

**T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI**

**STABİLİZASYONUN VERTEBRA HİSTOMORFOMETRİSİ
ÜZERİNE ETKİLERİ (İN VİVO ÇALIŞMA)**

(Uzmanlık Tezi)

Dr.Ferhad VERDİYEV

**Danışman
Prof.Dr. Halit ÖZYALÇIN**

İZMİR-2012

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

STABİLİZASYONUN VERTEBRA HİSTOMORFOMETRİSİ
ÜZERİNE ETKİLERİ (İN VİVO ÇALIŞMA)

(Uzmanlık Tezi)

Dr.Ferhad VERDİYEV

Danışman

Prof.Dr. Halit ÖZYALÇIN

Bu tez İZMİR 1 NO'LU ETİK KURULU tarafından
Karar No:09-7.1/136 ile onaylanmıştır.

İZMİR-2012

ÖNSÖZ

İhtisas eğitimime başladığım 2007 yılından bu yana beş yıllık asistanlık eğitimim sürecinde yetişmemde büyük emeği bulunan, tezimin fikrini veren ve başlatan fakat emeklilik durumu nedeniyle kliniğimizden ayrılan Prof.Dr. Erhan Sesli'ye ve bu çalışmayı devam ettiren değerli hocam Prof. Dr. Halit ÖZYALÇIN' a teşekkürlerimi bir borç bilirim. Bu süreç boyunca bana hiç yabancılık çekirtmeyen, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, başta Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Erhan COŞKUNOL'a, hocalarım Prof.Dr. Güven Yücetürk, Prof.Dr. Hakkı Sur, Prof.Dr. Akın Kapubaglı, Prof.Dr. Dündar Sabah, Prof.Dr. Kemal Aktuğlu, Prof.Dr. Oğuz Özdemir, Prof.Dr. Emin Taşkiran, Prof.Dr. Semih Aydoğdu'ya minnet ve saygılarımı sunarım.

Ayrıca hiçbir zaman unutulmayacak rahmetli hocamız Prof.Dr. Sinan Kara'ya sonsuz şükranlarımı sunarım.

Asistanlık eğitimim boyunca üzerimdeki emekleri yadsınamaz olan uzman olarak gördüğüm ve sonrasında hem akademik hem cerrahi olarak yükselen ağabeylerim Doç. Dr. Nadir Özkayın, Yard. Doç. Dr. Burçin Keçeci, Op. Dr. Levent Küçük, Op. Dr. Murat Öztürk ve Op. Dr. Hüseyin Günay'a, bana her konuda her zaman destek olan asistan kardeşlerime sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tezimle ilgili bu çalışmaların gerçekleşmesinde laboratuvar imkanlarını ve yardımlarını esirgemeyen hastanemiz Nükleer Tıp ABD, Patoloji ABD ve Halk Sağlığı ABD öğretim üyeleri ve diğer çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Asistanlığın en zor ve tatlı günlerini paylaştığım servisimizin sevgili hemşirelerine, ameliyathanenin gergin ortamında büyük nur ve huzurlu aile ortamını oluşturan başta sorumlu hemşire Havva Tuncer olmakla birlikte tüm fedakar hemşire ve personellere, skopi teknisyenlerine saygı ve sevgilerimi sunarım.

İşine sonsuz saygı ve profesyonellik gösteren anestezi uzmanımıza Dr. Nezih Sertöz'a ve anestezi ekibine minnettarlığımı bildiririm.

Desteğini her zaman yanımda hissettiğim sevgili aileme, sevgi ve teşekkürlerimle...

Dr. Ferhad VERDİYEY

İzmir 2012

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	ii
İÇİNDEKİLER	iii
KISALTMALAR DİZİNİ	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
TABLolar VE GRAFIKLERİN DİZİNİ	vi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 TARİHÇE	3
2.2 SPİNAL ENSTRUMENTASYON VE OMURGA BİYOMEKANİĞİ.....	4
2.2.1 Fonksiyonel Biyomekanik	4
2.2.2 Biyomekanik Stabilitate Kavramı	5
2.2.3 Bölgesel Biyomekanik.....	7
2.2.4 Spinal Kolonun Fizyolojik Stabilizasyonu	8
2.2.5 Fiksasyon Teknikleri	9
2.2.6 Fiksasyon İmplantlarının Elemanları	10
2.2.7 Fiksasyon Tekniklerinde Yenilikler	12
2.2.8 Fiksasyonların Metal Özellikleri.....	13
2.3 OSTEOPOROZ.....	14
2.3.1 OSTEOPOROZUN TANIMI VE EPİDEMİYOLOJİSİ.....	14
2.3.2 OSTEOPOROZUN SINIFLANDIRILMASI	14
2.3.3 OSTEOPOROZDA PATOFİZYOLOJİ	15
2.3.4 OSTEOPOROZDA TANI YÖNTEMLERİ	16
2.3.4.1 Günümüzde Kullanılan Kemik Yoğunluk Ölçüm Teknikleri.....	17
2.3.4.2 Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçüm Tekniklerinin Özellikleri	18
2.3.4.3. Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçümlerinin Yorumlanması.....	20
2.4 KEMİK BİYOPSİSİ VE HİSTOMORFOMETRİ.....	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
4. SONUÇLAR	35
5. TARTIŞMA.....	52
6. SONUÇ ve ÇIKARIMLAR.....	60
7. ÖZET.....	62
8. SUMMARY	63
9. OLGU ÖRNEKLERİ	64
10.KAYNAKLAR	68

KISALTMALAR

ALİF	:	anterior lomber interbody füzyon
PLİF	:	posterior lomber interbody füzyon
RAE	:	rotasyonun anlık eksen
FSU	:	fonksiyonel spinal ünite
PLL	:	posterior longitudinal ligaman
ALL	:	anterior longitudinal ligaman
QCT	:	kantitatif bilgisayar tomografisi
DEXA	:	dual enerji x-ray absorbsiyometri
RA	:	radyografik absorbsiyometri
QUS	:	kantitatif ultrasonografi
SPA	:	single photon absorbsiyometri
DPA	:	dual photon absorbsiyometri
KMD	:	kemik mineral dansitesi
3D-mBT	:	üç-boyutlu mikro-bilgisayar tomografisi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Denis'in üç kolon teorisine göre vertebranın kolonlara ayrılması.....	6
Şekil 2. Ameliyat sırasında enstrumantasyon içi (A) ve dışı (B) biyopsi alınan vertebralar.....	28
Şekil 3. Jam-Shidi iğnesi ile vertebra korpusunda biyopsi alınacak yerin skopi ile belirlenmesi.....	29
Şekil 4. Dijital olarak fotoğraflanan alanın AxioVision LE programı ile işaretlenmesi..	30
Şekil 5. ASIA(american spinal injury association) formu	31
Şekil 5. Hasta F.K.Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü	62
Şekil 6. Hasta İ.D.Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü	63
Şekil 7. Hasta S.C.Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü	64
Şekil 8. Hasta S.Ö. Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü	65

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1.	Etiyolojiye göre osteoporozun sınıflandırması.	15
Tablo 2.	WHO'nun KMY' ye göre tanı sınıflaması.....	21
Tablo 3.	Dünya Sağlık Örgütünün DEXA ölçüm endikasyonları.....	22
Tablo 4.	Histomorfometrik primer ve sekonder ölçümlerin hesaplanması.	30
Tablo 5:	Oswestry skalası	31
Tablo 6:	Ek yaralanma tiplerine ilişkin olguların dağılım tablosu.....	37
Tablo 7:	Enstrumantasyon içi ve dışı vertebraların histomorfometrik değerlerin karşılaştırılması	40
Tablo 8:	Stabilizasyon öncesi ve sonrası histomorfometrik değerlerin karşılaştırılması.	40
Tablo 9:	Hastaların opere olmadan ve implant çıkarıldıktan sonra DEXA verileri.	41
Tablo 10:	Stabilizasyon öncesi histomorfometrik ve dansitometrik verilerin korelasyonu.	41
Tablo 11:	Stabilizasyon sonrası histomorfometrik ve dansitometrik verilerin korelasyonu	42
Tablo 12:	Stabilizasyon öncesi ve sonrası dansitometrik verilerin karşılaştırılması.	42
Tablo 13:	Ek yaralanmanın dansitometrik ve histomorfometrik değerleri ile bağlantısı.....	43
Tablo 14:	Kırık vertebranın seviyesine göre sonuçların etkilenmesi.....	44
Tablo 15:	Hastaların yaş gruplarına göre dansitometrik ve histomorfometrik sonuçları ile bağlantısı.	45
Tablo 16:	Enstrumantasyon dışı vertebraların histomorfometrik ve dansitometrik değerlerinin Hannover skoru ile bağlantısı.	46
Tablo 17:	Stabilizasyon içi vertebraların histomorfometrik ve dansitometrik değerlerinin Hannover skoru ile korelasyonu.....	46
Tablo 18:	Stabilizasyon sonrası Oswestry sakatlık skoru ile vertebraların histomorfometrik ve dansitometrik değerleri ile bağlantısı.	47
Tablo 19:	ASIA skalasına göre gruplaşan hastaların dansitometrik ve histomorfometrik değerlerin ortalamaları.	48
Tablo 20:	ASIA skalasına göre gruplaşan hastaların dansitometrik ve histomorfometrik sonuçların standart sapma değerleri.	49
Tablo 21:	ASIA skalasına göre nörolojik hasarı olan ve olmayan hasta grupları ile dansitometrik ve histomorfometrik değerlerin korelasyonu.	50

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: Hastaların cinsiyete göre dağılımı	35
Grafik 2: Hastaların yaş grubuna göre dağılımı	35
Grafik 3: Hastaların kırık oluş nedenlerine göre dağılımı	
Grafik 4: Kırık vertebraların seviyeleri	36
Grafik 5: Hastaların omurgalarının stabilizasyon süreleri	37
Grafik 6: Hastaların stabilizasyon öncesi L1-L4 vertebraların T-skoru	38
Grafik 7: Hastaların stabilizasyon öncesi sol femur boyun bölgesinin T-skoru	38
Grafik 8: Hastaların stabilizasyon sonrası L1-L4 vertebraların T-skoru	39
Grafik 9: Hastaların stabilizasyon sonrası sol femur boyun bölgesinin T-skoru	39

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde doktorların, fizyoterapistlerin ve hastaların kendilerinin çabalarına rağmen bazen spinal operasyonlar kaçınılmaz bir seçenektir. Hem ortopedi hem de nöroşirurji pratiğinde spinal posterior stabilizasyon ve füzyon sık kullanılan tedavi yöntemlerinden biridir. Spinal travma, deformite ve segmental instabilite cerrahisinde önemli bir yer tutmaktadır. Bu yöntem uygulanan kliniğe ve cerraha göre enstrumantasyon farklılığı, segment sayısı değişikliği, füzyon yapılıp yapılmaması gibi kendi içinde pek çok değişik uygulama barındırır.

Spinal enstrumantasyonun bütün olumlu yönleriyle beraber uygulanan girişim ve kullanılan cihazlara bağlı olarak çeşitli problemler ortaya çıkmaktadır ve cerrahi girişim yapılmadan mutlaka yapılacak tespitin olumlu ve olumsuz etkileri göz önünde bulunmalıdır. Erken dönem komplikasyonlar arasında nöral hasar, yara yeri sorunları, psödoartroz ve implant yetmezliği yer almaktadır.(1,2)

Peroperatif ve postoperatif erken dönemde komplikasyon gelişmeyen hastalarda postoperatif geç dönemde cihazın yapısal özellikleri ve hastanın omurgasında değişen biyomekaniğine bağlı olarak sorunlar yaşanabilmektedir ve bu değişiklikler halen literatürde yetersiz dokümanite edilmektedir.

Günümüzde omurga stabilizasyonu ile ilgili çalışmaların çoğu tespit yönteminin en doğrusunu bulmaya yöneliktir. Fakat stabilizasyonun insan vertebralarına etkileri henüz tam olarak açıklanmamıştır. Spinal enstrumantasyonun omurgada füzyon yapıldığında osteoporozu geliştirebileceğini köpek modellerinde bildirilmiştir. Fakat diğer çalışmalarda insan ve köpek vertebralarının hem anatomik hem biyomekanik hem de metabolik farklılıklar gösterilmiştir(örneğin psödoartroz bipedal insanların omurgalarında hayvanlara oranla daha sık rastlanmaktadır).

İnsanlar üzerinde yapılan çalışmalarda füzyon yapılan ve yapılmayan olguların dansitometrik ölçümlere dayanarak füzyon yapılan vertebralarda daha fazla osteoporozun geliştiği belirtilmiştir. Fakat füzyon yapılmadan enstrumantasyon uygulanan vertebraların nasıl etkilendiği tam olarak literatürde açıklanmamaktadır.

Dünya Sağlık Örgütü Osteoporozda prelinik değerlendirme ve klinik çalışmalar için hayvanlarda kemik kaybını kantifiye etmekte histomorfometriyi ‘altın standart’ olarak önermektedir. Diğer çalışmalarda histomorfometrinin omurganın biyomekanik özelliklerini daha çok açıkladığı gösterilmiştir(3). Bu yüzden çalışmamızda histomorfometrik incelemeleri baz aldık.

Bu çalışmamızın amacı kliniğimize torakolomber vertebra kırığı tanısı ile başvuran ve cerrahi endikasyonu konulan olgularda enstrumantasyon uygulanmadan önce ve enstrumantasyon çıkarıldığı sırada alınan vertebra örneklerini histomorfometrik inceleyerek stabilizasyonun omurgaya etkisini ortaya koymaktır ve histomorfometrik değişiklikleri dansitometrik ölçümler ile karşılaştırıp sonuçları tartışmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 TARİHÇE

Omurga cerrahyesinin uzun bir tarihçesine rağmen ilk internal fiksasyon Wilkins tarafından 1887 yılında torakolomber dislokasyon olan yenidoğan bir bebekte, pediküler telleme yapılarak gerçekleştirilmiştir(4).Sonra Hadra 1891 yılında servikal fraktürde C6-7 spinöz çıkıntı telleme işlemini yapmıştır(5). 1911 yılında Dr.Albee ve Dr.Hibbs tibiadan alınan otogrefti iki spinöz çıkıntı arasına koyarak omurga cerrahisinde ilk defa füzyon uygulamışlardır(6,7).

Lomber füzyonun gelişimi ise 1932 yılında Capaner'in spondilolistezis için ilk ALIF operasyonun ve 1940 yılında Cloward tarafından ilk PLIF operasyonunu yapılmasına bağlıdır (8). 1944 yılında Don King'in omurgada faset eklem tespitini amaçlayan vida kullanımını bildirmesinden sonra, Boucher 1959 yılında bu tekniği geliştirerek vidayı daha derine pediküle doğru ilerletmiştir (9,10). Bundan sonra Harrington'un (11), ve Knodt'un (12) rodlarının 1950'lerde kullanıma girme dönemiydir. 1970'lerde Luque tel ve rod kombinasyonunu tanıtmıştır (13). 1961'de Humphries anterior füzyonu anterior plak ile güçlendirmek amacıyla lumbosakral bölgede plak kullanmıştır (14). Omurga cerrahisinde enstrümanların kullanımı giderek artan bir şekilde devam etmiş ve 1980'lerde Magerl (15), Steffe (16), Krag (17), Edwards (18), Zielke (19), Cotrel-Debousset (20) pedikül ve kancanın kombine edildiği rodlu birçok farklı sistemi kullanılmaya başlamışlardır.

Türkiyede spinal füzyonun tarihçesini 1925'te başlatabiliriz. İlk dönemlerde genel cerrahların, daha sonraki dönemlerde ise ortopedistlerin ve nöroşirürjiyenlerin ilgilendiklerini görmekteyiz. Türkiye'de ilk Albee operasyonu 1925 yılında Dr. Kemal Öke tarafından iki olgu nedeniyle yapılmıştır (21).

1942'de ise Dr. Sadettin Onaran pott hastalığı nedeni ile dokuz olguda Albee operasyonu uygulayarak bu operasyonun etkin olduğunu ifade etmiştir (22) ve Türkiye'de ilk spinal füzyon serisini yayınlamıştır. Sonraki yıllarda kemik hastaneleri kurularak spinal füzyon operasyonları Fransa'ya eğitim için gönderilen Dr.Baha Oskay (Baltalimanı Kemik Hastanesi) (23,24) ve Dr.Orhan Aslanoğlu (Eğridir Kemik Hastanesi) (25) tarafından yapılmıştır. 1960'lı yıllarda posterior spinal füzyon giderek Ankara, İstanbul ve İzmir de yaygınlaşmıştır. Ege Üniversitesinde Dr. Veli Lök 1960'tan sonra pott hastalarında albee operasyonuna başlamış (26) , Dr.Rıdvan Ege ise aynı dönemde albee operasyonunu modifiye ederek uygulamışlardır (27-34) .1962 yılında Harrington sisteminin

tanıtılmasından sonra bu sistem giderek tüm dünyada yaygın olarak kullanıma girmiştir. Türkiye'de ilk kez Harrington cihazı 1968 yılında Dr.Güngör Sami Çakırgil (Ankara Üniversitesi) (35-38), 1969 yılında Dr. Bahattin Oğuz Temoçin (İstanbul Üniversitesi) (39) ve 1972 yılında Dr.Mehmet Tiner (Ege Üniversitesi) (40) tarafından yapılmıştır. Ayrıca 1971 yılında Dr. Altay da skolyoz nedeniyle Harrington uyguladığı dört olgu sunmuştur (41) Bilindiği kadarı ile Türkiye'de ilk transpediküler fiksasyonu Dr.Emin Alıcı 1991 yılında kendi adıyla anılan sistem ile yapmıştır. Spondilolistezisdeki ilk transpediküler uygulama Dr.Emin Alıcı tarafından yapılmıştır.

Spinal anatomi ve biyomekanik kavramlarından İbni Sina tarafından 11. yüzyılda "Al-Qanun fi al-Tibb" adlı kitabında bahsedilmiştir (42) Von Lackum ise ilk kez 1923 yılında spinal stabilite ve instabilite kavramlarını omurganın dejeneratif hastalıkları için kullanmıştır (43).

Yapılan birçok çalışmalara rağmen omurganın stabilite kavramı doktorlar arasında uzun bir süre tam bir kesinlik kazanmamıştır. Ancak 1980'li yıllarda White ve Panjabi tarafından omurganın klinik stabilitesini "Fizyolojik yüklenme altında deformite artışı ve nörolojik defisiti önleyecek şekilde omurganın yerleşim paternini devam ettirebilme durumunu kaybetmemesine "klinik stabilite olarak tanımlamasıyla bu konuda ortak bir bakış açısı elde edilmiştir (44,45).

2.2 SPİNAL ENSTRUMENTASYON VE OMURGA BİYOMEKANİĞİ (46)

2.2.1 Fonksiyonel Biyomekanik

Vertebranın üç rotasyon ve üç translasyon olmak üzere altı serbestlik derecesi mevcuttu. Bu eksenler koronal, sagittal ve aksiyal plan olarak da gösterilebilir.

Vertebra bu yönlerde gerek rotasyon gerekse translasyon şeklinde hareket yaparken yer değiştirmeyen bir nokta bulunmaktadır. Bu nokta gerçekte bir noktalar kümesinden oluşmaktadır ve "rotasyonun anlık eksen" (RAE) olarak tanımlanmaktadır. Vertebra bir eksen etrafında rotasyon veya translasyon hareketi yaparken diğer iki planda da rotasyon veya translasyon hareketi gerçekleştirebilmektedir. Kombine hareket yaparken her üç planda RAE oluşmaktadır. Tek bir plandaki RAE'nin kesiştiği yer ilgili segmentin RAE'i olarak tanımlanabilir(47). Aynı şekilde tek bir plandaki RAE'nin kesiştiği yer bir nokta kümesi olarak da gösterilebilir(48). RAE'nin vücutta bilinen pozisyonlara göre hesaplanması da mümkündür (*finite axis of rotations*). Bu metod ile hata payı düşürülerek RAE'nin üç boyutlu konumu "*helical axis of rotation*" olarak tanımlanmaktadır(49).

Spinal kolonun fonksiyonel biyomekanik özelliklerini tanımlayabilen en küçük

birimi iki komşu vertebra, bir disk mesafesi, fasetler ve ligamanlardan oluşmaktadır ve “fonksiyonel spinal ünite (FSU)” olarak tanımlanmaktadır.

2.2.2 Biyomekanik Stabilite Kavramı

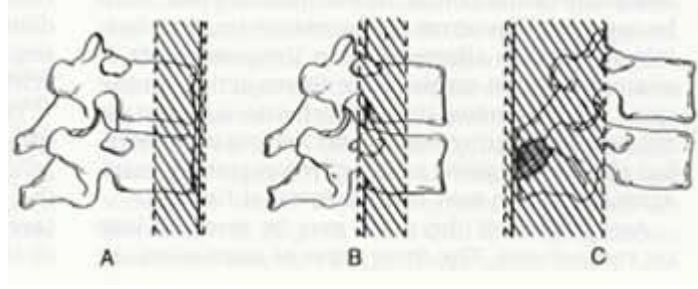
Spinal stabilitenin bozulması,spinal kolonun fizyolojik yükler altında yer değiştirme özelliklerinin deformite oluşmadan kaybetmesi durumudur. Instabilitede nörolojik defisitinin veya ağrının olup olmaması mutlak kriter değildir. Bu tanımda spinal kordun korunması en önemli özellik iken zaman içerisinde hangi olguların ne tür cerrahi tedaviye ihtiyacı olduğunu tanımlamak kabul edilen tek bir tanı yöntemi yoktur.

İlk olarak spinal kolonun iki kolona dayanarak stabilite tanımlaması Holdsworth’un klinik deneyimlerine göre yapılmıştır(50).

Holdsworth’a göre spinal stabilizasyon için posterior ligaman kompleksin (interspinöz ve supraspinöz ligaman, ligamentum flavum ve apofizyal eklem) bozulmaması gereklidir. Posterior ligamanlar sağlamken basit patlama kırığı stabil olarak kabul edilmektedir. Posterior ligaman kompleksin hasar gördüğü durumlarda ise en az bir anterior kolon yapısının (vertebra cismi, anterior ve posterior longitudinal ligaman, intervertebral disk) yaralanması olursa mekanik instabilite durumu kabul edilmektedir. Ancak vertebra cismi yüksekliğin yarısı veya fazlası kaybında posterior ligaman kompleksi sağlam olduğunda stabil olarak kabul eden bu görüş gerçekte spinal kordun nasıl bir tehdit altında olduğunu açıklamamaktadır. Biyomekanik çalışmalarca yalnızca posterior ligaman kompleksinin hasarı ile instabilitenin gelişmeyebileceği kanıtlanmıştır(51,52).

Posterior ligaman kompleksinin tek başına hasar görse bile instabilite gelişmemesine rağmen, posterior longitudinal ligaman ve intervertebral diskin posterior kısmı ile birlikte hasarlanması durumunda instabilite gelişmektedir. Bu durum ortada başka bir kolonun stabiliteye olan katkısını ortaya koyarak Denis tarafından üç kolon teorisi ortaya koymuştur(53).

Üç kolon teorisinde, kolonlar şu şekilde tarif edilmiştir: Ön kolon: Vertebra korpusunun 2/3 ön kısmı , intervertebral diskin aynı şekilde 2/3 ön kısmı ve Anterior longitudinal ligament. Orta kolon: Vertebra korpusunun 1/3 arka kısmı, intervertebral diskin de aynı şekilde 1/3 arka kısmı ve Posterior longitudinal ligament. Arka kolon:Pediküllerden itibaren arkus vertebra bölgesi ve posterior ligamentöz kompleks (Lig Flavum, interspinöz ve supraspinöz ligamentler) den oluşurlar (Şekil 1)



Şekil 1. Denis'in üç kolon teorisine göre vertebra'nın kolonlara ayrılması.

Spinal kolonun anatomisinde fizyolojik hareketler sınırlarını geçtiğinde meydana gelen değişiklikler ile stabilizasyon için gerekli bozulması yük-deformasyon eğrisi ile açıklanmaktadır(54). Bu eğri linear, travmatik ve posttravmatik bölgelerden oluşmaktadır. Linear kısmı fizyolojik bölgedir ve bu bölgede yük ortadan kalktığında deformasyonda geri dönmektedir. Mikrotravmaların etkisinin görüldüğü travmatik bölgede ise spinal kolonda anatomik olarak hasar vardır ancak kalıcı instabilite gelişmemektedir. Posttravmatik bölge ise instabilite mevcuttur ve deformasyon için gereken yükün aşırı olması gerekmemektedir. Düşük yükler altında büyük deformasyonlar meydana gelmektedir.

Vertebra cisminin çekme yüklerine dayanımını basma yüklerinden daha fazladır. Bu durumu vertebra'nın dış kısmındaki sert kortikal kemik kısmı ve vertebra cismi içerisinde lameller yapıda olan spongioz kemik yapılar açıklamaktadır. Çekme yükleri altında ilk hasar gelişen yer disk-endplate bölgesidir, vertebra cismi ise hasar görmemektedir(55).

Aksiyal yükün %20'si faset eklemler tarafından taşınmaktadır. Özellikle servikal bölgedeki vertebraların lordotik diziliminden dolayı ekstansiyondayken taşıdıkları yük %50 oranına varmaktadır(56). İstirahat halinde fasetler ve vertebra korpusundan geçen yük dağılımı dengedeysen, kuvvet vektörü faset eklemlerinin 5mm kadar önünden geçer ve esas yük geçişi vertebra korpusundan olmakta, fasetlerden yük geçişi olmamaktadır(57).

İntervertebral disk dokusunun hidrostatik basınca sahip olmasından dolayı basma kuvvetlerine dayanımı fazladır. Fakat torsiyon ve eğilme momentine karşı dayanımı oldukça azdır ve bunların etkisi altında bu dokuda ciddi hasarlar ortaya çıkmaktadır. Annulusta hasarın ortaya çıkabilmesi için yaklaşık 15 derecelik aksiyal rotasyon yeterlidir.

Ligamanlar spinal kolonun bütünlüğünü sağlayarak elastik bölgeden sorumlu ana yapılardır. Bunlar içerisinde en sağlam yapı Anterior longitudinal ligamandır (ALL). Çekme yüklemesine lomber bölgede dayanımı 600 N iken servikal bölgede 50 N'dur. Spinal kolonun alt bölgelerinden yukarıya doğru yükseldikçe dayanımı azalmaktadır. Posterior longitudinal ligaman (PLL) ise en sağlam kısmı orta torasik bölgede yer

almaktadır ve çekme yüklemesine dayanımı 67-138 N arasında değişmektedir. Ligamentum flavum ise elastin içerdiği için çekme yüklerine dayanımı oldukça fazladır ve torasik bölgede bu dayanım 300 N'a yaklaşmaktadır.

Faset eklemlerinin bütünlüğünü sağlayan kapsular ligaman ise en zayıf torasik bölgededir ve dayanımı 150 ila 270 N arasında değişmektedir(58).

2.2.3 Bölgesel Biyomekanik

Servikal Bölge

İn vitro kadavra test sonuçlarına göre servikal bölgede toplam fleksiyon $41.8 \pm 16.4^\circ$, ekstansiyon $51 \pm 20.8^\circ$, toplam aksiyal rotasyon $89.7 \pm 12.9^\circ$, toplam lateral bending $55.4 \pm 12.2^\circ$ olarak tespit edilmiştir.¹ Adale gruplarının etkisi ile bu değerler şu şekilde değişmektedir. Fleksiyon/ekstansiyon 141.3° , lateral bending 91.4° ve aksiyal rotasyon 175° (59).

Bu bölgede fleksiyon-ekstansiyon hareketi en fazla atlantookspital bölgede olmaktadır. Toplam hareket aralığı $27.4 \pm 7.1^\circ$. Bu hareket aralığında nötral bölge $17.2 \pm 5.9^\circ$ ile hareket aralığının %65'lik bölümünden sorumludur. Aksiyal rotasyon ise $56.7 \pm 4.8^\circ$ hareket aralığı ile en fazla C1-2 arasında olmaktadır. Her iki taraflı lateral bending hareketi $6.5 \pm 2.3^\circ$ ile üst servikal bölgede en az C1-2 aralığında olmaktadır. Alt servikal bölgedeki fleksiyon ve ekstansiyon hareketine bakıldığında en fazla hareket C5-6 bölgesinde ($5.5 \pm 2.6^\circ$ ve $4.8 \pm 1.9^\circ$) görülmektedir. Koronal plandaki servikal faset yapısından dolayı lateral bending ortalama 9.3° ile en fazla C2-5 segmentinde olmaktadır.

Servikal bölgede RAE üst servikal bölgede C2 densinin arkasında bulunurken, alt servikal bölgede vertebra cisminin arka tarafında disk mesafesinin yakınında lokalizedir(60).

Servikal vertebra hareketleri sırasında birleşik hareketler ortaya çıkmaktadır. Biplanar röntgen ile yapılan analizde aksiyal rotasyon ana hareket iken ortaya çıkan birleşik hareketler Tablo 4'de gösterilmektedir(61).

Torakal Bölge

Bu bölge spinal kolonun hareket genişliği en az olan bölgesidir. Torakal bölgede bulunan kostavertebral eklemlerden dolayı hareket kabiliyeti kısıtlanırken, basma yüklerine dayanımı kostavertebral eklem olmadığı takdirde dört kat fazladır(62).

Kosta eklemleri daha çok ekstansiyonu %70'lere varan oranlarda kısıtlarken fleksiyon ve lateral eğilmeyi fazla etkilememektedir. Üst bölgede faset eklemleri T1-9

arasında öne translasyonu engellerken, alt torakal bölgedeki fasetlerin oryantasyonu lomber bölgedeki gibi sagittal plana uyum sağladığı için translasyon daha kolay olurken aksiyal rotasyon sınırlanmaktadır. PLL fleksiyonu engelleyen en önemli yapıdır.

Torakal bölgede 65° ile 80° aralığında fleksiyon-ekstansiyon hareketi mevcuttur. Ayrıca üst ve orta torakal bölgede her bir segmentte yaklaşık 10° aksiyal rotasyon vardır. Alt torakal bölgede ise daha kısıtlıdır. Üst ve orta torakal bölgede her bir segmentte yaklaşık 4°-5° lateral bending hareketi yapılabilmektedir. Lateral bending hareketi sırasında özellikle T5-10 arasında olmak üzere aksiyal rotasyon şeklinde kombine hareket yapılmaktadır. Üst, orta ve alt torakal bölgede fleksiyon-ekstansiyon 4°, 6°, 12°, aksiyal rotasyon 16°, 16°, 4° ve lateral bending 12°, 12°, 24° dir. PLL torakal bölgede stabilizasyonu sağlayan ligamanlar içerisinde en zayıfı olarak çekme yüklemesine dayanımı 106 N'dur(47).

Lomber Bölge

Lomber bölgede kombine hareket fazlalığı mevcuttur. Fleksiyon-ekstansiyon hareket genişliği L1 seviyesinde 12°-14° den L5'de 18°'e kadar yükselmektedir. Lateral bending biraz daha sabittir ve herbir segmentte yaklaşık 7°-9° oluşturmaktadır. Aynı zamanda herbir segmentte 3°'lik aksiyal rotasyon mevcuttur.

2.2.4 Spinal Kolonun Fizyolojik Stabilizasyonu

Kemik ve eklem yapıları, ligamanlar ve adaleler spinal kolon stabilitesini sağlayan temel yapılardır. Omurga cerrahisi sırasında bu yapıların mümkün olduğunca az hasar verilmesi ve hasar görenlerin ise yerine uygun fiksasyon teknikleri ile onarımı gerekmektedir.

Kemik dokusu stabilizasyonu sağlayan tek katı yapı olarak en önemlilerden biridir. Bu yapının kısmi veya total rezeksiyonu bölgesine göre stabilizeyi etkileyebilir. Örneğin anterior servikal dekompresyon yalnızca orta hattaki kemik bütünlüğünü ortadan kaldırarak stabilizasyonu çok fazla etkilemeden yeterli nöral dekompresyon sağlar. Servikal anterior dekompresyon yapılırken unkovertebral eklemler özellikle ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde stabilizasyon sağladığından bu eklemlerin korunması gereklidir. Spinal kolona posterior girişimler yapılarak ön ve orta kolondaki mevcut deformitenin artması sağlanabilir. Kifotik deformite varlığında laminektomi ile kifozun artması ve nörolojik defisit gelişmesi mümkün olabilir. Bu nedenle laminoplasti tekniği kullanmak bu dezavantajı ortadan kaldırabilir(63). Faset eklemlerinin oryantasyonu

stabilizasyonda önemli rol oynamaktadır. Lomber bölgede sagittal ekseninde oldukları için öne translasyon deformitesine olanak sağlamaları diğer bölgelere göre daha kolay olmaktadır.

Faset eklemleri stabilizasyonda en önemli eklem yapılarıdır. Servikal bölgede tek taraflı fasetin 1/3 veya 1/2 rezeksiyonu deformiteye yol açmazken, lomber bölgede faset rezeksiyonu zamanla gelişen bir deformiteyi ortaya çıkarabilir(64).

Ligamanlar içerisinde stabilizasyona en fazla katkıda bulunanı ALL'dir ve ekstansiyon hareketi sırasında bir gerilme bandı fonksiyonu göstermektedir. PLL ise fleksiyon hareketi esnasında bir gerilme bandı görevi göstermektedir. İnterspinoz ligaman RAE'e en uzak yerleşen ligamandır ve bu mesafeden dolayı en uzun moment koluna sahiptir. Bu ligamanın zarar görmesi fleksiyonda gerilme bandının eksikliğine neden olacaktır.

2.2.5 Fiksasyon Teknikleri

Fiksasyonların Başarısızlığı

Fiksasyon şeklinden bağımsız olarak çıkacak eğilme veya kırılma şeklindeki sorunlar o noktada oluşan maksimum gerilmeden kaynaklanmaktadır. Gerilme = (Moment /Mukavemet Momenti) veya ($\sigma=M/W$) olarak gösterilmektedir. Burada W olarak ifade edilen mukavemet momenti kullanılan fiksasyon materyalinin dayanımı ile ilişkilidir. $W=\pi d^3/32$ formülü ile açıklanmaktadır. Bu formülde “d” çapı ifade etmektedir. Bu yüzden mukavemet momenti kullanılan vida veya rodun çapının üçüncü dereceden kuvveti ile doğru orantı göstermektedir. Spinal fiksasyonda kullanılan *sabit moment kollu* vidaların çapları sabit-çaplı veya konik-çaplı olarak sınıflandırılmaktadır. Sabit-çaplı vidalarda maksimum gerilme noktası (=kırılmanın olduğu yer) vida plak birleşim yerindedir. Halbuki konik-çaplı vidalarda maksimum gerilme noktası (kırılmanın olduğu yer) vidanın ucu ile plak arasında yer almaktadır. Sabit-çaplı vidalarda mukavemet momenti vida boyunca değişmezken, konik-vidalarda mukavemet momenti eksponensiyel olarak yükselmektedir. Mukavemet momentinin artması ile maksimum gerilme değeri daha düşük değerlerde olacağından bu vidalar sabit-çaplı vidalara göre dayanımı daha zayıf sayılabilir. *Sabit olmayan moment kollu* vidalar yükü sabit moment kollu vidalara göre daha farklı karşılamaktadırlar. Bu yük vida boyunca farklı büyüklükte ve yönde dağılmaktadır. *Sabit olmayan moment kollu* vidalarda üç nokta eğilme momentine maruz kalacaklarından bu vidalarda maksimum eğilme momenti vida başına yakın bölgede olacaktır.

Sabit olmayan moment kollu vidalar kemik içerisinde hareket edebileceklerinden

kendilerine gelen yükün etkisi ile kemik içerisinde sürünme etkisine maruz kalabilirler. Bundan dolayı solid artrodez oluşturma şansları azalır.

Plakların dayanımı da geometrileri ve kesit kalınlıkları ile ilişkilidir. Özellikle deliklerin olduğu kısımlardaki kesit kalınlığındaki maksimum gerilme, delik olmayan noktaya göre daha düşüktür.

Sabit moment kollu vidalar ile multisegment uzun bir fiksasyon yapıldığında alt tarafta kalan vidalar yükü yukarıda kalan vidalardan daha fazla taşımak mecburiyetinde kalırlar. Böylece uzun *sabit moment kollu* vidalarla yapılan fiksasyonun kırılma olasılığı daha fazladır.

Kemik-implant bütünlüğü fiksasyon noktalarının arttırılması ile sağlanabilir. *Sabit moment kollu* vidalar ile multisegment uzun bir fiksasyon uygulandığında fiksasyonun üst ve alt tarafındaki vidalar dışında ortada bir noktada yapılacak ek bir vida uygulaması ile özellikle kayma yüklerine karşı üç nokta fiksasyon özelliğinden dolayı dayanım arttırılabilir.

Pedikül vidalarının dışarıya çıkmaları (*pullout*), vidaların üçgen şeklinde uygulanması ile bir miktar azalır. Vidaların yivleri arasında kalan kemik miktarı ile birlikte vidaların üçgen şeklinde yerleştirilmeleri dışarıya çıkmaya dayanımı yükseltmektedir. Vidaların boyunun dışarıya çıkma dayanımı ile belirgin bir bağlantısı yoktur.

Vida uygulamalarında korteksin tap ile delinmesi vidanın dışarıya çıkma dayanımını arttırırken, spongioz kemik kısmının tap ile delinmesi vidanın dışarıya çıkma dayanımını indirmektedir. Spongioz kemiğin drill ile geçilmesi ve sonrasında vidanın uygulanması vidanın dışarıya çıkma dayanımını yükseltmektedir.

2.2.6 Fiksasyon İmplantlarının Elemanları

Spinal kolonun stabilizasyonu için kullanılan fiksasyon implantlarının elemanları aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

Birden fazla segmentli implantlar:

Kemiğe penetre olabilen implantlar (*Vida Fiksasyonu*)

Vidalar kemiğe giren ve dışarıya çıkma (*pullout*) dirençleri olan fiksasyon materyelidir. Bir vidanın baş, gövde, yiv ve uç kısımlardan oluşmaktadır.

Vidanın baş kısmı kendi ekseninde kemik içerisine daha fazla penetre olmasını engellemektedir.

Daha önce belirtildiği gibi fiksasyon başarısızlığı maksimum gerilmeden kaynaklanmaktadır. Gerilme formülünde ($\sigma=M/W$) “ W ” ifadesi mukavemet momentini göstermektedir ($W=\pi d^3/32$). Bu hesaplara göre vidanın çapındaki 0.5 mm’lik artış ile vidanın dayanımının yaklaşık 2 kat arttırdığı görülmektedir. Vidanın dışarıya çıkması yivlerin sıklığı ve yüksekline bağlıdır. Yivler arasındaki mesafe ve yivlerin yüksekliği arttıkça kemiğe olan penetrasyon ve vidanın dışarıya çıkma dayanımı da artmaktadır.

Vida tipleri 1) Kortikal, 2) Kendiliğinden girebilen kortikal, 3) Spongioz olarak ayrılabilir. Kortikal vidaların yiv yükseklikleri azdır ve kompresyon yapmak için uygun değil. Vida konulmadan önce kemiğin tap ile yol açılması vidanın kemik içerisine uygulanırken mikro kırıkların oluşmasını engeller. Kortikal vidaların uç kısımları tap yapabilme özelliğindedir. Bazı kortikal vidaların gövde kısımlarında tüm vida boyunca veya kendiliğinden girebilen kortikal vidaların sadece uç kısmında birkaç yive kadar uzanan oluk kısmı vidanın sıkılması sırasında veya tap uygulanması sırasında kemik içerisinde toplanan kemik kırıntılarını dışarıya çıkmasını veya oluk içerisinde birikmesini sağlayarak daha sağlam bir vida uygulamasını sağlamaktadır. Spongioz vidaların ise kompresyon altında uygulanması gerekir. Bu vidalardan önce tap uygulanması vida ile kemik bütünlüğünü azaltmaktadır.

Kemiğe penetre olmayan implantlar (*Kanca ve Tel Fiksasyonu*)

Kancalar (*hook*) lamina, transvers çıkıntı veya pediküle tespit edilir. Vidalara göre daha fazla kortikal kemik yüzeyi ile temas yaparlar. Özellikle osteoporotik kemiklerde tercih edilebilirler. Kancaların pedikül kısmına uygulanmalarında pediküllerin derin yerleşimli yapılar olmaları dolayısıyla uygulama zorlukları veya yetersizlikleri ortaya çıkabilir. Bazen pedikülü kırması veya pediküle tam oturtulamaması da mümkün. Bu durumlarda fiksasyonun yetersizliği söz konusudur. Aynı şekilde kancalar fleksiyon ve ekstansiyona dayanımı sağlarken aksiyel rotasyona dayanımları oldukça azdır.

Tellerin yapıları tek veya birkaç tellerden oluşabilir. Uygulamada tellerin kortikal kemiği kesmesi de görülmektedir. Bu sebep ile tellerin üst üste bükülmelerini ikiden fazla yapılmamalıdır.

Uzun elemanlar (*Rod ve Plak*)

Bu elemanlar diğer fiksasyon implantları ile birlikte uygulanırlar. Bu bağlantılar; kilitleme vidaları, klempler, çevresel kancalar ve harekte izin veren birleştiriciler şeklinde kullanılabilir.

Aksiyal rotasyona dayanımı gerek rijit gerekse yarı-rijit uzun rod fiksasyonlarında rodların birbirlerine bağlanması ile arttırılabilir. Transvers bağlayıcı olarak bilinen bu elemanlar fiksasyonun kranial kısmından 1/3 mesafe bırakılarak 1/3 mesafe aralıklar ile uygulanabilir.

Tek segmentli implantlar

Bu grup intervertebral mesafeye konulan kemik greftleri ve kafesleri içermektedir. Bu implantların görevi aksiyal yükü taşıyarak intervertebral mesafe yüksekliğini korumaktır. Kemik greftlerin dayanımları yetersiz olduğu için, bunları karbon veya titanyum gibi kafesler içerisine yerleştirilerek dayanımlarının arttırılması sağlanır.

Kafesler düz veya yuvarlak yüzeyde mevcuttur. Vertebra endplate'lerine temas ederek translasyonu engellerler. Aksiyal yük taşımaları mümkünken aksiyal rotasyon ve lateral bending hareketlerinde dayanımları oldukça sınırlıdır. Posterior yaklaşım ile uygulanmalarında mutlaka ek bir fiksasyona ihtiyaç vardır. Tek başlarına unilateral veya posterolateral tek başlarına uygulanmaları ile stabilizasyon yetersizliğine yol açarlar.

2.2.7 Fiksasyon Tekniklerinde Yenilikler

Spinal kolonda yaş ilerledikçe disk mesafesinin daralması, vertebra yüksekliğinin azalması ve RAE'nde deformasyon olması doğal bir seyirdir. Uygulanan rijit fiksasyonlar spinal kolonun bu fizyolojik değişimlerine uyum sağlamazlar ve daha fazla gerilmelere maruz kalırlar. Sonuç olarak fiksasyonda veya kemik-fiksasyon bütünlüğünde sorunlar ortaya çıkabilir.

Yarı-rijit sistemler ise fiksasyonda kullanılan implant elemanları arasında hareket sağlanabilir. Örneğin yarı-rijit servikal plaklarda (Örneğin; Caspar plak, dinamik kompresyon plakları) vida plaktaki deliklerin yapısından dolayı değişik yönlerde uygulanabilir. Aynı şekilde vida bu delik içerisinde zaman içerisinde hareket ederek spinal kolonun çökmesine izin vererek vertebra içerisinde süprünme etkisine maruz kalarak kemik grefte gelen yükü arttırarak füzyonun oluşumunda katkıda bulunur. Böylece vidanın vaktinden önce aşırı süprünme etkisi ile fiksasyonun başarısızlığa uğraması da mümkündür.

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte daha farklı, daha az invaziv metodlar kullanılmaya başlanmıştır. Segmentler arası hareketin korunması prensibinden yararlanarak total disk protezleri, interspinöz implantlar, pedikül temelli posterior dinamik implantlar kullanıma girmiştir ve her geçen gün yeni implantlar geliştirilmektedir. Posterior dinamik

implantlar omurganın aşırı hareketlerini sınırlarken diğer taraftan omurgaya kontrollü harekete müsaade edip, dekompresyona da izin vermemektedirler.

Posterior dinamik implantlar ilk olarak 1980 yılında kullanılmaya başlamıştır. Posterior dinamik sistemler bir klasifikasyona tabi tutulacak olursa:

1. İnterspinöz implantlar

A. İnterspinöz distraksiyon implantları

B. İnterspinöz ligament implantları

2. Pedikül bazlı implantlar

A. Rod ile hareket sağlayan implantları

B. Pediküler vida ile hareket sağlayan implantları

3. İki taraflı Faset eklem implantları şeklinde ayrılabilirler

Dinamik sistemler aksiyal planda deformasyona imkan verirken deformasyonun istenilenden daha fazla olmamasını da sağlamaktadır (Örneğin; DOC ventral cervical stabilization system).

Tamamıyla dinamik olarak kabul edilen fiksasyon şekilleri ise bugün emilebilen materyellerden yapılan sistemlerdir. Bu sistemler uygulama sırasında dinamik özelliklerini zaman içerisinde kazanmaktadırlar. Bu özellikleri ile hem aksiyal hemde açısal deformasyona olanak sağlamaktadırlar. Füzyon gelişmesinden sonra ise tamamen absorbe edildikleri için fizyolojik füzyon elde edilmektedir.

2.2.8 Fiksasyonların Metal Özellikleri

Spinal fiksasyonda kullanılan implantların materyelleri; alüminyum, titanyum, vanadyum, krom, nikel...vb. Bu elementler içerisinde titanyum alaşımı olmadan kullanılabilen tek elementtir. Bazı elementler (hidrojen, oksijen, karbon, nitrojen) titanyum içerisinde yer almaktadır. Fakat bu elementlerin titanyumdan ayrılması oldukça güçtür ve elementin kendi içerisindeki stabilizasyonu için gerekli olduğundan bu elementler titanyum içerisinde bulunmaktadır. Titanyum 4 değişik derecede mevcuttur. Derece 1'de titanyum oldukça yoğundur. Derece 4 ise içerisinde az önce bahsedilen elementleri daha çok içermektedir. Derece 1'in çekme gerilmelerine dayanımı düşükken, Derece 2-4'ün çekme dayanımları çeliğin özelliklerine eşittir. Titanyumun dereceleri arasında elastik modül (gerilme/ şekil değiştirme= stress/strain) açısından bir değişiklik bulunmamaktadır. Elastik modülü yüksek olan materyal daha serttir (*stiffness*). Örneğin çeliğin elastik modülü titanyumdan daha yüksektir.

2.3 OSTEOPOROZ

2.3.1 OSTEOPOROZUN TANIMI VE EPİDEMİYOLOJİSİ

Osteoporoz: Düşük kemik kitlesi ve kemik dokusunun mikro-mimari yapısının bozulması sonucu kemik kırılabilirliğinde ve kırığa yatkınlıkta artış ile karakterize olan sistemik bir iskelet hastalığıdır. Kemiğin en sık görülen hastalığıdır. Osteoporoz fraktür veya omur cisimlerinde deformite gibi komplikasyonların ortaya çıkmadığı dönemde asemptomatiktir ve sıklıkla “sessiz epidemi” olarak da adlandırılmaktadır. Kemik gücü kemik kalitesi ve yoğunluğunun bileşimidir. Dolayısı ile osteoporozda kemik kalitesi bozulmuş, yoğunluğu azalmıştır ve hafif travmalara dahi yeterince direnemeyen kolaylıkla kırılabilen kemikler ortaya çıkmıştır. NHANES III araştırmasına göre ABD’de 10 milyon üzerinde osteoporoz hastası bulunduğu, 33.6 milyon kişinin kalça kemik mineral yoğunluğunun düşük olduğu bildirilmektedir. Her 2 beyaz kadından birinin, her 5 erkekten birinin yaşamı süresince herhangi bir dönemde osteoporozla bağlı fraktür yaşayacağı düşünülmektedir. ABD’de yapılan bir araştırmada osteoporoz prevalansı beyaz kadınlarda %20,İspanyol kökenli kadınlarda %10 ve siyahlarda %5 olarak belirlenmiştir. Erkeklerdeki prevalans ise sırasıyla %4, %2, %3 olarak saptanmıştır(65).

Ülkemizde yapılan bir prevalans çalışmasında kadınlarda oran %18.5,erkeklerde %9.8 olarak bulunmuştur(66).

Çalışmalarda standart bir ölçüm yönteminin kullanılmamış olması prevalans değerlerinin birbiri ile karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır.Osteoporozla bağlı fraktürler en sık vertebrae, proksimal femur ve radius distalinde ortaya çıkmaktadır.Fraktürler tamamen düzelebilir ya da sekel bırakarak kronik ağrı ve sakatlıklara yol açabilir hatta ölüme neden olabilirler. Yine ABD verilerine göre osteoporoz ilişkili fraktürlerin maliyeti 2005 yılında17 milyar dolar olarak belirlenmiştir, kalça fraktürleri tüm fraktürlerin %14’ünü kapsamaya karşın maliyetin %72’sinden sorumludur.

Bu açıdan erken tanı oldukça önem kazanmaktadır (67).

2.3.2 OSTEOPOROZUN SINIFLANDIRILMASI

Osteoporoz çeşitli sınıflandırmaları mevcuttur. En yaygın kullanılan sınıflandırma etyolojiye göre yapılan sınıflandırmadır (Tablo1).

Tablo 1.Etyolojiye göre osteoporozun sınıflandırması.

Primer	İdyopatik	Juvenil
		Adult
	Postmenopozal	
	Senil	
Sekonder	Endokrin (Cushing S, hipertiroidi, hiperparatiroidi, gebelik, hipogonadizm, anoreksia nervoza, egzersize bağlı amenore, Diabetes Mellitus)	
	Genetik (osteogenesis imperfekta, Ehlers Danlos , Marfan sendromu, homosistinüri)	
	Gastrointestinal (subtotal gastrektomi, malabsorbsiyon, primer biliyer siroz, kronik obstrüktif sarılık)	
	Fonksiyonel (immobilizasyon/ağırlıksızlık, romatoid artrit, Parkinson, SVH)	
	Çevresel (yetersiz Ca alımı, alkolizm, aşırı protein alımı, sigara)	
	İmmobilizasyon	
	İlaçlar (kortikosteroidler, heparin, antikonvülzanlar, metotreksat)	
	Diğer (skorbüt, KOAH)	

Osteoporoza neden olan factor bilinmiyorsa “primer osteoporoz” olarak adlandırılır, belirli bir nedene bağlı olarak ortaya çıkan osteoporozlar ise“sekonder osteoporoz ” olarak adlandırılır. Bir diğer sınıflandırma lokalizasyona göre yapılır, genel ve local osteoporoz olarak 2 gruba ayrılmaktadır. Etkilenen kemik tipine göre yapılan başka bir sınıflandırmaya göre Tip I ve Tip II osteoporoz diye ayrılır. Tip I osteoporoz daha genç yaşlarda (65 yaş altında) rastlanır,ağırlıklı olarak kadınları etkiler ve en sık vertebra fraktürleri ile kendini gösterir,Tip II osteoporoz ise daha ileri yaşlarda görülür, kadın / erkek oranı birbirine yakındır sıklıkla kalça fraktürleri ortaya çıkar(68).

2.3.3 OSTEOPOROZDA PATOFİZYOLOJİ

Kemik sürekli kendisini yenileyen bir dokudur ve sürekli rezorpsiyon ve onu takip eden yapım olmak üzere, yeniden yapılanma (remodelling) içerisinde. Kemik yıkılması, yeniden yapılması ve mineral çökmesi ile seyreden yenilenme süreci kemik döngüsü olarak adlandırılır ve döngü rezorpsiyon, formasyon, mineralizasyon safhalarını içermektedir. Erişkin bir kemik dokusunda rezorpsiyonun artması ya da formasyonun azalması dengenin bozulmasına, kemik kütlesinin azalmasına dolayısı ile trabekül sayısı ve kalınlığının azalmasına yol açacaktır. Döngü ağırlıklı olarak trabeküler kemik dokusu tarafından sürdürülür ve yeniden yapılanma trabeküler kemikte, kortikal kemiğe oranla daha fazladır. Trabeküler kemik dokusu tüm kemik dokusunun %20'sini oluşturmaya karşın döngünün %80'inden sorumludur. Bu nedenle kırıklar daha çok trabeküler kemiğin olduğu yerlerde rastlanmaktadır. Her yıl trabeküler kemik yüzeyinin % 20'si yenilenmektedir. Herhangi bir anda iskelette kemik rezorpsiyonu ve yapımının değişik evrelerinde pek çok "remodelling" üniteleri mevcuttu. Eğer rezorpsiyon, yapımdan daha fazla ise osteoporoz gelişebilir. Artmış döngü, yeniden yapılanan ünite sayısını artırıp, kemiği zayıflatır. Düşük kemik kitlesi için, 3 ana neden söz konusudur.

1. Optimal zirve kemik kitlesine ulaşamama: Genetik faktörler dışında, yaşam tarzı, beslenme özellikleri, kalsiyum alımı ve fizik aktiviteye bağlıdır.

2. Artmış kemik rezorpsiyonu: Estrojen yada testosteron eksikliği, vitamin D ve kalsiyum eksikliğine bağlı artmış parathormon salgısı, primer hiperparatiroidi yada hipertiroidi gibi endokrin hastalıklar, sitokinler yada bazı lokal faktörler etiyolojide rol oynar.

3. Azalmış kemik yapımı: Yasa bağlı osteoblast fonksiyonlarında azalma ve kemik yapımında etkili lokal ve sistemik faktörler ile aşırı rezorpsiyona bağlı kemik yapımı için gerekli ana yapının kaybı gözlenir. "Primer osteoporoz": post-menopozal kadında ya da yaşlı erkekte estrojen veya kalsiyum eksikliği ile yaş dışında etiyolojik faktörün saptanmadığı durumun adıdır. Buna karşın, "sekonder osteoporoz" deyimi, diğer hastalıklara ya da ilaç kullanımlarına bağlı ortaya çıkan osteoporoz varlığı için kullanılır.(69)

Osteoporoz oluşumunda çok çeşitli faktörlerin rol oynadığı bilinmektedir.Örneğin kalsiyumdan fakir beslenme ya da D vitamin eksikliğinde serum Ca düzeyleri düşeceğinden Ca'ya duyarlı olan parathormon(PTH) artacak ve osteoklastlar üzerinden rezorpsiyonun artmasına yol açacaktır. Kadınlarda menopoz sonrasında östrojenin rezorpsiyon inhibisyonu etkisi ortadan kalktığından rezorpsiyon hızlanır,erkeklerde andropoz döneminde testostereone azalması ise formasyonun azalmasına neden olur.Osteoporoz oluşumunda erişkin dönemdeki zirve kemik kütlesi kadar dengenin bozulduğu kemik kaybının yaşanmaya başladığı dönemdeki kayıp hızı da büyük önemtaşır.Bir başka deyişle erişkin dönemene kadar iyi zirve kemik dokusu ile girilirse osteoporoz riski okadar azalır,aynı şekilde kayıp hızı düşük olan bireylerde daha az osteoporoz riskine sahip olacaktır.Trabeküler kemiğin zirve noktasına 20-25yaşlarında ulaştığı kabul edilmektedir.Zirve kemik kütlesini belirleyen faktörlerin başında genetik yapı gelmektedir,diğerleri arasında kalsiyumdan zengin beslenme,güneşten yararlanma,düzenli fizik aktivite,hormonal faktörler sayılabilir.Döngünün dengede olduğu erişkin dönemden sonra kayıp başlamaktadır,kayıp hızı etkileyen faktörlerin başında hormonal faktörler gelmektedir.

2.3.4 OSTEOPOROZDA TANI YÖNTEMLERİ

Tanıda ve kırık riskinin saptanmasında yaygın olarak kullanılan invaziv olmayan KMY ölçümleri, tedaviye karar verme ve tedavinin etkinliğinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemlerdir. Buna karşın, görece olarak pahalı yöntemler olması ve tüm

merkezlerde bulunmaması yanında, düzenli bir takip şemasının maliyetinin tanımlanmamış olması ve asemptomatik olup osteoporoz açısından risk altında olan kişilerde, ne sıklıkta yapılması gerektiği konusunda tam bir fikir birliği yoktur. Kemik mineral yoğunluğu ölçümünde kullanılan teknikler şunlardır; Radyografiler, Dual Energy X-ray Absorbtiometry (DXA), Single Photon Absorbtiometry (SPA), Dual Photon Absorbtiometry (DPA), Kantitatif Komputerize Tomografi (QCT), Speed Of Sound (SOS) ve Broadband ultrasonic Attenuation (BUA) parametrelerini içeren ultrasonik ölçüm, Single Energy X-ray Absorbtiometry (SXA) (70).

Bu ölçüm tekniklerini değerlendirirken testin geçerliliği ve tekrarlanabilirliği kesinlikle göz önünde bulundurulmalıdır.

Kesitsel bir araştırma sonucunda, anatomik bölgelere göre en iyi sonuç veren tekniklerin aşağıda gösterildiği şekilde oldukları saptanmıştır(71) ;

- 1.Omurganın değerlendirilmesinde kantitatif tomografi (QCT)
2. Kalçada dual enerji x-ray absorbsiyometri (DXA)
- 3.Radius için dual enerji x-ray absorbsiyometri (DXA)
4. El için radyografik absorbsiyometri (RA)
- 5.Kalkaneus için SOS ve BUA parametreleri ile kantitatif ultrason (QUS)

Yukarıdaki ölçümler içinde, en sağlam ve güvenilir sonuçlar spiral QCT ile elde edilmiştir. Diğerlerinin görece olarak birbirleri ile benzerlik göstermekte olduğu belirtilmiş, genel olarak omurga ölçümlerinden QCT ve DXA arasında da kuvvetli korelasyon saptanmıştır(72, 73).

Dünya Sağlık Örgütü (WHO) osteoporozu; genç beyaz kadınların lumbar vertebra, femoral boyun ve ön kolda kemik dansitesi ortalamasının- 2,5 SD altında olması olarak kabul etmektedir(74). Bu tanımlamanın tanısal açıdan kullanımının, femur kemik dansitesi ile sınırlandırılması önerilmektedir. Bunun, erkeklere ve çocuklara nasıl uygulanacağı tam olarak bilinmemekle birlikte, aynı tanısal eşğin erkeklerde de kullanılabileceği ifade edilmektedir. Dolayısıyla osteoporoz kemik mineral dansitesi ölçümü kullanılarak tanı konan bir hastalık olduğundan ve bu ölçümlerle yıllarca monitörize edildiğinden cihazın seçimi, standardizasyonu, kalite kontrolü mutlaka yapılmalıdır. (75).

2.3.4.1 Günümüzde Kullanılan Kemik Yoğunluk Ölçüm Teknikleri (76)

1895 yılında Röntgen tarafından keşfedilen X-ışınları, kemik yapıların değerlendirilmesinde günümüzde de sık kullanılan bir yöntemdir. Direkt radyografik tetkiklerin, kemik yoğunluğu açısından yetersizliği göz önüne alınarak, 1930 yılından

itibaren bu konudaki araştırmalar 6nem kazanmış ve 1963’de kemik mineral i6eriğini değerlendirmeye y6nelik ilk 6alışmalar başlatılmıştır. Bu teknik, SPA y6ntemi olarak bilinir. Daha sonra aynı amaca y6nelik pek 6ok y6ntem geliştirilmiştir. Elde edilen değer taranan alandaki kemik mineral i6eriğidir ve gr/cm² olarak ifade edilir. KMY; Radyasyonun incelenmesi ve zayıflaması ile bağlantılı olarak “kemiğin i6eriği” değerinin, “kemik alanı” değerine b6l6nmesiyle elde edilir.

2.3.4.2 Kemik Mineral Yoğunluğu 6l66m Tekniklerinin 6zellikleri

I. Single Photon Absorbtiometry (SPA):

Bu metod; I125 kaynağından yapılan d6zenli monoenerjetik foton h6zmesinin, bir ekstremiteden radyasyon ile ge6işinin, Na iodid i6eren ve radyoaktif cisim parıltılarını saptayan bir dedekt6r ile 6l66lmesidir. Bu y6ntem, sadece yumuşak doku kalınlığının değişmeyen v6cut b6lgelerinde kullanılabilmektedir ki, bu da, distal radius ve ulna ile sınırlanmaktadır.

II. Dual Photon Absorbtiometry (DPA):

İki foton huzmesinin iki, farklı enerji ile 6l66lmesidir ve kaynak Gadaliniumdur. Bu metotla t6m v6cut, femur veya lumbal omurga değerlendirilebilir. Radyasyon dozu, 10 mrem kadardır. Duyarlı ve 6zg6l bir y6ntem olmakla birlikte, her pop6lasyonda kırık riski sınırının ayrılarak değerlendirilmesi gerekmektedir. Yalancı negatif sonu6 verebilmesi, radyoizotop madde maliyetinin y6ksek olması, yıllık kaynağın değiştirilme gereksinimi ve buna bağlı olarak hata payının artması gibi olumsuz y6nleri mevcuttu. KMY ve kemik mineral i6eriği kantitatif değerlerlendirilmektedir.

III. Quantitative Computerised Tomography (QCT):

Bu teknik hacimsel (gr/cm³) mineral yoğunluk 6l66m6 yapar. 8-10 mm kalınlıktaki kesitler, vertebraların orta hattından ge6irilir. Işınlanma dozu, 200-900 mrem arasında değişmektedir. Olduk6a maliyeti y6ksek bir y6ntemdir. Trabek6ler kemik, kortikal kemikten ayırd edilebilir. Vertebra dışındaki kalsifikasyonlar g6z 6n6ne alınmamaktadır. Y6ksek rezolusyonlu CT'lerin kullanım amacı, kemik yoğunluğun ve trabek6llerin durumunun araştırmasıdır. İnce kesitler, trabek6ler ağı iyi bir şekilde g6stermektedirler. Alınan işın 60 mSv' dir. Bu y6ntemle trabek6ler yapı 6l66m6n6n kırıkları 6ok iyi ayırt etmesine rağmen, vertebra dayanıklılığını konusunda yeterli bilgi vermediği g6sterilmiştir

IV. Ultrason Ölçümleri:

Daha sık epidemiyolojik araştırmalarda kullanılan bu yöntem düşük maliyet, taşınabilir olması, iyonizan radyasyona maruz bırakmaması ve kemik yapısı konusunda fikir vermesi gibi avantajları içermektedir. Kemik yapı ultrasonografide 20-100 kHz olarak verilen ses dalgaları, şeklini, yoğunluğunu ve hızını değiştirir. Kemiğin ses dalgasının hızı (SOS) ve attenuasyonunda (BUS) meydana getirdiği değişime kemik yapının niteliği hakkında bilgi vermektedir. Tibiada, kortikal kemiği, kalkaneus ve patellada, trabeküler kemiği değerlendirmek mümkündür. Kortikal kemikte absorpsiyon, süngerimsi kemikte ise baskın olan zayıflama mekanizması ağırlık kazanır. Birleşik parametreler: SOS ve BUA kombinasyonundan oluşan bu parametreler; sertlik, katılık ve kantitatif ultrason indeksi olarak tanımlanmaktadır. Falanksların kantitatif ultrasonik yöntemle ve radyografik inceleme ile morфометrik değerlendirilmesinden elde edilen sonuçlar, QCT ve DXA ile yapılan vertebra dansitometrik ölçüm sonuçları ile bağlantılı bulunmuştur (77).

V. Single Energy X-Ray Absorbtiometry (SEXA):

Yumuşak dokuların kalınlığı, ölçüm sonuçlarını etkilediği için, kalkaneus ve ön kol gibi bölgelerle bu ölçüm sınırlanmaktadır. Kaynak X-ışınıdır. Kısa bir sürede 5 dk. yapılabilir. Ucuz, hızlı ve taşınabilir bir tekniktir. Alınan ışın dozu 1 μ Sv'dır.

VI. Dual Energy X-Ray Absorbtiometry(DXA) (DEXA):

Ticari olarak ilk kez 1987 yılında piyasaya sürülen DEXA yöntemi günümüzde halen osteoporoz tanısında altın standart olarak kabul edilmektedir. DEXA cihazlarında iki farklı enerji düzeyinde X- ışını (20 40 kV - 140 kV) kullanıldığından, SXA'nın değerlendiremeyen vücudün femur ve vertebra gibi daha kalın-hacimli bölgelerini incelemek mümkündür. Diğer bir çok radyolojik incelemede olduğu gibi DXA uygulamalarında da hastanın öyküsü, kemik mineral yoğunluğunun (KMY) doğru belirlenmesi aşamasında çok önemlidir. Olgunun yaş ve cinsiyeti yanında kadınsa menapoz süresi, hastalık öyküsü ve ameliyatlar ile alınmakta olan ilaç tedavisi gibi risk faktörleri göz önünde bulunmalıdır(78,79)

DXA ölçümleri daha çok vertebral düzey ve femur baş-boynu seviyesinde yapılırken özellikle hiperparatiroidizm gibi sekonder osteoporoz olgularında tüm vücut ve ön kol uygulamaları gerekebilmektedir.

Vertebral DXA

Vertebral DXA incelemeleri L1, L2, L3, L4 vertebralarını içerecek tarzda

posterior-anterior (PA) yönde ve lateral planda yapılabilir. Sonuçlar gr/cm² cinsinden verilir. Hastanın dizlerinin altına yükseklik konularak incelemelerde lumbal bölge lordozunu ortadan kaldırılmalıdır. Hasta pozisyonundaki hatalar vertebral osteofitik dejeneratif değişimler, kompresyon fraktürleri, aort kalsifikasyonları ve vertebral enstrümanlar yanıltıcı sonuçların ortaya çıkmasına yol açar. Lateral DXA ölçümleri özellikle dejeneratif değişimlerin daha fazla gözlemlendiği yaşlı hasta popülasyonunda tercih edilir. PA ölçümlerden farklı olarak lateral pozisyonda, kemik korteks ve posterior vertebral elemanlar ile osteofitik dejeneratif değişimler ve aort kalsifikasyonları gibi patolojik değişimleri inceleme bölgesinin dışında tutarak sadece vertebral trabeküler yapıyı daha ayrıntılı değerlendirmek imkanını sağlar. Lateral DXA ölçümünü özel DXA cihazında veya hareketli C-kola sahip cihazlarda yapmak mümkündür.

VII. Radyographic Absorptiometry (RA):

Bu yöntem standard el radyograflerindeki kemik dansitesinin, kendine özgü kalibrasyonu yapılmış alimünyum kama ile karşılaştırılmasına dayanır. Filmler, sofistike bilgisayar analizleri ile değerlendirilir (mikrodansitometre). Ek bir cihaza ihtiyaç yoktur. Yapılan çalışmalarda, RA'nın radius, vertebra ve femur boyun DXA ve QCT sonuçları ile korele olduğunu belirtilmiştir. Kırık riski konusunda da fikir vermektedir (80).

2.3.4.3. Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçümlerinin Yorumlanması

Osteoporoz araştırmak amacıyla yapılan DEXA ölçümünde 50 yaş üzerindeki kadın ve erkeklerde lomber vertebra ve femur boynu T değerleri dikkate alınmalıdır, herhangi bir nedenle bu ölçümleri yapılamayan hastalarda distal radius ölçümü yapılabilir. Premenopozal ya da 50 yaş altındaki erişkinlerde ve çocuklarda bu değerlendirme önerilmez. Diğer faktörler göz önüne alınmalıdır. Uluslararası Klinik Dansitometre derneği bu bireylerde T değeri yerine etnik veya ırka göre düzeltilmiş Z-skorlarının dikkate alınmasını önermektedir. Her postmenopozal kadında DEXA ölçümü yapmak gerekmez, belirli faktörlerin varlığında ölçüm yapılmalıdır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) DEXA ölçüm endikasyonlarını belirlemiştir.

Dünya Sağlık Örgütü DEXA'ya göre osteoporozu tanımlamıştır. Osteoporoz değerlendirmelerinde T ve Z skorları üzerinde durulmaktadır. DXA ile gr/cm² cinsinden elde edilen KMY sonuçlarının yorumlanması: T-skoru, elde edilen sonucun genç erişkin döneme ait ortalama kemik mineral yoğunluğuna göre gösterdiği standart sapma; Z-skoru, olgunun kendi içinde bulunduğu yaş grubuna göre gösterdiği standart sapma. T-skoru

(SS) = (olgunun KMY değeri - genç erişkin yaş grubun ortalama KMY değeri) / (genç erişkin yaş grubun ortalama KMY değerine ait SS) Z-skor (SS) = (olgunun KMY değeri - aynı yaşın ortalama KMY değeri) / (aynı yaşın ortalama KMY değerine ait SS). Olguların osteoporoz yönünden değerlendirilmesinde L1-L4 vertebralarının ortalama değeri ile kalça değerine ait T ve Z skorları göz önüne alınır. Bu veriler DXA çıktılarında standart sapma ve yüzde olarak T ve Z-skor şeklinde ayrı ayrı bulunur. Sonuçlar dünya sağlık örgütünün (WHO) koyduğu kriterlere göre dört basamakta yorumlanır (13,14). a) $-1 < T\text{-skoru}$: KMY normal b) $-2.5 < T\text{-skoru} < -1$: osteopeni c) $T < -2.5$: osteoporoz d) $T < -2.5$: ve eşlik eden kırık: ileri derecede osteoporoz.

Tanı koymada T skor daha sık kullanılan parametredir, genç yetişkin popülasyonun KMY ortalaması ve standart sapması (SD) ile tetkiki yapılan kişinin kemik mineral yoğunluğunun karşılaştırılmasını verir (81,82,83).

Z skoru, klinik açıdan T skoru kadar değerli olmamakta birlikte, Z skorundaki normalden sapmalar, hastanın mutlaka sekonder osteoporoz ve metabolik kemik hastalıkları nedenleri açısından ileri tetkiklerini gerektirir (84, 85).

KMY ile kırık riski kuvvetli bir ters orantıdır. Kemik yoğunluğunun standart sapmasındaki her düşüş kırık insidansındaki 2-3 kat artışa karşılık geldiği belirtilmektedir (Tablo 2).

Tablo 2. WHO'nun KMY'ye göre tanı sınıflaması (82)

Tanım	T-skoru	Kırık Riski
Normal	$T\text{-skoru} > -1$	Düşük risk
Osteopeni	$-1 > T\text{-skoru} > -2.5$	Ortalamanın üstünde risk
Osteoporoz	$T\text{-skoru} < -2.5$	Yüksek risk
Yerleşik Osteoporoz	$T\text{-skoru} < -2.5$ ve kırık varlığı	Çok yüksek risk

Genç erişkin popülasyonu olarak genellikle 20-35 yaş arasındaki sağlıklı kişiler kabul edilmektedir. Her cihaz için üretildiği ülkeden belirtilen popülasyona göre hesaplanmış olan genç erişkin ortalamaları ve standart sapmaları genellikle diğer laboratuvarlarca da kullanılmaktadır. Her toplumun kemik mineral yoğunluğunun farklı olabileceği düşünülünce, bu yaklaşımın pek bilimsel ve doğru olduğu kabul edilmemektedir. Bu nedenle ülkemiz popülasyonuna ait ortalamaları ve standart sapmaları kullanmak çok daha doğru ve gerçekçi bir yaklaşım olacaktır. T skoruna göre

değerlendirme menopoz devresindeki kadınlar için oldukça uygun olmakla birlikte 65 yaş üzerinde, kırıklar için büyük risk taşıyan kadınlarda T skoruyla birlikte Z skorun da kullanılması uygun görülmektedir (14). Osteoporoz araştırmak amacıyla yapılan DEXA ölçümünde 50 yaş üzerindeki kadın ve erkeklerde lomber vertebralar ve femur boynu T değerleri dikkate alınmalıdır, herhangi bir nedenle bu ölçümleri yapılamayan hastalarda distal radius ölçümü yapılabilir. Premenopozal ya da 50 yaş altındaki erişkinlerde ve çocuklarda bu değerlendirme önerilmez. Diğer faktörler göz önüne alınmalıdır. Uluslar arası Klinik Dansi tometre derneği bu bireylerde T değeri yerine etnik veya ırka göre düzeltilmiş Z-skorlarının dikkate alınmasını önermektedir. Her postmenopozal kadında DEXA ölçümü yapmak gerekmez, belirli faktörlerin varlığında ölçüm yapılmalıdır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) DEXA ölçüm endikasyonlarını belirlemiştir. (Tablo 3)

Tablo 3. Dünya Sağlık Örgütü'nün DEXA ölçüm endikasyonları.

1. 65 yaş ve üzeri kadınlar, 70 yaş ve üzeri erkekler
2. 65 yaş altında risk faktörü olan postmenopozal kadınlar ve erkekler
3. Düşük vücut ağırlığı, Frajilite kırığı öyküsü olan veya riskli ilaç kullanan perimenopozal kadınlar
4. 50 yaşından sonra fraktür yaşayanlar
5. Romatoid artrit gibi hastalığı olan veya kortikosteroid kullanan (en az 3 ay 5mg /gün ve üzerinde prednisolon veya dengi) düşük kemik kütlesi olan hastalar
6. Osteoporoz tedavisi planlanan veya daha önce tedavi almış olan hastalar

Son yıllarda, kemik kalitesinin, kuvvetinin ve kemik turnoverin çeşitli metotların kombinasyonu ile araştırılmasının gerekliliği tartışılmaya başlanmıştır. Kalitenin kemik biyopsisi, histopatolojik incelemeler ve mikrokompüterize tomografi ve invaziv olmayan MRG ile birkaç iskelet bölgesinde değerlendirilmesi uygun görülmektedir. Bununla birlikte, mikrokompüterize tomografi cihazının ve uygulamanın maliyetini gözönüne alınarak risk grubunun tanımlanması ve tedavinin monitorizasyonu gibi konular açısından, DXA'nın kullanımının çok daha yaygın olduğu da tartışılmazdır (86).

Fakat Dünya Sağlık Örgütü'nün tanımlamaları ve pek çok merkezde DXA'nın geniş çapta kullanımı ile ilgili olarak karşımıza çıkan birkaç problem de mevcuttur (87); değerlendirilmesi gereken optimal vücut bölgeleri, erkekler için kriterler, kemik kalitesinin yorumlanmasının gerekliliği.

2.4 KEMİK BİYOPSİSİ VE HİSTOMORFOMETRİ

Histomorfometri, mikroskobik biçimlerin, manuel ya da otomatik dijital görüntü sistemleri ile nicel özellikleri ve ölçümlerinin belirlenmesidir. Histomorphe (şekil- biçim) +metron (ölçüm); yani kelime anlamı olarak şekil- biçim -lerin ölçümüdür.(88)

Ölçümler manuel veya otomatik olarak yapılır ve tıbbi donanıma sahip hekim

tarafından yapılması esastır. Morfometri, tanıda temel olacak biçimlerin tanımlanmasında çeşitli yollar sunar: Histomorfometrik olarak, volüm fraksiyonu, alan tahmini, uzunluk, yüzey ve numeric yoğunluk gibi parametreler, farklı metodlar kullanılarak ölçülebilir(89,90) Kantitatif patolojinin amacı, patologlar arasındaki uyumsuzlukları ortadan kaldırmaktır.

Özetle; histomorfometri, tıp alanında tanıya yardımcı olmasından, tedavi değişikliklerinin değerlendirilmesine kadar değişen amaçlarla kullanılmaktadır. Kemik histomorfometri ise; kemik döngüsü, şekillenme ve yeniden şekillenme de statik ve dinamik doku ve hücre aktivitesi, kemik mikroyapısı, kemik matriks, mikrohasar ve mineralizasyon tayininde, doku ve hücresel seviyede kemik kütle değişikliklerini tanımlamada kullanılabilir. Kemik histomorfometri ile doku ve hücre düzeyinde static ve dinamik incelemeler yapılır. Kantitatif histomorfometri, kemiğin yapısal parametrelerini rakamsal değerlendirir. Değişik tedavi yöntemlerini, değişen hasta grupları ve normal popülasyon arasındaki farklılıkları istatistiksel olarak tanımlar. 1970'lerin sonunda kullanıma giren yarı otomatik komputere metodlarda pek çok verinin istatistiksel yazılım programlarına aktarımı mümkün olmuştur. Histomorfometrik parametrelerin standardizasyonu ile de kemik histomorfometri çalışmaları ortak dilin paylaşıldığı düzenli ve kurallı bir duruma gelmiştir (91).

Trabeküler kemik ve osteoid ölçümü gibi yapısal parametreler, statik morfometri kullanılarak ölçülebilir. Zaman içinde değişen hücresel aktivite ise florokrom ile işaretlenmiş kemik dokuda dinamik histomorfometrik yöntemlerle değerlendirilir. Böylece dinamik ve static histomorfometri, kemik döngüsü hakkında etraflı bilgiler verir. Dinamik histomorfometri: Tetrasiklin işaretli florokrom verilerek, kemiğin zaman içindeki, genellikle 10-14 gün arası, tetrasiklini tutma durumu, kemik mineralizasyonu ile ilgili bilgiler verir. Metabolik kemik hastalıklarının değerlendirilmesinde en iyi yöntem, özel muamelelerden geçirilmiş, plastiğe gömülmüş dokular üzerindeki çalışmadır. Metabolik kemik hastalıklarının tanısı ve tedaviye cevaplarının değerlendirilmesine katkıda bulunur. Ayrıca pek çok deneysel çalışmanın kemiğe olan metabolik etkileri bu şekilde değerlendirilebilir.

Hastalar, biyopsi alımından önce, tetrasiklinle iki kez karşılaştırılıp, demineralize edilmemiş kemik biyopsi örneklerinde, özel histolojik boyama yöntemleri ile mineralize kemik ve osteoidin farklı renkte boyanma özellikleri sayesinde, kemik mineralizasyonu ölçülebilir. Histomorfometrik incelemede, kalsifiye kemik dokusu, bir seri işlemlerden geçirilip, plastik resine gömülür. Boyanmamış kemik kesitlerinde tetrasiklin, floresan

mikroskop ışığı altında değerlendirilir. Kemik döngüsünde ölçülen dinamik parametreler, mineral apozisyon hızı, mineral formasyon hızı ve mineralizasyon lag zamanıdır. Bu parametreler, istenen zaman aralığının da kemik yapımının ölçülebilen değerlerini verir. Örneğin kemik formasyon hızında, iki tetrasiklin işaretleme zamanı arasındaki mesafe ölçülerek, birim zamanda yapılan osteoid miktarı tanımlanabilir.

Statik histomorfometri: Tek, belli bir zamanda ölçüm yapılması, dinamik histomorfometriden farklı tarafıdır. Kemik yapısı hakkında bilgi veren parametreler arasında; trabeküler kemiğin hacmi, kalınlığı sayılabilir.

Kemik biyopsi örneğinin alındığı anda osteoid yüzeyi ve hacminin ölçümü, kemik yapımının alanı, kemik döngüsü hakkında bilgi verecektir. Daha farklı parametreler arasında, osteoblastik yüzey, sessiz osteosit yüzeyi sayılabilir ve bu parametrelerde bilgisayarlı görüntü analiz sistemleri ile değerlendirilir.

Dinamik ve statik histomorfometrik ölçümler için uygulanan materyal ve metodlar biraz daha detaylandırılacak olursa; öncelikle ölçüm yapılacak kemik dokusu %70'lik etanol içine alınır ve özel kesim aletleri ile istenen düzlemlerde kesilir. Dekalsifiye edilmemiş bu örnekler genellikle von Gossa/Toluidine blue ile boyanır. Floresan temelli dinamik histomorfometri için boyanmamış kesitler, oxytetracycline, calcein ve xlenol orange ile işaretlenir. Çift işaretli kemik örneklerinde, kortikal kemik tetetracycline ve calceini tutarak farklı renkte boyanma gösteren alanların uzaklığı ve medüller kemikte calcein ve xlenolorange ile farklı renkte boyanma gösteren alanların uzaklıkları floresan mikroskopta ölçülerek tanımlanır. Uzun kemiklerde histomorfometrik incelemede, oxytetracycline, calcein ve xlenol orange ile işaretli boyasız kemik dokuda, calcein tutulumu ve kallus çevresindeki sağlam kortikalkemik periosteal yüzeyi arasındaki uzaklık ölçülerek "periosteal mineral apozisyon hızı" hesaplanabilir. Statik histomorfometrik inceleme için genellikle toluidine blue boyalı kesitlerde; 1. intramedüller boşluk hariç tutularak kallus alanı, 2. kallustaki kıkırdak alanı, 3. kallustaki fibröz alan ölçülebilir. Masson-Goldner boyalkesitlerde ise; 1. intramedüller boşluk hariç tutularak kallus alanı, 2. mineralize kallus alanından yola çıkılarak mineralize kallusun total kallusa oranı ölçülebilir.

Ölçüm tipinin alan olarak ele alındığı ölçümlerde, kemik, osteoid, mineralizekemik, kanal yapıları ve sitoplazmik hacimler ölçülebilir. Uzunluğu temel alan çalışmalarda ise, kemik yüzeyi, osteoid yüzeyi, erode yüzey, sakın yüzey gibi ölçümlere ulaşılabilir. Belli noktalar arası uzaklıklar ele alındığında; kortikal kalınlık, mineralize kalınlık, trabeküler kalınlık, trabeküler çap hesaplanabilir.

Sayı ölçümlerinde ise; osteoblast, osteoklast, osteosit sayıları nükleer sayı ve kanal sayısı hesaplanabilir. Her ölçülecek değer için üç boyut yada iki boyuttan biri seçilip, ona yönelik hesaplamalar yapılır. Örnekler özelleştirilecek olursa; mineralize kalınlık ölçümü, sement çizgilerinden kemik ve osteoid arasındaki uzaklık olup, kemiğin yeniden şekillenmesinde kullanılan bir parametredir.

Osteomalazide farklı evreleri tanımlamada ölçülebilir. Mineral formasyon hızı (MFR), kemiğin birim zamandaki mineralizasyonudur, mineral apozisyon hızı ve mineralize yüzey esas alınarak hesaplanabilir. Kemik yıkım hızı histomorfometrik olarak tam ölçülemez. Ancak kemik hacmindeki değişikliklere ve kemik formasyon hızına bakılarak tahmin edilebilir. Kemik formasyonunun rezorpsiyonundan daha hızlı olduğu durumlar; büyüme sırasında, laktasyondan sonra yada anabolic ilaç kullanımı sırasında. Postmenopozal osteoporoz, kemik rezorpsiyon hızının arttığı durumlardandır.

Kemik formasyon hızı (BFR) direct olarak ölçülebilir. Dinamik histomorfometrik inceleme ile tetrasiklin işaretlerinin uzunluğu [mineralize yüzey/kemik yüzeyi] (MS/BS) işaretler arası uzaklıkla (mineral apozisyon hızı-MAR) çarpılarak hesaplanabilir. $BFR = MS/BS \times MAR$ yüzey apozisyon hızı, kemik oluşumunun total yüzeyine bağlıdır.

Metabolik kemik hastalıklarında kortikal ve trabeküler kemiğe ait değişikliklerin mikroskopik incelemesi bahs edildiği gibi, oldukça özel teknik ve donanım gerektirir. Herhangi bir metabolik kemik hastalığı hakkında yorum yapabilmek için dinamik morfometrik ölçümlere (tetrasiklin işaretleme) ihtiyaç vardır. Kemik histomorfometri çalışmaları için rutin incelemelerden farklı olarak, özel tekniklerin kullanıldığı donanımlı laboratuvarlara gereksinim duyulur. Kemik histomorfometri incelemeleri gelişmiş ülkelerde, rutin laboratuvarlardan ayrı laboratuvarlarda değerlendirilmektedir. Rutin incelemeler daha çok tüm oral yada non tümöral lezyonların tanısal değerlendirilmesi şeklindedir. Ancak deneysel patoloji, morfometri metodlarını kullanmaktadır. Tanısal patolojide de bu metodların avantajları kullanılabilir.

Gelişmiş ülkelerde, özellikle Amerika Birleşik Devletlerinde "Kemik Histomorfometri Laboratuvarları" olarak, dekalsifiye edilmemiş kemik dokularda histomorfometrik analizlerin yapıldığı özel merkezler bulunmaktadır. "Mayo Clinic, NIH ve MD Anderson Bone Core Laboratory" başlıcaları olup, bu laboratuvarlarda kemik ve kemik analizleri üzerinde deneyimli doktor ve teknisyenlerden oluşan personel, yılda yaklaşık 600 örneği değerlendirmektedir. Kemik dokunun işlenmesi, oldukça özelleşmiş teknikler, donanım ve deneyim gerektirmektedir. Histolojik kesitler, taze-frozen dokular, dekalsifiye ve parafine gömülü yada dekalsifiye olmadan plastiğe gömülü şekillerde

olabilir. Dinamik histomorfometrik incelemede tetrasiklin gibi florokromlar kullanılarak, fluoresan mikroskopik inceleme ile florokrom maddelerin zaman içindeki tutulumuna göre yapım ve mineralizasyon hızı ölçülebilir. Bu ölçümler hücresel cevabı, farmakolojik ajanların etkinliğini, toksikolojik etkilerini tespit ve iskelet patolojilerinin tanı ve tedavisinde araştırma amaçlı yapılabilir.

Kemik histomorfometri laboratuvarları insan iliak kanat biyopsileri üzerinde ölçüm sonuçları geliştirmişlerdir. Sağlıklı erkek ve kadınlar üzerinde yapılan çalışma sonuçları referans olarak alınmıştır. Ancak metabolic kemik hastalıklarında dekalsifi-kasyon işlemi uygulanmaksızın osteoid ve mineralize kemik ayrımının yapılması konusunda literatürde farklı yöntemlerde mevcuttur (92-94).

Tanısal kemik doku incelemeleri yaygın olarak tümöral patolojide kullanıldığı için uygulanan dekalsifikasyon işlemleri problem yaratmaz. Ancak kırık iyileşme evrelerinin tespitinde, kırık iyileşmesinde etkili olabilecek bileşenlerin ve metabolic kemik hastalıklarında tanı ve tedavi etkinliğinin değerlendirilmesinde dekalsifikasyon işlemine tabi tutulmuş, kemikler üzerinde histomorfometrik çalışmalar yapılabilir. Deney fareleri üzerinde kemik iyileşmesi üzerine yapılan bir çalışmada dekalsifiye edilmiş ve parafine gömülmüş örneklerde histomorfometrik olarak intramedüller trabeküler kemik alanının total intramedüller alana oranı hesaplanmıştır. Bu ölçüm matür kemik dokuda süngerimsi kemik alanı/medüller alana (Cn.Ar/Me.Ar) karşılık gelir (95).

Bir başka çalışmada ise yinede kalsifiye edilmiş ve parafine gömülmüş dokularda hematoksilin ve eosin boyalı kesitlerde osteoblast yüzeyi yüzdesi (ObSs), erode yüzey (ESs) ve sessiz yüzey histomorfometrik olarak ölçümlenmiştir (96).

Dekalsifikasyon öncesi gümüşnitratla muamele edilmiş, daha sonra ise Von Kossa histokimyasal boyası ile boyanarak hazırlanmış ve Axiovision Rel.4.7. Software bilgisayar program kullanılarak, Axioskop 2 plus Zeiss mikroskopta değerlendirilmiş örnek bir çalışmada, gerek osteoid ve mineralize kemiğin alanı gerekse endosteal yüzeyler arası ölçümler ve kallus ölçümlenmesi gösterilmiştir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamıza 2009-2011 yılları arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğine torakolomber vertebra kırığı tanısı ile başvuran ve cerrahi tedavi edilen 15 hasta dahil edildi. Bu çalışmaya yaş aralığı 18 ile 55 arasında olan, röntgen ve BT tetkiklerinde torakolomber vertebra kırığı saptanan ve cerrahi tedavi endikasyonu konulan hastalar katıldı.

Cerrahi Tedavi Kriterleri:

- ✓ İlerleyen nörolojik defisit
- ✓ İnstabil vertebra kırığı
- ✓ Vertebra korpusunun anteriorunda %50 fazla yükseklik kaybı olan ve posterior ligamentoz kompleksin hasarı
- ✓ 30-35' fazla kifotik deformite
- ✓ % 50 fazla kanal çapı darlığı

Metabolik kemik hastalığı, endokrinopati, metastatik hastalık, diffuz idiopatik iskelet hiperostozu, spinal osteofitler, ameliyattan sonra bir buçuk ay içinde mobilize edilemeyecek spinal kord hasarı olan veya politravmalı hastalar, önceden enstrumantasyon uygulanan hastalar, anestezi ekibi açısından anestezi almasına kontrendike bulunan durumlar çalışma dışı bırakıldı.

Boy ve kilo açısından iki standart deviasyondan fazla değerlere sahip hastalar ve kemik metabolizmasını etkileyebilecek her hangi bir duruma sahip hastalar da araştırmamızdan dışlandı.

Ameliyat öncesi uygulanan rutin tetkikler ve laboratuvar testler yapıldıktan sonra hastalar anestezi ekibi tarafından değerlendirilip operasyon için hazırlanıldılar.

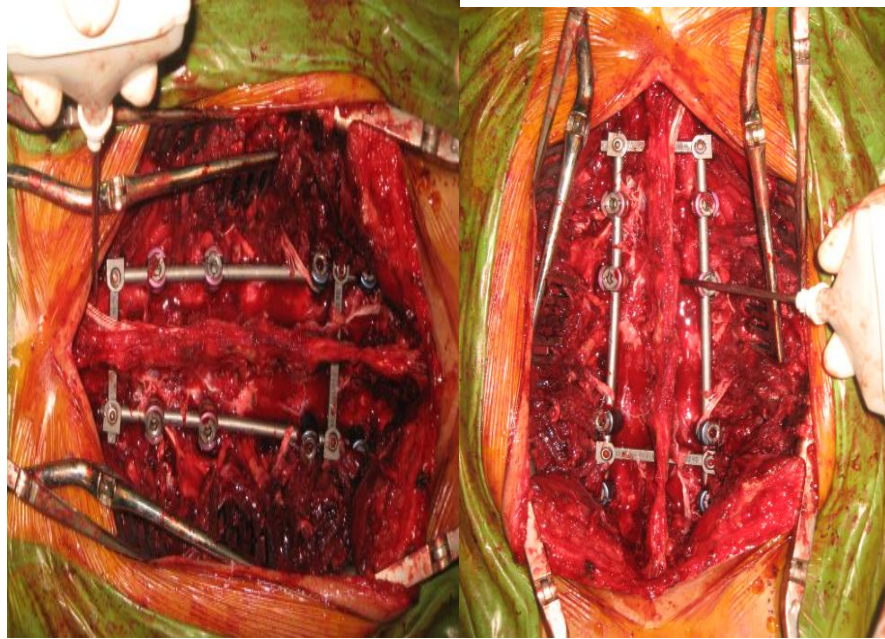
Ameliyat olmadan önce L1-L4 vertebraların ve sol kalça bölgesinin mineral dansitesi HOLOGİK QDR 450 cihazı ile analiz edildi.

CERRAHİ PROSEDÜRLER

Genel anestezi altında hasta prone pozisyonunda yatırıldı. Cerrahi uygulanacak olan torakal ve lomber vertebralar üzerinde düz orta hat insizyonla girildikten sonra katlar geçildi. Enstrumantasyon uygulanmadan önce enstrumantasyona dahil olan kırık vertebraanın bir üst veya alt seviyesinden skopi eşliğinde kemik örnekleri alındı.(Sekil 2) Kırık vertebraanın birkaç üst ve alt vertebralara skopi kontrolünde transpedikuler vidalar uygulanıp rodlar ve transvers barlarla tespit edildi ve enstrumantasyon uygulandıktan sonra

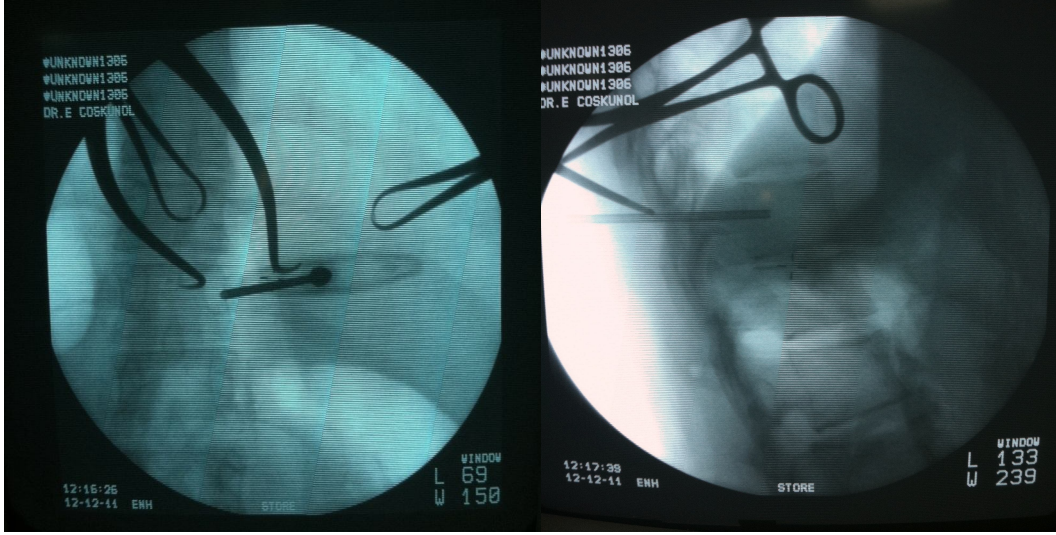
enstrumantasyona dahil olmayan bir üst vertebra korpusundan kemik örneği alındı. Örnekler 11G Jam-Shidi iğnesi vasıtası ile transpedikuler girişle skopi kontrolünde vertebra korpusundan korteks ve end-plate'lerden en az 2.5 mm merkeze doğru, spongios dokudan, en az 1*1*3 mm boyutlarında olacak şekilde skopi eşliğinde alındı.(Şekil 3)Yıkama, kanama kontrolü sonrası katlar üsulca kapatıldı. Alınan parçalar %10'luk tamponlu nötral formalin içine konulup Patoloji Anabilim Dalı'na_histomorfometrik ölçümler için preparatların hazırlanması üzere teslim edildi.

Ameliyattan sonra rutin uyguladığımız 15.günde, 1.5, 6. ve 11. aylarda olgular Ortopedi polikliniğine takiplere çağırıldılar. Poliklinikte muayene ve gerektiğinde radyolojik tetkikler yapıldı.



Şekil 2. Ameliyat sırasında enstrumantasyon içi (A) ve dışı (B) biopsi alınan vertebralar.

Yaklaşık 1 sene sonra implant çıkarma ameliyatı sırasında eski insizyonla girilerek implant çıkarılıp önceden örnek alınan vertebralardan aynı yöntem ile örnekler alındı. Yıkama, kanama kontrolü sonrası katlar usulca kapatıldı. Alınan parçalar %10'luk tamponlu nötral formalin içine koyulup Patoloji Anabilim Dalı'na gönderildi.

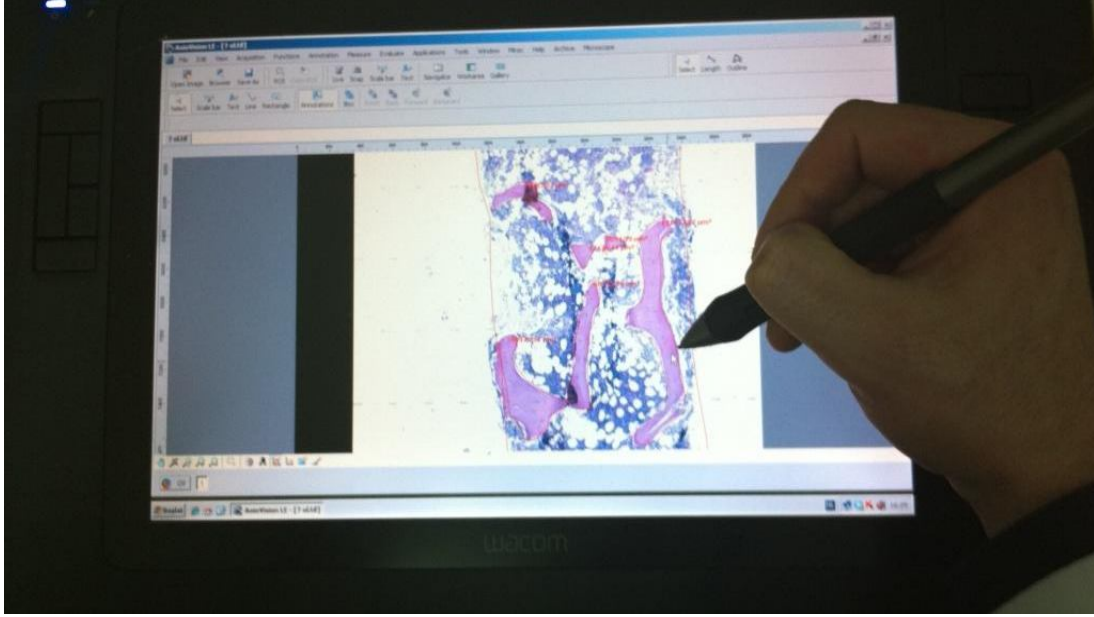


Şekil 3. Jam-Shidi iğnesi ile vertebra korpusunda biopsi alınacak yerin skopi ile belirlenmesi.

Biyopsi materyalleri %10'luk tamponlu nötral formalin içerisinde yaklaşık 24 saat boyunca tespit edildikten sonra oda ısısında 24-72 saat süreyle % 20'lik formik asit içerisinde dekalsifiye edildi. Rutin doku takip işleminin ardından 5µm kalınlığında seri kesitler alınarak hematoksilen-eozin ile boyandı. Kemik hacmi için morfometrik değerlendirme, PC ortamında çalışan AxioVision LE, Rel. 4.6 (Carl Zeiss microimaging Inc., North America) morfometri programı kullanılarak yapıldı. Her örnekte genel histolojik incelemenin ardından x10'luk objektif (x10 oküler büyütme) ile digital olarak fotoğraflanacak alan seçildi ve seçili alanda izlenen trabekül sayısı not edildi. Digital olarak aktarılan görüntü üzerinde genel doku alanı ve trabeküler kemik (mineralize ve osteoid) alanları ayrı ayrı işaretlenerek (Şekil 4) hesaplandı ve trabekül alanının, genel doku alanına yüzde olarak oranı "Trabeküler kemik alanı oranı" olarak kaydedildi. Bu oranın kesitlerin standart 5 µm kalınlıkta olması nedeniyle, "Trabeküler kemik hacmini" de yansıtacağı düşünüldü. Kemik histomorfometrisine yönelik bakılan diğer parametreler aşağıda verilmiştir:

Trabeküler kemik alanı (%): Mineralize ve osteoid trabeküler kemik alanı/medüller kemik alanı oranı

Trabekül kalınlığı (µm): Tüm kemik trabeküllerinin ortalama kalınlığı



Şekil 4. Digital olarak fotoğraflanan alanın AxioVision LE programı ile işaretlenmesi.

Genel doku alanı, Genel Kemik alanı ve kemik perimetri primer olarak ölçüldü ve Tablo 4.deki formüller kullanılarak Kemik alanı, Trabeküler kalınlık, Trabekül sayısı ve Trabeküler uzaklık hesaplandı.

Tablo 4.Histomorfometrik primer ve sekonder ölçümlerin hesaplanması.

Primer ölçümler			
N	Ölçülmüş alan sayısı		
Ab.Tt.Ar	Genel doku alanı (tissue area)	mm ²	
Ab.B.Ar	Genel Kemik alanı (mineralize kemik + osteoid)	mm ²	
Ab.B Perimeter	Kemik perimetri =Ab.O.Pm+Ab.E.Pm+Ab.Q.Pm		
Seconder ölçümler (Primer ölçümlerden hesaplanmaktadır)			
B.Ar	Kemik alanı	$\frac{Ab.B.Ar}{Ab.Tt.Ar}$ see note	%
Tb.Th	Trabeküler kalınlık	$\frac{Ab.B.Ar}{(Ab.O.Pm + Ab.E.Pm + Ab.Q.Pm) = AbBperimeter} * 2000$	µm
Tb.N	Trabekül sayısı	$\frac{AbBperimeter}{Ab.Tt.Ar} * \frac{2}{\Pi}$	mm ⁻¹
Tb.Sp	Trabeküler uzaklık	$\frac{1000}{Tb.N} - Tb.Th$	µm

Olguların ilk travma zamanı implant koyma operasyonundan önce ve implant çıkarma operasyonu uygulanmadan duyu ve motor muayenesi yapılarak nörolojik durumun değerlendirilmesi ve kayıt altına alınması amacı ile ASIA (American Spinal Injury

Association) Skalası kullanıldı.(97)

Duyu muayenesi yapılırken ilgili dermatom sahaları proksimalden başlanarak distale doğru ilerlenerek muayene edildi ve spesifik dermatom dağılımı belirlendi. Duyu değerlendirilmesinde aşağıdaki gibi değerlendirme yapıldı:

0 (yok): Tam ve doğru bir şekilde dokunmayı tarif edemiyor.

1 (bozuk): Hasta dokunulduğunun farkında olmakla birlikte sağlam tarafa göre daha az hissediyor.

2 (normal): Hasta sağlam bölge ile aynı şekilde hissettiğini belirtiyor.

Olgularda daha sonra ilgili kas gruplarının motor muayenesi yapılmıştır. Bu kas grupları motor güçleri 5 üzerinden değerlendirilerek kas gücü hesaplanmıştır. Buna göre

0 – tam paralizi

1 – görülebilir veya hissedilebilir kas kasılması

2 – yerçekimsiz ortamda aktif hareket mevcut.

3 – yerçekimine karşı aktif hareket

4 – dirence karşı aktif hareket

5 – tam dirence karşı aktif hareket edebilir.

ASIA Formu (97) - Standard Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISCOS)

Patient Name: _____ Examiner Name: _____ Date/Time of Exam: _____

MOTOR KEY MUSCLES (scoring on reverse side)

	R	L
C5		
C6		
C7		
C8		
T1		
UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM)	(25)	(25)

Comments: _____

LOWER LIMB

	R	L
L2		
L3		
L4		
L5		
S1		
LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM)	(25)	(25)

NEUROLOGICAL LEVEL (The most caudal segment with normal function)

SENSORY: R: _____ L: _____

MOTOR: R: _____ L: _____

COMPLETE OR INCOMPLETE? Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5

ASIA IMPAIRMENT SCALE

ZONE OF PARTIAL PRESERVATION (Caudal extent of partially involved segments)

SENSORY: R: _____ L: _____

MOTOR: R: _____ L: _____

KEY SENSORY POINTS

0 = absent
1 = impaired
2 = normal
NT = not testable

Any anal sensation (Yes/No) _____

PIN PRICK SCORE (max: 112) _____

LIGHT TOUCH SCORE (max: 112) _____

TOTALS: (MAXIMUM) (56) (56) (56) (56)

Voluntary anal contraction (Yes/No) _____

REV 30/05

Şekil 5. ASIA formu (97)

Daha sonra hastalara ASIA skorlaması yapıldı. Buna göre;

ASIA A (Tam lezyon); Motor güç tam paralizi ve duyu kaybı mevcut hastalar. S4 ve S5 segmentleri tutulmuş olan komplet defisiti bulunan olgular.

ASIA B (Kısmi Lezyon); Tam motor kayıp mevcut. Fakat nörolojik düzey altında duyu fonksiyonları korunmuş hastalar.

ASIA C (Kısmi Lezyon); Motor ve duyu kaybı var ama lezyon seviyesinin altında önemli kas gruplarında motor güç 3 / 5 düzeyindedir.

ASIA D (Kısmi lezyon); Motor ve duyu kaybı mevcut ancak lezyon seviyesi altındaki kas gruplarının motor güçleri 3 / 5 veya daha yüksek düzeydedir.

ASIA E (Normal); Kas gruplarının motor güçleri ve duyu dermatomları normal düzeydedir

Hastaların bel ve bacak ağrısının günlük yaşamlarını ne kadar etkilediğini araştırma amacı ile implant çıkarma operasyonundan önce doldurulan Oswestry skalası kullanıldı. (Tablo 5)(98)

Tablo 5: Oswestry skalası

1-Ağrının şiddeti	a)Gelip geçici ve çok hafif bir ağrı
	b)Sürekli, fakat hafif bir ağrı
	c)Gelip geçici ve orta şiddette bir ağrı
	d)Sürekli ve orta şiddette bir ağrı
	e)Gelip geçici ve şiddetli bir ağrı
	f)Şiddetli ve çok değişmeyen bir ağrı
2-kişisel bakım	a)Ağrıdan kaçınmak için günlük yaşamımda (yıkama, giyinme şekli vb) değişiklik yapmadım
	b)Biraz ağrı yapsa da yıkama ve giyinme şeklinde değişiklik yapmadım.
	c)Yıkama ve giyinmem ağrımı artırıyor, fakat bunları değiştirmeden idare ediyorum
	d)Yıkama ve giyinmem ağrımı artırıyor, bu yüzden bunları yapma şeklimde değişiklik yaptım
	e)Ağrı nedeniyle yıkama ve giyinmede bir miktar yardım alıyorum.
	f)Ağrı nedeniyle yıkama ve giyinmeyi yardımsız yapamıyorum.
3-yük kaldırma.	a)Ağır yükleri ağrım olmadan kaldırabiliyorum
	b)Ağır yükleri kaldırırken bir miktar ağrım oluyor.
	c)Ağrı yüzünden ağır yükleri kaldıramıyorum.
	d)Ağrı, ağır yükleri kaldırmamı önüyor, fakat uygun pozisyon varsa (örn. masa üzerinden) bunu başarabilirim.
	e)Sadece çok hafif yükleri kaldırabiliyorum
	f)Hiç yük kaldıramıyorum
4-yürüme	a)Yürürken ağrım yok
	b)Yürümeyle biraz ağrım var, fakat mesafeye artmıyor
	c)Ağrıda belirgin artma olmaksızın 2 km den fazla yürüyemiyorum
	d)Ağrıda belirgin artma olmaksızın 500 m den fazla yürüyemiyorum
	e)Ağrıda belirgin artma olmaksızın yürüyemiyorum
	f)Hiç yürüyemiyorum
5-oturma	a)Herhangi bir sandalyede istediğim kadar uzun oturabilirim

	b)Sadece uygun bir sandalyede istediğim kadar uzun oturabilirim
	c)Ağrım bir saatten uzun oturmamı önlüyor
	d)Yarım saatten uzun ayakta kaldığımda ağrım şiddetleniyor.
	e)On dakikadan uzun ayakta kaldığımda ağrım şiddetleniyor.
	f)Ağrımı arttırdığı için ayakta durmaktan kaçınıyorum
6-ayakta durma	a)Ağrı olmaksızın istediğim kadar uzun ayakta durabilirim
	b)Ayakta durmakla biraz ağrım oluyor, fakat bu zamanla artmıyor.
	c)Bir saatten uzun ayakta kaldığımda ağrım şiddetleniyor.
	d)Yarım saatten uzun ayakta kaldığımda ağrım şiddetleniyor.
	e)On dakikadan uzun ayakta kaldığımda ağrım şiddetleniyor.
7)uyuma	a)Yatakta ağrım yok
	b)Yatakta ağrım var, fakat iyi uyuyorum
	c)Ağrı nedeniyle normal uykumun 3/4 ünü uyuyorum
	d)Ağrı nedeniyle normal uykumun yarısını uyuyorum
	e)Ağrı nedeniyle normal uykumun 1/4 ünü uyuyorum
	f)Ağrımı arttırdığı için ayakta durmaktan kaçınıyorum
8)sosyal yaşam	a)Sosyal yaşamım normal ve ağrı yaratmıyor.
	b)Sosyal yaşamım normal, fakat ağrımı artırıyor.
	c)Ağrı, dansetmek, futbol oynamak gibi daha fazla enerji gerektiren ilgilerimi kısıtlamak dışında sosyal yaşamımda belirgin etki yaratmıyor.
	d)Ağrı, sosyal yaşamımı kısıtlıyor, bu nedenle çok sık dışarıya çıkamıyorum
	e)Ağrı, aile içi yaşamımı da kısıtlıyor.
	f)Ağrı nedeniyle hiç uyuyamıyorum
9)seyahat	a)Seyahatte ağrım olmuyor.
	b)Seyahatte biraz ağrım oluyor, fakat artmıyor
	c)Seyahatte ağrım artıyor, fakat bu ağrı seyahat şeklimi değiştirmedir.
	d)Seyahatte olan şiddetli ağrılarım nedeniyle başka seyahat şekilleri arıyorum.
	e)Ancak yatarak seyahat edebiliyorum.
	f)Ağrı nedeniyle hemen hemen tüm sosyal yaşamım kısıtlandı.
	f)Ağrı nedeniyle seyahat edemiyorum.
10)Ağrının değişme derecesi	a)Ağrım hızla iyileşiyor.
	b)Ağrım artıp azalıyor, fakat genelde iyiye gidiyor.
	c)Ağrım iyileşiyor, fakat düzelme yavaş.
	d)Ağrım ne kötüleşiyor, ne de iyileşiyor.
	e)Ağrım yavaş yavaş kötüleşiyor.
	f)Ağrım hızla kötüleşiyor.

OSWESTRY SKALASININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Yanıtlanan her soru için A=0, B=1, C=2, D=3, E=4, F=5 puan verilerek değerlendirilir. Hastanın yanıtlamadığı sorular değerlendirmeye alınmaz. Değerlendirme, yanıtlanan sorular dikkate alınarak aşağıdaki gibi yapılır.

Hasta skoru = (Hastanın aldığı puan / Olası maksimum puan) X 100

Örneğin hasta testin tüm sorularını yanıtlamış ve aldığı puan 38; tüm soruları

yanıtlanan bir testte alınabilecek maksimum puan da 50 olduğuna göre hastanın skoru = $(38/50) \times 100$ olarak bulunur. Eğer aynı puanı almış olan bir başka hasta testin örneğin 4. sorusunu yanıtlamadıysa maksimum puan 5 düşeceğinden hastanın skoru = $(38/45) \times 100$ olarak bulunur.

Elde edilen yüzde değerlerinin yorumlanması

%0 ile %20 - Bel ağrısı hastanın yaşamında önemli bir problem oluşturmuyor

%20 ile %40 - Bel ağrısı hastanın günlük yaşamını hafif derecede kısıtlıyor

%40 ile %60 - Bel ağrısı hastanın günlük yaşamını ileri derecede kısıtlıyor

%60 ile %80 - Bel ağrısı nedeniyle hastanın günlük yaşamı tamamen kısıtlanmış

%80 ile %100 - Yatağa bağımlı hasta (veya semptomlar abartılıyor).

Hannover Omurga skoru ağrı ve fonksiyonel kapasitenin subjektif olarak değerlendirilmesiyle yapılmakta ve maksimum 100 puan oluşmaktadır. Takip değerlendirilmesiyle kullanabilecek bir yöntemdir(99)

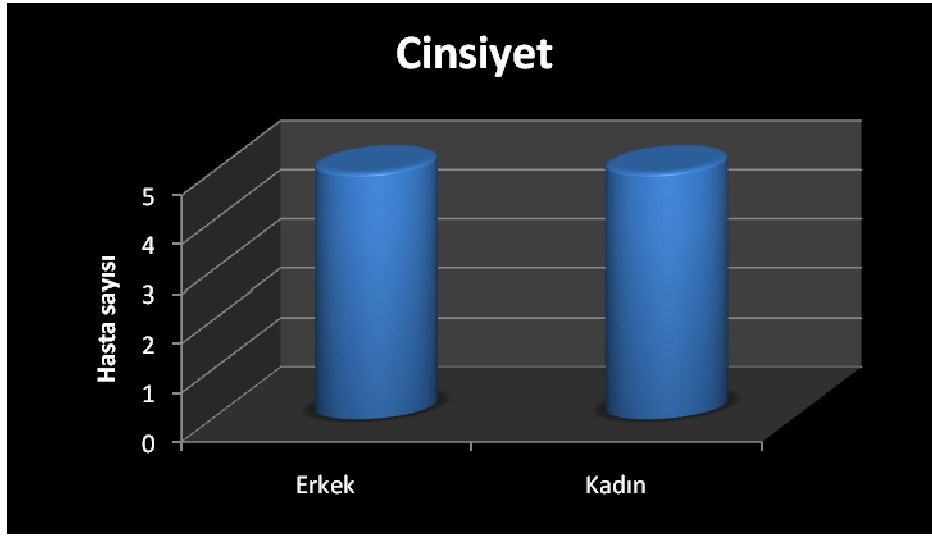
İstatistiksel analiz

Histomorfometrik ve dansitometrik değişkenlerin pre- ve poststabilizasyon değerlerinin ortalamaları, normal dağılıma uygun olan verilerde Bağımlı gruplarda t testi ile, normal dağılmayan verilerde ise Wilcoxon işaretli sıralar testi ile karşılaştırıldı. Bazı histomorfometrik parametrelerle diğer histomorfometrik ve dansitometrik ölçümler arasındaki ilişki, normal dağılan verilerde Pearson, normal dağılıma uymayan verilerde Spearman korelasyon analizi ile incelendi. Hastalar yaş gruplarına, ek yaralanma durumuna ve yaralanma düzeyine (torakal/lomber) göre iki gruba ayrıldığında postop parametrelerin ortalamaları normal dağılan verilerde t testi ile, normal dağılmayan pre T-skor omurga, genel doku alanı post iç, trab.sayı post dış ve trabeküler kalınlık post dış verileri ise Mann-Whitney U testi ile karşılaştırıldı. Analizler PASW 18.0 programı ile gerçekleştirildi.

4.SONUÇLAR

Çalışmamıza ilk katılan 15 gönüllü hastadan ikisi kalıcı parapleji durumu nedeniyle, ikisi implant çıkarma operasyonunu istemediklerinden dolayı ve bir hasta dış merkezde tedavisini devam ettirdiği için çalışmamızdan çıkarılmıştır. Son olarak çalışma grubumuzu 10 hasta oluşturdu.

Çalışmamıza katılan 10 hastanın 5 tanesi erkek, 5 tanesi kadındı.(Grafik 1)



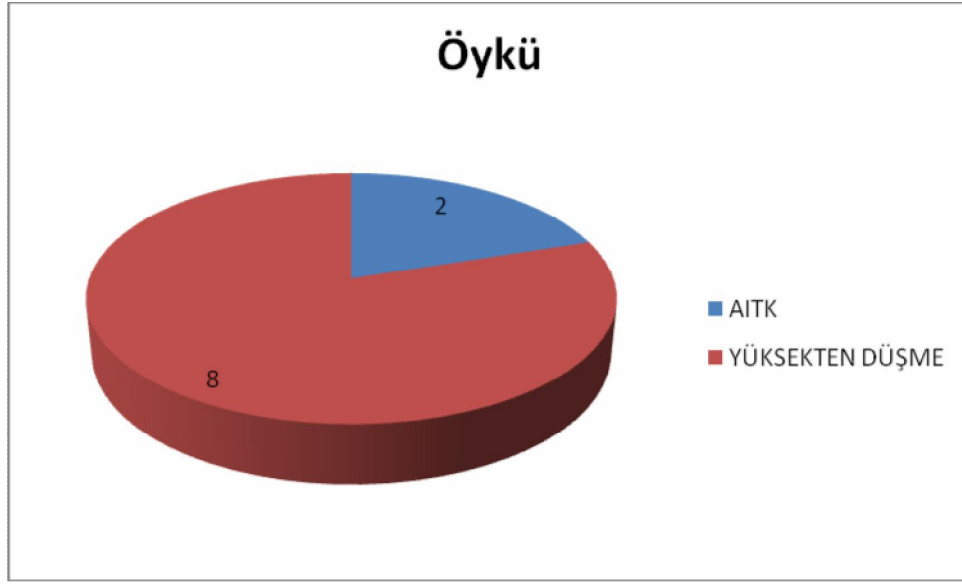
Grafik 1: Hastaların cinsiyete göre dağılımı

Çalışmaya dahil edilen hastaların en genci 18, en yaşlısı 54 yaşındaydı ve hastaların yaş ortalaması 33 olarak belirlendi. (Grafik 2)



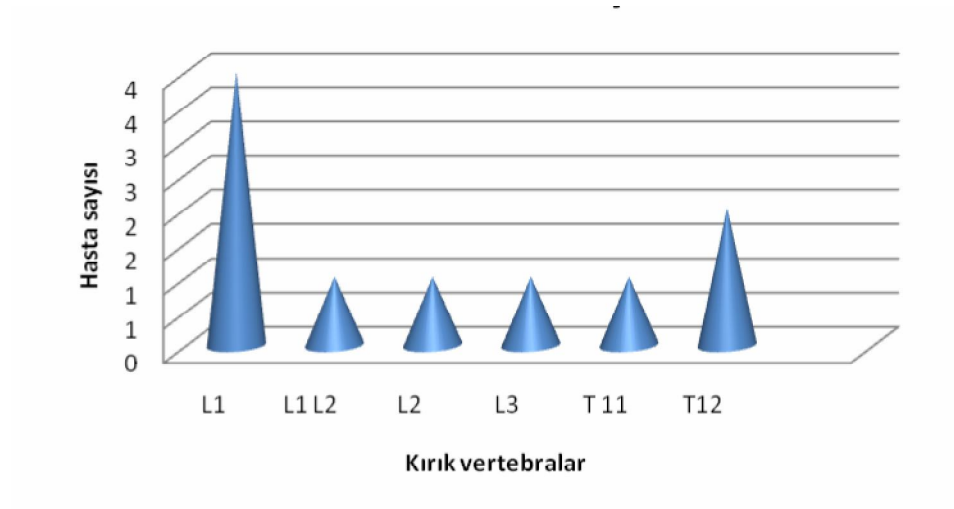
Grafik 2: Hastaların yaş grubuna göre dağılımı

Etiyolojik faktör 8 olguda yüksekten düşme, 2 olguda ise trafik kazası idi. (Grafik 3)



Grafik 3: Hastaların kırık oluş nedenlerine göre dağılımı

Olguların dördünde L1, ikisinde T12, birinde L2, birinde L3, birinde T11 ve ayrıca bir hastada L1, L2 iki seviyeli kırık mevcuttu. (Grafik 4)



Grafik 4: Kırık vertebraların seviyeleri

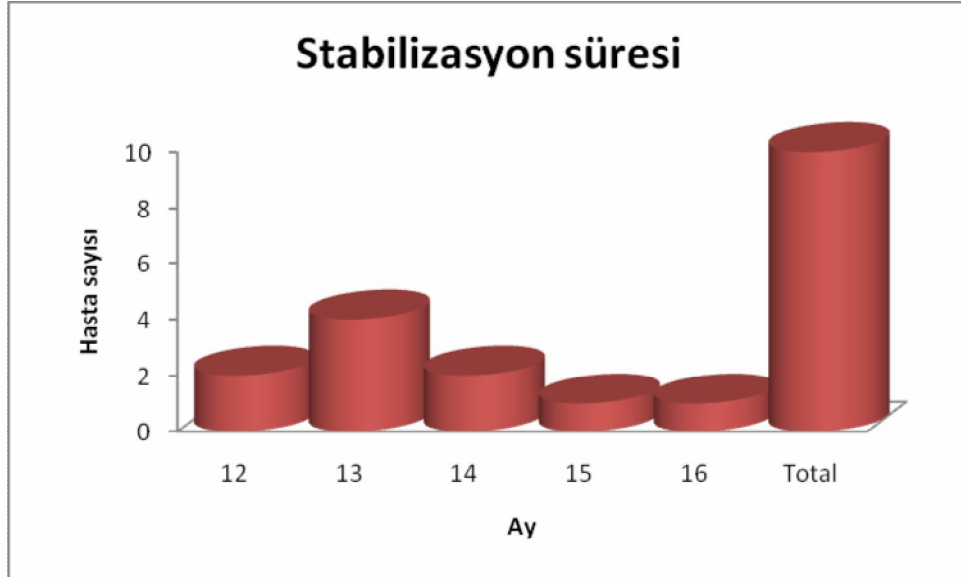
Hastaların 5'inde eşlik eden yaralanmalar mevcuttu. 1 hastada kalkaneus kırığı, 2 hastada bimalleoler kırık, 1 hastada pubik ramus kırığı, 1 hastada ise kalça kırıklı çıkığı mevcuttu(Tablo 6).

Tablo 6: Ek yaralanma tiplerine ilişkin olguların dağılım tablosu.

EK YARALANMA

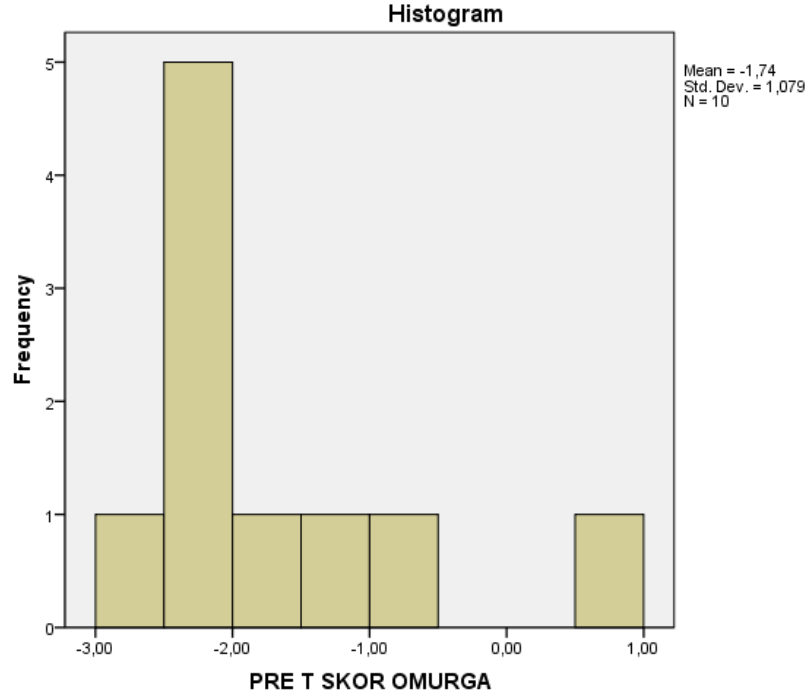
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	SAG BIMALLOLER FRK	1	10,0	10,0	10,0
	SAG KALCA ÇIKIGI	1	10,0	10,0	20,0
	SAG KALKANEUS FRK	1	10,0	10,0	30,0
	SAG PUBİK RAMUS	1	10,0	10,0	40,0
	SOL BIMALLOLER FRK	1	10,0	10,0	50,0
	YOK	5	50,0	50,0	100,0
	Total	10	100,0	100,0	

Hastaların implant koyma ve implant çıkarma operasyonları arasında geçen süre-stabilizasyon süresi ortalama 13 aydır(12-16 ay) (Grafik 5).

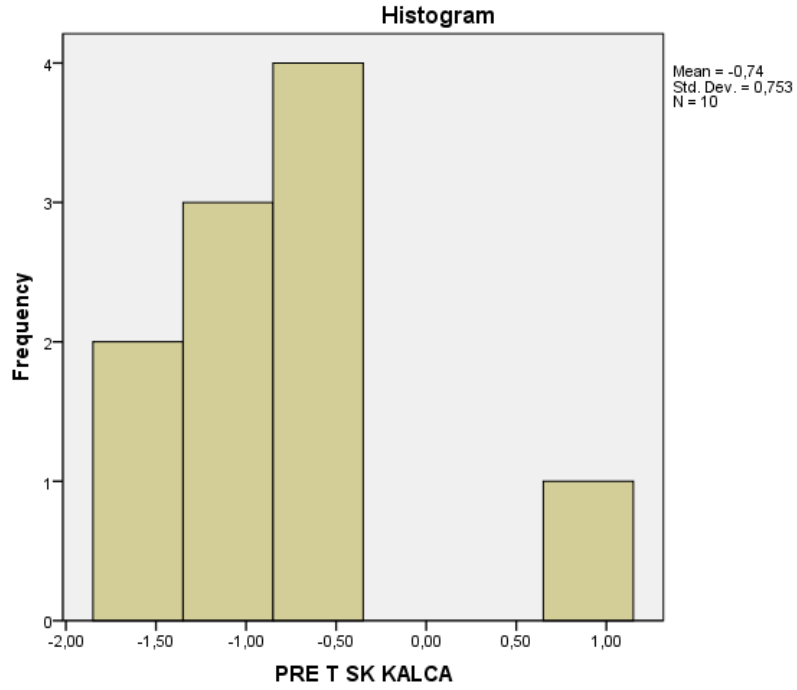


Grafik 5: Hastaların omurgalarının stabilizasyon süreleri.

Hastaların stabilizasyon öncesi kemik dansitometrisi sonuçlarında L1-L4 omurganın ortalama T-skoru -1.74 (-2.6-0.7)(Grafik 6),sol kalçada femur boyun bölgesindeki T skoru ortalama -0.7(-1.6-1.1)(Grafik 7)olarak belirlendi.

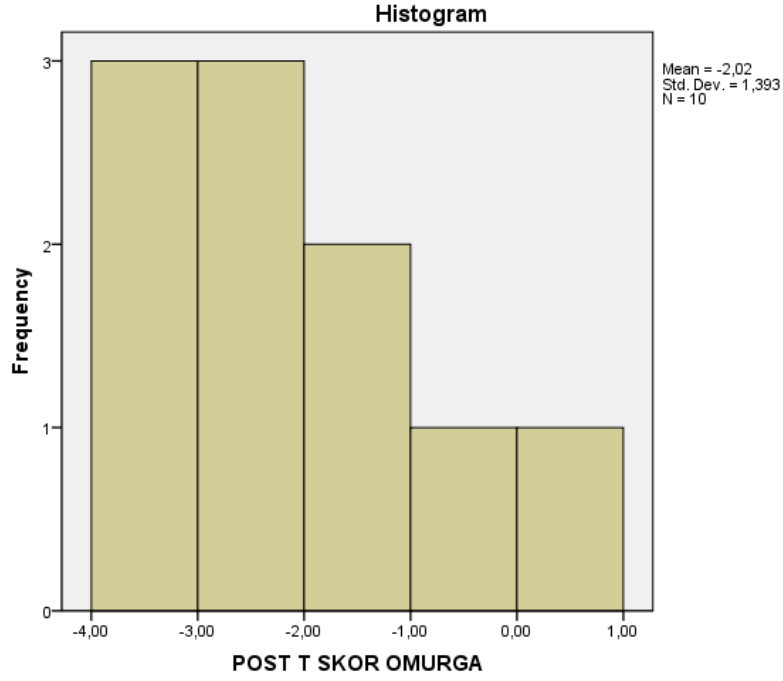


Grafik 6: Hastaların stabilizasyon öncesi L1-L4 vertebraların T-skoru.

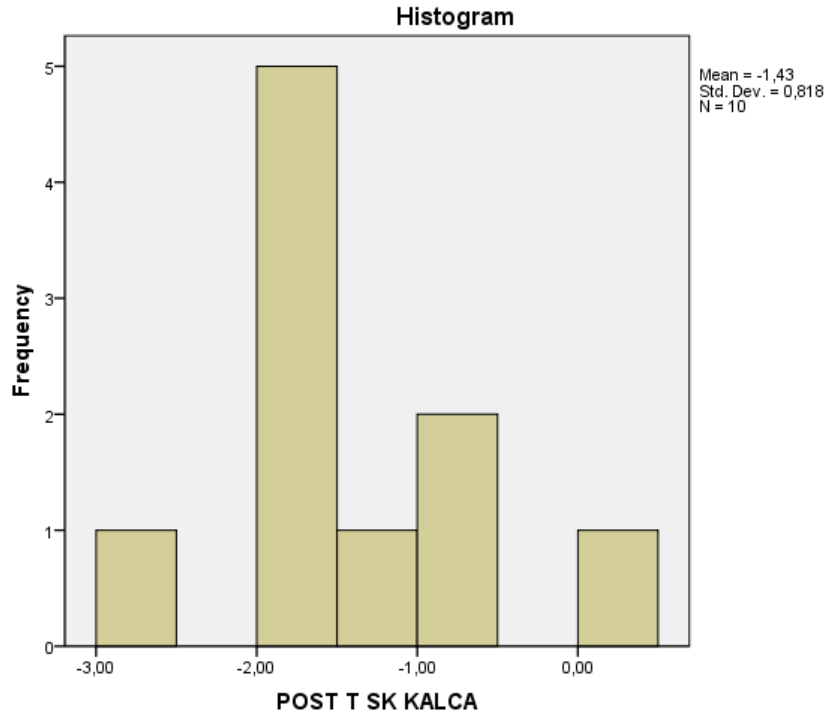


Grafik 7: Hastaların stabilizasyon öncesi sol femur boyun bölgesinin T-skoru.

Hastaların stabilizasyon sonrası çekilen kemik dansitometrisi sonuçlarında L1-L4 omurganın ortalama T-skoru -2,0 (-3.7-0.4)(Grafik 8), sol kalçada femur boyun bölgesindeki T-skoru ortalama -1.4(-2.6-0.1) (Grafik 9) olarak belirlendi.



Grafik 8: Hastaların stabilizasyon sonrası L1-L4 vertebraların T-skoru



Grafik 9: Hastaların stabilizasyon sonrası sol femur boyun bölgesinin T-skoru

Enstrumantasyon içi ve dışındaki vertebralarda 1 sene stabilizasyon sonrasında her iki bölgede istatistiksel olarak anlamlı olmayan trabeküler kemik alanı yüzdesinde ve trabekül sayısında azalma, trabeküller arası mesafede ise artış mevcuttu.(Tablo 7)

Tablo 7: Enstrumantasyon içi ve dışı vertebraların histomorfometrik değerlerin karşılaştırılması

	İç	Dış	p
Stabilizasyon öncesi			
GENEL DOKU ALANI	5172129±2564532	4658603±1712911	0,647
TRABEKÜL KEMİK ALANI	1217727±611195	1008273±329746	0,392
TRABEKÜLER PERİMETR	24622±8992	21675±7494	0,513
KEMİK ALANI%	25±9	23±6	0,569
TRABEKÜL KALINLIĞI	96763±22571	97499±3022	0,953
TRABEKÜL SAYISI	33±10	31±9	0,686
TRABEKÜLER UZAKLIK	234570±126883	244912±93559	0,850
Stabilizasyon sonrası			
GENEL DOKU ALANI	3752182±2755799	5601962±3038578	0,169*
TRABEKÜL KEMİK ALANI	768704±289351	1326903±989499	0,163
TRABEKÜLER PERİMETR	16794±7205	23852,30±12641	0,217
KEMİK ALANI%	24±8	22±10	0,792
TRABEKÜL KALINLIĞI	97699±30222	104464±487978	0,878*
TRABEKÜL SAYISI	34±16	29±9	0,517
TRABEKÜLER UZAKLIK	252664±138016	276780±137515	0,770

* Wilcoxon işaretli sıralar testi

Enstrumantasyon içi ve dışı vertebraların histomorfometrik değerleri karşılaştırıldığında enstrumantasyon dışı vertebraların kemik oranı yüzdesinde ve trabekül sayısında azalma, trabeküler uzaklıkta ise artış mevcuttu, fakat sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildi.(Tablo 8)

Tablo 8: Stabilizasyon öncesi ve sonrası histomorfometrik değerlerin karşılaştırılması.

	Stabilizasyon öncesi	Stabilizasyon sonrası	p
Enstrumantasyon içi değerler			
GENEL DOKU ALANI	5172129±2564532	3752182±2755799	0,074*
TRABEKÜL KEMİK ALANI	1217727±611195	768704±289351	0,058
TRABEKÜLER PERİMETR	24622±8992	16794±7205	0,051
KEMİK ALANI%	25±9	24±8	0,831
TRABEKÜL KALINLIĞI	96763±22571	97699±30220	0,937
TRABEKÜL SAYISI	33±10	34±16	0,918
TRABEKÜLER UZAKLIK	234570±126883	252664±138016	0,694
Enstrumantasyon dışı değerler			
GENEL DOKU ALANI	4658603±1712911	5601962±3038578	0,493
TRABEKÜL KEMİK ALANI	1008273±329746	1326903±989499	0,349
TRABEKÜLER PERİMETR	21675±7494	23852,30±12641	0,721
KEMİK ALANI%	23±6	22±10	0,922
TRABEKÜL KALINLIĞI	97499±3022	104464±48797	0,721*
TRABEKÜL SAYISI	31±9	29±9	0,426
TRABEKÜLER UZAKLIK	244912±93559	276780±137515	0,331

* Wilcoxon işaretli sıralar testi

Stabilizasyon sonrası dansitometrik verilerde L1-L4 T-skorunda anlamlı olmayan, sol kalça bölgesinde ise istatistiksel olarak anlamlı azalma görüldü.(Tablo 9)

Tablo 9: Hastaların opere olmadan ve implant çıkarıldıktan sonra DEXA verileri.

	Stabilizasyon öncesi	Stabilizasyon sonrası	p
L1-L4 T-skoru	-1.75±1.09	-2±1.3	0,114
Sol femur boyun T-skoru	-0.74±0.75	-1.4±0.81	0,008

Stabilizasyon öncesi histomorfometrik ve dansitometrik değerleri karşılaştırdığımızda omurga T-skorun stabilizasyon dışı vertebra ların kemik alanı yüzdesi ile istatistiksel olarak anlamlı korele olduğu görüldü. (Tablo 10)

Tablo 10: Stabilizasyon öncesi histomorfometrik ve dansitometrik verilerin korelasyonu.

	L1-L4 vertebra T-skoru	
	r	p
Enstrumantasyon içi değerler		
GENEL DOKU ALANI	0,190	0,599
TRABEKÜL KEMİK ALANI	0,337	0,340
TRABEKÜLER PERİMETR	0,399	0,254
KEMİK ALANI%	0,190	0,599
TRABEKÜL KALINLIĞI	-0,067	0,853
TRABEKÜL SAYISI	0,252	0,483
TRABEKÜLER UZAKLIK	0,623	0,623
Enstrumantasyon dışı değerler		
GENEL DOKU ALANI	-0,534	0,112
TRABEKÜL KEMİK ALANI	0,153	0,672
TRABEKÜLER PERİMETR	-0,301	0,399
KEMİK ALANI%	0,779**	0,008
TRABEKÜL KALINLIĞI	0,509	0,133
TRABEKÜL SAYISI	0,178	0,623
TRABEKÜLER UZAKLIK	-0,571	0,085

İmplant çıkarıldıktan sonra ameliyat sonrası histomorfometrik ve dansitometrik değerleri karşılaştırdığımızda anlamlı ilişki bulunamadı. (Tablo 11)

Tablo 11: Stabilizasyon sonrası histomorfometrik ve dansitometrik verilerin korelasyonu

	L1-L4 vertebra T-skoru	
	r	p
Enstrumantasyon içi değerler		
GENEL DOKU ALANI	0,147	0,685
TRABEKÜL KEMİK ALANI	0,174	0,630
TRABEKÜLER PERİMETR	-0,142	0,695
KEMİK ALANI%	-0,148	0,684
TRABEKÜL KALINLIĞI	0,366	0,298
TRABEKÜL SAYISI	-0,289	0,418
TRABEKÜLER UZAKLIK	0,345	0,329
Enstrumantasyon dışı değerler		
GENEL DOKU ALANI	0,328	0,355
TRABEKÜL KEMİK ALANI	0,276	0,440
TRABEKÜLER PERİMETR	0,616	0,058
KEMİK ALANI%	0,211	0,559
TRABEKÜL KALINLIĞI	0,018	0,960
TRABEKÜL SAYISI	0,267	0,455
TRABEKÜLER UZAKLIK	-0,345	0,329

Stabilizasyon öncesi ve sonrası dansitometri sonucunda omurga ve sol kalça bölgesi T-skorları arasında anlamlı ilişki bulundu.(Tablo 12)

Tablo 12.Stabilizasyon öncesi ve sonrası dansitometrik verilerin karşılaştırılması.**Correlations**

		POST T SKOR OMURGA	POST T SK KALCA
PRE T SKOR OMURGA	Pearson Correlation	,733*	,708*
	Sig. (2-tailed)	,016	,022
	N	10	10
POST T SKOR OMURGA	Pearson Correlation		,723*
	Sig. (2-tailed)		,018
	N		10
PRE T SK KALCA	Pearson Correlation	,333	,665*
	Sig. (2-tailed)	,348	,036
	N	10	10
POST T SK KALCA	Pearson Correlation	,723*	1
	Sig. (2-tailed)	,018	
	N	10	10

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Ek yaralanması olan ve olmayan hasta grubu arasında histomorfometrik ve dansitometrik sonuçları arasında anlamlı ilişkinin olmadığı bulundu. (Tablo 13)

Tablo 13: Ek yaralanmanın dansitometrik ve histomorfometrik değerleri ile bağlantısı.

	Ek yaralanma		p
	var	yok	
Hasta sayısı	5	5	
Omurga T-score	-1,2±1.6	-2,8±0.5	0,072
Kalça T-score	-1,1±0.8	-1,7±0.7	0,253
Enstrumantasyon içi değerler			
GENEL DOKU ALANI	3607993±1649817	3896372±3783331	0,347
TRABEKÜL KEMİK ALANI	886970±213336	650438±328481	0,214
TRABEKÜLER PERİMETR	17951±5395	15636±9183	0,640
KEMİK ALANI%	28±10	21±6	0,224
TRABEKÜL KALINLIĞI	105299±37058	90098±23181	0,459
TRABEKÜL SAYISI	37±21	30±11	0,536
TRABEKÜLER UZAKLIK	232326±155365	273001±132991	0,668
Enstrumantasyon dışı değerler			
GENEL DOKU ALANI	6608604±2117789	4595321±3708882	0,323
TRABEKÜL KEMİK ALANI	1417390±814055	1236415±1232818	0,791
TRABEKÜLER PERİMETR	27529±13144	20175±12368	0,389
KEMİK ALANI%	21±13	24±7	0,117
TRABEKÜL KALINLIĞI	1,05±4	1,03±5	0,959
TRABEKÜL SAYISI	26±10	,003230±,0008922	0,357
TRABEKÜLER UZAKLIK	329459±177317	224100±64570	0,247

Stabilizasyonu sonrası kırık vertebra seviyesine göre torakal ve lomber vertebra lar arasında anlamlı fark bulunmadı. (Tablo14)

Tablo 14: Kırık vertebra nın seviyesine göre sonuçların etkilenmesi

	Kırık vertebra		p
	Torakal	Lomber	
Hasta sayı	3	7	
Omurga T-score	-1,7±1.4	-2,1±1.5	0,731
Kalca T-score	-1,5±1.4	-1,4±0.5	0,916
Enstrumantasyon içi değerler			
GENEL DOKU ALANI	5715990±4392772	2910551±1484865	0,210
TRABEKÜL KEMİK ALANI	794570±356177	757619±287786	0,866
TRABEKÜLER PERİMETR	18791±8733	15938±7042	0,597
KEMİK ALANI%	17±6	27±8	0,071
TRABEKÜL KALINLIĞI	85920±20502	102747±33628	0,452
TRABEKÜL SAYISI	27±15	37±16	0,387
TRABEKÜLER UZAKLIK	358550±178737	207284±99575	0,116
Enstrumantasyon dışı değerler			
GENEL DOKU ALANI	5898029±3905127	5475076±2950167	0,854
TRABEKÜL KEMİK ALANI	1618012±1194995	1202141±965467	0,574
TRABEKÜLER PERİMETR	25570±13195	23115±13399	0,797
KEMİK ALANI%	26±13	21±10	0,529
TRABEKÜL KALINLIĞI	113271±59030	100690±48527	0,909
TRABEKÜL SAYISI	30±7	28±11	0,569
TRABEKÜLER UZAKLIK	223913±82047	299436±155324	0,459

Hastaları 30 yaş altı ve üstü yaş gruplarına göre ayırdığımızda, 30 yaş üzeri olgularda histomorfometrik değerlerden kemik alanı yüzdesinin istatistiksel olarak anlamlı azaldığı görüldü.(Tablo 15)

Tablo 15: Hastaların yaş gruplarına göre dansitometrik ve histomorfometrik sonuçları ile bağlantısı.

	Yaş		p
	30 ve altı	>30 yaş	
Hasta sayı	5	5	
Omurga T-score	-2,3640	-1,6740	0,466
Kalca T-score	-1,4800	-1,3800	0,860
Enstrumantasyon içi değerler			
GENEL DOKU ALANI	2542825,80	4961539,60	0,347
TRABEKÜL KEMİK ALANI	773493,00	763916,40	0,962
TRABEKÜLER PERİMETR	17010,40	16577,80	0,931
KEMİK ALANI%	30,64083380	18,03091560	0,009
TRABEKÜL KALINLIĞI	101096,67740	94301,92520	0,744
TRABEKÜL SAYISI	,004282234740	,002556395160	0,093
TRABEKÜLER UZAKLIK	160538,3860	344789,9360	0,023
Enstrumantasyon dışı değerler			
GENEL DOKU ALANI	4872215,00	6331710,40	0,480
TRABEKÜL KEMİK ALANI	769719,80	1884086,20	0,070
TRABEKÜLER PERİMETR	17610,60	30094,00	0,123
KEMİK ALANI%	17,188492	28,580940	0,070
TRABEKÜL KALINLIĞI	87161,268582	121767,639650	0,754
TRABEKÜL SAYISI	,002623	,003222	0,371
TRABEKÜLER UZAKLIK	349203,584546	204356,487109	0,096

Ağrı ve fonksiyonel kapasiteni sübjektif olarak değerlendiren Hannover Omurga skoru ile histomorfometrik ve dansitometrik sonuçlar arasında bağlantı saptanmadı (Tablo 16,17)

Tablo 16: Enstrumantasyon dışı vertebraların histomorfometrik ve dansitometrik değerlerinin Hannover skoru ile bağlantısı.

		Hannover skoru
GENEL DOKU ALANI POST DIS	Pearson Correlation	0,051
	Sig. (2-tailed)	0,888
TRABEKUL KEMİK ALANI POST DIS	Pearson Correlation	-0,013
	Sig. (2-tailed)	0,971
TRAB PERIMETR POST DIS	Pearson Correlation	0,134
	Sig. (2-tailed)	0,712
KEMİK ALANI% POST DIS	Pearson Correlation	0,053
	Sig. (2-tailed)	0,884
TRABEKUL KALINLIĞI POST DIS	Correlation Coefficient	-0,073
	Sig. (2-tailed)	0,841
TRABEKUL SAYISI POST DIS	Correlation Coefficient	0,128
	Sig. (2-tailed)	0,725

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 17: Stabilizasyon içi vertebraların histomorfometrik ve dansitometrik değerlerinin Hannover skoru ile korelasyonu.

		Hannover skoru
POST T SKOR OMURGA	Pearson Correlation	0,381
	Sig. (2-tailed)	0,278
POST T SK KALCA	Pearson Correlation	0,085
	Sig. (2-tailed)	0,816
GENEL DOKU ALANI POST IC	Correlation Coefficient	-0,201
	Sig. (2-tailed)	0,578
TRAB PERIMETR POST IC	Pearson Correlation	-0,147
	Sig. (2-tailed)	0,685
KEMİK ALANI% POST IC	Pearson Correlation	-0,090
	Sig. (2-tailed)	0,804
TRABEKUL KALINLIĞI POST IC	Pearson Correlation	-0,222
	Sig. (2-tailed)	0,537
TRABEKUL SAYISI POST IC	Pearson Correlation	0,225
	Sig. (2-tailed)	0,533
TRAB UZAKLIK POST IC	Pearson Correlation	-0,056
	Sig. (2-tailed)	0,877

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)

Hastaların sakatlık derecesini gösteren Oswestry skoru ile stabilizasyon sonrası dansitometrik ve histomorfometrik sonuçları ile anlamlı ilişki bulunamadı.(Tablo 18)

Tablo 18: Stabilizasyon sonrası Oswestry sakatlık skoru ile vertebraların histomorfometrik ve dansitometrik değerleri ile bağlantısı.

Correlations			Oswestry
Spearman's rho	POST T SKOR OMURGA	Correlation Coefficient	,043
		Sig. (2-tailed)	,906
		N	10
	POST T SK KALCA	Correlation Coefficient	,372
		Sig. (2-tailed)	,290
		N	10
	GENEL DOKU ALANI POST IC	Correlation Coefficient	-,067
		Sig. (2-tailed)	,853
		N	10
	TRABEKUL KEMİK ALANI POST IC	Correlation Coefficient	-,067
		Sig. (2-tailed)	,853
		N	10
	TRAB PERIMETR POST IC	Correlation Coefficient	-,313
		Sig. (2-tailed)	,379
		N	10
	TRAB SAYI POST IC	Correlation Coefficient	-,351
		Sig. (2-tailed)	,320
		N	10
	KEMİK ALANI% POST IC	Correlation Coefficient	-,117
		Sig. (2-tailed)	,748
		N	10
	TRABEKUL KALINLIĞI POST IC	Correlation Coefficient	,472
		Sig. (2-tailed)	,168
		N	10
	TRABEKUL SAYISI POST IC	Correlation Coefficient	-,313
		Sig. (2-tailed)	,379
		N	10
	TRAB UZAKLIK POST IC	Correlation Coefficient	,276
		Sig. (2-tailed)	,440
		N	10
	GENEL DOKU ALANI POST DIS	Correlation Coefficient	,031
		Sig. (2-tailed)	,933
		N	10
	TRABEKUL KEMİK ALANI POST DIS	Correlation Coefficient	,227
		Sig. (2-tailed)	,528
		N	10
	TRAB PERIMETR POST DIS	Correlation Coefficient	-,190
		Sig. (2-tailed)	,599
		N	10
	TRAB SAYI POST DIS	Correlation Coefficient	-,437
		Sig. (2-tailed)	,207
		N	10
	KEMİK ALANI% POST DIS	Correlation Coefficient	,104
		Sig. (2-tailed)	,774
		N	10
	TRABEKUL KALINLIĞI POST DIS	Correlation Coefficient	,436
		Sig. (2-tailed)	,208
		N	10
	TRABEKUL SAYISI POST DIS	Correlation Coefficient	-,215
		Sig. (2-tailed)	,551
		N	10
	TRAB UZAKLIK POST DIS	Correlation Coefficient	,031
		Sig. (2-tailed)	,933
		N	10

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Omurga kırığına bağlı nörolojik hasar derecesini gösteren ASIA skalasının verilerine göre olgular hiçbir nörolojik defisiti olmayan, normal olarak değerlendirilen (grup E) ve herhangi bir nörolojik defisiti olanlar(grup B,D) olarak iki gruba ayrılarak değerlendirildiler. Histomorfometrik değerlerden kemik alan yüzdesinin nörolojik hasar ile istatistiksel olarak anlamlı bağlantılı olduğu bulundu.(Tablo 19, 20, 21)

Tablo 19: ASIA skalasına göre gruplaşan hastaların dansitometrik ve histomorfometrik değerlerin ortalamaları.

	ASIAgrup	N	Mean
POST T SKOR OMURGA	E	7	-1,9271
	Diğer (1B, 2D)	3	-2,2333
POST T SK KALCA	E	7	-1,5571
	Diğer (1B, 2D)	3	-1,1333
GENEL DOKU ALANI POST IC	E	7	3983658,14
	Diğer (1B, 2D)	3	3212073,33
TRABEKUL KEMİK ALANI POST IC	E	7	834260,29
	Diğer (1B, 2D)	3	615741,67
TRAB PERIMETR POST IC	E	7	18135,29
	Diğer (1B, 2D)	3	13664,67
TRAB SAYI POST IC	E	7	12,71
	Diğer (1B, 2D)	3	7,00
KEMİK ALANI% POST IC	E	7	26,22691357
	Diğer (1B, 2D)	3	19,92345067
TRABEKUL KALINLIĞI POST IC	E	7	98782,32814
	Diğer (1B, 2D)	3	95172,23867
TRABEKUL SAYISI POST IC	E	7	,003684960100
	Diğer (1B, 2D)	3	,002799476267
TRAB UZAKLIK POST IC	E	7	234136,0857
	Diğer (1B, 2D)	3	295896,3367
GENEL DOKU ALANI POST DIS	E	7	5709537,57
	Diğer (1B, 2D)	3	5350954,67
TRABEKUL KEMİK ALANI POST DIS	E	7	997773,43
	Diğer (1B, 2D)	3	2094872,00
TRAB PERIMETR POST DIS	E	7	23228,43
	Diğer (1B, 2D)	3	25308,00
TRAB SAYI POST DIS	E	7	17,00
	Diğer (1B, 2D)	3	6,67
KEMİK ALANI% POST DIS	E	7	17,377681
	Diğer (1B, 2D)	3	35,734464
TRABEKUL KALINLIĞI POST DIS	E	7	85470,300353
	Diğer (1B, 2D)	3	148784,146229
TRABEKUL SAYISI POST DIS	E	7	,002729
	Diğer (1B, 2D)	3	,003372
TRAB UZAKLIK POST DIS	E	7	325111,019323
	Diğer (1B, 2D)	3	164007,741005

Tablo 20: ASIA skalasına göre gruplaşan hastaların dansitometrik ve histomorfometrik sonuçların standart sapma değerleri.

Group Statistics			
	ASIAgrup	Std. Deviation	Std. Error Mean
POST T SKOR OMURGA	E	1,31442	,49680
	Diğer (1B, 2D)	1,85831	1,07290
POST T SK KALCA	E	,74801	,28272
	Diğer (1B, 2D)	1,06927	,61734
GENEL DOKU ALANI POST IC	E	3240875,120	1224935,657
	Diğer (1B, 2D)	1428291,247	824624,336
TRABEKUL KEMİK ALANI POST IC	E	305761,587	115567,017
	Diğer (1B, 2D)	214827,826	124030,903
TRAB PERIMETR POST IC	E	7479,581	2827,016
	Diğer (1B, 2D)	6692,666	3864,012
TRAB SAYI POST IC	E	8,538	3,227
	Diğer (1B, 2D)	4,359	2,517
KEMİK ALANI% POST IC	E	9,629802559	3,639723249
	Diğer (1B, 2D)	3,574649767	2,063825005
TRABEKUL KALINLIĞI POST IC	E	35311,079466	13346,333542
	Diğer (1B, 2D)	18866,743089	10892,719201
TRABEKUL SAYISI POST IC	E	,0018254547077	,0006899570266
	Diğer (1B, 2D)	,0010366965675	,0005985370423
TRAB UZAKLIK POST IC	E	148828,50780	56251,88852
	Diğer (1B, 2D)	123546,15071	71329,40337
GENEL DOKU ALANI POST DIS	E	3317651,772	1253954,504
	Diğer (1B, 2D)	2897045,553	1672610,030
TRABEKUL KEMİK ALANI POST DIS	E	633817,254	239560,405
	Diğer (1B, 2D)	1391766,334	803536,668
TRAB PERIMETR POST DIS	E	14496,052	5478,993
	Diğer (1B, 2D)	9172,392	5295,683
TRAB SAYI POST DIS	E	14,213	5,372
	Diğer (1B, 2D)	2,887	1,667
KEMİK ALANI% POST DIS	E	4,4482324	1,6812738
	Diğer (1B, 2D)	9,8199950	5,6695768
TRABEKUL KALINLIĞI POST DIS	E	23056,7447664	8714,6303849
	Diğer (1B, 2D)	70083,0731951	40462,4811748
TRABEKUL SAYISI POST DIS	E	,0010022	,0003788
	Diğer (1B, 2D)	,0009973	,0005758
TRAB UZAKLIK POST DIS	E	138462,9068434	52334,0596164
	Diğer (1B, 2D)	18157,4212274	10483,1920334

Tablo 21: ASIA skalasına göre nörolojik hasarı olan ve olmayan hasta grupları ile dansitometrik ve histomorfometrik değerlerin korelasyonu.

Test Statistics ^b				
	POST T SKOR OMURGA	POST T SK KALCA	GENEL DOKU ALANI POST IC	TRABEKUL KEMİK ALANI POST IC
Mann-Whitney U	8,000	7,500	10,000	6,000
Wilcoxon W	14,000	35,500	16,000	12,000
Z	-,570	-,690	-,114	-1,026
Asymp. Sig. (2-tailed)	,569	,490	,909	,305
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,667 ^a	,517 ^a	1,000 ^a	,383 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAgrup

Test Statistics ^b				
	TRAB PERIMETR POST IC	TRAB SAYI POST IC	KEMİK ALANI% POST IC	TRABEKUL KALINLIĞI POST IC
Mann-Whitney U	7,000	6,500	5,000	10,000
Wilcoxon W	13,000	12,500	11,000	16,000
Z	-,798	-,914	-1,254	-,114
Asymp. Sig. (2-tailed)	,425	,360	,210	,909
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,517 ^a	,383 ^a	,267 ^a	1,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAgrup

Test Statistics ^b				
	TRABEKUL SAYISI POST IC	TRAB UZAKLIK POST IC	GENEL DOKU ALANI POST DIS	TRABEKUL KEMİK ALANI POST DIS
Mann-Whitney U	7,000	6,000	9,000	4,000
Wilcoxon W	13,000	34,000	37,000	32,000
Z	-,798	-1,026	-,342	-1,481
Asymp. Sig. (2-tailed)	,425	,305	,732	,138
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,517 ^a	,383 ^a	,833 ^a	,183 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAgrup

Test Statistics ^b				
	TRAB PERIMETR POST DIS	TRAB SAYI POST DIS	KEMİK ALANI% POST DIS	TRABEKUL KALINLIĞI POST DIS
Mann-Whitney U	10,000	4,000	,000	5,000
Wilcoxon W	38,000	10,000	28,000	33,000
Z	-,114	-1,486	-2,393	-1,254
Asymp. Sig. (2-tailed)	,909	,137	,017	,210
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	1,000 ^a	,183 ^a	,017 ^a	,267 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAgrup

Test Statistics ^b		
	TRABEKUL SAYISI POST DIS	TRAB UZAKLIK POST DIS
Mann-Whitney U	5,000	1,000
Wilcoxon W	33,000	7,000
Z	-1,254	-2,165
Asymp. Sig. (2-tailed)	,210	,030
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,267 ^a	,033 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAgrup

Test Statistics^b

	POST T SKOR OMURGA	POST T SK KALCA	GENEL DOKU ALANI POST IC	TRABEKUL KEMIK ALANI POST IC
Mann-Whitney U	8,000	7,500	10,000	6,000
Wilcoxon W	14,000	35,500	16,000	12,000
Z	-,570	-,690	-,114	-1,026
Asymp. Sig. (2-tailed)	,569	,490	,909	,305
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,667 ^a	,517 ^a	1,000 ^a	,383 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAGrup

Test Statistics^b

	TRAB PERIMETR POST IC	TRAB SAYI POST IC	KEMIK ALANI% POST IC	TRABEKUL KALINLIGI POST IC
Mann-Whitney U	7,000	6,500	5,000	10,000
Wilcoxon W	13,000	12,500	11,000	16,000
Z	-,798	-,914	-1,254	-,114
Asymp. Sig. (2-tailed)	,425	,360	,210	,909
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,517 ^a	,383 ^a	,267 ^a	1,000 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAGrup

Test Statistics^b

	TRABEKUL SAYISI POST IC	TRAB UZAKLIK POST IC	GENEL DOKU ALANI POST DIS	TRABEKUL KEMIK ALANI POST DIS
Mann-Whitney U	7,000	6,000	9,000	4,000
Wilcoxon W	13,000	34,000	37,000	32,000
Z	-,798	-1,026	-,342	-1,481
Asymp. Sig. (2-tailed)	,425	,305	,732	,138
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,517 ^a	,383 ^a	,833 ^a	,183 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAGrup

Test Statistics^b

	TRAB PERIMETR POST DIS	TRAB SAYI POST DIS	KEMIK ALANI% POST DIS	TRABEKUL KALINLIGI POST DIS
Mann-Whitney U	10,000	4,000	,000	5,000
Wilcoxon W	38,000	10,000	28,000	33,000
Z	-,114	-1,486	-2,393	-1,254
Asymp. Sig. (2-tailed)	,909	,137	,017	,210
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	1,000 ^a	,183 ^a	,017 ^a	,267 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAGrup

Test Statistics^b

	TRABEKUL SAYISI POST DIS	TRAB UZAKLIK POST DIS
Mann-Whitney U	5,000	1,000
Wilcoxon W	33,000	7,000
Z	-1,254	-2,165
Asymp. Sig. (2-tailed)	,210	,030
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,267 ^a	,033 ^a

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: ASIAGrup

5. TARTIŞMA

Uzun zamandır omurga cerrahisinde çeşitli patolojilerden dolayı oluşan instabiliteyi önlemek ve hastanın mevcut belirti ve bulgularını gidermek amacı ile spinal stabilizasyon operasyonları uygulanmaktadır. Omurganın füzyon veya füzyonsuz stabilizasyonda amaç instabil omurgaya stabilite sağlamak, yanlış dizilim ve deformiteyi azaltmak, nörolojik hasarı önlemek, füzyon olasılığını artırmak ve uzun dönem ağrıyı sonlandırmaktır. Bu prosedürler oldukça yüksek bir başarı oranına sahip olmasına rağmen olumsuz yönleri de içermektedirler. Hareketi engelleyip, fizyolojik olmayan bir durum yaratıldığından omurganın biyomekaniğinde değişiklikler ortaya çıkmaktadır. Stabilizasyonun omurgaya etkisini araştırma amacı ile birçok çalışma yapılmış olsa da, halen bu konu ilgi alanından çıkmamaktadır ve bu yönde araştırmalar devam etmektedir.

Spinal enstrumantasyona bağlı değişiklikleri araştıran ilk çalışmalardan birisi McAfee ve ark. aittir ve 1989 yılında temel araştırmalar Volvo ödülüne laik görülmüştür(100).Deneysel çalışmalarında 42 köpek üzerinde L5-L6 vertebra seviyelerinde destabilizasyon sonrası greftleme yaparak ve yapmaksızın çeşitli stabilizasyon yöntemlerini(Harrington,Luque ve Cotrel-Dubousset transpedikuler sistemleri) uygulayarak 6 ay sonraki dönemde histomorfometrik ölçümler yapmışlardır. Füzyonlu omurgalarda kemiğin volümetrik dansitesinin anlamlı azalması cihaza-bağlı osteoporozun gelişmesini göstermiştir. Ayrıca Harrington- ve Cotrel-Dubousset-enstrumantasyonlu köpeklerde daha ciddi osteoporozun geliştiği saptanmıştır. Daha sonra çalışmalarını tamamlayarak spinal enstrumantasyonun sekonder olarak kemiğin gerilme direncini düşürmesi ve buna bağlı rijid spinal enstrumantasyonun cihaza-bağlı osteoporozun geliştirdiğine dair kanıta varmışlardır. (101,102)

Fakat diğer çalışmalarda insan ve köpek vertebralarının hem anatomik hem biomekanik hem de metabolik farklılıkların olduğu gösterilmiştir. Örneğin psödoartroz bipedal insanların omurgalarında hayvanlara oranla daha sık rastlanmaktadır.(103)

İlk olarak insan üzerinde Myers ve ark. 1996 yılında enstrumantasyonlu posterior füzyon uygulanan olgularda ortalama 31,9. ayda yaptıkları DEXA ölçümleri sonucu füzyona uğrayan vertebraların KMD'nin azaldığını göstermişlerdir.(104)

Bizim çalışmamızda ki amaç ise füzyon yapılmadan enstrumantasyon uygulanan vertebraların nasıl etkilendiğini ortaya koymaktı. Diğer taraftan Dünya Sağlık Örgütü Osteoporozda preklinik değerlendirme ve klinik çalışmalar için hayvanlarda kemik kaybını kantifiye etmekte histomorfometriyi 'altın standart' olarak kabul etmektedir. Bizde in vivo

çalışmamızda histomorfometrik incelemeleri baz aldık.

Kemik dansitometrisi günümüzde en sık yapılan tetkik olmakla birlikte tek başına kemik kuvvetini hakkında sınırlı bilgi vermektedir. Yapılan çalışmalar(Dempster, 2003) kemik kuvvetinin dansite ile kısmen bağlı olduğunu göstermektedir. Kemik hacmi tek başına yalnız %76, kemik hacmi bazı yapısal özelliklerle birlikte kuvvetin % 90'nı açıklamaktadır. (105)

Hem osteoporoz hem de diğer patolojilerde dansitometrik ölçümler yetersiz kalmaktadır.

Çalışmaların birisinde postmenapozal kadınların % 60'nın dokuz senelik takibinde dansitometri verilerinde osteoporoz saptanmasa bile yetersizlik kırığı gelişmiştir.(106)

Diğer çalışmada T-skorum -2,5'dan yüksek olmasına rağmen bayanların %50'inde omurga dışı kırıklar gelişmiştir.(14)

Cummings ve ark. antiresoptif tedavi alan olgularda kırık oranının azalmasına rağmen KMD'inde minimal değişiklikler belirtmişlerdir.(15)

Böylece KMD'nin ölçülmesi veya değişmesi her zaman kemiğin mekanik özelliklerini yansıtmamaktadır.

DEXA dışında kemik kalitesinin değerlendirmesinde diğer radyolojik yöntemler de kullanılmaktadır. Mikro BT histomorfometrik yöntemle değerlendirilen trabeküler kemik hacmi, trabeküler kalınlık,mesafe ve trabekül sayısı hakkında bilgi vermektedir.Bu teknoloji hayvan çalışmalarında trabeküler kemik yapısı, mikroyapı ile biyomekaniğin bağlantısı,kemik kaybının ve oluşumunun etiyolojisi, patogenezi ve tedaviye verdiği yanıtın değerlendirilmesi için kullanılmıştır. (109–113,114,115).

Bu yöntemin en büyük dezavantajı çözünürlüğü arttıkça radyasyon dozunun da artmasıdır, buda rutin olarak insanlar üzerinde kullanılmasını kısıtlamaktadır. Buna rağmen periferik ekstremite, özellikle el bileği değerlendirmesinde kullanılan bir yöntemdir ve ileri kullanım alanları araştırılmaktadır (116,117–119)

Yüksek-çözünürlüklü manyetik rezonans görüntüleme yöntemi de kemik mikro yapısı değerlendirmesinde kullanılmaktadır. Kullanım alanlarına daha çok distal radius(120,121,122) ve kalkaneus dahil olmaktadır(123-127).

Barou ve ark. (128) 42 tavşan tibiasında kullanmama osteoporozun tanısında DEXA, kemik histomorfometrisi ve üç-boyutlu mikro-bilgisayar tomografisinin (3D-mBT) karşılaştırarak DEXA ile üç-boyutlu mikro-bilgisayar tomografinin daha erken kemik kaybını saptadığını belirtmişlerdir. Trabekül sayısının ve kalınlığının 13. günde 3D-mBT ile azaldığı görülmüştür.

Osteoporozda kemik taramasının ve tedavinin amacı kemik kırığını önlemektir. Travma zamanı uygulanan enerjiyi ememeyen kemikler kırılmaktadır. Kemiğin kırığa karşı gelme kabiliyeti kemik kuvvetini göstermektedir, buda kemik dansitesi ve kemik kalitesine bağlıdır. Trabeküler ve kortikal mikroyapı, kemik turnover, mineralizasyon ve sellülarite kemik kalitesine yansımaktadır.1990'lı yıllarda osteoporozun tanımı için tüm çalışmalar kemik dansitesi üzerinde yoğunlaşmıştı. Son 5-10 yıldır klinik araştırmalarda daha yoğun olmak üzere yönelme kemik dansitesinden kemik morfolometrisine doğru yer değiştirmektedir.

Diğer taraftan literatürde histomorfometrinin omurganın biyomekanik özelliklerini daha çok açıkladığına dair bilgiler gittikçe artmaktadır.

Mitton ve ark. yüksek-çözünürlüklü BT'ni kemik mekanik özelliklerini belirlemekte yeterli olup olmadığını araştırma amacı ile histomorfometri ve biomekanik testlerle karşılaştırmışlardır.

Vertebranın kompresif ve kayma özellikleri ile trabekül sayısı dışında tüm histomorfometrik sonuçları arasında istatistik anlamlı korelasyon bulunmuştur. (3)

Kemik histomorfometrisi kemik remodelasyonu ve yapısı konusunda kantitatif bilgi veren histolojik bir incelemedir. İşaretleme yapıldığında kemik formasyonunun dinamik analizi de mümkündür. Osteomalazi, hiperparatiroidi, hipotiroidi, osteoporoz, renal osteodistrofi gibi patolojilerde kemik metabolizması ve yapısı konusunda bize detaylı bilgi sağlayan bir yöntemdir.(129)

Çalışma popülasyonunu akut travmalı hastalar oluşturduğundan ve tetrasiklin işaretleme için gereken süre yetersizliğinden bizim çalışmamızda dinamik histomorfometri kullanmaksızın kemik kuvvetini ve mikro yapısını ortaya koyan statik histomorfometri kullanılmıştır.

Stabilize edilen ve stabilizasyon dışında kalan vertebralar histomorfometrik değerlendirilmiş ve 1 sene stabilizasyon sonrasında her iki bölgede istatistiksel olarak anlamlı olmayan trabeküler kemik alanı yüzdesinde ve trabekül sayısında azalma, trabeküller arası mesafede ise artış saptanmıştır. Buda hastanın ameliyat sonrası aktivitesinde azalmaya bağlı olabileceği fikrini öne sürmektedir.

Aynı zamanda operasyon öncesi ve implant çıkarıldıktan sonra DEXA ölçümlerinde omurga bölgesinin T-skorunda minimal azalmanın saptanması, kalça bölgesi T-skorunda ise daha büyük azalmanın görülmesi bu değişikliklerin lokal omurga stabilizasyonuna bağlı değil, hastanın ameliyat sonrası aktivite sınırlanmasına bağlı olabileceği fikrini desteklemiştir.

Stabilize edilen vertebra ile diş vertabraların histomorfometrik değerleri karşılaştırıldığında stabilizasyon diş vertebra ların kemik oranı yüzdesinde ve trabekül sayısında azalmanın, trabeküler uzaklıkta ise artışın olması istatistiksel olarak anlamlı olmasa bile, daha önce literatürde tanımlanan komşu vertebra dejenerasyonu kavramına uyum sağlamıştır. Enstrumantasyona komşu vertebra daki değişiklikleri histomorfometrik değerlendiren çalışmalara literatürde rastlamasak bile bu konuyla ilgili birçok dansitometrik çalışma yapılmıştır.

Kemik mineral dansitesinin füzyon üstü vertabralarda operasyon sonrası 3. ayda azaldığını ve 6. aya kadar düşük olduğu Bogdanffy ve ark. tarafından yapılan 15 hasta üzerindeki çalışmalarında belirtilmiştir.(130)

Lipscomb ve ark. 1989 yılında posterior spinal füzyon ve breysleme tedavisi uygulanan 25 hastanın 6 hafta aralık ile DEXA analizlerini yapmışlardır. Füzyon üstü bölgede ilk ölçümlerde düşüşlere rağmen 1.yılın sonunda %60 olguların değerleri preoperatif değerlerden daha yüksek olup ortalama %10 (3-24arası) kadar artış göstermiştir.(131)

KMD'nin ilk aşamada azalması Frost'un kemik remodelasyon konsepti ile de açıklanabilmektedir. Rejyonel akselerasyon fenomeni olarak tanımlanan bu süreç kemik dansitesinin 6. ay ile 1. yıl arası azalmasını yansıtmaktadır.(132,133,134)

Diğer bir çalışmada Singh ve ark. prospektif cohort çalışmasında(135) 11 hastanın lomber omurgasında enstrumanlı ve enstrumantasyonsuz posterolateral füzyon sonrası komşu vertebra daki kemik mineral dansitesinde geç dönem değişiklikleri araştırmışlardır. Operasyon sonrası 4. ve 10,8. yıllarda füzyona komşu üç sefalik vertebra nın DEXA analizini yaparak bu bölgede kronik, lokalize kemik remodelizasyonu ve buna bağlı artmış KMD'ni saptamışlardır. Füzyon bölgesinden uzaklaştıkça bu değişikliklerin daha azaldığı gösterilmiştir. Aynı çalışmada kalça KMD'inde istatistik anlamlı değişikliklerin olmamasından dolayı bu etkilerin lokal olduğu fikri öne sürölmüştür.

Bu dejenerasyonu önlemek veya ortadan kaldırmak amacı ile bazı araştırmalar yapılmış ve yeni yöntemlerin etkisi öğrenilmiştir.

Komşu segment hareketliği açısından rijid ve dinamik stabilizasyon sistemlerini karşılaştıran Cakır ve ark. alışmalarında radyolojik inceleme sonrası dinamik sistemlerin üstün olmadığını göstermişlerdir.(136)

Whitecloud ve ark. füzyon sonrası gelişen komşu segment vertebra dejenerasyonu gelişen olgularda cerrahi prosedürler sonrası enfeksiyon, implant gevşemesi, radikulopati ve derin ven trombozu gibi yüksek oranda komplikasyonların geliştiğini

belirtmişlerdir(137)

Kemik biopsileri rutin kullanmamaya rağmen kemik kalitesi, mineralizasyon derecesi, mikro yapı, kemik kaybı mekanizması, turnover ve tedaviye yanıt hakkında bizlere değerli bilgi vermektedir. İliak kanat bölgesi biyopsi için uygun yer olup bazı çalışmalarda vertebra(138), tibia ve femur (139, 140) ile iyi korelasyon gösterdiği belirtilmiştir.

Genellikle osteoporozda tanı veya tedavi amacı ile transiliak biyopsiler kullanılmaktadır. Teknik olarak kolay olmasına rağmen Duncan ve ark. tarafından yapılan çok merkezli çalışmada 14810 transiliak biyopsi yapılan olguda komplikasyon oranı % 0.52 olarak gösterilmiştir.(141).Traspediküler biyopsi ile yapılan çalışma oldukça azdır.

Donovan ve ark.(2005) çalışmalarında idiopatik osteoporozlu 9 bayana iliak biyopsi yaparak, cinsiyeti, ırkı ve yaşı aynı olan sağlıklı kontrol grup ile karşılaştırmışlar. Trabeküler kemik hacminde farkın olmadığı ve osteoporozlu olgularda trabeküler sayıda azalma ve separasyonda artış bulunmuştur. Dinamik değerleri karşılaştırarak resorbsiyondan çok formasyon kusurun olduğu ve osteoblastik aktivite disfonksiyonu belirtilmiştir.(142)

Daha çok ise transiliak biyopsi içeren çalışmalar tedaviye yanıtı araştırma amacı ile yapılmıştır.(143-147)

Pernow ve ark. idiopatik osteoporozlu 51 erkek olguda histomorfometrik inceleme yaparak kemik hacminin, trabeküler kalınlığın, duvar ve osteoid kalınlığın sağlıklı kontrol gruba oranla anlamlı azaldığını bulmuşlardır.(148)

Histomorfometrik çalışmaların çoğu için transiliak biyopsi kullanılmaktadır. Fakat; bu bölge güvenilirlik, ulaşım ve morbidite açısından minimal risk taşıyan bölge olmakla beraber osteoporotik kırık oluşun bölge değildir.

Thomsen ve ark. diğer çalışmalarında vertebral trabeküler kemik ve iliak kanattan alınan otopsi materyalinin statik histomorfometri sonuçlarını inceleyerek trabeküler separasyon ve trabeküler kemik hacminin güçlü korelasyon göstermelerine rağmen anlamlı bağlantı bulamamışlar dır. Bu yüzden ilgili bölgenin incelenmesini önermişlerdir. (149)

Omurga histomorfometrisi ile ilgili yapılan araştırmaların çoğu kadavra veya deneysel çalışmalar olarak in vivo çalışma oldukça azdır.

Cvijanovic ve ark. 2004 yılında insan omurgasında yaşa bağlı değişiklikleri araştırma amacı ile kadvralar üzerinde histomorfometrik analizler yapmışlardır(150).Yaş aralığı 31 ile 76 yaş olan 48 otopsi vakasında lomber vertebra korpusunun santral-anterior, santral-posterior ve lateral bölgelerinden trepan ile parçalar alarak statik histomorfometrik

ölümleri yapmışlardır. Yaptıkları çalışma sonucunda 50 yaş ve üzeri olgularda trabeküler ve kortikal kemik hacminde, trabeküler yüzey alanı, trabekül sayısı ve kalınlığında progresif azalma saptamışlardır. Trabekül arası mesafe 31 yasından başlayarak 70 yaşa kadar artmış ve sonra yeniden azalmıştır.. Kortikal kemik kalınlığı 61 ve 70 arası olgularda santral kısımlarda azalıp lateral bölgelerde artmıştır.

İnsanlarda 50 yaşa kadar vertebra korpusunun kuvvet ve stabilitesi çevredeki etkilere rağmen metabolik aktivitelerin balansı ile korunmaktadır ve progresif bozulma 50 yaşından sonra başlamaktadır. Aynı çalışmada trabeküllerdeki değişikliklerin daha çok santral kısımlarda mevcut olduğu gösterilmiştir.

Diğer çalışmada trabeküler kemiğin kortikal kemiğe göre metabolik olarak daha aktif olduğu ve değişikliklerden daha fazla etkilendiği belirtilmiştir.(151)

Bu da bizim biyopsi aldığımız yerin vertebra korpusun santral kısmından olduğu ve trabeküler kemiği içerdiği için vertebradaki değişikliklerin değerlendirilmesinde en doğru yer olduğunun göstergesidir.

Canlı insanlar üzerinde vertebra biyopsilerini içeren çalışmalar daha çok kifoplasti zamanı yapılmıştır. Togava ve ark. kompresyon kırığı olan kifoplasti yapılacak 142 hastadan prosedür zamanı kırık vertebradan biyopsi alarak histolojik incelemişler. Genellikle kırık iyileşmesinin farklı aşamalarını ve 30 hastada artmış kemik remodelasyonu veya osteomalazi bulmuşlardır. Dört hastada ise plazma hücre diskrazisi saptayarak kifoplasti zamanı rutin biyopsi alınmasını önermişlerdir.(152)

Diğer bir çalışmada Diamond ve ark. akut osteoporotik kırıklı hastalarda kifoplasti zamanı transpediküler biyopsi alarak kırık iyileşme aşamalarını araştırmışlardır. Ortalama kırık oluşumundan altı hafta sonra yapılan histomorfometrik analizde hastaların % 76'sında karışık iyileşme paterni bulmuşlardır. Buna dayanarak iyileşme sürecinde aynı vertebrada multipl kırıkların olabileceği fikrini öne sürmüşlerdir.(153)

Vertebralar üzerine germe, kompresyon, kayma ve bunların kombine kuvvetleri uygulanmaktadır. Faset eklemler bu kuvvetlerin bir kısmını karşılamakla birlikte vertebra korpusu yükün büyük kısmını karşılamaktadır. Spongios kemik farklı yaş gruplarında kompresif yüklerin %25-55'ni taşımaktadır.40 yaş altı popülasyonda spongios kemik yükün % 50'ni, 40 yaş üzeri insanlarda ise yükün %35'ni taşımaktadır. Daha ileri yaşlı grupta ise kortikal kemik görevi %65'e kadar yükselmektedir. (154)

Skolyoz Araştırma Derneği(SRS) tarafından 1992 de yapılan çok merkezli, prospektif, 1019 omurga kırıklı hastayı kapsayan çalışmada bulunan yaş ortalaması 31,7 en gerçekçi sonuç olarak görülmektedir (155)

Ülkemizde Özyalçın ve ark.'nın yaptığı araştırmada 171 torakolomber vertebra

kırıklı olguda yaş ortalaması 35.5 olarak belirtilmiştir.(156)

Bizim çalışmamızda yaş ortalaması 33 olarak bulunup literatür sonuçları ile uyumludur.

Hastaları yaş gruplarına göre ayırdığımızda histomorfometrik değerlerden kemik alanı yüzdesinin ileri yaş ile bağlantılı olduğu görüldü.

Cendre ve ark. insan lomber vertebraşının kanselloz kemiğinin yüksek-çözünürlüklü bilgisayar tomografisi değerlendirilmesi ile histomorfometrik ve biyomekanik parametreleri karşılaştırmışlardır. Histomorfometri ile yüksek-çözünürlüklü BT arasındaki korelasyona rağmen histomorfometrinin daha üstün olduğu belirtilmiştir.(157)

Thomsen ve ark. kadavra çalışmasında vertebra kuvvetinin belirtilmesinde vertebra histomorfometrisinin yararlarını araştırmışlardır. Vertebra histomorfometrisi sonuçlarını omurga dansitometrisi ve iliak kanattan alınan biyoptatın histomorfometrik ölçümleri ve kuvveti ile karşılaştırılmıştır. Trabeküler kemik alanı ve trabeküler separasyonun vertebra kuvvetin belirtilmesinde en değerli verilerin olduğunu tespit etmişlerdir. Vertebra kuvvetini tahmin edebilmede dansitometriyle histomorfometri arasında farkın olmadığını ve iliak kanatın histomorfometrik ve biyomekanik verilerin yararsız olduğunu göstermişlerdir.(158)

Bizim yaptığımız çalışmada ise trabeküler kemik alanının ve trabeküler separasyonun stabilizasyon sürecinde etkilenmediği için enstumentasyon içi vertebraların kuvvetinin azalmadığını düşünmekteyiz.

Hongsdusit ve ark. erkek popülasyonunda periferik ve santral dansitometri yaparak sadece omurganın düşük mineral dansitesinin vertebra kırığı açısından riskli olduğu belirtmişlerdir.(159)

Cauley ve ark. ileri yaşlı erkek grubunda lomber omurga ve proksimal femurun kemik dansitesini etkileyen faktörleri araştırmışlardır. Osteoartrit, fizik aktivite, kavrama kuvveti, alkol tüketimi, kalsiyum dietinin KMD'ni pozitif etkilediği, kronik akciğer hastalığı, prostat kanseri ve böbrek taşlarının daha düşük derecede KMD'si ile bağlantılı olduğunu bulmuşlardır. KMD'nin sigara kullanımı ve kafein alımı ile bağlantılı olmadığını saptamışlardır. (160)

Walsh ve ark. 11 ile 40 yaş arası 116 sağlam olgunun dansitometrik analizini yaparak kemik hacmi ve dansitenin pik artışını ve turnoverin azalma zamanını 25 yaş olarak belirtmişlerdir.(161)

Phillipov ve ark. 7050 kadın ve 702 erkekten oluşan popülasyonda DEXA

analizleri yaparak omurga ve kalça bölgelerinin birisinde osteoporoz diğesinde normal sonuçlar %4.5 oranında bulmuşlardır ve bu heterojenitenin bayanlarda 3 kat daha sık rastlandığını belirtmişlerdir(162).

Posterior enstrumantasyon sonrasında birçok yazar tarafından implant yetmezliği ile karşılaşılabilineceği bildirilmektedir. Alvine ve arkadaşları; %39 oranında implant yetmezliği bildirmişken(163), Mc Lain ve arkadaşları; %54 oranında implant yetmezliği ile karşılaştıklarını belirtmişlerdir(164).

Tetrasiklin işaretlemesi yapıldığında dokunun zaman markerlerini ekleyerek kemik hücre fonksiyonunun dinamik ölçümleri mümkündür ve bu bizlere kemik remodelasyon fenomenini yansıtmaktadır.(165)Bizim çalışmamızda ise mikro yapısı ve kemik küvetini ortaya koyan statik histomorfometrik ölçümler kullanılmıştır.

Osteoporoz tanısı konulan bayanlarda total kemik mineral hacmi sağlam genç bayanlara oranla %30 daha düşüktür ve kansellöz kemiğin % 50 azalması bile ancak %10 kadar defisite yol açar.(166)

6.SONUÇ ve ÇIKARIMLAR

1.Bir yıl stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi ve enstrumantasyon dışında kalan vertebralar histomorfometrik değerlendirildi:

- a. Her iki bölgede trabeküler kemik alanı yüzdesinde ve trabekül sayısında azalma, trabeküller arası mesafede ise artış saptandı, fakat sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.
- b. Enstrumantasyon dışı vertebralarda kemik oranı yüzdesinde ve trabekül sayısında azalma, trabeküler uzaklıkta ise artış mevcuttu, fakat sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.
- c. Hastaları yaş gruplarına göre ayırdığımızda, 30 yaş üzeri olgularda histomorfometrik değerlerden kemik alanı yüzdesinin istatistiksel olarak anlamlı azaldığı görüldü

2.Stabilizasyon öncesi ve sonrası DEXA ölçümlerinde:

- a. Omurga bölgesi T-skorunda minimal azalma saptandı (hafif osteopeni),fakat bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı değildi.
- b. Kalça bölgesi T-skoru, omurga T-skoruna oranla operasyon sonrası daha büyük azalma gösterdi.

3. Dansitometrik ve histomorfometrik sonuçları karşılaştırdığımızda:

Stabilizasyon öncesi, omurga T-skoru ile enstrumantasyon dışı vertebraların kemik oranı yüzdesinin korele olduğu görüldü. Ancak stabilizasyon sonrasında benzer bir ilişki saptanmadı.

4.Dansitometrik ve histomorfometrik sonuçlar ile fonksiyonel skorları karşılaştırdığımızda

- a. Hastaların sakatlık derecesi, ağrı ve fonksiyonel kapasitenin subjektif skoru ile anlamlı bağlantının olmadığı görüldü.
- b. Nörolojik hasarı olan hastalarda enstrumantasyon dışı kalan vertebranın kemik oranı yüzdesinin anlamlı olarak azaldığı, trabeküller arası mesafenin ise anlamlı olarak arttığı saptandı(osteopeni).

ÇIKARIMLAR

1. Bir yıl stabilizasyon sonrası enstrumantasyon bölgesine komşu vertebralarda enstrumantasyon bölgesine dahil olan vertebralara oranla daha çok osteopenik değişiklikler gelişmektedir.

2. DEXA değerlerindeki genel azalma lokal omurga stabilizasyonuna bağlı değil, hastanın ameliyat sonrası aktivitesinde azalmaya bağlı olabileceği göstermektedir.
3. Kalça bölgesi DEXA değerleri, omurga bölgesi DEXA değerlerine oranla daha düşük bulundu. Bu durum hastanın ameliyat sonrası aktivitesinin azalmasından kalçanın daha çok etkilendiğini düşündürmektedir.
4. İleri yaşı grubu (30 yaşı üzeri) olguların vertebraları bir yıl stabilizasyon sonrası histomorfometrik olarak osteopeniye daha eğilimli gözlandı.

ÖZET

Omurga stabilizasyonu spinal travma, deformite ve segmental instabilite cerrahisinde önemli bir yer tutmaktadır. Fakat stabilizasyonun insan vertebralarına etkileri halen tartışılmaktadır. Bu çalışmamızın amacı torakolomber vertebra kırığı nedeniyle opere edilen olguların vertebra örneklerini histomorfometrik inceleyerek stabilizasyonun omurgaya etkisini ortaya koymaktır ve histomorfometrik değişiklikleri dansitometrik ölçümler ile karşılaştırmaktır.

Çalışmamıza 2009-2011 yılları arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğine torakolomber vertebra kırığı nedeniyle cerrahi tedavi edilen 10 hasta dahil edildi. Ameliyat olmadan önce omurga ve sol kalça bölgesinin kemik dansitometrisi yapıldı. Kemik örnekleri skopi eşliğinde enstrumantasyona dahil olan kırık vertebranın bir üst veya alt seviyesinden ve enstrumantasyona dahil olmayan bir üst vertebra korpusundan alındı. Yaklaşık bir yıl stabilizasyon sonrası implant çıkarma ameliyatı sırasında önceden örnek alınan vertebralardan aynı yöntem ile örnekler alındı. Sonra yeniden kemik mineral dansitometrisi yapıldı. Alınan örnekler histomorfometrik incelendi ve dansitometrik veriler ile karşılaştırdı. Hastaların nörolojik ve fonksiyonel durumunu değerlendirmek için ASIA, Oswestry skalası ve Hannover Omurga skoru kullanıldı.

Çalışmamıza katılan 10 hastanın 5 tanesi erkek, 5 tanesi kadındı. Hastaların yaş ortalaması 33 (18-54) olarak belirlendi. Olguların 5'inde eşlik eden kırıklar mevcuttu. Hastaların implant koyma ve implant çıkarma operasyonları arasında geçen stabilizasyon süresi ortalama 13 aydır(12-16 ay). Bir sene stabilizasyon sonrası vertebraların histomorfometrik ölçümlerinde trabeküler kemik alanı yüzdesinde ve trabekül sayısında azalma, trabeküller arası mesafede ise artış saptandı, fakat sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Enstrumantasyon dışı vertebraların enstrumantasyon içi vertebralara oranla daha çok etkilendiği saptandı. Kemik alanı yüzdesinin 30 yaş üzeri olgularda istatistiksel olarak anlamlı azaldığı görüldü($p<0.05$). Stabilizasyon öncesi ve sonrası dansitometrik ölçümlerde omurga bölgesi T-skorunda minimal, fakat kalça bölgesi T-skorunda istatistiksel olarak anlamlı azalma saptandı ($p<0.05$). Dansitometrik ve histomorfometrik sonuçları karşılaştırdığımızda, stabilizasyon öncesi, omurga T-skoru ile enstrumantasyon dışı vertebraların kemik oranı yüzdesinin korele olduğu görüldü.

Sonuç olarak, bir yıl stabilizasyon sonrası enstrumantasyon bölgesine komşu vertebralarda enstrumantasyon bölgesine dahil olan vertebralara oranla daha çok osteopenik değişiklikler gelişmektedir. Kalça bölgesi dansitesi omurga bölgesine göre daha çok azaldığı için değişikliklerin lokal stabilizasyona değil, hastanın ameliyat sonrası aktivitesinde azalmaya bağlı olabileceğini göstermektedir. İleri yaş grubu (30 yaş üzeri) olguların vertebralarının histomorfometrik olarak osteopeniye daha eğilimli olduğu gözlemlendi.

SUMMARY

Spinal stabilization is an important part of treatment of patients with spinal trauma, deformity and segmental instability. However the influence of stabilization on human vertebrae is still under debate. The aim of our study was to determine the effect of stabilization on spine by histomorphometric evaluation of vertebral bone biopsies in patients operated for thoracolumbar fracture and comparison of histomorphometric and densitometric changes.

Between 2009 and 2011, 10 patients with thoracolumbar fracture surgically treated in the department of Orthopedics and Traumatology of Ege University were included to our study. Preoperatively bone densitometry was performed at the left femoral neck and lumbar spine. Bone samples were obtained under fluoroscopic guidance from the vertebral body next to the fractured vertebra inside instrumentation and from the vertebra just outside of instrumentation. Bone biopsies from the same vertebrae were retaken in the same manner during implant removal after one year of stabilization. Later bone mineral density was measured again. Histomorphometry of obtained samples were performed and compared with densitometry data. ASIA, Oswestry and Hannover Spine scores were used to assess neurological and functional status of patients.

Our study population consisted of 10 patients: 5 men and 5 women. The mean age of the patients was 33 years (18-54). Five patients have associated fractures. The period of stabilization between posterior instrumentation and implant removal ranged from 12 to 16 months (mean 13 months). After one year of stabilization, histomorphometric evaluation of vertebrae revealed statistically insignificant decrease in trabecular bone volume, thickness of trabeculae and increased space between trabeculae. Vertebrae just outside of instrumentation were much more affected than vertebrae inside of instrumentation. Statistically significant decreases occurred in trabecular bone volume in the patients older than 30 years ($p < 0.05$). Densitometric evaluation before and after stabilization, revealed minimal decrease of T-score in lumbar region and statistically important decrease of hip T-score ($p < 0.05$). The comparison of densitometric and histomorphometric changes demonstrated correlation of spine T-score and trabecular bone volume before stabilization in vertebrae outside of instrumentation.

We conclude that after one year of stabilization vertebrae just outside of instrumentation has much more osteopenic changes than vertebrae inside of instrumentation. Hip density has more decrease than the spine density, what can be explained by decrease activity of patients. Patients older than 30 years histomorphometrically has tendency to osteopenic changes.

8. OLGU ÖRNEKLERİ

Vaka 1

Adı Soyadı : F.K.

Yaş, Cinsiyet : 54 y, Bayan

Tanı : T 12 vertebra Burst kırığı

Tedavi : T10-L2 Posterior Spinal Segmental Enstrumantasyon

Stabilizasyon Süresi : 13 ay

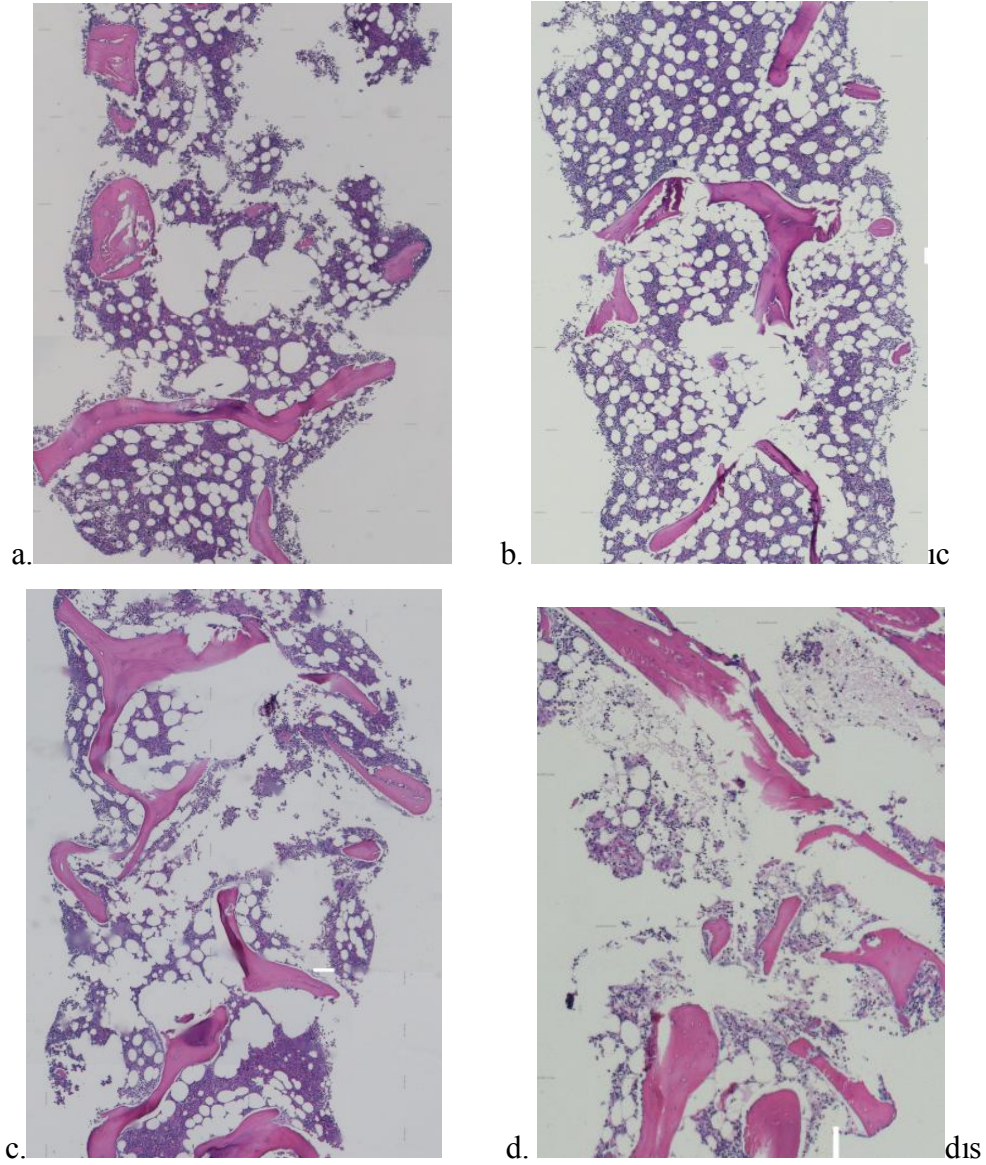
Oswestry skoru : 4

HANNOVER skoru : 71

ASIA skoru:E(hicbir norolojik defisit yok)

Dansitometri: Stabilizasyon öncesi: omurga T-skoru -2.5, kalca T-skoru- 0.8

Stabilizasyon sonrası: omurga T-skoru -2.8, kalca T-skoru -2.0



Şekil 6. Hasta F.K.Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü

Vaka 2

Adı Soyadı : İ.D.

Yaş, Cinsiyet : 38 y, Erkek

Tanı : T 11 vertebra Burst kırığı

Tedavi : T9-L1 Posterior Spinal Segmental Enstrumantasyon

Stabilizasyon Süresi : 14 ay

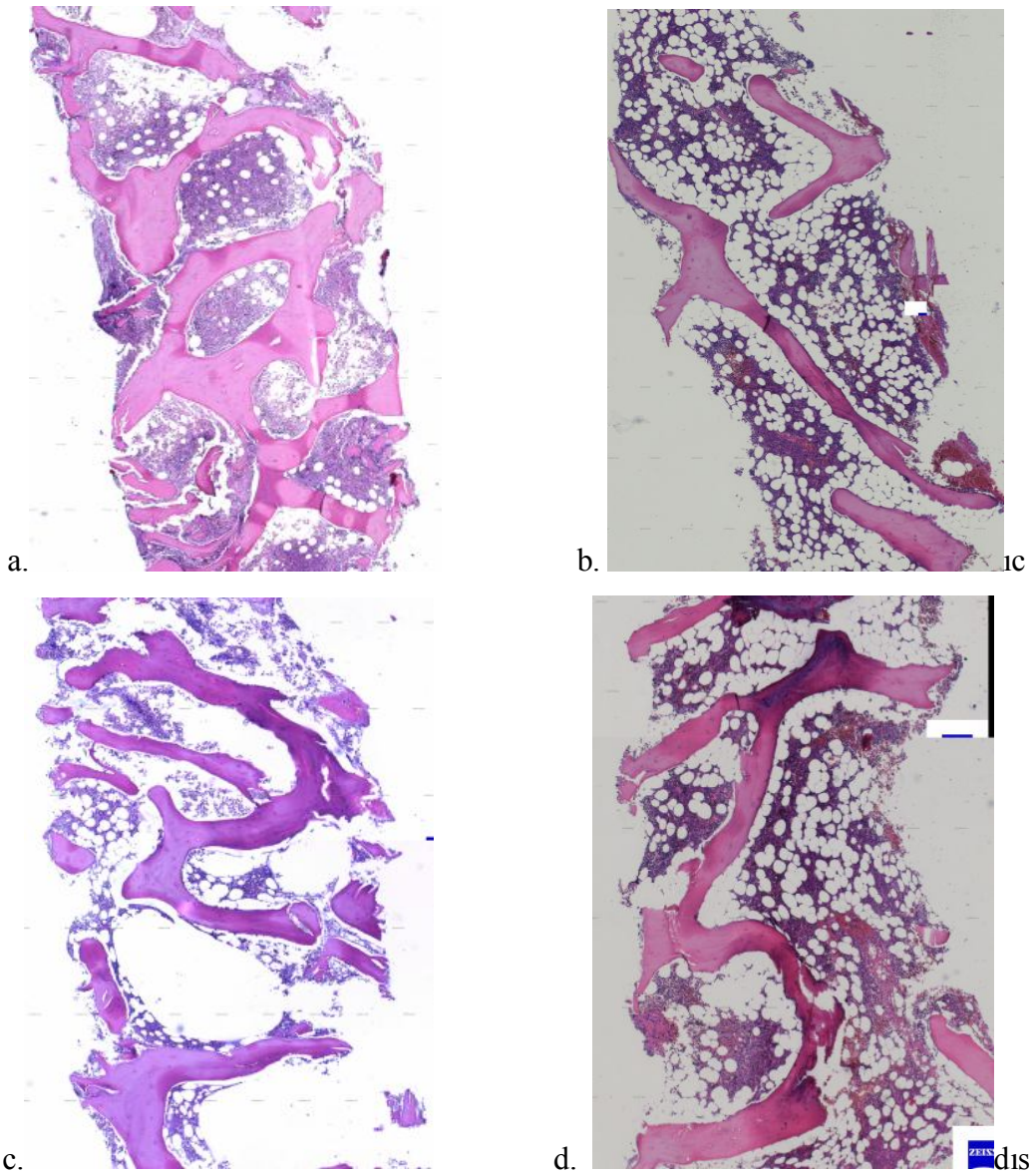
Oswestry skoru : 48

HANNOVER skoru : 67

ASIA skoru:B

Dansitometri: Stabilizasyon öncesi: omurga T-skoru 0.7, kalca T-skoru 1.1

Stabilizasyon sonrası: omurga T-skoru -0.1, kalca T-skoru 0.1



Şekil 7. Hasta İ.D.Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü

Vaka 3

Adı Soyadı : S.C.

Yaş, Cinsiyet : 25 y, Erkek

Tanı : L3 vertebra Burst kırığı

Tedavi : L1-L5 Posterior Spinal Segmental Enstrumantasyon

Stabilizasyon Süresi : 15 ay

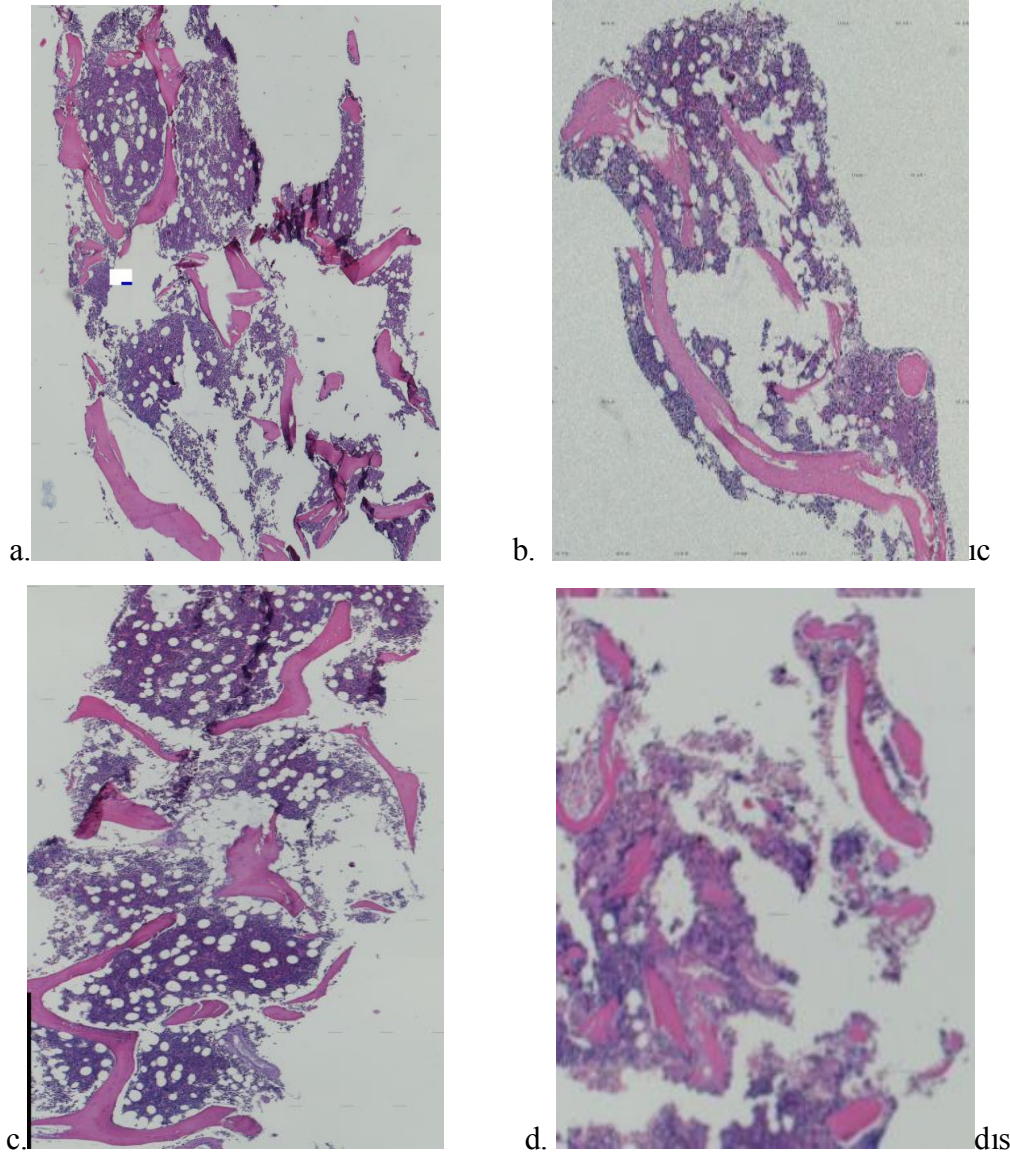
Oswestry skoru : 0

HANNOVER skoru : 77

ASIA skoru:D

Dansitometri: Stabilizasyon öncesi: omurga T-skoru -2.5, kalca T-skoru -0.7

Stabilizasyon sonrası: omurga T-skoru -3.1, kalca T-skoru -1.7



Şekil 8. Hasta S.C.Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü

Vaka 4

Adı Soyadı : S.Ö.

Yaş, Cinsiyet : 38 y, Erkek

Tanı : T 12 vertebra Burst kırığı

Tedavi : T10-L2 Posterior Spinal Segmental Enstrumantasyon

Stabilizasyon Süresi : 13 ay

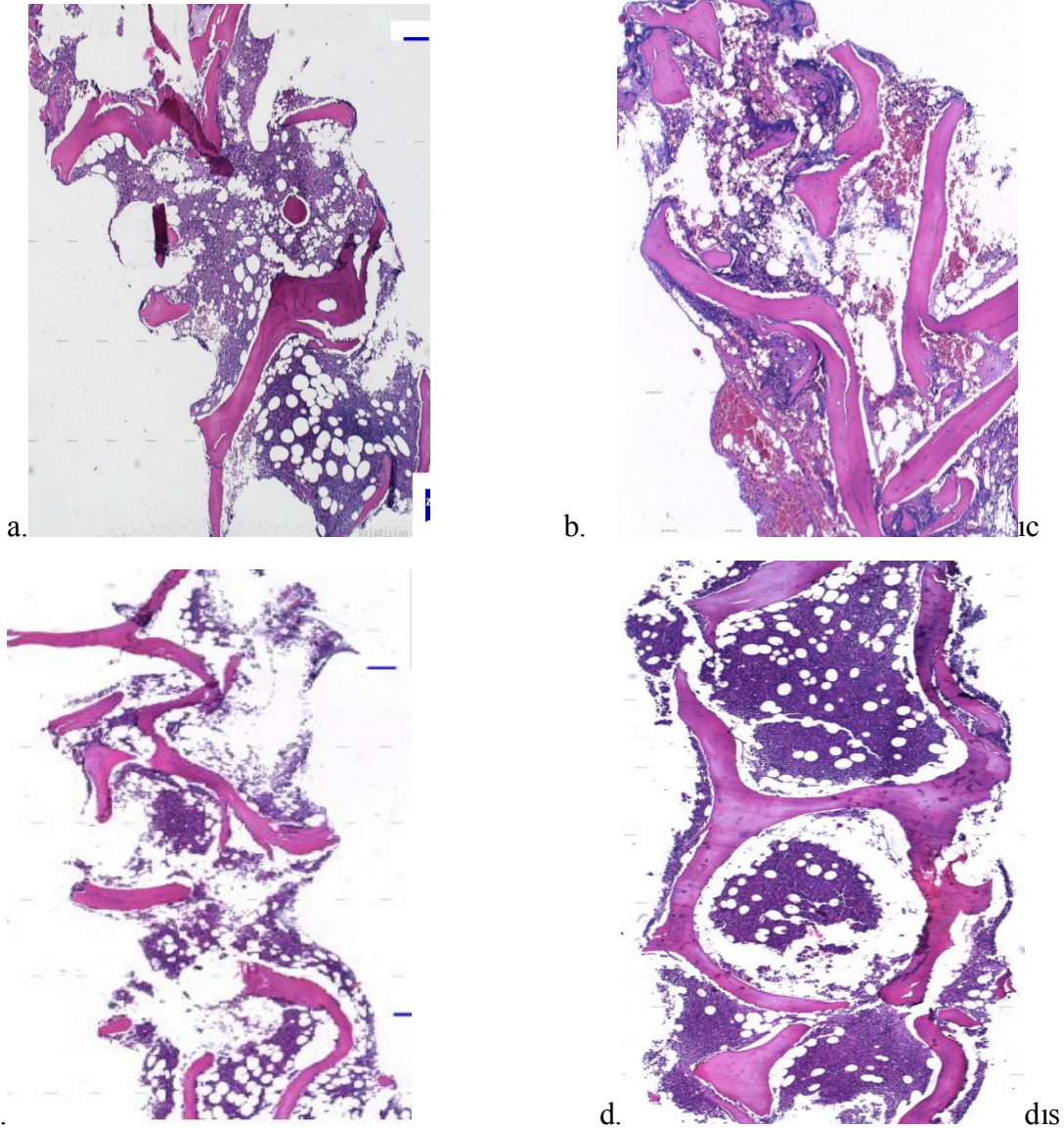
Oswestry skoru : 2

HANNOVER skoru : 81

ASIA skoru:E(hicbir norolojik defisit yok)

Dansitometri: Stabilizasyon öncesi: omurga T-skoru -2.6, kalca T-skoru -1.1

Stabilizasyon sonrası: omurga T-skoru -2.4, kalca T-skoru -2.6



Şekil 9. Hasta S.Ö.Stabilizasyon öncesi enstrumantasyon içi (a) ve dışı (b) ve stabilizasyon sonrası enstrumantasyon içi (c) ve dışı (d) vertebralardan alınan örneklerin mikroskopik görüntüsü

9. KAYNAKLAR

1. Ohlin A, Karlsson M, Duppe H, Hasserijs R, Redlund-Johnell I. Complications after transpedicular stabilization of the spine: A survivorship analysis of 163 cases. *Spine* 1994;19:2774-9
2. Whitecloud TS, Butler JC, Cohen JL, Candelora PD. Complications of the variable spinal plating system. *Spine* 1989;14:472-6.
3. Mitton D, Cendre E, Roux JP, Arlot ME, Peix G, Rumelhart C, Babot D, Meunier PJ. Mechanical properties of ewe vertebral cancellous bone compared with histomorphometry and high-resolution computed tomography parameters. *Bone*. 1998 Jun;22(6):651-8.
4. Sonntag VKH. History of spinal disorders. In: Menezes AH and Sonntag VKH (ed.s): Principles of spinal surgery. McGraw-Hill, New York 1996, pp 3-23
5. Hadra BE. Wiring the spinous processes in Pott's disease. *Trans Am Orthop Assoc*. 1891;4: 206-210
6. Albee FH. Transplantation of a portion of the tibia in to the spine for Pott's disease. *JAMA*1911; 57 : 885-886
7. Hibbs RA. An operation for progressive spinal deformities. *NY Med J*. 1911; 93: 1013-1016
8. Cloward RB. History of posterior lumbar interbody fusion. Springfield: Charles C Thomas. 1982.
9. King D. Internal fixation for lumbosacral fusion. *J Bone Joint Surg* 30A; 560-565, 1948.
10. Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg (Br)* 41; 248-259, 1959.
11. Harrington PR Treatment of scoliosis. *JBJS* 44A; 591-610, 1962.
12. Knodt H, Larrick RB. Distraction fusion of the lumbar spine. *Ohio State Med* 12; 1140-1142, 1964.
13. Luque ER. Interpedicular segmental fusion. *Clin Orthop* 203: 54-57, 1986.
14. Humpries AW, Hawk WA, Berndt AL. Anterior fusion of the lumbar spine using an internal fixation device. *J Bone Joint Surg (Am)*41; 371, 1959.
15. Magerl F. External skeletal fixation of the lower thoracic and upper lumbar spine. Berlin: Springer Verlag, 1982
16. Steffe AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. *Clin Orthop* 203; 45-53, 1986.

17. Krag MH, Beynnon BD, Pope MH. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar or lumbosacral spine. Design and testing. Clin Orthop 203; 75-98, 1986.
18. Edwards WC. The sacral fixation device: Paper presented to the meeting of the North American Spine Society. Laguna Niguel, California, July; 1985.
19. Zielke K, Von Strempel AV. Posterior lateral distraction spondylothesis using the twofold sacral bar. Clin Orthop 203; 151-158, 1986.
20. Cotrel Y, Dubousset J. Nouvelle technique d'osteosynthese rachidienne segnettoirre par vole posterieure. Rev Chir Orthop 70; 489-494, 1984.
21. Kemal M (M.Kemal Öke). Mal de Pott, traite par l'operation D'albee. Gazette Medicale d'Orient. 70; 996, 1925.
22. Onaran S. Kahillerde Mal de pott'un tedavisi. Türk Tıp Cemiyeti Mecmuası. 8; 178-19, 1942.
23. Oskay B. Mal de pott tedavisinde kemik aşılırları. Hastane 2; 169-178, 1948.
24. Oskay B. Kemik grefti ile füzyon ameliyatlarının yakın ve geç sonuçları hakkında anket. İkinci Türk Tüberküloz Kongresi; 537-540, 1955.
25. Aslanoğlu O. Albee ameliyatlarının bugünkü durumu. 5. Türk tüberküloz Kongresi Kitapçığı; 720-722, 1961.
26. Lök V. Posterior spinal füzyonun omurga tüberkülozu tedavisindeki yeri. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica VIII; 295-305, 1974.
27. Ege R. Füzyon ameliyatı yaparak tedavi ettiğimiz 74 vertebra tüberkülozuna ait özellikler. Tüberküloz ve Toraks mecmuası 10; 19-30, 1962. 66
28. Ege R. Vertebra füzyon ameliyatı(artrodez) ve teknik hususiyetleri. Gülhane As. Tıp Ak.Bült VII, 1-2; 19-38, 1962.
29. Ege R. Füzyon yaparak tedavi ettiğimiz 87 vertebra tüberkülozu. 17. Milli Türk Tıp Kongresi; 802-812.
30. Ege R. Vertebra füzyon ameliyatı ve kullandığımız metodun özellikleri. 17. Milli Türk Tıp Kongresi; 791-801.
31. Ege R. Vertebra tüberkülozu tedavisi ve tedavide füzyon ameliyatlarının değeri. Dirim 37; 230-239, 1962.
32. Ege R. Çocuk vertebra tüberkülozunda füzyon ameliyatlarının değeri. Pediatri 5; 33-43, 1962.
33. Ege R. Kliniğimizde tatbik edilen basitleştirilmiş Albee modifikasyonu. Deniz Tıp Bülteni 6; 34-39, 1960.

34. Ege R. Tıp tarihinde vertebranın yeri: Rıdvan Ege (editör); Omurga. S 1-13. Trafik Hastanesi Yayınları, Ankara, 1990.
35. Çakırgil GS. Skoliosiste Harrington enstrümantasyon endikasyonları ve 59 klinik vakamızın analizi. V. Milli Türk Ort ve Travmatoloji Kongresi, 1977.
36. Çakırgil GS, Çetin İ. Torasik ve lomber vertebraların ciddi fraktürlerinin cerrahisinde redüksüyon ve stabilizasyon: Harrington enstrümantasyonu ve spinal füzyon neticeleri. VI. Milli Türk Ort ve Travmatoloji Kongresi. 1979, Ankara.
37. Çakırgil GS. İdiopatik skolyozun ciddi eğriliklerinde Halo-femoral traksiyon ve Harrington enstrümantasyonu, spinal füzyonun etkinliği. IX. Milli Türk Ortopedi ve travmatoloji Kongre Kitabı. Düzenleyen Rıdvan Ege. 28-30 Ekim 1985, Alanya, S 272.
38. Çakırgil GS , Adıyaman S. İnstabil torakolomber kırıklarında konservatif tedavi ile Harrington ve Harrington-Luque instrumentasyonunun mukayeseli bir klinik çalışması.
39. Temoçin BO. Harrington metodu ile skolyoz tedavisinin üstünlüklerine dair klinik araştırma. Acta Orthopaedica et tramatologica Turcica. Suppl 3, 1978, S: 61-79.
40. Tiner M, Yücetürk G. Kliniğimizde harrington çubukları ile tedavi edilmiş skolyoz vakalarının sonuçları. 5. Türk Milli Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi. 1978 kongre kitabı.1978 Ankara, S 383-387.
41. Altay H. Harrington metodu ile skoliosiste korreksiyon ve içten fixation 4 olgu. II. Milli Türk Ort. ve Travmatoloji Kongresi, 1971. 42.Naderi S, Acar F, Mertol T, et al: Functional anatomy of the spine by Avicenna in his eleventh century treatise Al-Quanun fi al-Tibb (the Canons of Medicine). Neurosurgery, 52; 1449-54, 2003.
42. Naderi S, Acar F, Mertol T, et al: Functional anatomy of the spine by Avicenna in his eleventh century treatise Al-Quanun fi al-Tibb (the Canons of Medicine). Neurosurgery, 52; 1449-54, 2003.
43. Von Lackum HL. The lumbosacral region: An anatomic study and some clinical observations. JAMA, 82;1109-1114, 1924.
44. Panjabi MM, White AA. Basic biomechanics of the spine.Neurosurgery, 7:76-93, 1980.
45. White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. JB Lippincot, Philadelphia, 1990.
46. Doç.Dr.Hakan BOZKUŞ.(2012) Spinal Enstrümantasyon Ve Omurga Biyomekaniği.Http://Www.Turknorosirurji.Org.Tr/Pdf/Kurslar/Donem_2_Kurs_2/K

urs_Yazilari/Spinal_Enstrumantasyon.Doc.

47. White A III, Panjabi M. Clinical Biomechanics of Spine, 2nd ed. Philadelphia, JB Lippincott, 1990
48. Gertzbein SD, Seligman J, Holtby R, ve ark. Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease. Spine 10: 257-261, 1985
49. Woltring HJ, Long K, Osterbauer PJ, ve ark. Instantaneous helical axis estimation from 3-d video data in neck kinematics for whiplash diagnostics. J Biomech 27: 1415-1432, 1994.
50. Holdsworth H. Fracture, dislocations and fracture-dislocation of spine J Bone J Surg (Br) 45: 6-20, 1963.
51. Cusick J, Yoganandan N, Pintar F, ve ark. Biomechanics of sequential lumbar posterior surgical alteration. J Neurosurg 76: 805-811, 1992.
52. Panjabi M, Hausfeld J, White A. Biomechanical study of ligamentous stability of thoracic spine in man. Acta Orthop Scand 52: 315-326, 1981
53. Denis F. Spinal instability as deined by the three-column spine concept in acute spinal trauma. Clin Orthop 189: 65-76, 1984.
54. Yoganandan N, Ray G, Pintar F, ve ark. Stiff ness and strain energy criteria to evaluate threshold of injury to intervertebral joint. J Biomech 22: 135-142, 1989.
55. Kazarian L, Graves G. Compression strength characteristics of human vertebral centrum. Spine 2: 1-14, 1977.
56. Prasad P, King A, Ewing C. Role of articular facets during +Gz acceleration. J Appl Mech 41: 321-326, 1974.
57. Pintar F, Yoganandan N, Pesigan M, ve ark. Cervical vertebral strain measurements under axial and eccentric loading. J Biomech Eng 117: 474-478, 1995.
58. Myklebust J, Pintar F, Yoganandan N, ve ark. Tensile strength of spinal ligaments. Spine 13: 526-531, 1988.
59. Dvorak J, Antinnes JA, Panjabi MM, ve ark. Age and gender related normal motion of the cervical spine. Spine 17: S393-398, 1992.
60. Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE ve ark. In vivo flexion-extension of the normal cervical spine. J Orthop Res 9: 824-834, 1991.
61. Mimura M, Moriya H, Watanabe T, ve ark. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. Spine 14: 1135-1139, 1989.
62. Kotani Y, McNulty PS, Abumi K, ve ark. The role of anteromedial foraminotomy

- and the uncovertebral joints in the stability of the cervical spine. A biomechanical study. *Spine* 23: 1559-1565, 1998.
63. Baisden J, Voo LM, Cusick JF, ve ark. Evaluation of cervical laminectomy and laminoplasty. A longitudinal study in the goat model. *Spine* 24: 1283-1289, 1999
 64. Raynor RB, Pugh J, Shapiro I, ve ark. Cervical facetectomy and its effect on spine strength. *J Neurosurg* 63: 278-282, 1985
 65. Looker AC, Orwoll ES, Jonston CC Jr, LindsayRL, Wahner HW, Dunn WL, et al. Prevalence of low femoral density in older U.S.adults from NHANES III. *J Bone Miner Res* 1997;12(11):1761-8.
 66. Arslantaş D, Metintaş S, Unsal A, Işıklı B, Kalyoncu C, Arslantaş A. Prevalence of osteoporosis in middle Anatolian population using calcaneal ultrasonography method. *Maturitas* 2008;59(3):234-41.
 67. Gökçe Kutsal Y: Tarihsel süreçte osteoporoz. *Popüler Bilim Dergisi* 2003; 10(109)41–43.
 68. Kutsal YG. Osteoporoz. Kutsal YG, Aslan D ed. *Temel Geriatri*, Ankara:Güneş Tıp Kitabevleri, 2007 s: 901-913.
 69. Raisz LG, Rodan GA. Pathogenesis of osteoporosis. *Endocrinol Metab Clin N Am*, 32:1(2003): 15-24.
 70. Faulkner KG: Update on bone density measurement. *Rheum Dis Clin N Am* 2001; 27(1)81
 71. Cawte S: Clinical Trial Quality Assurance. In: Pearson D, Miller CG(Eds): *Clinical Trials in Osteoporosis*, Springer, Great Britain, 2002, pp:95–136.
 72. Cortet B, Boutry N, Dubois P, Bourel P, Cotten A, Marchandise X: In vivo comparison between Computed Tomography and Magnetic Resonance Image Analysis of the distal Radius in the assessment of Osteoporosis. *J Clin Densitometry* 2000; 3(1):15–26.
 73. Espallargues M, Sampietro-Colom L, Estrada MD, Sola M, del Rio L, Setoain), Granados A: Identifying Bone-Mass Related Risk Faktors for Fracture to Guide Bone Densitometry Measurements: A systemic Review of the Literature. *Osteoporosis Int* 2001; 12: 811–822.
 74. Chavassieux P, Arlot M, Meunier PJ: Clinical use of bone biopsi. In: Marcus D(Ed): *Osteoporosis*, Academic Press, USA, 2001;501–509.
 75. Faulker G, Pocock N: Future methods in the assessment of bone mass and structure. *Best Practice and Research. Clinical Rheumatology* 2001; 15(3): 359–383.

76. Akpolat V. Osteoporoz Tanısında Kullanılan Kemik Mineral Yoğunluğu Ölçüm Yöntemleri .Dicle Tıp Dergisi, 2008, Cilt: 35, Sayı: 3, (216-220)
77. Gluer CC: The use of bone densitometry in clinical practice. Clin Endocrinol Metab 2000; 14(2): 195–211.
78. Ooms ME, Lips P, Von Linger A, Valkenburg HA. Determinant of bone mineral density and risk factors for osteoporosis in healthy elderly women. J Bone Miner Res 1993; 8(6): 669-675
79. Kanis JA, Delmas P, Burckhardt P, Cooper C, Torgerson D. Guidelines for diagnosis and management of osteoporosis. Osteoporos Int 1997; 7: 390-406
80. Gökçe Kutsal Y: Osteoporoz tanısında görüntüleme yöntemleri ve histomorfometri. In: Gökçe-Kutsal Y(Ed): Osteoporoz.Güneş Kitabevi, Ankara, 2005, pp: 103–124.
81. World Health Organisation (WHO). Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis, technical report series, Geneva 1994; 5-6
82. WHO Technical Report Series 843: Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Geneva, 1994, World Health Organisation.
83. Kanis JA, Melton LJ, et al. : The diagnosis of osteoporosis. J Bone Miner Res, 1994, 9: 1137–1141.
84. Faulkner KG: Update on bone density measurement. Rheum Dis Clin N Am 2001; 27(1)81
85. Gökçe Kutsal Y: Osteoporoz tanısında görüntüleme yöntemleri ve histomorfometri. In: Gökçe-Kutsal Y(Ed): Osteoporoz.Güneş Kitabevi, Ankara, 2005, pp: 103–124.
86. Kanis JA, Gluer CC. An update on the diagnosis and assesment of osteoporosis with densitometry. Committtee of Scientific Advisors. International Osteoporosis Foundation. Osteoporosis Int. 2000; 11: 192– 202.
87. Kanis JA, Melton LJ, Christiansen C, Johnston CC, Khaltsev N.: The diagnosis of osteoporosis. J Bone Miner Res 1994; 9: 1137– 1141.
88. Stedman' Medical Dicti nary. Lippin cott Williams & Wilkins; 2006.
89. Collan Y, Aalto ML, Kosma VM, NaukkarinenA, Romppanen T, Syrjanen K. Stereology and morphometry in pathology. Kuopio, Finland, Kuopio University Pres; 1984.
90. Sternberg SS. Histology for pathologists, Raven Pres, New York. Chapter 3 Bone; 1992.p.61-8115.

91. Langub MC, Faugere MC, Malluche HH. Molecular bone morphometry Pediatr Nephrol 2000;14(629-635):30.
92. Yoshiki SA simple histological method for identification of osteoid matrix in decalcified bone Stain Technol 1973;48: 233-8.
93. Tripp EJ, MacKay EH. Silver staining of bone prior to decalcification for quantitative determination of osteoid in sections. Stain Technol 1972;47:129-36.
94. Başdemir G, Öztop F, Karali H. Kemik tektantitatif çalışmaları kemik doku sunun histomorfometrik değerlendirme yöntemleri 8. Ulusal Patoloji Kongresi Kitabı; 1989. s. 487.
95. Uusitalo H, Rantakokko J, Ahonen M, Jamsa T, Tuukkanen J, Kahari VM, et al. A metaphyseal defect model of the femur for studies of murine bone healing Bone 2001;28(4):423-9.
96. Gorustovich AA, Steimetz T, Nielsen FH, Guglielmotti MB. A histomorphometric study of alveolar bone modelling and remodelling in mice fed a boron-deficient diet Archives of Oral Biology 2008;53:677-682
97. Marino RJ; Barros T; et al.; (ASIA Neurological Standards Committee 2002); Burns, SP; Donovan, WH; Graves, DE; Haak, M; Hudson, LM et al. (2003). "International standards for neurological classification of spinal cord injury". J Spinal Cord Med. 26(Suppl 1): S50-6.
98. Fairbank, J.C., Couper, J., Davies, J.B., & O'Brien, J.P. (1980). The Oswestry low back pain disability questionnaire. Physiotherapy, 66, 271-2
99. Frankel HL, Hancock DO, Hyslop G, et al. The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. Paraplegia 1969;7:179-92.
100. McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE, Gurr KR, Warden KE, Cunningham BW. 1989 Volvo Award in basic science. Device-related osteoporosis with spinal instrumentation. Spine. 1989 Sep;14(9):919-262
101. Farey ID, McAfee PC, Gurr KR, Randolph MA. Quantitative histologic study of the influence of spinal instrumentation on lumbar fusions: a canine model. J Orthop Res. 1989;7(5):709-22
102. The effect of spinal implant rigidity on vertebral bone density. A canine model. McAfee PC, Farey ID, Sutterlin CE, Gurr KR, Warden KE, Cunningham BW. Spine (Phila Pa 1976). 1991 Jun;16(6 Suppl):S190-7.
103. Schimandle JH, Boden SD. Spine Update: The use of animal models to study spinal

fusion. Spine 1994;19:1998-2006

104. Myers MA, Casciani T, Whitbeck MG Jr, Puzas JE. Vertebral Body Osteopenia Associated With Posterolateral Spine Fusion in Humans Spine (Phila Pa 1976). 1996 Oct 15;21(20):2368-71.
105. Dempster, D.W., 2003. Bone microarchitecture and strength. Osteoporosis International 14 (5), S54–S56.
106. Sornay-Rendu, E., F. Munoz, F. Duboeuf & P. Delmas. 2005. Rate of forearm bone loss is associated with an increased risk of fracture independently of bone mass in postmenopausal women: the OFELY study. J. Bone Miner. Res. 20: 1929–1935.
107. Schuit, S.C., Mvd Klift, A.E. Weel, et al. 2004. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. Bone 34: 195–202.
108. Cummings, S.R., D.B. Karpf, F. Harris, et al. 2002. Improvement in spine bone density and reduction in risk of vertebral fractures during treatment with antiresorptive drugs. Am. J. Med. 112: 281–289.
109. Muller R, Hahn M, Vogel M, et al.: Morphometric analysis of non-invasively assessed biopsies: comparisons of high resolution QCT and histologic sections. Paper presented at the Twenty-fourth International Sun Valley Workshop on Hard Tissue Biology. Sun Valley, ID;1993.
110. Goldstein SA, Goulet R, McCubbrey D: Measurement and significance of three-dimensional architecture to the mechanical integrity of trabecular bone. Calcif Tissue Int 1993, 53 (Suppl 1):S127–S132; discussion S132–S133.
111. Halloran BP, Ferguson VL, Simske SJ, et al.: Changes in bone structure and mass with advancing age in the male C57BL/6J mouse. J Bone Miner Res 2002, 17:1044–1050.
112. Lane NE, Haupt D, Kimmel DB, et al.: Early estrogen replacement therapy reverses the rapid loss of trabecular bone volume and prevents further deterioration of connectivity in the rat. J Bone Miner Res 1999, 14:206–214.
113. Lane NE, Thompson JM, Strewler GJ, et al.: Intermittent treatment with human parathyroid hormone (hPTH[1-34]) increased trabecular bone volume but not connectivity in osteopenic rats. J Bone Miner Res 1995, 10:1470–1477.
114. Borah B, Dufresne TE, Cockman MD, et al.: Evaluation of changes in trabecular bone architecture and mechanical properties of minipig vertebrae by three-dimensional magnetic resonance microimaging and finite element modeling. J Bone

Miner Res 2000, 15:1786–1797.

115. Barou O, Valentin D, Vico L, et al.: High-resolution three-dimensional micro-computed tomography detects bone loss and changes in trabecular architecture early: comparison with DEXA and bone histomorphometry in a rat model of disuse osteoporosis. *Invest Radiol* 2002, 37:40–46.
116. Muller R, Hahn M, Vogel M, et al.: Morphometric analysis of non-invasively assessed biopsies: comparisons of high resolution QCT and histologic sections. Paper presented at the Twenty-fourth International Sun Valley Workshop on Hard Tissue Biology. Sun Valley, ID;1993.yukarda da var
117. Muller R, Hildebrand T, Ruegsegger P: Non-invasive bone biopsy: a new method to analyze and display three dimensional structure of trabecular bone. *Phys Med Biol* 1994, 39:145–164.
118. Muller R, Hahn M, Vogel M, et al.: Morphometric analysis of non-invasively assessed bone biopsies: comparison of high resolution computed tomography and histologic sections. *Bone* 1996, 8:215–220.
119. Muller R, Hildebrand T, Hauselmann HJ, et al.: In vivo reproducibility of three-dimensional structural properties of noninvasive bone biopsies using 3D-pQCT. *J Bone Miner Res* 1996, 11:1745–1750.
120. Newitt DC, Van Rietbergen B, Majumdar S: Processing and analysis of in vivo high resolution MR images of trabecular bone for longitudinal studies: reproducibility of structural measures and micro-finite element analysis derived mechanical properties. *Osteoporos Int* 2002, 12:278–287.
121. Newitt DC, Majumdar S, Van Rietbergen B, et al.: In vivo assessment of architecture and micro-finite element analysis derived indices of mechanical properties of trabecular bone in the radius. *Osteoporos Int* 2002, 13:6–13.
122. Saha PK, Gomberg BR, Wehrli FW: Three-dimensional digital topological characterization of cancellous bone architecture. *Int J Imag Syst Tech* 2000, 11:81–90.
123. Newitt DC, Lin JC, Wald LL, et al.: High resolution MRI of the human calcaneus in vivo using phased array surface coils. *Proceedings of the 4th Annual Meeting of the ISMRM*. New York: 1996:400.
124. Engelke K, Hahn M, Takada M, et al.: Structural analysis of high resolution MR images of the calcaneus compared to histomorphometry. In *American Society of Bone and Mineral Research*. Edited by Drezner M. Seattle: Blackwell Science

Inc.;1996:S474.

125. Link T, Majumdar S, Augat P, et al.: Can texture analysis of high resolution MR-images of the calcaneus be used to differentiate post-menopausal patients with and without osteoporotic fractures? *Osteoporos Int* 1997, 7:271.
126. Link TM, Majumdar S, Augat P, et al.: In vivo high resolution MRI of the calcaneus: differences in trabecular structure in osteoporosis patients. *J Bone Miner Res* 1998, 13:1175–1182.
127. Vieth V, Link TM, Lotter A, et al.: Does the trabecular bone structure depicted by high-resolution MRI of the calcaneus reflect the true bone structure? *Invest Radiol* 2001, 36:210–217.
128. Barou O, Valentin D, Vico L, et al. High-resolution three-dimensional micro-computed tomography detects bone loss and changes in trabecular architecture early: comparison with DEXA and bone histomorphometry in a rat model of disuse osteoporosis. *Invest Radiol* 2002;37:40–46.
129. Kulak CA, Dempster DW. Bone histomorphometry: a concise review for endocrinologists and clinicians. *Arq Bras Endocrinol Metabol*. 2010 Mar;54(2):87-98.
130. Bogdanffy GM, Ohnmeiss DD, Guyer RD. Early changes in bone mineral density above a combined anteroposterior L4-S1 lumbar spinal fusion. A clinical investigation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995 Aug 1;20(15):1674-8.
131. Lipscomb HJ, Grubb SA, Talmage RV. Spinal bone density following spinal fusion. *Spine* 1989;14:477–9
132. Wu K, Jett S, Frost HM. Bone resorption rates in rib in physiological, senile, and postmenopausal osteoporoses. *J Lab Clin Med* 1967;69:810–8.
133. Frost HM. The evolution of pathophysiologic knowledge of osteoporoses. *Orthop Clin North Am* 1981;12:475–83.
134. Frost HM. The spinal osteoporoses. Mechanisms of pathogenesis and pathophysiology. *Clin Endocrinol Metab* 1973;2:257–75.
135. Singh K, An HS, Samartzis D, Nassr A, Provus J, Hickey M, Andersson GB. A prospective cohort analysis of adjacent vertebral body bone mineral density in lumbar surgery patients with or without instrumented posterolateral fusion: a 9- to 12-year follow-up. *Spine*. 2005 Aug 1;30(15):1750-5.
136. Cakir B, Carazzo C, Schmidt R, Mattes T, Reichel H, Käfer W. Adjacent segment mobility after rigid and semirigid instrumentation of the lumbar spine. *Spine (Phila*

- Pa 1976). 2009 May 20;34(12):1287-91.
137. Whitecloud TS 3rd, Davis JM, Olive PM. Operative treatment of the degenerated segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994 Mar 1;19(5):531-6.
 138. Meunier P, Courpron P, Edouard C, et al.: Physiological senile involution and pathological rarefaction of bone. Quantitative and comparative histological data. *Clin Endocrinol Metab* 1973, 2:239–256.
 139. Dorr LD, Arnala I, Faugere MC, et al.: Five-year postoperative results of cemented femoral arthroplasty in patients with systemic bone disease. *Clin Orthop Relat Res* 1990, 259:114–121.
 140. Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, et al.: Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993, 14:231–242.
 141. Duncan H, Rao S, Parfitt AM: Complications of bone biopsy. In *Bone Histomorphometry*. Edited by Jee W, Parfitt AM. Paris: Societe Nouvelles de Publications Medicales et Dentaires; 1981:483–486
 142. Donovan MA, Dempster D, Zhou H, et al.: Low bone formation in premenopausal women with idiopathic osteoporosis. *J Clin Endocrinol Metab* 2005, 90:3331–3336.
 143. Bone HG, Greenspan SL, McKeever C, et al.: Alendronate and estrogen effects in postmenopausal women with low bone mineral density. Alendronate/Estrogen Study Group. *J Clin Endocrinol Metab* 2000, 85:720–726.
 144. McClung M, Clemmesen B, Daifotis A, et al.: Alendronate prevents postmenopausal bone loss in women without osteoporosis. A double-blind, randomized, controlled trial. Alendronate Osteoporosis Prevention Study Group. *Ann Intern Med* 1998, 128:253–261.
 145. Recker RR, Weinstein RS, Chesnut CH 3rd, et al.: Histomorphometric evaluation of daily and intermittent oral ibandronate in women with postmenopausal osteoporosis: results from the BONE study. *Osteoporos Int* 2004, 15:231–237.
 146. Arlot M, Meunier PJ, Boivin G, et al.: Differential effects of teriparatide and alendronate on bone remodeling in postmenopausal women assessed by histomorphometric parameters. *J Bone Miner Res* 2005, 20:1244–1253.
 147. Lindsay R, Zhou H, Cosman F, et al.: Effects of a one month treatment with PTH(1-34) on bone formation on cancellous, endocortical, and periosteal surfaces of the human ilium. *J Bone Miner Res* 2007, 22:495–502.
 148. Pernow Y, Hauge EM, Linder K, Dahl E, Sääf M., Bone histomorphometry in male

- idiopathic osteoporosis. *Calcif Tissue Int.* 2009 Jun;84(6):430-8. Epub 2009 Mar 24.
149. Thomsen JS, Ebbesen EN, Mosekilde L. Static histomorphometry of human iliac crest and vertebral trabecular bone: a comparative study. *Bone.* 2002 Jan;30(1):267-74.
 150. Cvijanovic O, Bobinac D, Zoricic S, Ostojic Z, Maric I, Crncevic-Orlic Z, Kristofic I, Ostojic L. Age- and region-dependent changes in human lumbar vertebral bone: a histomorphometric study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004 Nov 1;29(21):2370-5.
 151. Bogdanffy GM, Ohnmeiss DD, Guyer RD. Early changes in bone mineral density above a combined anteroposterior L4-S1 lumbar spinal fusion. A clinical investigation. *Spine (Phila Pa 1976).* 1995 Aug 1;20(15):1674-
 152. Togawa D, Lieberman IH, Bauer TW, Reinhardt MK, Kayanja MM. Histological evaluation of biopsies obtained from vertebral compression fractures: unsuspected myeloma and osteomalacia. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005 Apr 1;30(7):781-6.
 153. Diamond TH, Clark WA, Kumar SV. Histomorphometric analysis of fracture healing cascade in acute osteoporotic vertebral body fractures. *Bone.* 2007 Mar;40(3):775-80. Epub 2006 Dec 1.
 154. Rockoff SD, Sweet E, Bleustein J. The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae. *Calcif Tissue Res* 1969;3:163–75.
 155. Gertzbein SD Scoliosis Research Society. Multicenter spine fracture study. *Spine (Phila Pa 1976).* 1992 May;17(5):528-40
 156. Ozyalcin H, Aktuglu K, Sesli E. Traumatic thoracolumbar fractures. [Article in Turkish] *Acta Orthop Traumatol Turc* 1989; 23: 200- 3.
 157. Cendre E, Mitton D, Roux JP, Arlot ME, Duboeuf F, Burt-Pichat B, Rumelhart C, Peix G, Meunier PJ. High-resolution computed tomography for architectural characterization of human lumbar cancellous bone: relationships with histomorphometry and biomechanics. *Osteoporos Int.* 1999;10(5):353-60.
 158. Thomsen JS, Ebbesen EN, Mosekilde L. Predicting human vertebral bone strength by vertebral static histomorphometry. *Bone.* 2002 Mar;30(3):502-8.1
 159. Hongsdusit N, von Mühlen D, Barrett-Connor E. A comparison between peripheral BMD and central BMD measurements in the prediction of spine fractures in men. *Osteoporos Int.* 2006;17(6):872-7. Epub 2006 Mar 7.
 160. Cauley JA, Fullman RL, Stone KL, Zmuda JM, Bauer DC, Barrett-Connor E, Ensrud K, Lau EM, Orwoll ES; Mr. OS Research Group. Factors associated with the

- lumbar spine and proximal femur bone mineral density in older men. *Osteoporos Int.* 2005 Dec;16(12):1525-37. Epub 2005 May 11.
161. Walsh JS, Henry YM, Fatayerji D, Eastell R. Lumbar spine peak bone mass and bone turnover in men and women: a longitudinal study. *Osteoporos Int.* 2009 Mar;20(3):355-62. Epub 2008 Jul 16.
 162. Phillipov G, Phillips PJ. Skeletal site bone mineral density heterogeneity in women and men. *Osteoporos Int.* 2001;12(5):362-5.
 163. Alvine GF, Swain JM, Asher MA, et al. (2004) Treatment of thoracolumbar burst fractures with variable screw placement or Isola instrumentation and arthrodesis: case series and literature review. *J Spinal Disord Tech.* 17(4):251–64
 164. McLain RF, Sparling E, Benson DR (1993) Early failure of short-segment pedicle instrumentation of thoracolumbar fractures. A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 75(2):162–7.
 165. Frost HM. Measurement of human bone formation by means of tetracycline labeling. *Can J Biochem Physiol* 1969;41:331–342.
 166. Nottestad SY, Baumel JJ, Kimmel DB, et al. The proportion of trabecular bone in human vertebrae. *J Bone Miner Res* 1987;2:221–229.