MPa basınçta) arası defektlerde defekt çevresi kontak stres anlamlı bir yükselme tespit etmemişlerdir. 1,76 cm² (maksimum basınç 3,5 MPa) ve üzerindeki defekt çaplarında defekt çevresi kenar stres anlamlı olarak artmıştır.⁹⁵ Bu çalışma da Guetter ve bizim çalışmamızla uyumlu sonuçlar içermektedir.

Niels ve ark insan kadavra dizinde silindirik açılan osteokondral defektler sonrasında defektleri OATS tekniği ile doldurduktan sonra eklem içi kontak stresleri incelemişlerdir. Her iki kondilde 8 mm derinliğinde 16 mm genişliğinde açtıkları defektlere 15 mm (eklem yüzü uyumlu)ve 18 mm (eklem yüzü uyumsuz olacak şekilde) 3'er adet osteokondral greft yerleştirdikten sonra kontakt stres ölçümleri yapmışlardır. Defektin defekt çevresinde %92'ye kadar kontakt stresi arttırdığını OATS sonrası bu stresin %30'kadar azaldığını göstermişlerdir.⁸⁷ Fakat OATS sonrası greftin diziliminin ve sağlam kıkırdak yüzeyle olan ilişkisi (uyumlu-uyumsuz, çıkıntılı-derinde yerleşmesi) bozuk olmasının kontak streslerin tedavi sonrası normal duruma göre % 57 oranında arttığı farklı çalışmalar ile gösterilmiştir.⁹⁶

Becker ve ark ise 7 insan kadavra dizinde femur medial kondilde 20 mm çapında 3 mm derinliğinde oluşturdukları defektlerini değişik ofsetlerde parsiyel femoral resurfacing cihazı (Hemicap) ile rekonstrükte etmişlerdir. Tedavi öncesi ve sonrasında kontak stresler kontrol edilmiştir. En yüksek kontakt stresi implantı kıkırdak yüzey seviyesinden 1 mm çıkıntılı olduğu durumda tespit etmişlerdir. Defektin maksimum kontak basıncı 3,35 MPa iken implantı 1 mm olduğunda basınç 9,9 MPa olarak tespit edilmiştir.⁹⁷ Amendola ve ark 7 insan kadavra ayak bileğinde talus medial dome üzerinde açtıkları 15 mm'lik osteokondral defekti ve defektin metalik implantı ile rekonstrükte edilmesi sonrası eklem içi kontakt stresleri incelemişlerdir. Defekt varlığında kontakt stresin %40 arttığını fakat metalik implant sonrası %90 temas alanının geri dönemesine rağmen maksimum basınçların halen aynı seviyelerde yüksek oldukları bildirilmiştir. İmplant 1 mm çıkıntılı bırakıldığında ise % 220 kontakt basıncın yüksek kaldığını göstermişlerdir.⁹⁸ Kıkırdak lezyonlarında implant kullanılması halen deneysel aşamalarda olup ABD bazı kliniklerde uygulanmaktadır fakat bu

iki çalışma bize izole kıkırdak lezyonlarında implant kullanımı ve sonrasında oluşabilecek problemler hakkında fikir sağlayabilir.

Defekt şekilleri de eklem kontakt temasında önemli olmaktadır. Deneysel çalışmalar ile günlük pratikte karşımıza çıkan kıkırdak lezyonlarının tedavisinde ACI ve MACI hariç sirkiler geometri kullanılmaktadır. David ve ark 9 taze donmuş dana dizinde defekt şekli (oval AP, oval ML ve sirküler) ve lokalizasyonu (medial ve lateral femur kondili) değiştirilerek tam kat kondral lezyon oluşturulmuştur. Bu çalışmada subkondral kemiğin sağlam kıkırdak ile temasını incelemiştir ve $0,97 \text{ cm}^2$ altında anlamlı değişiklik olmadığı, ciddi temasın ise $1,66 \text{ cm}^2$ (lateral kondil) ve $1,99 \text{ cm}^2$ (medial kondil) büyüklüğünde olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmada meniskuslar subkondral teması inceleyebilmek için uzaklaştırılmıştır. Böylece sadece lezyon büyüklüğünün değil subkondral temas yüzeyinin de önemli olduğu gösterilmiştir.⁷⁰ Ayrıca subkondral temasta defekt çapından çok defekt şeklindeki en yüksek çapın önemli olduğu vurgulanmıştır.

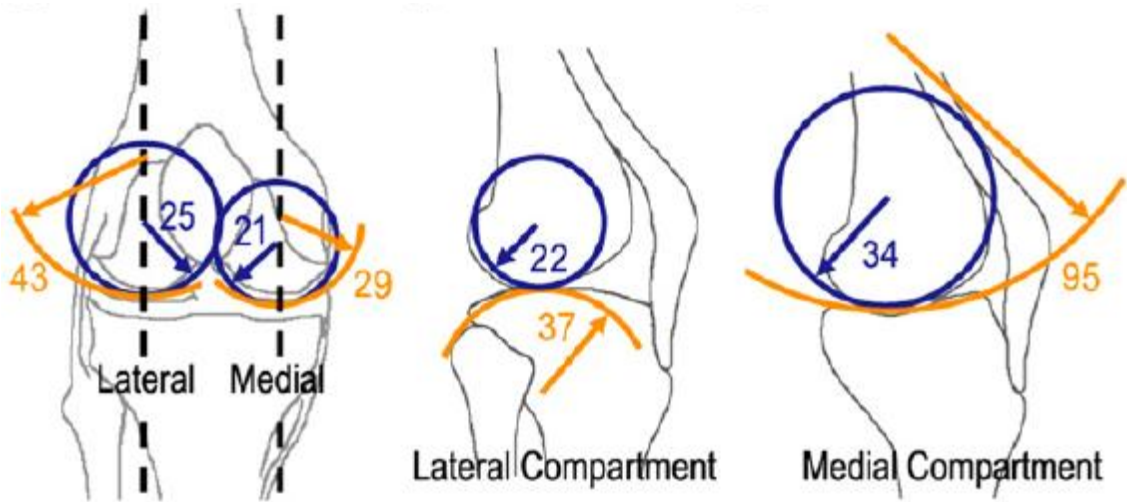
Bizim çalışmamızda Guetter ve Pena'nın çalışmalarında olduğu gibi defekt çapı 7 mm'den 16 mm doğru yükselirken 10 mm ($0,79 \text{ cm}^2$) defekt çapında defekt çevresi kıkırdak kontak basıncın anlamlı olarak arttığı tespit edildi. Fakat kontakt basıncın 13 mm'den sonra sabit bir plato çizerek 16 mm defekt çapında da artmadığı görüldü. 10 mm defekt çapının altındaki defektlerde I-Scan görüntülerinde maksimum basıncın meniskus üzerinde yükseldiği görüldü. Bu gözlemler de Guetter'in çalışmasında olduğu gibi 8 mm defekt çapı ve altında meniskusun tamponlayıcı etkisini tekrar kanıtlamış oldu. Fakat MATLAB ölçümlerinde gözlemlediğimiz 10 mm ve 13 mm defekt çaplarında maksimum basıncın yükseldiği bölge meniskusun plato ile birleştiği iç kenarında olmaktadır. Bunun sebebinin dana dizi meniskusunun insan meniskusuna göre medial platoyu daha fazla örtmesi olduğunu düşünmekteyiz. Bizim çalışmamızda defekt çapı büyüdükçe maksimum basıncın defekt merkezine göre olan uzaklığı artmaktadır. Özellikle 16 mm (ortalama 10,72 mm) mm defekt çapında 7 (ortalama 7,8 mm), 8,5 (ortalama 7,9 mm) ve 10 mm (ortalama 7,9 mm) defekt çapına göre maksimum basıncın anlamlı olarak defekt merkezinden uzaklaştığını tespit ettik.

Defekt çapı üzerinden kontakt stresleri değerlendiren çalışmaların sadece iki tanesinden kurvatür radiuslarının ve yüzey lokal geometrisinin de önemli olabileceğinden bahsedilmiştir. Bizim çalışmamızda diğer deneysel kıkırdak lezyonu çalışmalarından farklı olarak lokal kontakt yüzeylerin anatomik özellikleri; sagittal ve koronal plan kurvatür radiusları ve merkezleri kullanıldı. Ayrıca izole kıkırdak lezyonlarının tedavilerinin düzenlenmesinde sadece defekt büyüklüğü kavramının yeterli olmadığı düşünülerek, lokal

anatomik geometri ile patolojinin temelini oluşturan defekt arasında oluşan defekt açısı (α) değerlendirmeye alındı. Bu çalışma deneysel kıkırdak çalışmaları arasında fizyolojik koşullar dışında lokal kontak geometri ve antropometrik özelliklerin değerlendirildiği ilk çalışmadır.

6.3 Lokal Kontak Anatomisinin Kıkırdak Lezyonlarındaki Yeri

Diz eklemindeki femora-tibial eklem değişken artiküler geometrisi ile diğer eklemlerden farklı bir kontak mekanik yapı göstermektedir. Medial ve lateral kontak geometri birbirlerine benzer olsalar da önemli farklılıklar içermektedirler. Distal femurun her iki kondili konveks (dışbükey) yüzeylere sahipken, medial tibia platosu konkav (içbükey) ve lateral tibia platosu konveks (dışbükey) yüzeye sahiptir. Medial ve lateral kondillerin hem medio-lateral (koronal plandaki) kurvaturu ve hem de anterior-posterior (sagittal plandaki) kurvaturaları farklı radiuslara sahiptir. Bundan dolayı her iki kompartmanda farklı kurvatur radii (çaplarına) sahip kondillerinin kıkırdaklarının da farklı kontak mekanik özellikleri olması beklenmektedir. Bunu Kapanji'de 1987 yılında yazdığı kitabında belirtmiştir.^{12, 13, 99}



Şekil 60: Medial ve lateral kondil yüzey ve kurvatur radiusları farklılıkları (ortalama kondil radiuslar mm olarak verilmektedir.) (Journal of Biomechanics 40 (2007) 2961–2966)

Koo ve ark. 11 sağlıklı insan dizi MRI görüntüleri üzerinden aldıkları 3D model üzerinden femur ve tibia kıkırdak yüzeyine uyan kurvatur radiuslarını, medial ve lateral kompartman kıkırdak kalınlıklarını ve kontak basıncı oranlarını değerlendirmiştir. Lateral

kompartmanda kıkırdak kalınlığı ve kontak basınç anlamlı olmasa da medial kompartmana göre yüksek bulunmuştur. Yürüme analizinde diz adduksiyon momentinin kıkırdak kalınlıklarını etkilediği ve bireye özgü farklılıklar yarattığını göstermişlerdir. AP görüntüde lateral kondil radiusu medialden fazla ve lateral görüntüde medial kondil radiusu lateralden fazla bulunmuştur.¹² Kosel ve ark. 16 insan kadavra dizinde laser tarama ve planar geometrik analiz sonucunda bireylerin kondil radius merkezlerinde varyasyon olduğu ve kurvatür eğrilik radiusları arasında korelasyon olmadığı yani farklı büyüklüklerde olduklarını göstermişlerdir.⁷¹

Sağlıklı insan dizi içerisinde iki kompartman arasında farklı kıkırdak kalınlıkları ve farklı kontakt stresler mevcut iken farklı anatomik büyüklükte dizlere sahip bireylerde de farklı yüzey mekanik özellikleri olması beklenebilir. Burada yola çıkarak farklı kontak yüzey kurvatür eğrilik radius çaplarına sahip bireylerdeki kıkırdak lezyonları da farklı kontak mekanik özellikler gösterebilir. Bu hipotez bizim çalışmamızın temelini oluşturmaktadır.

Jones ve ark. 92 adolesan çağda olan çocuk üzerinde MRI incelemeleri ile dizin farklı bölgelerinden yaptıkları kıkırdak kalınları ölçümlerinde erkeklerin kızlara göre özellikle medial kompartmanda daha fazla kalınlıkta kıkırdak kalınlığına sahip olduklarını tespit etmişlerdir.¹⁰⁰ Surendran ve ark. 100 insan kadavra dizinde yaptıkları antropometrik çalışmada erkeklerde medial tibia platosu kadınlara göre daha fazla genişlikte olduğunu göstermişlerdir. Buradan cinsiyet farklılıklarının eklem kontakt mekanik özellikleri üzerinden farklılıklar yaratabileceği çıkarılabilir.⁷⁴ Bu yaşamın ileri evrelerinde gelişebilecek osteoartrit kadın popülasyonunda fazla olmasına bir yanıt olabilir. Bizim çalışmamızda havanları cinsiyeti belirli değildi.

Deneyisel gözlemlerimizde dana dizlerinde de insan dizine benzer olarak her iki femur kondili konveks yüzeylere sahip medial tibia platosu konkav ve lateral tibia platosu konveks yüzeye sahip olduğunu gördük. Bu gözlem Flanigan ve ark. dana dizinde subkondral temas alanlarını farklı şekillerdeki osteokondral lezyonlarda değerlendirdikleri çalışmalarında da vurgulanmaktadır.⁷⁰ 12 dana dizinde yaptıkları çalışmada sagittal planda femur kondil kurvatür radiuslarını 47,5 mm medial ve 49,1 mm lateral olarak tespit etmişlerdir. Frontal planda ise 28,2 mm medial ve 19,7 mm lateral olacak şekilde tespit etmişlerdir. Biz çalışmamızda kurvatür radiuslarını polywork yazılımı ile 3D modeller üzerinden yaptık. Ölçüme alınan 24 dana dizinde anatomik sagittal plan femur medial kondil kurvatür radius ortalamasını 39,14 mm (dağılım;34,55-44,81) ve koronal plan femur medial kondil kurvatür radius ortalamasını 25,97 mm (dağılım;19,89-35,56) olarak tespit ettik (Tablo8). Defekt

apından bağımsız olarak femur medial kondil kurvatür radiusları ile basınç arasında anlamlı bir korelasyon saptanmadı. Buradan sagittal ve koronal radiuslar büyüdüçe basınç değişimleri anlamlı olarak artmadığı çıkarılabilir. Fakat bu çalışmada insan dizi kullanılmadığı ve hayvanların kıkırdak kalınlıkları ile tam olarak hayvanların yaşları bilinmediğı için diz büyüklükleri farklı olmasına rağmen basınç değişimleri ile korelasyon sağlanamadığı düşünölmektedir. Diz büyüklüğü azaldıkça defekt sonrası geride kalan sağlam ve eklem ile temas eden kıkırdağın miktarının azalması ölçölen basınçlarda farklılık yaratmamış olabilir.

Günümüzde kıkırdak lezyonlarının tedavisinde belirleyici olan parametre kıkırdak tedavileri kısmında da belirtildiğı gibi defektin büyüklüğüdür. Defekt yük verme yüzeyinde olabildiğı gibi kondilin farklı bir bölgesinde de olabilir. Bu lezyon diz eklemine farklı fleksiyon derecelerinde farklı pozisyonlarda karşı eklem yüzeyi ile temasta bulunabilmektedir. Dinamik şartlar altında ve statik durum dahil defekt dışında geride kalan sağlam kıkırdak alanın karşı eklem ile olan temas miktarı bilinmemektedir. Ayrıca defektin kondilde bulunan ve temas eden kıkırdak yüzeyinin kaçta kaç olduğunu tespit etmekte mümkün olmamaktadır. Anatomik kurvatür boyunca defektin lokalizasyonundan çok işgal ettiğı kıkırdak kaybı alanı daha önemli olabilir. Çünkü diz farklı fleksiyon derecelerinde karşı eklem ile farklı yüzdeler ile temas halinde olabilir. Biz alışmamızda bu hipotezden yola çıkarak kıkırdak lezyonlarının tedavisinde defekt çapı dışında diz lokal kontak geometrisiyle de ilişkili olabilecek daha standart bir ölçüt ortaya atmak için anatomik kurvatür merkezleri referans nokta alınarak defektin kurvatür üzerinde yarattığı kaybın açı olarak hesaplanmayı planladık. Buradaki amaç anatomik kurvatür radiusları, anatomik radius merkezi ve defekt çapı gibi parametrelerin birleştii tek bir değerlendirme parametresi ortaya çıkarmaktı. Böylelikle bireye özgü anatomik farklılıklar patolojiyi oluşturan ve tedavi yönteminin seçimini belirleyen kıkırdak lezyon çapı ile birlikte değerlendirilebilmesi sağlanabilecekti.

Kosel ve ark. 16 insan kadavra dizinde laser tarama ve planar geometrik analiz sonucunda bireylerin distal femur kurvatür radius merkezinin yük alma yüzeyindeki en büyük kurvatürden laterale veya mediale doğru kaydıkça farklı lokalizasyonlara kaydığını göstermişlerdir. Bu çalışmada merkezin sagittal planda yük alan en büyük kurvatür merkezinden ortalama olarak 2,2 mm mediale ve 2,4 laterale (dağılım 0,6-5,1 mm) kaydığını göstermiştir.⁷¹ Biz alışmamızda sagittal ve koronal planda defekt merkezinden geçen ve aynı zamanda yük alan en büyük kurvatür eğriliğine 2 mm ofsetli iki ayrı düzlem daha belirledik. Bu yöntemin ortalama sagittal ve koronal kurvatur radiuslarını daha doğru ve anatomik

ölçülmesini sağladığını düşünmekteyiz. Böylece her iki planda da 3 ayrı kurvatür radius merkezi tespit edildi. Buradaki amaç defektin bu üç ayrı kurvatürde yarattığı kayıp ile ilişkilendirdiğimiz defekt açısının ölçümünü 3 ayrı radius merkez noktasından yaparak ölçüm kalitesini ve doğruluğunu arttırmaktı. Bu sayede sagittal ve koronal defekt açısı ölçümlerinde ortalama olarak %3,5 hata payı meydana geldi.

Denekler için BT incelemesi üzerinden 3D poligonel model hazırlandığında örnekler üzerinde son açılan 16 mm'lik defekt mevcuttu. Öncelikle 16 mm defekt için her dizde ortalama sagittal ve koronal defekt açısı her iki planda da hesaplandı. Defektler K teli üzerinden aynı merkezden açıldığı için ölçümler sonrası trigonometrik olarak (Bkz gereç-yöntem Polyworks çalışması) diğer defekt çapları için sagittal ve koronal defekt açıları hesaplandı. Maksimum basınç ve maksimum basıncın defekt merkezine uzaklığı ve defekt kenar stresi ortalama basıncının sagittal ve koronal deekt açıları ile korelasyonu istatistiksel olarak incelendi. Her iki planda da alfa açısı ile maksimum basınç, maksimum basıncın defekt merkezinden uzaklığı ve defekt kenar stresi arasında anlamlı korelasyon saptandı. Fakat korelasyonda karşılaştırılan parametreler için sagittal ve koronal alfa açısının sınır olarak (cut-off) kabul edilebileceği bir defekt açısı değeri saptanmadı. Bunun sebebi olarak basınçların alfa açıları yükselirken dağınık şekilde artması olduğu görüldü. Farklı büyüklükte osteokondral defektlerin eklem yüzünde oluşturdukları kaybın geometrik olarak anatomik radius merkezine referans nokta alınarak hesaplanan defekt açıları için basınçların farklı değiştiği bir üst ve alt limit ve güvenli bir aralık verilememektedir. Fakat bu çalışma ile lokal kontak geometrinin eklem kontak mekaniğinde ne kadar önemli olduğu ve sadece kıkırdak lezyon tedavilerine lezyon temeli bakılmaması gerektiği sonucuna varılabilir.

6.4 Deneyisel Çalışmadaki Kısıtlayıcı Faktörler

Deneyisel olarak kullandığımız model dana diz eklemi quasi (göreceli)-statik yükleme modelidir. Dinamik yüklemeler altında ve farklı fleksiyon derecelerinde sonuçlar değişebilir. Uyguladığımız yükleme modeli tam olarak fizyolojik in-vivo şartları taklit etmemektedir. Diğer bir kısıtlayıcı faktör insan kadavra dizi yerine dana dizi kullanılmasıdır. Burada amaçlanan benzer yaşlarda fakat farklı büyüklükte anatomik büyüklüğe sahip dizlerde kıkırdak basınç farklarını ortaya koymaktır. Bu yüzden fazla numuneye ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca ülkemizde taze donmuş insan kadavra dizinin deney için temini kadar deneyisel olarak kullanılmasında da yasal sorunlar mevcuttur. Dış yan bağ ve eklem kapsülünün sadece medial platoda sağlıklı yüklenme elde edilebilmesi için uzaklaştırılması dizin dinamik ve kinematik özelliklerini yükleme esnasında değiştirmiş olabilir.

VII. SONUÇ

Bu çalışmanın amacı lokal kontak geometrinin izole kıkırdak lezyonlarında değerlendirmesi gereken önemli bir faktör olduğunu ortaya koymaktı. Defekt çapının artmasıyla birlikte izole kıkırdak lezyonlarının osteoartrite ilerlediği yapılan birçok klinik çalışma ile gösterilmiştir. Günümüzde klinikte tedavi seçimlerinde halen en önemli belirleyici faktörün defekt çapıdır.

Çalışmamız sonucunda defekt çapına bağlı maksimum basıncın ve defekt kenar stres değişiminin literatür ile uyumlu olduğunu gördük. Bireye özgü anatomik ve lokal temas yüzeyi geometrisindeki farklılıklar ile defekt çapının birlikte değerlendirildiği defekt açısının maksimum basınç ve defekt kenar stresi ile orta seviyede korelasyon içinde olduğunu tespit ettik. Buda bize farklı büyüklükteki dizlerde aynı yükler altında farklı basınçlar oluşabileceğini ve kritik sınır olarak kabul edilen defekt çapının kişiden kişiye farklılık gösterebileceğini kanıtladı.

Ayrıca deneysel çalışmalarda nadir kullanılan insan dizine benzerlikleri olduğu kadar farklılıkları da olan dana dizinin biyomekanik özellikleri hakkında bilgi sahibi olunmuş oldu. Lokal kontak yüzey geometrisinin kıkırdaktaki patolojik şartlar altındaki mekanik etkileri daha önceki çalışmalarda üzerinde durulmayan bir konuydu. Bu deneysel çalışmanın ileride insan dizlerinde yapılabilecek çalışmalara ışık tutması açısından faydalı olabileceğini düşünmekteyiz.

VIII. KAYNAKLAR

1. William H. On the structure and diseases of articulating cartilages. Philos Trans R Soc Lond 1743;42B:514.
2. Akif Şakir Şakar MAS. Spor: faydaları, zararları ve arızalarının sebep ve onartımı 1ed. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları; 1943.
3. Lexer E. Substitution of whole or half joints from freshly amputated extremities by free-plastic operation. Surg Gynecol Obstet 1908;6:601.
4. McDermott AG, Langer F, Pritzker KP, Gross AE. Fresh small-fragment osteochondral allografts. Long-term follow-up study on first 100 cases. Clin Orthop Relat Res 1985;96-102.
5. Pridie AH. The Method of Resurfacing Osteoarthritic Knee Joints. Journal of Bone and Joint Surgery Am 1969;51:149.
6. Steadman JR, Rodkey WG, Rodrigo JJ. Microfracture: surgical technique and rehabilitation to treat chondral defects. Clin Orthop Relat Res 2001:S362-9.
7. Yamashita F, Sakakida K, Suzu F, Takai S. The transplantation of an autogeneic osteochondral fragment for osteochondritis dissecans of the knee. Clin Orthop Relat Res 1985:43-50.
8. Hangody L, Fules P. Autologous osteochondral mosaicplasty for the treatment of full-thickness defects of weight-bearing joints: ten years of experimental and clinical experience. J Bone Joint Surg Am 2003;85-A Suppl 2:25-32.
9. Gomoll AH, Farr J, Gillogly SD, Kercher JS, Minas T. Surgical management of articular cartilage defects of the knee. Instr Course Lect;60:461-83.
10. Bedi A, Feeley BT, Williams RJ, 3rd. Management of articular cartilage defects of the knee. J Bone Joint Surg Am;92:994-1009.
11. Guettler JH, Demetropoulos CK, Yang KH, Jurist KA. Osteochondral defects in the human knee: influence of defect size on cartilage rim stress and load redistribution to surrounding cartilage. Am J Sports Med 2004;32:1451-8.
12. Koo S, Andriacchi TP. A comparison of the influence of global functional loads vs. local contact anatomy on articular cartilage thickness at the knee. J Biomech 2007;40:2961-6.
13. Kapandji IA. The Physiology of the Joints: Lower Limb. vol 2 (Lower Limb): Churchill Livingstone; 1987.
14. Snell RS. Alt Ekstremité. In: Yıldırım M, editor. Klinik Anatomi; 1998. p. 507-630.
15. Shepherd DE, Seedhom BB. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. Ann Rheum Dis 1999;58:27-34.
16. Tochigi Y, Rudert MJ, Saltzman CL, Amendola A, Brown TD. Contribution of articular surface geometry to ankle stabilization. J Bone Joint Surg Am 2006;88:2704-13.
17. Alford JW, Cole BJ. Cartilage restoration, part 1: basic science, historical perspective, patient evaluation, and treatment options. Am J Sports Med 2005;33:295-306.
18. Alford JW, Lewis P, Kang RW, Cole BJ. Rapid progression of chondral disease in the lateral compartment of the knee following meniscectomy. Arthroscopy 2005;21:1505-9.
19. Bahadır Ali YH. Veteriner Anatomi İstanbul: Ezgi Kitabevi; 2010.
20. Budras DK WA. Arka Bacak. Veteriner Anatomi Atlası (Sığır): Medipres Yayıncılık Ltd.Şti; 2009.
21. Erdoğan A. Dana dizi modelinin tanısal ve cerrahi artroskopi eğitiminde model olarak kullanılması. Acta OrthopTraum Turc 1987;21:103-4.
22. Sisson S GJD. General Biostatic and Biomechanics. Sisson and Grossman's the Anatomy of the Domestic Animals: W.B.Saunders Company; 1975. p. 71-.
23. Ulrich-Vinther M, Maloney MD, Schwarz EM, Rosier R, O'Keefe RJ. Articular cartilage biology. J Am Acad Orthop Surg 2003;11:421-30.
24. Guilak F, Ratcliffe A, Lane N, Rosenwasser MP, Mow VC. Mechanical and biochemical changes in the superficial zone of articular cartilage in canine experimental osteoarthritis. J Orthop Res 1994;12:474-84.

25. Tatari H. [The structure, physiology, and biomechanics of articular cartilage: injury and repair]. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2007;41 Suppl 2:1-5.
26. D'Lima DD, Hashimoto S, Chen PC, Colwell CW, Jr., Lotz MK. Impact of mechanical trauma on matrix and cells. *Clin Orthop Relat Res* 2001:S90-9.
27. D'Lima DD, Colwell CW, Jr. Clinical objectives for cartilage repair. *Clin Orthop Relat Res* 2001:S402-5.
28. Tew SR, Kwan AP, Hann A, Thomson BM, Archer CW. The reactions of articular cartilage to experimental wounding: role of apoptosis. *Arthritis Rheum* 2000;43:215-25.
29. Lotz M. Cytokines in cartilage injury and repair. *Clin Orthop Relat Res* 2001:S108-15.
30. Johnstone B, Yoo JU. Autologous mesenchymal progenitor cells in articular cartilage repair. *Clin Orthop Relat Res* 1999:S156-62.
31. Nehrer S, Spector M, Minas T. Histologic analysis of tissue after failed cartilage repair procedures. *Clin Orthop Relat Res* 1999:149-62.
32. Ün K. Yumuşak Dokuların Mekanikliği: Kıkırdak, Menisküs, Tendon ve Bağ Dokuları. In: İbrahim Deniz Akçalı MG, Kerem Ün, editor. *Kas-İskelet Sistemi Biyomekanikliği*. Adana: Ortopedia, MACTIMARUM; 2009. p. 251-80.
33. Henry J. Mankin AJG. Articular Cartilage and Osteoarthritis. In: Thomas A. Einhorn RJOK, Joseph A. Buckwalter, editor. *Orthopedic Basic Science*. Rosemont: AAOS; 2007. p. 167-8.
34. Athanasiou KA, Rosenwasser MP, Buckwalter JA, Malinin TI, Mow VC. Interspecies comparisons of in situ intrinsic mechanical properties of distal femoral cartilage. *J Orthop Res* 1991;9:330-40.
35. Mansour J. Biomechanics of cartilage. In: CA O, editor. *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004. p. 66-79.
36. Oberlander MA, Shalvoy RM, Hughston JC. The accuracy of the clinical knee examination documented by arthroscopy. A prospective study. *Am J Sports Med* 1993;21:773-8.
37. Taşer Ö. Travmatik Kondral ve Osteokondral Lezyonların Tedavisi. In: Tandoğan N.R AAM, Tandoğan N.R, Alparslan A.M,, editor. *Diz Cerrahisi*. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı; 1999. p. 273-99.
38. Aroen A, Loken S, Heir S, Alvik E, Ekeland A, Granlund OG, et al. Articular cartilage lesions in 993 consecutive knee arthroscopies. *Am J Sports Med* 2004;32:211-5.
39. Curl WW, Krome J, Gordon ES, Rushing J, Smith BP, Poehling GG. Cartilage injuries: a review of 31,516 knee arthroscopies. *Arthroscopy* 1997;13:456-60.
40. Hjellev K, Solheim E, Strand T, Muri R, Brittberg M. Articular cartilage defects in 1,000 knee arthroscopies. *Arthroscopy* 2002;18:730-4.
41. Jazrawi LM, Alaia MJ, Chang G, Fitzgerald EF, Recht MP. Advances in magnetic resonance imaging of articular cartilage. *J Am Acad Orthop Surg*;19:420-9.
42. Outerbridge RE. The etiology of chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br* 1961;43-B:752-7.
43. Marx RG, Connor J, Lyman S, Amendola A, Andrich JT, Kaeding C, et al. Multirater agreement of arthroscopic grading of knee articular cartilage. *Am J Sports Med* 2005;33:1654-7.
44. Cameron ML, Briggs KK, Steadman JR. Reproducibility and reliability of the outerbridge classification for grading chondral lesions of the knee arthroscopically. *Am J Sports Med* 2003;31:83-6.
45. Bauer M, Jackson RW. Chondral lesions of the femoral condyles: a system of arthroscopic classification. *Arthroscopy* 1988;4:97-102.
46. Mandelbaum BR, Browne JE, Fu F, Micheli L, Mosely JB, Jr., Erggelet C, et al. Articular cartilage lesions of the knee. *Am J Sports Med* 1998;26:853-61.
47. Karahan M, Akgun U, Nuran R. [Approach to cartilage lesions and algorithm for treatment]. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2007;41 Suppl 2:43-7.
48. Conaghan PG, Dickson J, Grant RL. Care and management of osteoarthritis in adults: summary of NICE guidance. *BMJ* 2008;336:502-3.

49. Muezzinoglu S, Buluc L. [The role of nonsteroidal anti-inflammatory drugs, oral preparations, and viscosupplementation in conservative treatment of cartilage lesions]. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2007;41 Suppl 2:48-53.
50. Jones KB, Patel PP, DeYoung BR, Buckwalter JA. Viscosupplementation pseudotumor. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:1113-9.
51. O'Driscoll SW. The healing and regeneration of articular cartilage. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80:1795-812.
52. Madry H, van Dijk CN, Mueller-Gerbl M. The basic science of the subchondral bone. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*;18:419-33.
53. Smith GD, Knutsen G, Richardson JB. A clinical review of cartilage repair techniques. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:445-9.
54. Hubbard MJ. Articular debridement versus washout for degeneration of the medial femoral condyle. A five-year study. *J Bone Joint Surg Br* 1996;78:217-9.
55. Bert JM, Maschka K. The arthroscopic treatment of unicompartmental gonarthrosis: a five-year follow-up study of abrasion arthroplasty plus arthroscopic debridement and arthroscopic debridement alone. *Arthroscopy* 1989;5:25-32.
56. Aşık M SY, Çetinkaya S, Atalar AC, Sağlam N. Gonartrozda Artroskopik Tedavi. *Acta Orthop Traum Turc* 1995;29:446.
57. Asik M, Ciftci F, Sen C, Erdil M, Atalar A. The microfracture technique for the treatment of full-thickness articular cartilage lesions of the knee: midterm results. *Arthroscopy* 2008;24:1214-20.
58. Safran MR, Seiber K. The evidence for surgical repair of articular cartilage in the knee. *J Am Acad Orthop Surg*;18:259-66.
59. Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson C, Isaksson O, Peterson L. Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *N Engl J Med* 1994;331:889-95.
60. Harris JD, Siston RA, Pan X, Flanigan DC. Autologous chondrocyte implantation: a systematic review. *J Bone Joint Surg Am*;92:2220-33.
61. Behrens P, Ehlers EM, Kochermann KU, Rohwedel J, Russlies M, Plotz W. [New therapy procedure for localized cartilage defects. Encouraging results with autologous chondrocyte implantation]. *MMW Fortschr Med* 1999;141:49-51.
62. Benthien JP, Schwaninger M, Behrens P. We do not have evidence based methods for the treatment of cartilage defects in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*;19:543-52.
63. Hangody L, Rathonyi GK, Duska Z, Vasarhelyi G, Fules P, Modis L. Autologous osteochondral mosaicplasty. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A Suppl 1:65-72.
64. Mehmet Erdil GP, Göksel Dikmen, Mehmet Aşık, Cengiz Şen, Ömer Tafler. Diz ekleminde osteokondral otolog greft transplantasyonu uygulamaları orta dönem sonuçlar. XXII Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi. ANTALYA: Acta Orthop Traumatol Turc; 2011. p. 47.
65. Wasiak J, Clar C, Villanueva E. Autologous cartilage implantation for full thickness articular cartilage defects of the knee. *Cochrane Database Syst Rev* 2006;3:CD003323.
66. Ozenci AM, Gur S, Aydin AT. [Osteochondral allograft transplantation in the knee]. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2007;41 Suppl 2:87-92.
67. Minas T, Nehrer S. Current concepts in the treatment of articular cartilage defects. *Orthopedics* 1997;20:525-38.
68. Buckwalter JA. Were the Hunter brothers wrong? Can surgical treatment repair articular cartilage? *Iowa Orthop J* 1997;17:1-13.
69. Brown TD, Pope DF, Hale JE, Buckwalter JA, Brand RA. Effects of osteochondral defect size on cartilage contact stress. *J Orthop Res* 1991;9:559-67.
70. Flanigan DC, Harris JD, Brockmeier PM, Siston RA. The effects of lesion size and location on subchondral bone contact in experimental knee articular cartilage defects in a bovine model. *Arthroscopy*;26:1655-61.
71. Kosel J, Giouroudi I, Scheffer C, Dillon E, Erasmus P. Anatomical study of the radius and center of curvature of the distal femoral condyle. *J Biomech Eng*;132:091002.

72. Kelly DJ, Prendergast PJ. Mechano-regulation of stem cell differentiation and tissue regeneration in osteochondral defects. *J Biomech* 2005;38:1413-22.
73. Drewniak EI, Crisco JJ, Spenciner DB, Fleming BC. Accuracy of circular contact area measurements with thin-film pressure sensors. *J Biomech* 2007;40:2569-72.
74. Surendran S, Kwak DS, Lee UY, Park SE, Gopinathan P, Han SH, et al. Anthropometry of the medial tibial condyle to design the tibial component for unicondylar knee arthroplasty for the Korean population. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:436-42.
75. Bruns W, Bruce M, Prescott G, Maffulli N. Temporal trends in femoral curvature and length in medieval and modern Scotland. *Am J Phys Anthropol* 2002;119:224-30.
76. Galanski M PM, van der Mole. Image processing and display. Spiral and Multislice CT of the Body. Stuttgart: Thieme; 2003. p. 46-82.
77. Materialise. Product Manuel. www.materialise.com/mimics; 2006.
78. Amiri S, Cooke D, Kim IY, Wyss U. Mechanics of the passive knee joint. Part 2: interaction between the ligaments and the articular surfaces in guiding the joint motion. *Proc Inst Mech Eng H* 2007;221:821-32.
79. Tetreault P, Levasseur A, Lin JC, de Guise J, Nuno N, Hagemester N. Passive contribution of the rotator cuff to abduction and joint stability. *Surg Radiol Anat*;33:767-73.
80. Incorporation IS. Product manual. <http://www.shapegrabber.com>; 2006.
81. Victor J, Van Doninck D, Labey L, Innocenti B, Parizel PM, Bellemans J. How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee? *Knee* 2009;16:358-65.
82. Kaab MJ, Gwynn IA, Notzli HP. Collagen fibre arrangement in the tibial plateau articular cartilage of man and other mammalian species. *J Anat* 1998;193 (Pt 1):23-34.
83. Torzilli PA GR, Borrelli J Jr, Helfet DL. Effect of impact load on articular cartilage: cell metabolism and viability, and matrix water content. *J Biomech Eng* 1999;433-41.
84. Loening AM, James IE, Levenston ME, Badger AM, Frank EH, Kurz B, et al. Injurious mechanical compression of bovine articular cartilage induces chondrocyte apoptosis. *Arch Biochem Biophys* 2000;381:205-12.
85. Lin PM, Chen CT, Torzilli PA. Increased stromelysin-1 (MMP-3), proteoglycan degradation (3B3- and 7D4) and collagen damage in cyclically load-injured articular cartilage. *Osteoarthritis Cartilage* 2004;12:485-96.
86. Mina C, Garrett WE, Jr., Pietrobon R, Glisson R, Higgins L. High tibial osteotomy for unloading osteochondral defects in the medial compartment of the knee. *Am J Sports Med* 2008;36:949-55.
87. Kock NB, Smolders JM, van Susante JL, Buma P, van Kampen A, Verdonchot N. A cadaveric analysis of contact stress restoration after osteochondral transplantation of a cylindrical cartilage defect. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:461-8.
88. Brittberg M, Faxen E, Peterson L. Carbon fiber scaffolds in the treatment of early knee osteoarthritis. A prospective 4-year followup of 37 patients. *Clin Orthop Relat Res* 1994:155-64.
89. Lorentzon R HC, Alfredson H. Treatment of deep cartilage defects in the knee with periosteum transplantation. Swedish Orthopaedic Association Meeting. Karlstad, Sweden; September 1996.
90. Brown TD, Anderson DD, Nepola JV, Singerman RJ, Pedersen DR, Brand RA. Contact stress aberrations following imprecise reduction of simple tibial plateau fractures. *J Orthop Res* 1988;6:851-62.
91. Nelson BH, Anderson DD, Brand RA, Brown TD. Effect of osteochondral defects on articular cartilage. Contact pressures studied in dog knees. *Acta Orthop Scand* 1988;59:574-9.
92. Convery FR, Akeson WH, Keown GH. The repair of large osteochondral defects. An experimental study in horses. *Clin Orthop Relat Res* 1972;82:253-62.
93. Jackson DW, Lalor PA, Aberman HM, Simon TM. Spontaneous repair of full-thickness defects of articular cartilage in a goat model. A preliminary study. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-A:53-64.
94. Raimondi MT, Pietrabissa R. Contact pressures at grafted cartilage lesions in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13:444-50.

95. Pena E, Calvo B, Martinez MA, Doblare M. Effect of the size and location of osteochondral defects in degenerative arthritis. A finite element simulation. *Comput Biol Med* 2007;37:376-87.
96. Koh JL, Wirsing K, Lautenschlager E, Zhang LO. The effect of graft height mismatch on contact pressure following osteochondral grafting: a biomechanical study. *Am J Sports Med* 2004;32:317-20.
97. Becher C, Huber R, Thermann H, Paessler HH, Skrbensky G. Effects of a contoured articular prosthetic device on tibiofemoral peak contact pressure: a biomechanical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16:56-63.
98. Anderson DD, Tochigi Y, Rudert MJ, Vaseenon T, Brown TD, Amendola A. Effect of implantation accuracy on ankle contact mechanics with a metallic focal resurfacing implant. *J Bone Joint Surg Am*;92:1490-500.
99. Demirci S, Jubel A, Andermahr J, Koecke J. Chondral thickness and radii of curvature of the femoral condyles and talar trochlea. *Int J Sports Med* 2008;29:327-30.
100. Jones G, Glisson M, Hynes K, Cicuttini F. Sex and site differences in cartilage development: a possible explanation for variations in knee osteoarthritis in later life. *Arthritis Rheum* 2000;43:2543-9

IX. Ek-1: ETİK kurul Onayı



Sayı: 2012/12

14/02/2012

Doç. Dr. Önder İsmet KILIÇOĞLU
İ.U. Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

Sorumluluğunu üstlendiğiniz, Tıpta Uzmanlık Öğrencisi Gökse DİKMEN'e ait "Osteokondral Defektlerin Diz Eklemleri Medial Plato Kıkırdak Basıncı Dağılımı ve Kontakt Stres Üzerine Etkileri: Dana Dizlerinde DeneySEL Biyomekanik Çalışma" başlıklı çalışmanızın, kullanılacak materyal yönünden Etik Kurul Onayını gerektirecek nitelikte olmadığına 30.01.2012 tarihli Etik Kurul Toplantımızda oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Alev AKDOĞAN KAYMAZ
İ.U. HADYERK Başkanı



X. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ:

KİŞİSEL BİLGİLER

Uyruğu: T.C.

Doğum Yeri: AYDIN

Doğum Tarihi: 15.03.1982

Medeni Durum: Evli

EĞİTİM DURUMU

2006-2012: İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Tıpta Uzmanlık Öğrencisi

1999-2005: İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi

1995-1999: Balıkesir Zühtü Özkardaşlar Lisesi

YABANCI DİL

İngilizce: Akıcı

TUS Yabancı Dil Sınavı puanı (2006): 89

ÜDS puanı (2009): 70

YAYINLANAN MAKALELER

1. Aytac E, Seymen HO, Uzun H, Dikmen G, Altug T. Effects of iloprost on visual evoked potentials and brain tissue oxidative stress after bilateral common carotid artery occlusion. Prostaglandins Leukot Essent Fatty Acids. 2006 Jun;74(6):373-8
2. Aytac E, Seymen P, Dikmen G, Uzun H, Seymen HO. Iloprost pretreatment before unilateral nephrectomy: An experimental study in rats. Asian Journal of Surgery, 31(2): 69-74, April 2008.

YANINLANAN BİLDİRİLER

1. Aytac E, Seymen H.O., Dikmen G, Altug T.:The effects of iloprost on visual evoked potentials in bilateral carotid occluded rats. Experimental Biology 2005 and XXXV International Congress of Physiological Sciences March 31-April 6 2005. Abstracts. The FASEB Journal, March 7, Volume 19, Number 5, pp: A1256, San Diego-USA, 2005
2. Aytac E, Seymen P, Uzun H, Dikmen G, Altug T, Seymen HO. Oxidant/ antioxidant status after unilateral nephrectomy. Abstract book, 67-68, ESSR-Konya Mayıs 2005
3. Koç N, Aytaç E, Uzun H, Dikmen G, Seymen HO, Yiğit G. Sıçanlarda kronik sigara içiminin değişik basınç koşullarında lipit ve protein düzeyleri ile protein peroksidasyonu üzerine etkileri. 31. Ulusal Fizyoloji Kongresi 27-30 Eylül 2005, Gaziantep, Sözel bildiri (s35), Bildiri özetleri kitabı, sayfa 87, 2005.

4. Dikmen G, Aytaç E, Özdemir A, Altuğ T, Seymen HO. Kronik serebral hipoperfüzyon modelinde görsel uyarılmış potansiyeller. 31. Ulusal Fizyoloji Kongresi 27-30 Eylül 2005, Gaziantep, Sözel bildiri (s42), Bildiri özetleri kitabı, sayfa 94, 2005
5. Aytaç E, Seymen P, Uzun H, Dikmen G, Özdemir A, Altuğ T, Seymen HO. İloprost unilateral nefrektomi sonrası yangıyı inhibe edebilir mi? 31. Ulusal Fizyoloji Kongresi 27-30 Eylül 2005, Gaziantep, Sözel bildiri (s46), Bildiri özetleri kitabı, sayfa 98, 2005.
6. Koc N, Aytac E, Uzun H, Dikmen G, Yigit G, Seymen HO. Effects of cigarette smoking on lipid and protein metabolism in hypobaric, hyperbaric and normobaric conditions. Experimental Biology 2006, San Francisco, CA April 1-5, 2006 Abstracts part II pp A1431 poster presentation 914.4. 2006.
7. Aytaç E, Oğullar S, Seymen P, Dikmen G, Yıldız M, Seymen HO. Von Hippel Lindau hastalığında görsel uyarılmış potansiyeller: Olgu sunumu. 32. Ulusal Fizyoloji Kongresi 18-22 Eylül 2006, Pamukkale Üniversitesi- Denizli, Poster bildirisi (P-9), Bildiri özetleri kitabı, Sayfa 104, 2006
8. Aytaç E, Dikmen G, Oğullar S, Seymen HO. Korpus Kallozum agenezisinde görsel uyarılmış potansiyeller ve elektroretinogram. 32. Ulusal Fizyoloji Kongresi 18-22 Eylül 2006, Pamukkale Üniversitesi- Denizli, Poster bildirisi (P-10), Bildiri özetleri kitabı, Sayfa 105, 2006.
9. Seymen HO, Seymen P, Aytaç E, Demir F, Bolukbasi, Saygili S, Ozucer B, Dikmen G, Genc H, Altug T, Uzun H. Darbepoetin treatment after ethanol toxicity: an experimental study in rats. Experimental Biology 2007, Washington, DC April 28-May 2, 2007. Abstracts Part II, Vol.21, No.6:1278, 2007.
10. Alturfan AK, Kılıçoğlu O, Dikmen G, Bilgiç B, Koyuncu B, Tomin E. Effects of Demineralized Bone Matrix on Tendon - Bone Healing in a Bone Tunnel: Histological Analysis in Rabbits. 9th Turkish Sports Traumatology Arthroscopy and Knee Surgery Congress 14-18 October 2008-İstanbul-Turkey
11. Akgül T, Polat G, Dikmen G, Goksan SB. Ultrasonographic screening for developmental dysplasia of the hip: results of our two years of experience. ISMUS 2008 – Antalya
12. Okan Özkunt, Göksel Dikmen, Halil İbrahim Balcı, Özlem Güler, ÖnderYazıcıoğlu. Brucellaya bağlı enfekte diz total endoprotez gevşemesi. XXI. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi - Poster Bildiri 2009-Antalya
13. Öztürkmen Y, Yalçınkaya M, Dikmen G. Does aperture graft fixation using AperFix device effect tunnel widening after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction?: A radiographic comparison of three different fixation devices. 10 th Turkish Sports Traumatology Arthroscopy and Knee Surgery Congress 12-16 October 2010-Antalya-Turkey (oral presentation)
14. Dikmen G, Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Bile FE. Bilateral Simultaneous Lengthening of Lower Limbs in Children with Achondroplasia. 20. LLRS-ASAMI North America Congress.16-17 July New York, USA.

15. Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Dikmen G, Bilen FE. Results of Humeral Lengthening With Unilateral External Fixator. 20. LLRS-ASAMI North America Congress.16-17 July New York, USA.
16. Eralp L, Kocaoglu M, Bilen FE, Dikmen G, Sen C. Treatment of Infected Intracapsular Pseudoarthrosis of the Distal Tibia. 20. LLRS-ASAMI North America Congress.16-17 July New York, USA.
17. Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Dikmen G, Bilen FE. Combined Technique in the Treatment of Pseudoarthrosis of the tibia. 20. LLRS-ASAMI North America Congress.16-17 July New York, USA.
18. Dikmen G, Sen C, Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Bilen FE, Erdem M, Asci M. Comparison of Acute Compression Re-lengthening and Segmental Bone Transport Technique in the Treatment of Tibial Nonunion. 20. LLRS-ASAMI North America Congress.16-17 July New York, USA.
19. Eralp L, Kocaoglu M, Bilen FE, Dikmen G, Sen C. Utilization of External Fixator Modalities for the Treatment of: Defects Following Tumor Resection, Complications of Oncologic Operations, Complications of Tumors. 20. LLRS-ASAMI North America Congress.16-17 July New York, USA.
20. Dikmen G, Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Bilen FE. Bilateral Simultaneous Lengthening of Lower Limbs in Children with Achondroplasia. International Congress On External fixation & Bone Reconstruction 20-22 Oct.2010-Barcelona-Spain-Oral presentation.
21. Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Dikmen G, Bilen FE. Humeral Lengthening with unilateral external fixator. International Congress On External fixation & Bone Reconstruction 20-22 Oct.2010-Barcelona-Spain-Oral presentation.
22. Sen C, Dikmen G, Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Bilen FE, Erdem M, Asci M. Compression acute shortening- relengthening and segmental bone transport for tibia pseudoarthrosis. International Congress On External fixation & Bone Reconstruction 20-22 Oct.2010-Barcelona-Spain-Oral presentation.
23. Eralp L, Kocaoglu M, Bilen FE, Dikmen G, Sen C. Treatment of Infected Intracapsular Pseudoarthrosis of the Distal Tibia. International Congress On External fixation & Bone Reconstruction 20-22 Oct.2010-Barcelona-Spain-Oral presentation.
24. Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Dikmen G, Bilen FE. Combined Technique in the Treatment of Pseudoarthrosis of the tibia. International Congress On External fixation & Bone Reconstruction 20-22 Oct.2010-Barcelona-Spain-Oral presentation.
25. Balci H, Asik M, Atalar AC, Dikmen G. Relationship of Posterior Ankle Arthroscopy Portals with Neurovascular Structures. Scientific Exhibit Number: SE35 2011 AAOS Annual Meeting San Diego, USA.

26. Balci H, Asik M, Atalar AC, Dikmen G. Relationship of Posterior Ankle Arthroscopy Portals with Neurovascular Structures at Different Ankle Position on Fresh Cadaver. 8 Th Biennial ISAKOS Congress 15-19 May, Rio De Janeiro 2011(oral presentation)
27. Pawar A, Dikmen G, Fragomen A, Rozbruch SR. Antibiotic Coated Retrograde Intramedullary Nail for Treatment of Infected Ankle Fusion Nonunion and Arthrosis. Annual Limb Lengthening and Reconstruction Society meeting in Chicago, 2011
28. Kocaoglu M, Eralp L, Dikmen G, Eren İ, Bilen FE. Bone transport with Combined Technique for the Treatment of Rare Indications. Annual Limb Lengthening and Reconstruction Society meeting in Chicago, 2011
29. Eralp, Kocaoglu M, Eren I, Dikmen G, Bilen FE. A New Device for the Treatment of Multiplanar Deformity and Shortening of Tibia. Annual Limb Lengthening and Reconstruction Society meeting in Chicago, 2011.
30. Eralp, Kocaoglu M, Dikmen G, Eren I, , Bilen FE. Application of Combined Technique for the Treatment of Complication Associated Musculoskeletal Tumor and Related Surgery. Annual Limb Lengthening and Reconstruction Society meeting in Chicago, 2011.
31. Kocaoglu M, Eralp L, Bilen FE, Balci H, Dikmen G, Dinçyürek H. Akondroplazideniyle eş zamanlı iki taraflı alt ekstremitte dört segment uzatma yapılan pediatrik hastaların klinik ve işlevsel sonuçları. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
32. Kocaoglu M, Eralp L, Eren İ, Dikmen G, Bilen FE, Dinçyürek H. Motorlu çivi ile uzatma deneyimimiz. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
33. Kocaoglu M, Eralp L, Balci H, Dikmen G, , Bilen FE, Dinçyürek H. Unilateral ekstrenal fiksator ile humerus uzatması yapılan hastaların sonuçları. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
34. Eralp L, Kocaoglu M, Eren İ, Dikmen G, Bilen FE, Dinçyürek H. Yeni bir uzaysal fiksator: deformite düzeltme hassasiyeti üzerine klinik çalışma. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
35. Dikmen G, Kocaoglu M, Kılıçoğlu O, Cakmak M. Supramalleolar osteotomi ile düzeltilmiş distal tibia deformitelerinin subtalar eklem üzerindeki etkileri. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
36. Tunalı O, Korkmaz M, Bas A, Dikmen G, Dikici F, Calay M. Ortopedi ameliyatlarında kullanılan skopinin yaydığı radyasyon dozunun ameliyat tipi ve cerrahi deneyimle ilişkisi. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya

37. Erdil M, Polat G, Dikmen G, Aşık M, Şen C, Taşer Ö. Diz ekleminde osteokondral otolog greft transplantasyonu uygulamalarıI: orta dönem sonuçlar. . XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
38. Ergin ON, Dikmen G, Polat G, Erdil M, Taşer Ö, Aşık M. Patellofemoral instabilite hastalarda tibial tüberkülün anteromedializasyonu (Fulkerson ameliyatı) tekniğinin klinik ve işlevsel sonuçları. . XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
39. Aşık M, Polat G, Dikmen G, Erdil M, Atalar AC. Femorasetabuler sıkışmada artroskopik tedavi; erken dönem sonuçlar. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
40. Balcı H, Aşık M, Dikmen G, Polat G, Atalar AC. Ardayak artroskopi portallerinin ayak bileği pozisyonuna göre anatomik yapılarla ilişkisi: kadavra çalışması. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
41. Valiyev N, Dikmen G, Sağlam Y, Kılıçoğlu Ö, Şahinkaya T. İhmal edilmiş aşıl tendon yaralanmalarının rekonstrüksiyonunda elde edilen işlevsel sonuçların birincil onarım sonuçları ile karşılaştırılması. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
42. Çelik D, Çil H, Atalar AC, Dikmen G, Kapıcıoğlu M, Demirhan M. Bankart cerrahisi geçiren hastalarda propriosepsiyon değerlendirmesi: pilot bir çalışma. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
43. Sağlam Y, Tunalı O, Dikmen G, Akgül T, Aksoy M, Dikici F. Damarsal yaralanmanın eşlik ettiği pediatrik suprakondiler humerus kırıkları. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
44. Korkmaz M, Dikmen G, Sıvacıoğlu S, Kılıçoğlu Ö, Durmaz H, Yazıcıoğlu Ö. Heterotrofik kemikleşme sonrası total kalça artroplastisi uygulamaları:3 olgunun sunumu. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – E-Poster bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
45. Kılıçoğlu Ö, Dikmen G. İhmal edilmiş aşıl tendon yırtığında lindholm tekniğinin farklı bir modifikasyonu: cerrahi teknik. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – E-Poster bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
46. Sağlam Y, Korkmaz M, Baş A, Dikmen G, Dikici F, Göksan SB. Doğumsal pubis kolu agenezisi ve iki taraflı kriporşidizm: olgu sunumu. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – E-Poster bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya
47. Kocaoglu M, Eralp L, Balcı H, Dikmen G, Bilen FE, Dinçyürek H. Tibia kaynama yokluklarının tedavisinde kombine teknik uygulamalarının sonuçları. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – E-Poster bildiri 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya

48. Eralp L, Kocaoglu M, Bilen FE, Dikmen G, Şen C, Dinçyürek H. Distal tibia enfekte kaynama yoklukların tedavi yöntemleri ve sonuçları. XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – E-Poster bildirisi 31 Ekim-5 Kasım 2011-Antalya

ÖDÜLLER

2005- Eczacıbaşı Tıp Fakülteleri Öğrencileri arasında yapılan Büyük Proje Yarışması

Birincilik Ödülü

“Serebral iskemi modelinde İloprostun görsel uyarılmış potansiyeller üzerine etkileri; sıçanlarda deneysel çalışma”

2011- XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi. Ekstrenal Fiksator Dalında En İyi Sözlü Bildiri

“Akondroplazi nedeniyle eş zamanlı iki taraflı alt ekstremitte dört segment uzatma yapılan pediatrik hastaların klinik ve işlevsel sonuçları”

YURTDIŞI GÖZLEMÇİLİK

Hospital for Special Surgery, New York, USA

Arthroplasty Service: Dr.Eduardo A. Salvati (31.10.10-30.11.10)

Sports Medicine Service: Dr.Scott Rodeo, Dr. Edward V.Carig, Dr.Thomas L. Wickiewicz (01.12.10-31.12.10)

Limb Lengthening and Complex Reconstruction Service: Dr. S Robert Rozbruch (01.01.11-28.01.11)

ÜYE OLDUĞU CEMİYETLER

American Physiology Society (2005)

TOTDER (2006)

TUSYAD-İstanbul Şubesi (2008)

TOTBİD aday üye (2008)

AO Travma (2011)

Email: gdkmen@yahoo.com, drgokseldikmen@gmail.com