



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ANATOMİ ANABİLİM DALI

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ  
ÜZERİNDEN BEL OMURLARININ GÖVDE HACMİNİN  
STEREOLOJİK OLARAK İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Çağrı ÇAVDAR**

**Samsun  
Ağustos-2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ANATOMİ ANABİLİM DALI

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ  
ÜZERİNDEN BEL OMURLARININ GÖVDE HACMİNİN  
STEREOLOJİK OLARAK İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Çağrı ÇAVDAR**

**Danışman  
Prof. Dr. Bünyamin ŞAHİN**

**Samsun  
Ağustos-2016**

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Çağrı Çavdar tarafından, Prof. Dr. Bünyamin ŞAHİN danışmanlığında hazırlanan “Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri Üzerinden Bel Omurlarının Gövde Hacminin Stereolojik Olarak İncelenmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından ../.../2016 tarihinde yapılan sınav ile Anatomi Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan:

Üye:

Üye:

ONAY

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

../.../2016

**Doç. Dr. Aydın HİM**  
**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü**

## TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans eğitimin süresince ve tez çalışmalarım sırasında bilgisi ve deneyimi ile bana her zaman destek olan, akademik görüş ve düşüncelerini daima örnek alacağım ayrıca eğitimim boyunca göstermiş olduğu sabırdan dolayı değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Bünyamin ŞAHİN'e, yüksek lisans eğitimime katkıda bulunan Anatomi Anabilim Dalında görev yapmakta olan hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım sırasında desteklerini benden esirgemeyen Anatomi Anabilim Dalı asistanı arkadaşlarıma da teşekkürü bir borç bilirim.



**ÖZET**  
**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ ÜZERİNDEN BEL**  
**OMURLARININ GÖVDE HACMİNİN STEREOLOJİK OLARAK**  
**İNCELENMESİ**

**Amaç:** Corpus vertebra'nın hacminin bilinmesi, meydana gelen deformasyonunun kantitatif bir değerle açıklanması, tedavi ve cerrahi müdahale için kritik öneme sahiptir. Bu çalışmamızda bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerinden bel omurlarının gövde hacimlerini stereolojik yöntemlerden Cavalieri prensibini kullanarak hesaplamayı amaçladık.

**Materyal ve Metot:** Çalışmamızda 30 erkek 30 kadına ait aksiyal yönelimli ve 3 mm kalınlığında ardışık kesitlerden oluşan abdominal BT görüntüleri kullanıldı. OsiriX programı ile görüntülerin eksenleri düzeltildi ve sagittal yönelimli 1 mm kalınlığında kesitler elde edildi. Görüntüler ImageJ programı ile 1/3 oranında sistematik rasgele örneklendi. Lumbal omur gövdelerinin hacimleri Cavalieri prensibi ile hesaplandı.

**Bulgular:** Erkeklerin boyu kadınlardan daha uzun iken ( $p<0,001$ ) yaş ve ağırlık bakımında fark gözlenmedi ( $p>0,05$ ). L1- L5 arasındaki omurların gövde hacimleri erkeklerde 42,31; 46,01; 48,6; 49,15 ve 45,58 cm<sup>3</sup> olarak hesaplandı. L1- L5 arasındaki omurların gövde hacimleri kadınlarda 31,92; 35,74; 38,78; 40,56 ve 38,98 cm<sup>3</sup> olarak hesaplandı. Erkeklerin omur gövdelerinin hacimleri kadınlarinkinden büyüktü ( $p<0,001$ ). Bireylerin omur gövde hacimleri ile yaş ve boy arasında yüksek düzeyde korelasyon gözlemlendi ( $p<0,001$ ).

**Sonuç:** Çalışmamızda erkek ve kadın arasında omur gövdelerinin büyüklükleri arasında gözlenen farklılık genel biyolojik sınırlar içerisinde olabilir. Ancak, ağırlık ve yaşın cinsiyetler arasında farklı olmadığının tespiti, kadınların omur gövdelerinin ağırlığa oranla daha küçük olduğunu ortaya çıkardı. Bu durum, omur hacimlerin ağırlıktan bağımsız olarak kadında daha küçük olduğunu göstermektedir. Kadınlarda omur kırıklarının muhtemel nedenlerinden birisi de bu olumsuz yöndeki ilişki olabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Bilgisayarlı tomografi; cavalieri prensibi; hacim; lumbal omur; stereoloji

**Çağrı ÇAVDAR, Yüksek Lisans Tezi**

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, Ağustos - 2016**

## ABSTRACT

### STEREOLOGICAL EVALUATION OF THE VOLUME OF THE LUMBAR VERTEBRAL BODIES ON COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES

**Aim:** Knowing the volume of vertebral bodies are of importance for quantitative explanation of the occurred deformation, and has critical importance for the treatment and surgical intervention. In the present study, the volume of the lumbar vertebral bodies estimated using the Cavalieri principle of the stereological techniques on computed tomography (CT) images.

**Material and Method:** Abdominal CT images in axial plane of consecutive sections with 3mm thickness from 30 females and 30 males were converted to sagittal images to obtain section in 1mm using OsiriX software. The images were sampled in 1/3 fraction depending on the systematic random sampling in ImageJ. Volumes of lumbar vertebrae were measured using the Cavalieri principle.

**Results** While the males were taller than that of females ( $p \leq 0.001$ ), there were no differences for the age and weight ( $p > 0.05$ ). The mean volumes of the vertebrae were 42.31; 46.01; 48.6; 49.15 ve 45.58 cm<sup>3</sup> for the males. They were 31.92; 35.74; 38.78; 40.56 ve 38.98 cm<sup>3</sup> for the females. The volumes of vertebrae were larger in males ( $p < 0.001$ ). The volumes of the vertebral bodies in the males were larger than that of the females ( $p \leq 0.05$ ). High correlations were observed between the vertebral body volume and age and length ( $p < 0.001$ ).

**Conclusion:** The size difference of the vertebrae between male and female is within the limit of general biological variance. Despite of similarities for the weight and age between sexes, the volumes of the vertebral bodies were smaller regarding the weight of the females. This reveals that the size of vertebral body is smaller independent from their body sizes. This may explain why the occurrence of the vertebral body fractures prevalence is higher in the females.

**Keywords:** Cavalieri principle; computed tomography; lumbar vertebra; stereology; volume

Çağrı ÇAVDAR, Master Thesis

Ondokuz Mayıs University – Samsun, August – 2016

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	iv
<b>ABSTRACT</b> .....	v
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	vi
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	4
2.2. Stereoloji .....	6
2.2.1. Etkinlik Verimlilik .....	6
2.2.2. Tarafsızlık .....	7
2.2.3. Sistematik Rastgele Örnekleme .....	9
2.2.4. Cavalieri Prensibi .....	11
2.2.5. Hata Katsayısının Hesaplanması .....	14
<b>3. MATERYAL VE METOT</b> .....	15
3.1. Hacim Hesaplama .....	27
3.2. Hata Katsayısı Hesaplama .....	30
<b>4. BULGULAR</b> .....	32
<b>5. TARTIŞMA</b> .....	50
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	57
<b>KAYNAKLAR</b> .....	58
<b>EKLER</b> .....	63
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	68

## 1. GİRİŞ

Omurga yaralanmaları her yaşta ve cinsiyette görülebilir. Omurga yaralanmaları trafik kazaları, iş kazaları ve spor yaralanmaları gibi bir incinme sonucu gelişebileceği gibi yaşlanma, tümör, enfeksiyon ve osteoporoz gibi travmatik olmayan sebepler sonucunda da meydana gelmesi mümkündür. Yaşamın doğal süreçlerinden biri olan yaşlanma omurga deformasyonunun sebeplerinden biridir (Yazar ve Altun, 2007).

Yaşlanma primer ve sekonder yaşlanma olarak iki gruba ayrılabilir. Primer yaşlanma; doğuştan, programlı, genetik ve kaçınılmaz bir durum iken, sekonder yaşlanma; günlük aktiviteler sonucu kümülatif, tekrarlayan fiziksel stres ile ilgilidir. Yaşlanma insan vücudunun tümünü etkileyen bir süreçtir. Kemik doku da bu süreçten etkilenen dokulardan biridir (Yazar ve Altun, 2007).

Yaşlanma süresince kemik mineral yoğunluğunda değişim gözlenir. Normal kemik yoğunluğu  $0,05 - 0,30 \text{ g/cm}^3$  arasında değişiklik gösterir (Ferguson ve Steffen, 2003). Kemik mineral yoğunluğu yirmi beş ve otuz yaşlarında zirve yapar. Bu oran 40-50 yaşlardan sonra azalmaya başlar. Erkeklerde %30, kadınlarda ise %50 kayıp oluşur. Neticede kemikte kortikal incelme ve trabeküler ultra strüktüründe azalma meydana gelir. Bunun sonucu olarak kırılabilirlik artar (Mazess, 1982; Keller, 1994). Yaşlanma ile omurgada oluşan deformasyonun kemik yoğunluk kaybı ile yakın ilişkisi vardır. Yaş ile birlikte omurgada deformasyonlarda artar ve en sık alt lomber omurgalarda gözlenir (Battie ve Viteman, 2004).

Vertebral kolon yaralanmaları yüksek enerjili incinmeler sonucu meydana gelen ciddi yaralanmalardır. Nöral dokulara yakın komşuluğu nedeniyle diğer kemik yaralanmalarından daha önemlidir (Leventhal, 1998).

Kompresyon kırıkları genç bireylerde ciddi travmalardan sonra ortaya çıkabilirken, özellikle yaşlı bireylerde osteoporoz veya kötü huylu tümörlere bağlı olarak daha sık ortaya çıkmaktadır (Woodhouse, 2003).

Vertebroplasti, omurga içerisine akrilik kemik çimentosu enjekte edilerek yapılan bir işlemdir (Doğan ve ark., 2006). Bu teknikte büyük çaplı bir iğne ile omur gövdesine Bilgisayarlı Tomografi (BT) yöntemi yardımı ile girerek akrilik veya başka bir çimentonun enjeksiyonu gerçekleştirilmektedir (Dean ve ark., 1999; Levine ve ark., 2000).



Perkütan vertebroplasti uygulamalarında omurga gövdesinin yeterince güçlü olması için, omurga gövdesi hacminin % 30'u kadar kemik çimentosu enjekte edilmesini önermişlerdir. Ancak bu miktar yeterli güçlendirmeyi sağlamakla beraber çimento sızıntısına sıkça rastlanmaktadır. Bu nedenle çimento miktarı hassas bir şekilde ayarlanabilmelidir (Tack ve ark., 2001; Mousavi ve ark., 2003). Omurga gövdesinin sızıntıya sebep olunmadan güçlendirilebilmesi için, kullanılacak çimento miktarını hesaplarken omurga gövdesi hacminin de bilinmesi gerekir (Çolakoğlu, 2006).

Columna vertebralis'te meydana gelen travmatik veya travmatik olmayan kırıklar ve deformiteler, corpus vertebra'da kitle kaybına neden olur (Odacı ve ark., 2003). Tedavi ve cerrahi müdahale için kaybolan kitlenin miktarının bilinmesi önemlidir. Cerrah omurga cisminin hacmini bildiği takdirde, duruma göre kesip alınacak kemik miktarını belirlemede ya da vertebroplasti işleminde deforme omurgaya enjekte edilecek çimento miktarını belirlemede bu bilgiden faydalanarak etkin bir tedavi uygulayabilir (Odacı ve ark., 2003; Molloy ve ark., 2003).

Biyolojik yapılar hakkında bilgi edinmek için farklı parametreler kullanılır. Bu değerlerden biride hacmidir. Düzgün geometrik yapıların hacimleri uygun matematiksel formüller kullanılarak hesaplanabilmektedir. Ancak çoğu zaman canlı yapılar karmaşık şekilli yapılardır. Ayrıca çevrelerindeki dokulardan izole edilmeleri de zordur. Bu durumda Cavalieri prensibi kullanılarak bu yapıların hacimleri hesaplanabilir (Canan ve ark., 2002).

Cavalieri prensibini uygulayabilmek için, hacmi hesaplanmak istenen yapı eşit aralıklı ve birbirine paralel kesitlerle başından sonuna kadar dilimlere ayrılır. Daha sonra her bir dilimin aynı yöne bakan yüzeylerinin alanları uygun bir yöntemle hesaplanır. Tüm dilimlerden elde edilen toplam yüzey alanı değeri, dilimlerken kullandığımız ortalama dilim kalınlığı ile çarpılırsa, yapının toplam hacminin tarafsız bir hesaplaması elde edilir (Gundersen ve ark., 1988; Royet, 1991).

Son yıllarda klinik uygulamalarda radyolojik tetkiklerden elde edilen görüntüler üzerinde hacim hesaplama yöntemi olarak Cavalieri prensibinin sıklıkla uygulandığı gözlenmektedir (Odacı ve ark., 2005). BT ya da Manyetik Rezonans (MR) görüntüleme sistemleri kullanılarak, incelenen yapıdan birbirine paralel ve eşit kalınlıkta kesit görüntüleri elde edilebilmektedir. Görüntülerin bu özelliği incelenen

yapının hacminin Cavalieri prensibi ile hesaplanmasına olanak vermektedir (Odacı ve ark., 2005).

Literatürde omurga gövdesinin büyüklüğünün belirlenmesi üzerine kullanılan çeşitli yöntemler mevcuttur. Komemushi ve ark. (2005), kompresyon kırığı olan 104 omuru vertebroplasti yöntemi ile tedavi etmiş. Çalışma öncesi ve sonrasında omurların gövde hacimlerini bilgisayar destekli görüntüleme programlarını kullanarak ölçmüş. Sonuç olarak vertebroplasti sırasında kullanılan çimento miktarı ile omurga gövde hacmi arasında korelasyon olduğunu göstermiştir.

Ancak elde edilen değerler subjektif olup gerçek hacim değerlerini yansıtmamaktadır. Ayrıca bu yöntemlerde üç boyutlu yapı hakkında bilgi edinmek için iki boyutlu görüntüler kullanılırken üçüncü boyut ihmal edilmekte ve gerçek hacim hakkında doğru bilgi elde edilememektedir (Çolakoğlu, 2006).

Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans (MR) ile elde edilen kesit görüntülerinden üç boyutlu rekonstrüksiyon yazılımları kullanılarak doku ve organların hacimleri hesaplanabilmektedir (Bifulco ve ark., 2010; Limthongkul ve ark., 2010). Bu tür yöntemler özel yazılım, bilgisayar sistemi ve eğitimli personele ihtiyaç duymasından ve mevcut BT sistemini işgal etmesinden dolayı etkin olarak kullanılamamaktadır (Çolakoğlu, 2006).

Çalışmamızda sağlıklı 30 erkek 30 kadın bireyden elde edilen BT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi kullanılarak bel bölgesi omurlarının gövde hacimleri hesaplanmış ve hesaplanan değerlerin cinsiyetler arasındaki farkı, yaş, boy ve kilo ile ilişkisinin istatistiksel olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Omurga (Columna Vertebralis)

Embriyoda omurlar, komşu somitlerden köken alan ve sklerotom adı verilen hücrelerden intersegmental olarak gelişirler. Her bir omur alttaki iki somitin kraniyal kısımlarından ve üstteki iki somitin kaudal kısımlarından köken alır. Spinal sinirler segmental olarak gelişir ve omurların arasında uzanırlar (Richhard ve ark., 2007).

Columna vertebralis, karmaşık mekanik bir yapıdır. Kafatası tabanından başlayıp, boyun ve tüm gövde boyunca uzanan, vücudun merkezi kemik sütunudur. Bu kemik kolon tüm omurganın biyomekanik özelliğini taşıyan ve omurga adı verilen 33 kemiğin düzenli bir şekilde üst üste sıralanması ile oluşur. Omurga ortalama 72-75 cm uzunluğundadır (Beyazova ve Gökçe, 2011).

Omurgayı oluşturan ilk 24 omur hareketli eklemler vasıtasıyla birbirlerine bağlanmışlardır. Bu özelliklerinden dolayı bu omurlara gerçek omurgalar, hareketli omurgalar veya presakral omurgalar denilmektedir. Geriye kalan 9 omurun 5'i kendi aralarında birleşerek os sacrum'u, 4'ü de os coccygis'i oluşturur. Bunlara da yalancı omurgalar veya sabit omurgalar olarak adlandırılırlar (Arıncı ve Elhan, 2006).

Columna vertebralis morfolojik yapı ve buldukları yere göre beş gruba ayrılır. Yukarıdan aşağıya doğru 7'si Vertebrae cervicales 12'si Vertebrae thoracicae 5'i Vertebrae lumbales olarak isimlendirilir. Bunlarında altında os sacrum ve os coccygis bulunur (Arıncı ve Elhan, 2006).

Omurga düz bir sütun şeklinde olmayıp yayvan bir "S" harfi şeklindedir. Doğum öncesi yaşamda, önce öne doğru konkavite gösteren bir yay şeklinde olan omurga, geç fütal dönemde ve doğumdan sonra, çocuğun başını tutması, emeklemesi, ayakta dik durması ve yürümesi gibi gelişim periyodlarında ilave eğrilikler kazanır. Normal ve sagittal planda ortaya çıkan bu eğrilikler; boyun bölümünde arkaya doğru konkavite (servikal lordoz), göğüs bölümünde arkaya doğru konveksite (torakal kifoz), bel bölgesinde arkaya doğru konkavite (lumbal lordoz), sakral bölgede arkaya doğru konveksite (sakral kifoz)'dir. Bu eğriliklerden torakal ve sakral bölgedekiler fetüste görüldüğünden primer eğrilik, boyun ve bel bölgesindekiler doğumdan sonra ortaya çıktığı için seconder eğrilik olarak adlandırılır (Yıldırım, 2003).

Bölgesel farklılıklar gösterebilir de bütün omurlar bazı genel özelliklere sahiptirler. Tipik bir omur, bir cisim (*corpus vertebrae*), bu cisme bağlanan bir kemer (*arcus vertebrae*) ile bazı çıkıntılar (*processus vertebrae*) içerir (Snell, 2006).

Omurga cismi, silindirik trabeküler kemik ile ince kortikal kemik çatıdan oluşmaktadır. Alt ve üst yüzeylerini konkav kıkırdaksı son plak oluşturmaktadır. Normal şartlarda çok büyük kompresif yükleri taşıyabilecek güçte yapılmış olup, artan kompresif yüke mekanik bir adaptasyon olarak kaudala gidildikçe boyutları büyür (Berry ve ark., 1987). Presakral tipik omurlardan üçüncü boyun omuru en küçük, dördüncü lumbal omur en büyük cisme sahiptir (Beyazova ve Gökçe, 2011).

Gövdenin arka tarafındaki kemere *arcus vertebrae* denilir. *Arcus vertebrae*, laminalar ve pediküllerden oluşur. İki pedikül, *arcus vertebra*'yı *corpus vertebrae*'ya bağlar. İki yassı laminada orta hatta birleşmek üzere pediküllerden çıkar ve *arcus vertebrae*'nin arka kısmını oluşturur (Arıncı ve Elhan, 2006).

*Arcus vertebrae*'ler *Corpus vertebrae* ile birleşerek foramen (*for.*) *vertebrae*'yi bunlar da üst üste dizilerek *canalis vertebralis*'i oluştururlar. Vertebral kanal içinde omurilik yer alır (Yıldırım, 2003).

*Arcus vertebra*'nın komşu kemiklerle eklem yapan ve üzerine kasların yapıştığı bir spinöz, iki transvers ve dört artiküler olmak üzere yedi çıkıntı uzanır (Richard ve ark., 2007). *Processus (proc.) transversus*, pedikül ve laminanın birleşme yerinde üst ve alt eklem çıkıntıları arası mesafenin ortalarından laterale doğru uzanırlar. *Proc. spinosus* orta kısımdan arkaya doğru uzanan tek çıkıntıdır. *Proc. articularis superior* ve *inferior* omurların eklemleşmesinde rol oynar (Arıncı ve Elhan, 2006).

Pediküllerin üst ve alt kenarlarındaki çentikler *incisura (inc.) vertebralis superior* ve *inferior* adını alırlar. Her iki tarafta komşu omurgaların *inc. vertebralis inferiorları* ile *superiorları* birlikte *for. intervertebrale*'leri oluştururlar. Bu delikler, spinal sinirlerin ve kan damarlarının geçmesine olanak verirler (Snell, 2006). *Vertebrae lumbales*, presakral omurların en sağlam ve en büyükleri olup 5 tanedir (Yıldırım, 2003). *For. transversarium*'larının bulunmamasıyla boyun omurlarından gövdelerinde ve transvers çıkıntılarında eklem yüzü bulunmaması ile de göğüs omurlarından ayrılır (Arıncı ve Elhan, 2006).

Beşinci lumbal omurga hariç olmak üzere *proc. transversus*'ları genellikle ince ve uzundur. Beşinci lumbal omurganın *proc. transversus*'u büyük ve koni şeklindedir.

Buraya pelvis ile arasında uzanan ligamentum iliolumbale tutunur (Richhard ve ark, 2007).

Foramen vertebra üçgen şeklinde olup torakal vertebralarinkinden daha büyüktür. Pedikülleri çok kuvvetli olup, gövdenin üst yarısına tutunurlar. Bu nedenle inc. vertebralis inferior büyük olarak görülür. Laminaları geniş kısa ve kuvvetlidir. Proc. spinus'ları kısa, yassı ve dörtköşe şekildedir (Arıncı ve Elhan, 2006).

## **2.2. Stereoloji**

Yapıların sayısı, uzunluk, alan ve hacim gibi sayısal değerleri ile uğraşan yöntem bilimidir. Stereoloji, üç boyutlu örneklerin iki boyutlu kesitlerinden elde edilen verilere dayanarak, onların gerçekteki üç boyutlu özellikleri ile ilgili yorumlar yapılmasını sağlayan bilim dalının adıdır (Howard ve Reed, 1998).

Stereolojik metotların bilinmesi, organizmaların mikroskobik ve makroskobik yapılarının morfolojisi ile ilgili yapılan çalışmalarda kullanılan geleneksel metotlardaki hataları ve eksiklikleri gidermeyi sağlar. Geleneksel metotlarda ağırlıklı olarak üç boyutlu yapıların iki boyutlu kesit görüntüleri üzerinden değerlendirme yapılmaktadır. Bu çalışmalarda üçüncü boyutun ihmal edilmesi önemli eksikliklere neden olmaktadır (Howard ve Reed, 1998). Stereoloji de ise etkin (daha kısa zamanda daha az hatalı iş yapmayı sağlayan) ve tarafsız (gerçek değerden sistematik bir sapmaya sebep olmayan) metotlar ile bu ve benzeri problemleri ortadan kaldırmak üzere geliştirilmiş kurallar bütünüdür (Canan, 2005).

### **2.2.1. Etkinlik Verimlilik**

Kısa bir çalışma süresi içerisinde, az oranda değişiklik gösteren verilerin elde edilebilmesi anlamında kullanılmaktadır (Çolakoglu, 2006).

Stereolojik yöntemlerin en önemli özelliği iş yükünü azaltarak istatistiksel doğruluk çerçevesinde sonuçlar elde edilebilmesini sağlamaktır. Örneğin, bir organ içerisindeki hücrelerin tamamını teker teker saymak, bazı küçük organlar için mümkün olsa da çoğu yapıda bu işlemi gerçekleştirmek oldukça zor ve zahmetli bir iştir. Böyle bir yöntemle sayımı gerçekleştirmek yerine sayımı yapılacak organdan yeterli sayıda örneklem alarak bu değerleri tespit etmek hem zamandan tasarruf etmemizi hem de rutinde kullanılmasına imkân sağlar (Canan, 2011).

Örnekleme yoluyla herhangi bir niceliği hesaplamak; örneğin yapının tamamını temsil edebilecek küçük bir parça üzerinde ölçümler yapmak ve bu ölçümün tüm yapıya olan oranına bakarak hesaplamaktır. Örnekleme ile yapılan hesaplamalar doğal olarak gerçek değerden belli bir farklılık gösterecektir. Bu farklılıklar istatistiksel bakımından kabul edilebilir sınırlar içerisinde tutulduğu sürece elde edilen hesaplama değeri güvenilir bir sonuç olarak kabul edilir (Howard ve Reed, 1998).

Etkinlik prensibi ile ilgili olarak bir diğer önemli konu ise, örnekleme sayısının belirlenmesidir. Örnekleme sayısının artırılması hata katsayısını az bir miktar azaltsa da iş gücünü ve diğer maliyetleri arttırdığı için daha büyük bir kayba neden olur (Canan ve ark., 2005)

Bu durum özellikle bireyler arasındaki biyolojik varyasyonun, bir birey içindeki varyasyondan çok daha büyük olmasından kaynaklanmaktadır. Dolayısıyla bu tip çalışmalarda hata katsayısının büyük kısmı, çalışmada kullanılan örnekler arasında ki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Böyle çalışmalarda hata katsayısını istenen seviyeye çekmek için aynı bireyler içinden daha fazla örneklem yapmak yerine, çalışmaya daha fazla birey dahil etmek gerekir (Gundersen ve ark., 2005).

### **2.2.2. Tarafsızlık**

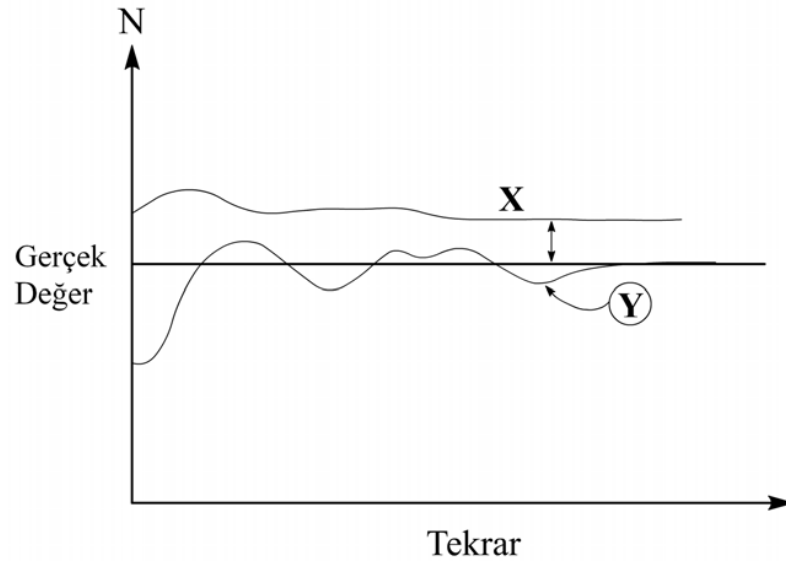
Stereolojide hata kaynakları çeşitli olmakla beraber, en fazla karşılaşılanı, çalışılan yapı ile ilgili çeşitli ön kabullerin yapılması ve kesitlerden elde edilen verilerin gerçek üç boyutlu yapı ile ilgili özelliklerle ilişkilerinin tam olarak anlaşılabilmesidir. Eğer bu ve buna benzer hata kaynakları görmezden gelinir veya gözden kaçırılırsa, sistematik bir biçimde gerçek değerden sapmalar olabilecektir. Böyle bir yaklaşımda, kesin olarak yanlış sonuçlar elde edilebileceğini söylemek mümkün değilse de, tesadüfi olarak gerçek sonuçların elde edilmesi durumunda dahi, hataların etkileri gizli ve belirlenemez olduğu için, sonuçların ne derece gerçeği yansıttığı belirlenemeyeceğinden, bu tip bir çalışmanın güvenilirliğinden de söz edilemez (Howard ve Reed, 1998).

Tarafsızlık, tekrarlayan ölçümler sonucu, gittikçe gerçek değere yaklaşan, yani gerçek değerden sistematik bir sapma göstermeyen hesaplamayı belirtmek için kullanılan bir terimdir. Örnekleme yapılan bir çalışmada, doğru sonuçların elde edilmesi için tarafsız olmalıdır. Çalışmada kullanılan yöntemden kaynaklanan veya uygulama

sirasında yapılması gereken, doğrulanamayan ön kabuller varsa, bu çalışma taraflıdır. Yani gerçek değerden sistematik bir sapma gösteriyordur. Çalışılan yapının gerçek değeri bilinmediği için yöntemin sebep olduğu taraflılık ve sonuçların gerçek değerden ne kadar saptığı tespit edilemez. Bu nedenle çalışmanın sonuçları gerçek değerden farklı olabilir (Odacı ve ark., 2004; Odacı ve ark., 2005).

Tanı için rutinde kullanılan BT ve MR görüntüleme tekniklerinden elde edilen görüntüler üzerinden yapılan çalışmalar dikkate alındığında örneklemede tarafsızlığın kendiliğinden gerçekleştiği görülür. Bunun nedeni elde edilen görüntü serilerinin başlangıcının tamamen rastgele ve önceden belirlenememesidir (Odacı ve ark., 2005).

Cavalieri prensibi kullanılan çalışmalarda örneklemin incelenen nesnenin hep aynı noktasından başlanarak yapılması ve inceleme yapılması örnekleme taraflılığına neden olur. Stereolojide sistematik rastgele örnekleme (SRÖ) metodu kullanılarak örnekleme taraflılığının önüne geçilir (Canan ve ark., 2002).



**Şekil 1.** Biri taraflı, diğeri tarafsız iki yöntemin verdiği deney sonuçları (N) ile tekrar sayısı arasındaki ilişki. Her iki yöntemde de deney sayısı arttıkça sonuçlar sabit bir değer etrafında toplanmaktadır. Tarafsız olan Y yönteminde sonuçlar tekrarlandıkça gerçek değere daha çok yaklaşmaktadır. Taraflı bir yöntem olan X yönteminde ise sonuçlar sabit bir değer etrafında toplanmasına rağmen yöntemin taraflılığı oranında gerçek değerden sistematik bir sapma göstermektedir. Çalışmalarda gerçek değer bilinmeyeceğinden elde edilen sonuçların taraflılığı da gizli kalır (Çolakoğlu, 2006)'dan.

Tarafılığın bir başka sebebi ise kullanılan ölçü aletinin iyi kalibre (doğrulama) edilmemesinden ortaya çıkan sistematik tarafılıktır. Bu durum hız göstergesi bozuk bir arabayla yol almaya benzetilebilir (Howard ve Reed, 1998). Sözelimi, arabanın hız göstergesi, +20 km/saatlik bir sabit yanılmaya sahip olsun. Sürücü, hız göstergesinden 80 km/saatlik bir hız okuduğunda, arabanın aslında 100 km/saatlik bir hızla seyrettiğini anlayamayacaktır. Çünkü buradaki yanılmayı saptamak için herhangi bir başka başvuru kaynağı mevcut değildir ve hızdaki hata, sürücünün gözünden tamamen gizlidir. Ancak sürücü, dışarıdan hız ölçümü yapan bir polis aracının doğru kalibre edilmiş radarına yakalanıp ceza ödemek durumunda kaldığında, bu hatanın farkına varabilir (Canan ve ark., 2005). Sistematik tarafılık ölçü aletinden kaynaklandığından doğru ölçü aleti ile aynı ölçüm tekrarlanmadıkça araştırmacının sonuçlardaki tarafılığını fark etmesi mümkün değildir. Sistematik tarafılığını önlemek için kullanılan ölçü aletlerinin doğru kalibre edilmesi yeterlidir (Howard ve Reed, 1998).

### **2.2.3. Sistematik Rastgele Örnekleme**

Stereolojik metotların temelini Sistematik Rastgele Örnekleme (SRÖ) stratejisi oluşturmaktadır. Bu örnekleme biçiminin temel özelliği, çalışılacak olan yapıdan örnekler almanın gerekli olduğu durumlarda, yapının her noktasının eşit örnekleme şansına sahip olmasını sağlamasıdır. Biyolojik yapılar, genellikle, içerdikleri ve araştırmacı için inceleme konusu olan bileşenlerine göre (hücre, çekirdek, vezikül vb.) çok büyük olduklarından, yapıdan elde edilen tüm kesitlerin çalışmaya dahil edilerek değerlendirilmesi, pratik olarak imkansızdır. Sözelimi, insan neokorteksindeki toplam nöron sayısını tespit etmeye yönelik bir çalışma için, çalışılacak beyinlerden alınacak on binlerce histolojik kesit tek tek incelenemez. Bu durumda elde edilebilecek muhtemel örnekler (kesitler) arasından belli oranlarda bir seçim yapılması gerekecektir. Bu seçim yapılırken, seçilen örneklerin, söz konusu yapıyı en iyi biçimde temsil edebilmesi için, yapının her bir noktasının eşit örnekleme şansına sahip olması, istatistiksel bir zorunluluktur. Bu şartı sağlamak üzere, klasik rastgele seçimler yapmak da, tam olarak sorunu çözememektedir (Canan, 2011).

SRÖ, klasik rastgele örneklemeden farklıdır. Klasik rastgele örnekleme, herhangi bir sıra gözetmeksizin, her örneğin bir öncekinden bağımsız ve tamamen



rastgele olarak seçildiği bir yöntemdir. Bunun aksine sistematik örnekleme sabit bir başlangıç ardından sabit aralıklarla seçim yapmayı içerir. SRÖ de ise rastgele seçilen bir başlangıç noktasından başlanarak, organın tümünün “sistematik” yani, önceden belirlenmiş aralıklarla örnekleme söz konusudur (Gundersen, 1986; Howard ve Reed, 1998).

Yapılan birçok çalışmada, örneklem sayısı arttırıldıkça, sistematik rastgele örneklemenin, klasik rastgele örnekleme biçimlerinden daha fazla gerçek değere yaklaştığı gösterilmiştir (Howard ve Reed, 1998).

Sistematik ve rastgele örnekleme yapmak için öncelikle bir “örnekleme aralığı” belirlenmelidir. Örneğin, bir organı seri kesitlere ayırdığımızı düşünelim. Elde ettiğimiz kesitlerden hangi aralıklarla örnekleme yapacağımızı belirlemeliyiz. Bunun anlamı yapının yaklaşık ne kadarlık bir bölümünü örnek olarak alacağımızdır. Örneğin, örnekleme aralığımız beş olsun, bunun anlamı organın tüm kesitlerinin beş tanesinden birini örneklem olarak alacağımızı ifade eder. Bir başka deyişle 1/5’lik bir örnekleme yapmış olduğumuzu ifade eder (Gundersen, 1987).

Stereolojik metotların çoğunda, bir takım örnekleme aralıklarına karar vermek durumunda kalınacaktır. Bu aralıklara karar vermek, uygulanacak olan metodun, esas çalışmadan önce bir “ön çalışma” uygulaması ile mümkündür. Ön çalışmada, istatistiksel kurallar uyarınca, istenen bir hata katsayısına sahip bir hesaplama yapmak için ne sıklıkla bir örnekleme yapılması gerektiği tespit edilir. Bu ön çalışma bir kez sonuçlandırıldıktan sonra, aynı yapı için yapılacak tüm çalışmalar kolay bir biçimde gerçekleştirilebilir (Gundersen, 1987).

Örnekleme aralığı belirlendiğinde örneklememizin “sistematik” kısmını tamamlamış oluruz. “Rastgelelik” kısmı için toplam kesit veya dilimden hangisini ilk almaya başlayacağımıza tamamen rastgele karar vermek yeterlidir. Örneğin, örnekleme aralığımız beş olsun, toplam dilim veya kesit sayımız ise 30, başlangıç kesit sayısını iki farklı şekilde seçerek oluşturacağımız örneklem kesit serileri şu şekilde olabilir;

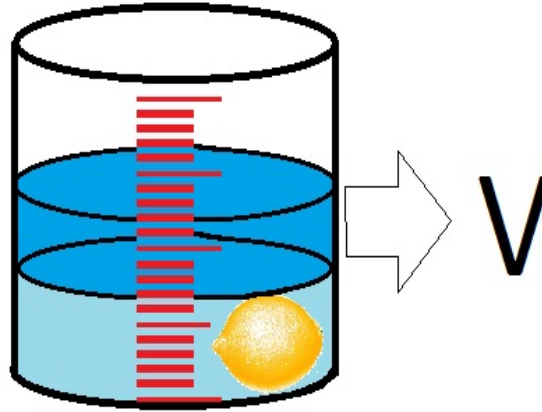
1.Örnekleme: 2 – 7 – 12 – 17 – 22 - 27

2. Örnekleme: 4 – 9 – 14 – 19 – 24 - 29

Bu şekilde yapılan SRÖ ile çalışmaları zorlaştıran iki unsurun üstesinden gelinmiş olur. Bunlardan birincisi “sistemik örnekleme” yaparak, yapıdan elde edilen tüm kesitleri işleme dahil etmeyerek çalışmanın verimliliğini artırır. İkincisi ise “rastgelelik” özelliği ile organ içerisindeki tüm yapılara eşit olasılıkla örnekleme şansı verilmesidir. Bu sayede organın tamamını temsil eden bir örnekleme yapılmış olur. Bu işlem birden fazla bireyde uygulandığında ise çalışılan organla ilgili değerler, istatistiksel anlamda tarafsız olarak elde edilir (Cruz ve ark., 1990; Gundersen ve ark., 1999).

#### 2.2.4. Cavalieri Prensibi

Düzenli ya da sistemik şekle sahip nesnelerin hacimleri, hacimleri hesaplanacak nesnenin taban alanı ile nesnenin yüksekliği çarpılarak kolayca hesaplanabilir. Düzensiz şekle sahip nesnelerin hacimlerini hesaplamak yerine doğrudan ölçmek mümkündür. Bunun için Arşimet prensibinden faydalanılır. Bu yöntemde incelenen nesne içi su dolu bir dereceli silindire daldırılır ve nesnenin taşıdığı yada yükselttiği su miktarı ölçülür. Ölçülen değer nesnenin hacmine eşittir (Mayhew ve Gundersen, 1996; Howard ve Reed, 1998).



Şekil 2. Arşimet prensibi ile hacim ölçümü.

Biyolojik nesnelere ilgilendiğimiz yapılar, çoğu zaman çevrelerindeki bileşenlerden izole edilemezler. Örneğin, omuriliğin gri maddesi, beyin çekirdekleri, dalaktaki pulpa, kemik iliği, akciğer kesecikleri gibi yapılar çevrelerindeki yapılarla iç içe bir ilişki içerisinde. Bu nedenle bu tür yapıya sahip nesnelere çevrelerinden izole

ederek hacimlerini ölçmek çoğu kez olanaksızdır (Howard ve Reed, 1998; Gundersen ve ark.,1999).

Bu gibi durumlarda ve düzensiz şekle sahip nesnelerin hacmini hesaplamaya yarayacak yöntem İtalyan matematikçi Bonaventura Cavalieri tarafından 17. yy da geliştirilmiştir. Cavalieri prensibi, stereolojik yöntemlerde en sık kullanılan hacim hesaplama yoludur (Howard ve Reed, 1998; Gundersen ve ark.,1999).

Cavalieri prensibi, ünlü astronom Johannes Kepler'in "Şarap Fıçıklarına Dair Yeni Ölçümler" adlı çalışmasından örnek alınarak ortaya çıkmıştır. Kepler çalışmasında, şarap fıçılarının hacmini hesaplamak için öncelikle fıçıları belli sayıda dilime ayırıp, bu dilimlerin her birinin hacimlerini ayrı ayrı hesaplamıştır daha sonra bu dilimlerin hacimlerini toplayarak fıçının toplam hacim değerini hesaplamıştır. Ardından İtalyan matematikçi Cavalieri bu prensibi genelleştirerek, bugün bildiğimiz matematiksel prensibi ortaya koymuştur. (Mayhew ve ark., 1996; Howard ve Reed, 1998; Gundersen ve ark, 1999).

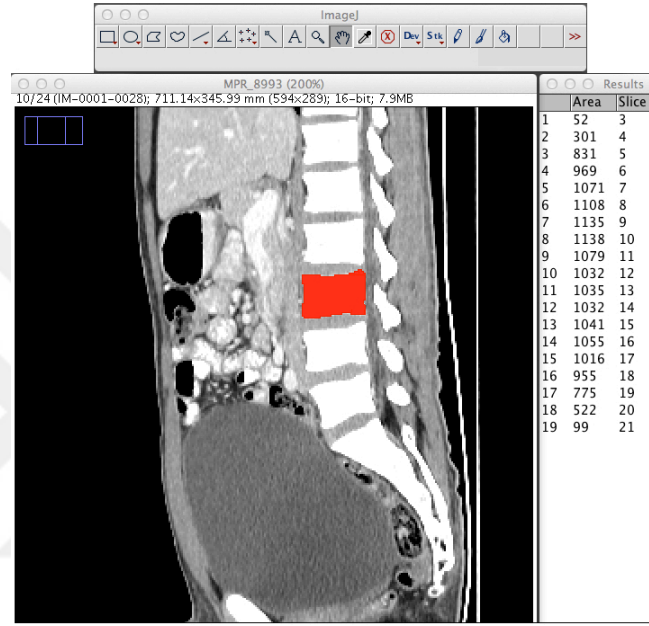
Cavalieri prensibini uygulamak için, hacmi hesaplanmak istenen yapı eşit aralıklı ve birbirine paralel kesitlerle başından sonuna kadar dilimlere ayrılır, daha sonra her bir dilimin aynı yöne bakan yüzlerinin alanları uygun bir yöntemle hesaplanır. Tüm dilimlerden elde edilen yüzey alanı değeri, dilimlerken kullandığımız ortalama dilim kalınlığı ile çarpılırsa, yapının toplam hacminin tarafsız bir hesaplanması elde edilir. Bunu matematiksel olarak şu şekilde formüleştirebilir. (Royet, 1991; Mayhew, 1999).

$$V_{ref} = \sum a_i \cdot t \quad (1)$$

Burada  $V_{ref}$  ilgilendiğimiz yapının toplam veya diğer bir ifade ile referans hacmini;  $a_i$ , i numaralı kesitteki yapının izdüşüm (veya izdüşümlerinin toplamı) yüzey alanını; t ise ortalama kesit veya dilim kalınlığının belirtir. Bu yöntemle gerek mikroskobik gerekse makroskobik ölçekte etrafındaki yapılarla ilişkilerine bakılmaksızın sınırları yeterli keskinlikte belirlenebilen her türlü yapının hacmi rahatlıkla hesaplanabilir (Gundersen ve ark., 1999; Canan ve ark., 2002).

Mikroskobik veya makroskopik dilimler üzerinde Cavalieri hacim hesaplama yöntemi kullanılabilir. Bunun için ilk aşamada ilgilendiğimiz bölgenin izdüşümlerinin (kesitlerdeki görüntülerinin) alanlarını hesaplamak gerekir (Gundersen, 1986).

İz düşüm alanları farklı yöntemlerle hesaplanabilir. Bunlardan biri bilgisayar destekli görüntü analiz programları ile planimetrik olarak iz düşüm alanlarını doğrudan ölçmektedir. Bu yöntemde uygun biçimde ayarlaması (kalibrasyon) yapılmış mikroskop görüntüleri veya radyolojik görüntüleri işlemek üzere tasarlanmış bir bilgisayar yazılımı ile sınırları belirlenmiş yüzeylerin alanları ölçülebilir (Gundersen, 1986).



Şekil 3. ImageJ programı kullanılarak plaimetrik yöntemle kesit yüzey alanlarının hesaplanması

Bir başka iz düşüm alanı hesaplama yöntemi ise bilgisayar destekli programlar kadar yüksek doğrulukta ölçüm yapabilmemizi sağlayan ve stereolojide en sık kullanılan noktalı alan ölçüm cetveli (NAÖC) kullanarak yapılan ölçüm yöntemidir (Gundersen, 1986).

Kesitlerde ilgilendiğimiz bölgenin izdüşümlerinin toplam alanını hesapladıktan sonra, toplam hacmi elde etmek için bu toplam alan değerini dilimleri veya kesitleri elde etmek için kullandığımız ortalama kesit kalınlığı ile çarpmamız yeterli olacaktır. Bu şekilde yapının toplam hacmini tarafsız bir hesaplamasını elde etmiş oluruz (Şahin ve ark., 2001).

### 2.2.5. Hata Katsayısının Hesaplanması

Cavalieri Prensibi'nde araştırmacı kesit aralığını dolayısıyla elde edilen kesit sayısının yeterli olup olmadığının değerlendirmesini hata katsayısı (HK) ile kontrol eder. Ardışık kesit yüzeyleri bağımsız değerler olmadığı için, HK'nın bilinen istatistiksel formülü toplam değişkenliğinin (varyansın) belirlenmesinde kullanılamaz. Gundersen ve Jensen, Cavalieri metodu için bir hata katsayısı hesaplama formülü geliştirmişlerdir (Gundersen ve ark., 1999). Yeni formül sadece HK'yı vermekle kalmamakta, aynı zamanda gereken dilim ya da kesit sayısı hakkında da bilgi vermektedir. Bu amaçla, HK ve diğer verilerin hesaplanması, aşağıda sırayla verilen bir dizi formül kullanılarak yapılmaktadır.

$$\text{Noise: } 0,0724 \times (b/\sqrt{a}) \times \sqrt{n} \times \Sigma P \quad (2)$$

Noise, incelenen yapının yüzey karmaşıklığı hakkında bilgi verir. Bu eşitlik kullanılarak HK'nın hesaplanması, izdüşümlerin ortalama sınır uzunluklarının, alanlarının ortalamasının kareköküne bölünmesine eşit olan boyutsuz bir katsayı biçiminde olan değerin (b/a) bilinmesini gerektirir ve buda ilgilenilen yapının kesitlerdeki izdüşümlerinin ortalama şekillerinin bir ölçüsüdür (Odacı ve ark, 2005). Bu değer, Gundersen ve Jensen (1987), tarafından yayınlanmış olan bir diyagram kullanılarak kolayca bulunabilir.

$$\text{Var}_{\text{srö}} (\Sigma a) = ((3 \times \Sigma P_i^2 - \text{Noise}) - 4 \times \Sigma P_i \times P_{i+1} + \Sigma P_i \times P_{i+2}) / 240 \quad (3)$$

$\text{Var}_{\text{srö}} (\Sigma a)$ , uygulanan sistematik rastgele örneklemenin (SRÖ) toplam değerşkenlik miktarını belirtmektedir. Bu, veriler kesit örneklerinin uygun bir varyasyonunun elde edilmesi için gereken yeterli kesit sayısı hakkında bilgi vermektedir.

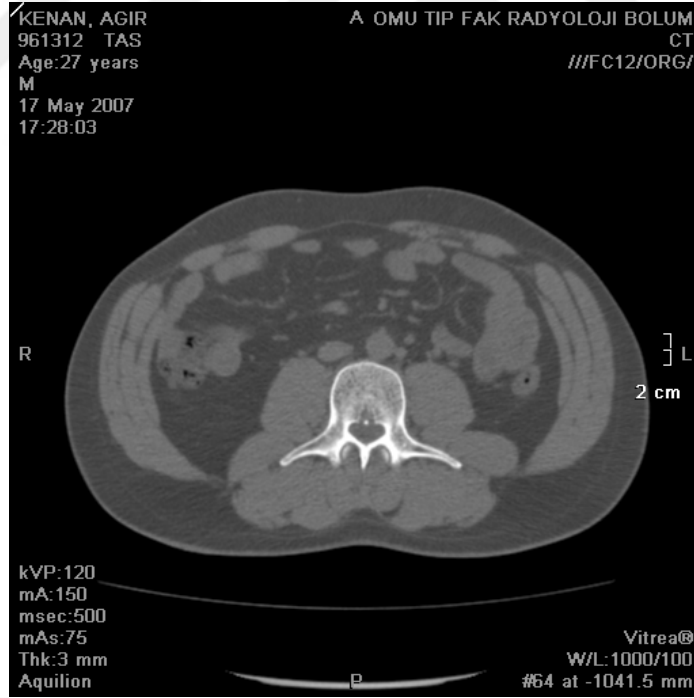
$$\text{Toplam Var} = \text{Noise} + \text{Var}_{\text{srö}} \quad (4)$$

$$\text{HK} (\Sigma P) = \sqrt{\text{Toplam Var} / \Sigma P} \quad (5)$$

HK, en son hesaplanan değerdir. HK'nın genel olarak kabul edilen üst sınırı %5 tir.

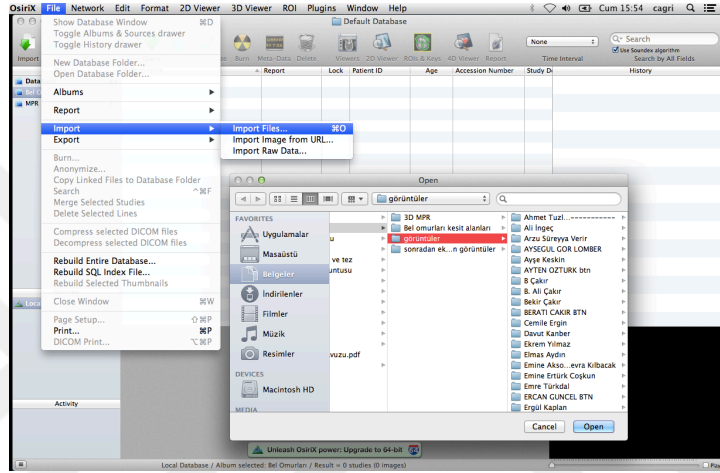
### 3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda 30 erkek 30 kadına ait aksiyal yönelimli ve 3 mm kalınlığında ardışık kesitlerden oluşan abdominal bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanıldı. Çalışmamız Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıbbi Araştırma Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Görüntüler alınan onay çerçevesinde Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyoloji Anabilim dalına ait radyolojik görüntüleme merkezinden temin edildi (Toshiba TSX-101A, Aquilion 16 Slice, Tochigi, Japan). Çalışmamızda kullanılan görüntüler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Araştırma ve Uygulama merkezine başvurmuş ve tanı konulmak amacıyla taş protokolü kullanılarak çekilmiş BT görüntülerinden oluşmaktadır. Hastalar sırtüstü yatar durumda ve aksiyal planda görüntüleme yapıldı. Görüntüleme 120 kV ve 75 mAs, 150 mA değerleri kullanılarak, 3 mm kalınlığında kesit görüntüleri elde edildi (Şekil 4).

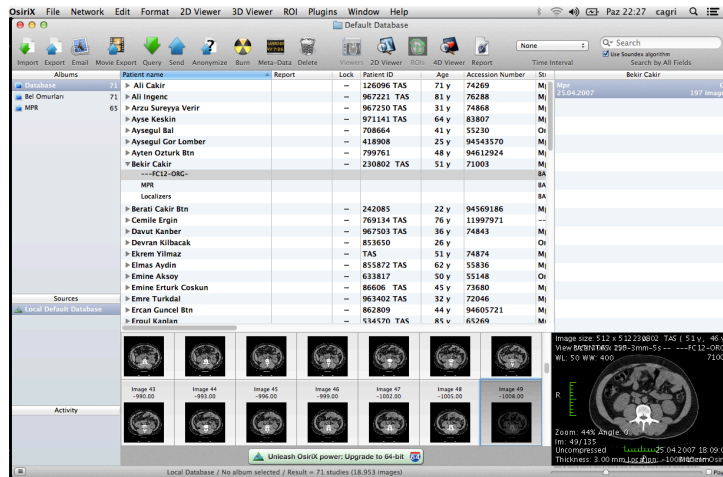


Şekil 4. Taş protokolüne göre elde edilmiş bir BT görüntüsü

Bilgisayarlı tomografi görüntüleri DICOM görüntü formatında kaydedildi. Görüntüler tek tek incelenerek çökme kırığı veya kemik doku bozuklukları bulunan bulunan bireylerin görüntüleri çalışma dışı bırakıldı. DICOM formatlı görüntülerin düzenlenmesi ve işlenmesi için çözünürlük kalitesinin iyi olması nedeniyle OsiriX programı tercih edildi. CD ortamında temin edilen BT görüntüleri OsiriX programının arşivine eklendi. Bu işlem OsiriX programının File > Import > Import files sekmesinden BT görüntülerinin içerdiği dosya seçildi ve arşivleme işlemi tamamlandı (Şekil 5 ve 6).

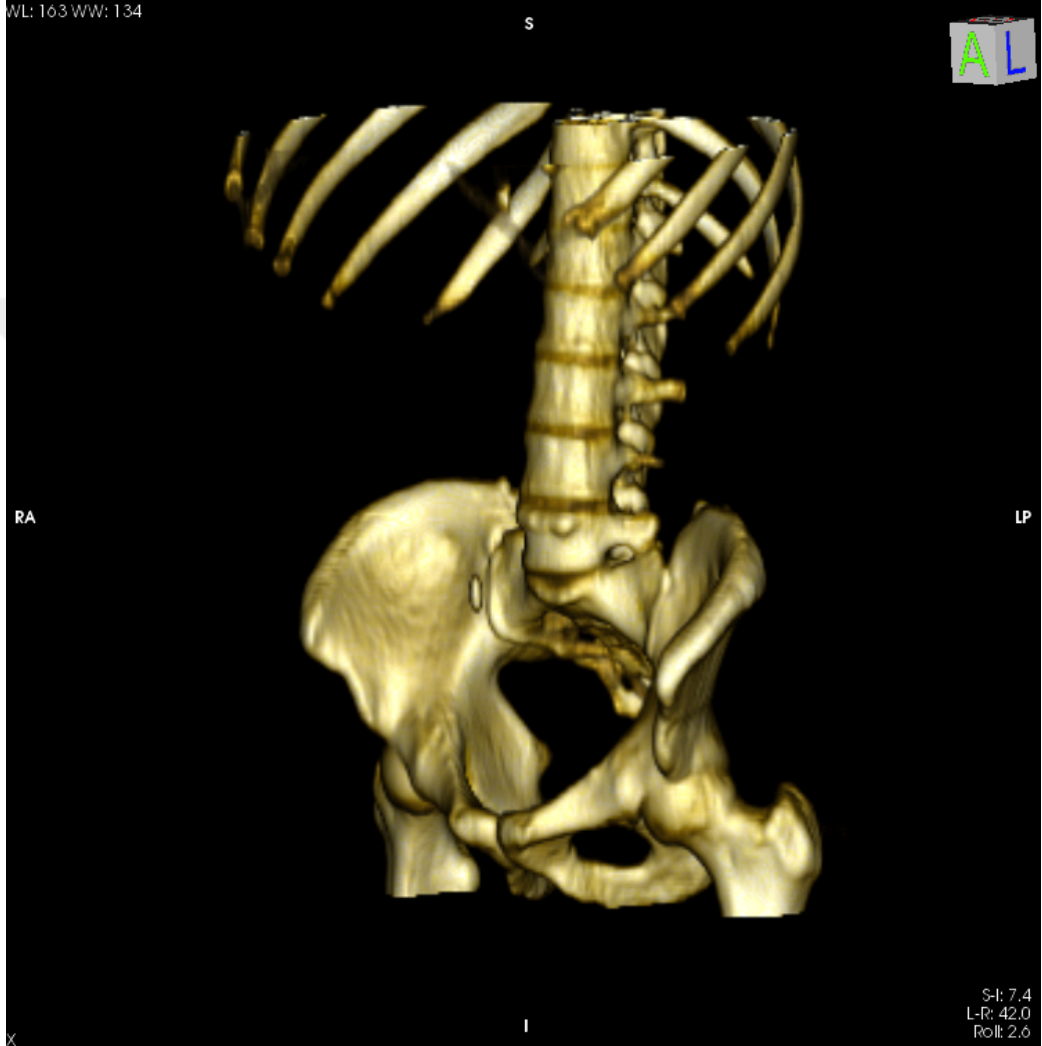


Şekil 5. BT görüntülerinin OsiriX programında arşivlenmesi



Şekil 6. OsiriX programında arşivlenmiş BT görüntüleri

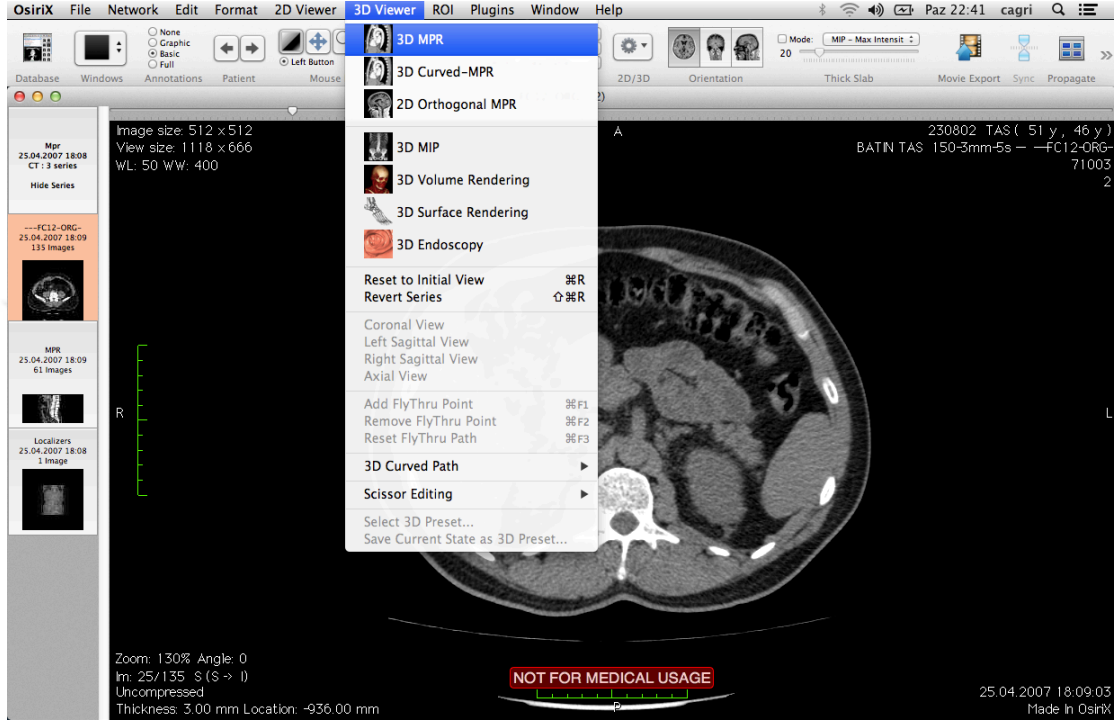
Görüntüler rekonstrüksiyon ile 3 boyutlu hale getirildikten sonra hem omur seviyeleri hem de olası kemik deformiteler gözlemlendi (Şekil 7). Bu işlem sonrasında görüntünün çalışmaya dâhil edilip edilmeyeceğine de karar verildi.



Şekil 7. BT görüntülerinin 3 boyutlu rekonstrüksiyonu

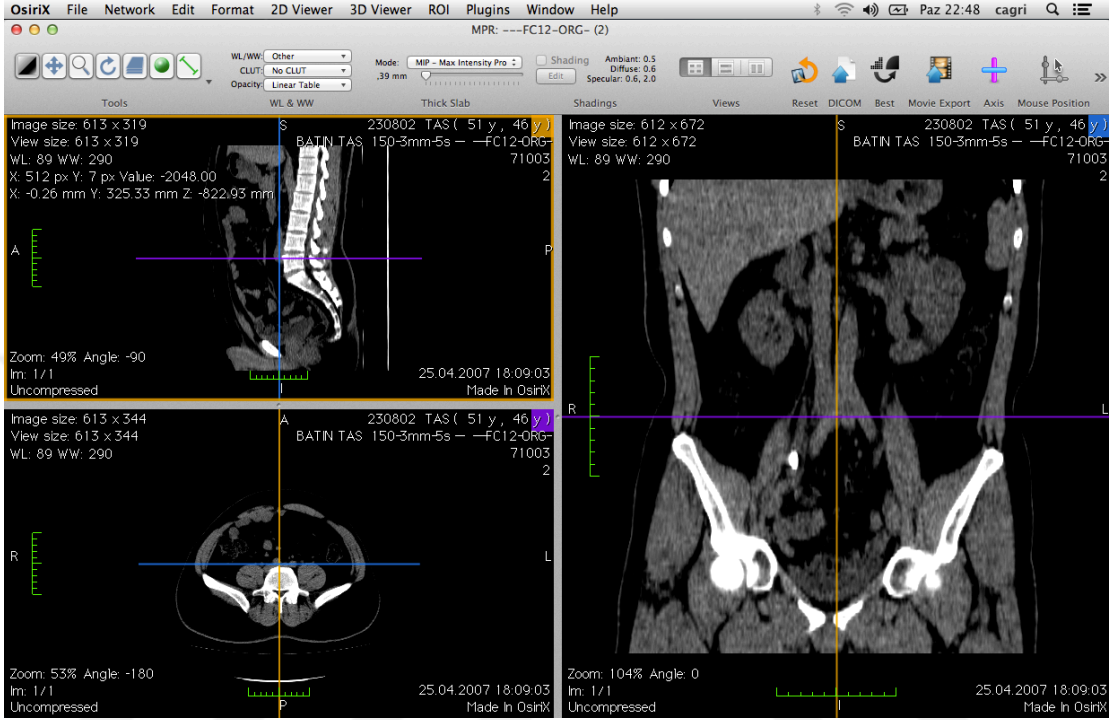


Aksiyal yönelimli BT görüntüleri omur seviyelerinin belirlenmesinde yeterli kalmadığından bu görüntüler sagittal yönetime çevrildi. Bu işlem için OsiriX programının “ 3D Viewer > 3DMPR ” sekmesi kullanıldı (Şekil 8).



Şekil 8. Aksiyal yönelimli görüntülerin sagittal düzleme dönüştürülmesi

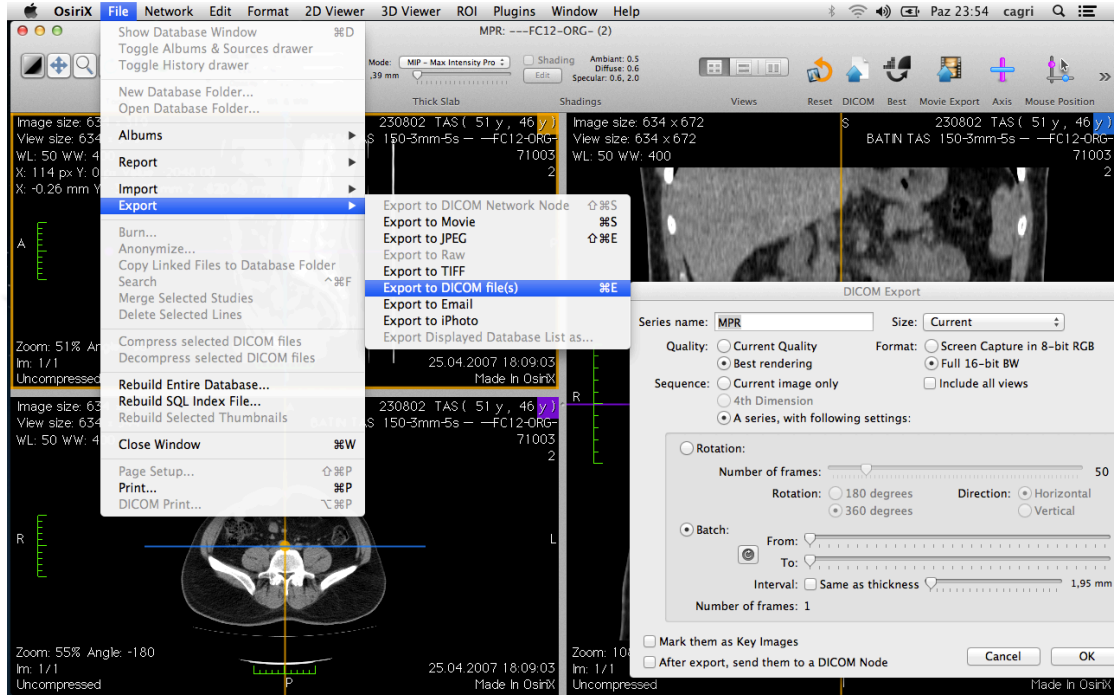
OsiriX programının bu 3DMPR aracı kullanılarak BT görüntülerinin üç düzlemdeki görüntüsü elde edildi (Şekil 9).



Şekil 9. BT görüntülerinin üç düzlemdeki görüntüsü

Şekil 6'daki görüntüler üzerindeki eksen çizgileri kullanılarak BT görüntülerinin eksenleri düzeltildi ve omurların sagittal düzlemdeki orta hatta en uygun görüntüsü elde edildi. Eksen düzeltme işlemi, görüntüleme sırasında meydana gelen eksen eğriliklerini düzeltti ve omurların hacimlerini hesaplamaya uygun görüntülerin elde edilmesini ve görüntülerin konumlarının standardize edilmesini sağladı.

Ekseni düzeltilmiş, sagittal düzlemdeki BT görüntüleri, kesit kalınlığı 1mm ve çalışma alanı daraltılmış olarak yeniden arşivlendi. Bu işlem için Şekil 9'daki sagittal görüntü seçildi ve “File > Export > Export to DICOM file(s)” sekmesi kullanıldı (Şekil 10).



Şekil 10. Aksiyal düzlemdeki BT görüntülerinin sagittal düzlemde 1mm kalınlıkta ve çalışma alanı daraltılmış olarak yeniden arşivlenmesi

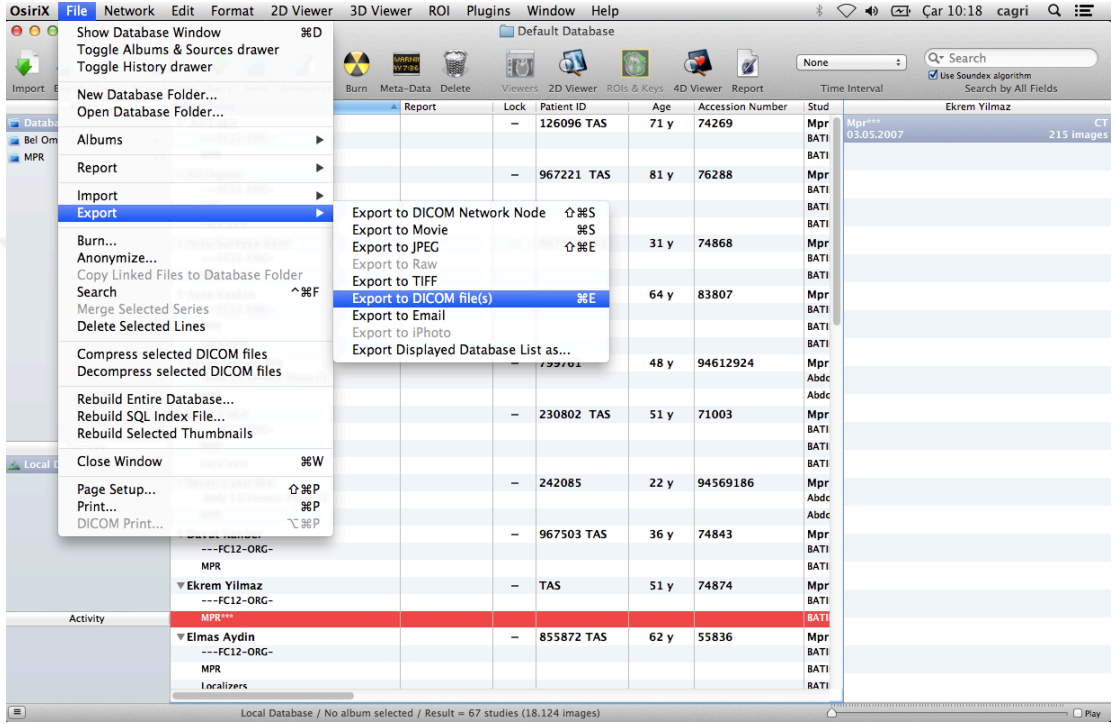
DICOM export penceresinde çalışma alanı daraltmak için “batch” sekmesi altındaki “from” / “to” bölümünden lumbal omurların tamamını içine alacak şekilde konumlandırıldı. Kesit kalınlığının 1 mm’ye indirgenmesi için ise “same as thickness” seçeneğinden 1mm seçildi ve işlem penceresi onaylandı.

Bu işlemler sonunda arşiv bölümünde, çalıştığımız BT görüntü serisi klasörü altında MPR adında yeni bir seri oluşturuldu (Şekil 11). Bu işlemleri her bir görüntü serisine uygulayarak aksiyal yönelimli 3 mm kalınlığındaki BT görüntüleri, sagittal yönelimli 1 mm kalınlığındaki görüntü serilerine haline dönüştürüldü.

Database	Albums	Patient name	Report	Lock	Patient ID	Age	Accession Number	Study D	Mpr
Database	67	▼ Ali Cakir	---	---	126096 TAS	71 y	74269	Mpr	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
	64	▼ Ali Ingenc	---	---	967221 TAS	81 y	76288	Mpr	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		Localizers						BATIN T	
		▼ Arzu Sureyya Verir	---	---	967250 TAS	31 y	74868	Mpr	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		▼ Ayse Keskin	---	---	971141 TAS	64 y	83807	Mpr	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		Localizers						BATIN T	
		▼ Ayten Ozturk Btn	Body 1.0 Venous-Phase CE	---	799761	48 y	94612924	Mpr	
		MPR						Abdome	
		MPR						Abdome	
		▼ Bekir Cakir	---	---	230802 TAS	51 y	71003	Mpr	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		Localizers						BATIN T	
		▼ Berati Cakir Btn	Body 1.0 Venous-Phase CE	---	242085	22 y	94569186	Mpr	
		MPR						Abdome	
		MPR						Abdome	
		▼ Davut Kanber	---	---	967503 TAS	36 y	74843	Mpr	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		▼ Ekrem Yilmaz	---	---	TAS	51 y	74874	Mpr***	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR***						BATIN T	
		MPR***						BATIN T	
		▼ Elmas Aydın	---	---	855872 TAS	62 y	55836	Mpr	
		---FC12-ORG-						BATIN T	
		MPR						BATIN T	
		Localizers						BATIN T	

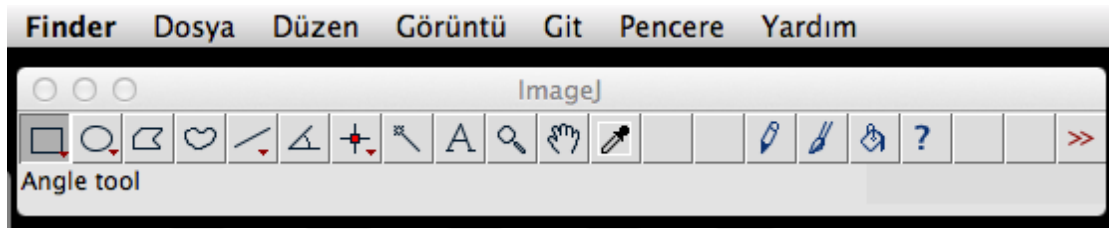
Şekil 11. Arşivlenmiş MPR görüntüleri

OsiriX programında arşivlenen Sagittal yönelimli 1mm kalınlığındaki görüntü serileri, hacim ölçümünün ImageJ programında yapılacak olmasından dolayı OsiriX programı arşivinden dışarıya çıkartıldı. Bu işlem için dışa aktarılacak görüntünün MPR serisi seçildi “File > Export > Export to DICOM file(s)” sekmesinden dışa aktarılacak bir klasör seçildi ve bu klasöre aktarıldı (Şekil 12).



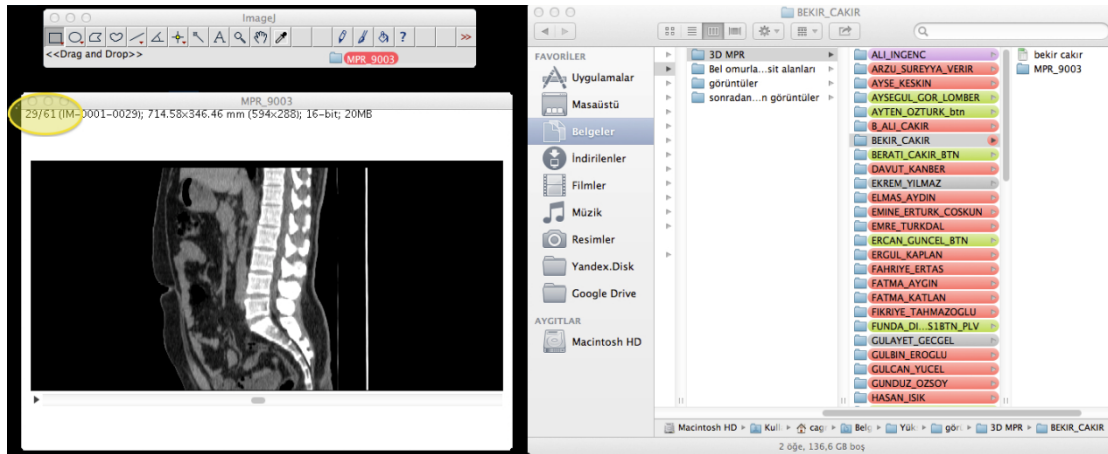
Şekil 12. MPR serilerinin OsiriX programından dışa aktarılması

Çalışma alanı sınır hattının karmaşık olmadığı görüntülerde planimetrik yöntem ile alan ölçümü etkili ve pratiktir (Sahin ve Elfaki 2012). Hacim ölçüm işlemlerinin daha verimli ve kısa zamanda yapılabilmesi için stereolojik çalışmalarda sıklıkla kullanılan ImageJ programı kullanıldı. Literatürde BT görüntüleri üzerinden biyolojik yapıların hacmi Cavalieri yöntemi ile ImageJ programı kullanılarak hesaplanmış ve sonuçların gerçek değerlere yakın olduğu tespit edilmiştir (Canan, 2002; Bilgiç ve ark, 2005; Odacı ve ark, 2005; Çolakoğlu, 2006; Acer ve ark, 2008; Kuru ve ark, 2008). ImageJ programı ücretsiz olarak internetten temin edildi (Şekil 13).



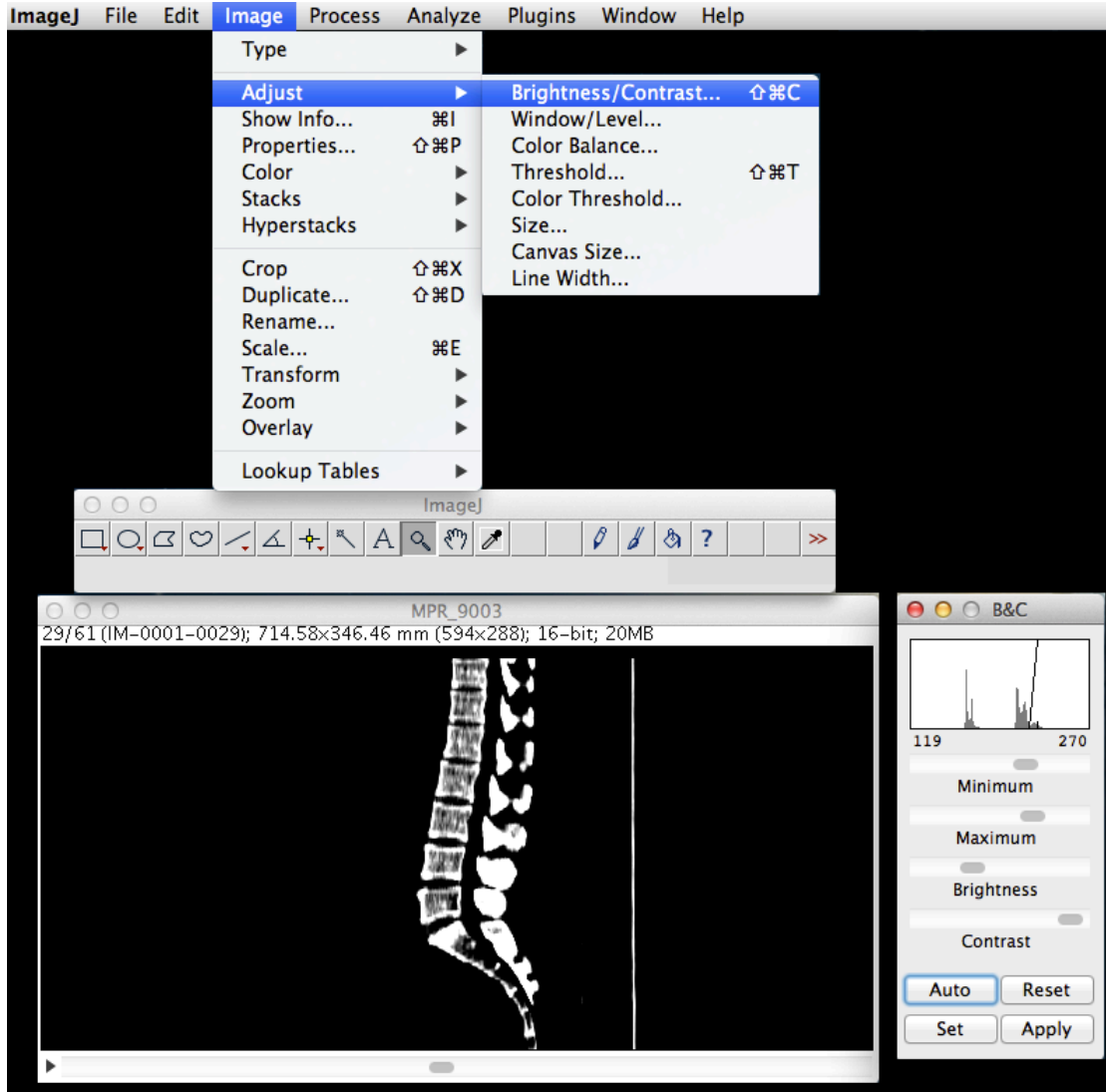
Şekil 13. ImageJ Programının genel görüntüsü

ImageJ programı kurulup açıldıktan sonra MPR adı altında dışa aktarılan görüntü serilerini içeren klasörler, hacim ölçümü yapılmak üzere ImageJ programı üzerine “sürükle bırak” yöntemi ile açıldı (Şekil 14).



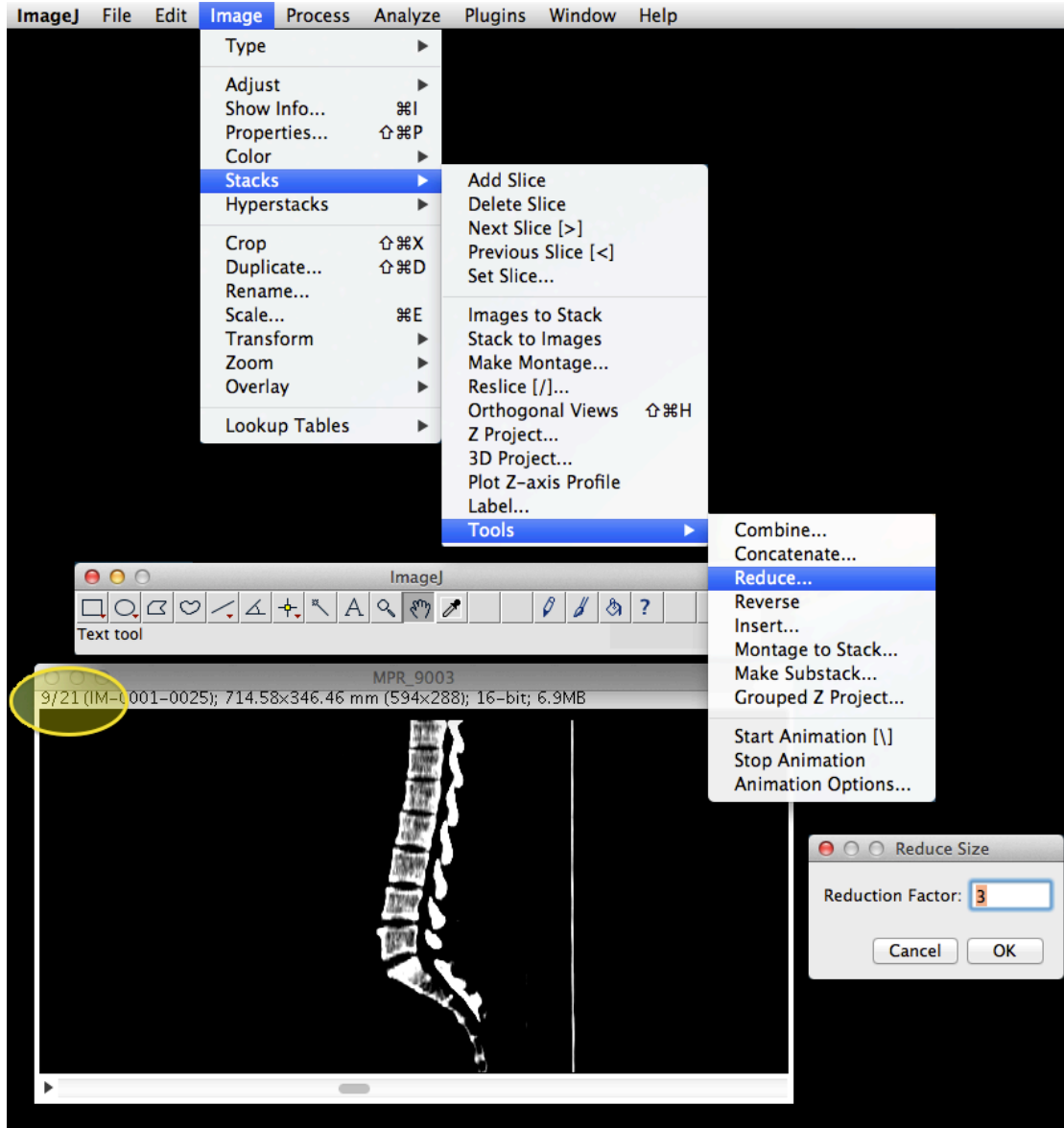
Şekil 14. MPR serilerinin ImageJ programında açılması. (Daire içerisindeki değer toplam kesitler arasında kaçınıcı kesitin görüntülediğini ifade eder)

ImageJ programında açılan BT görüntülerinde yer alan omurların gövde iz düşümlerinin sınırları belirginleştirildi. Bunun için ImageJ programının “Image>Adjust>Brightness/Contrast” sekmesinden yararlanıldı (Şekil 15).



Şekil 15. MPR görüntülerinin ImageJ programı kullanılarak omur izdüşümlerinin sınırlarının belirginleştirilmesi

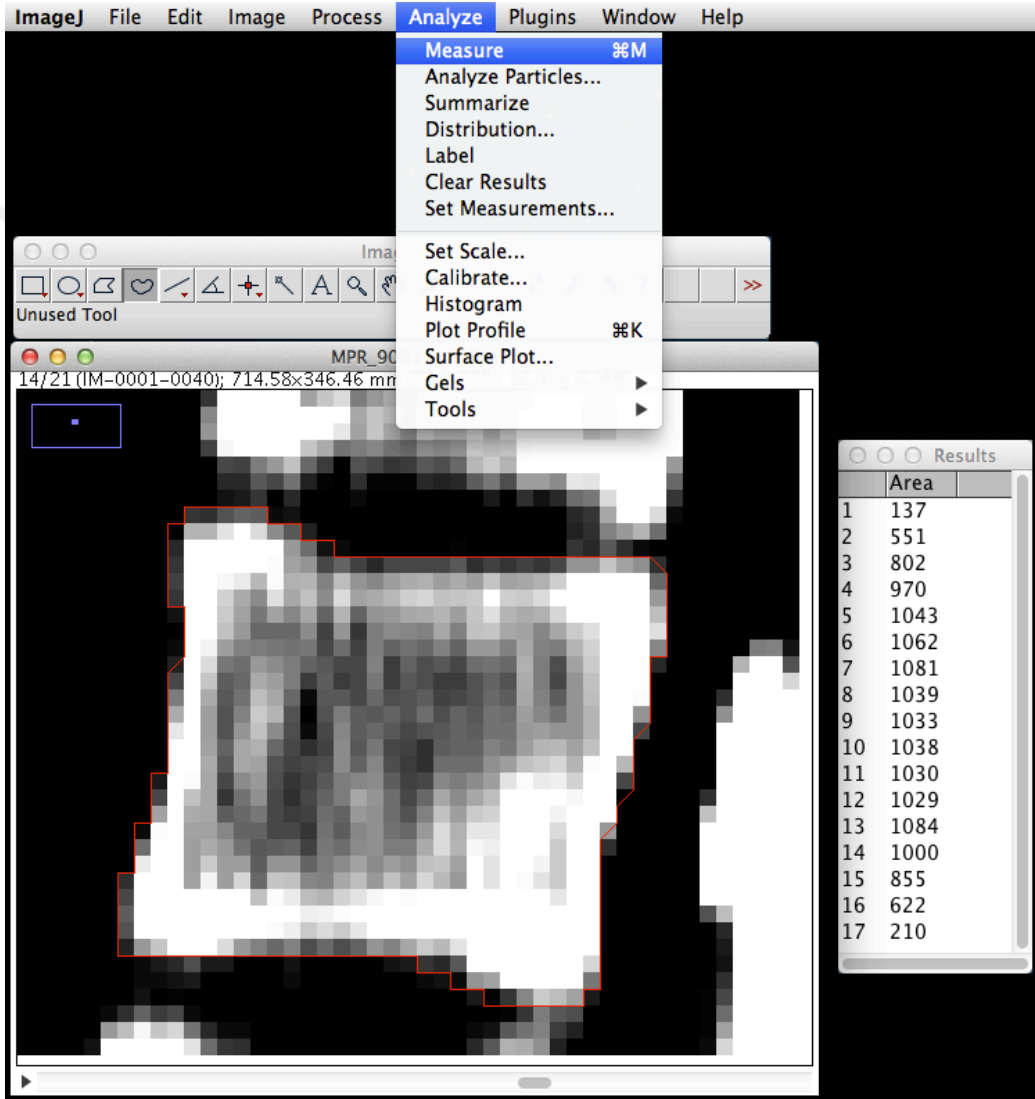
MPR başlıklı görüntü serileri ortalama 60 kesit görüntüsünden oluşmaktadır. Stereolojinin etkinlik prensibi gereği hacim ölçümünün daha hızlı yapılabilmesi için görüntü serilerinden sistematik rastgele örnekleme yapıldı. Bunun için ImageJ programının “Image>Stacks>Tools>Reduce” sekmesi kullanıldı. Bu sekmede yer alan “Reduce Size” değerine örnekleme sıklığı yazıldı (Şekil 16).



Şekil 16. BT görüntü serilerinin 3'te 1 örneklenmesi



Ortalama 60 kesitten oluşan seriler 3'te 1 örnekleme yapıldığında ortalama 20 kesite kadar azaltıldı. Örnekleme yapıldıktan sonra ImageJ programının “Image>Zoom>In” sekmesi kullanılarak uygun büyütmede tek bir omurun gövdesi görüntülendi. Bir omura ait iz düşüm alanı ImageJ programındaki uygun bir alan seçme aracı kullanılarak seçildi ve “Analyze>Measure” komutu ile toplam kesit alanlarındaki her bir iz düşüm alanı ölçüldü (Şekil 17).



Şekil 17. ImageJ programı ile omur gövdesinin iz düşüm alanının ölçülmesi

Şekil 17’de “Result” penceresindeki birinci sütun kesit numarasını, ikinci sütun ilgili kesitteki iz düşüm alanının mm<sup>2</sup> cinsinden değerini göstermektedir.

### 3.1. Hacim Hesaplama

Çalışmamızda, yukarıda anlatılan işlemler uygulanarak ham BT görüntülerinden 1mm kalınlıkta 3'te 1 örnekleme yapıldı ve ortalama 20 kesitten oluşan omur gövde iz düşüm görüntüleri elde edildi. ImageJ programı kullanılarak her bir omurun gövdesine ait kesitlerin iz düşüm alanları mm<sup>2</sup> değerinde hesaplandı. ImageJ programından elde edilen veriler önceden hazırlanmış excel tablosundaki ilgili yerlere yazıldı. Bu veriler kullanılarak, aşağıdaki eşitliğe uygun olarak her bir omurun gövde hacmi hesaplandı.

$$V_{\text{ref}} = \sum a_i \cdot t \quad (6)$$

(V<sub>ref</sub>, ilgilendiğimiz yapının toplam hacmini; a<sub>i</sub>, i numaralı kesitteki yapının izdüşümlerinin toplam yüzey alanını; t ise ortalama kesit veya dilim kalınlığını belirtir.)

Elde edilen veriler omur gövde hacimleri otomatik hesaplanmak üzere, formülleri önceden uygun yerlere yazılmış şablonlara aktarıldı (Şekil 18).

	A	B
1	<b>L4</b>	
2	<b>KK</b>	1
3	<b>ÖS</b>	2
4	1	352
5	2	758
6	3	920
7	4	965
8	5	1.025
9	6	1.048
10	7	1.072
11	8	1.059
12	9	1.064
13	10	1.045
14	11	1.033
15	12	1.033
16	13	1.054
17	14	974
18	15	912
19	16	795
20	17	366
34	$\Sigma$	15475
35	<b>HK %</b>	0,888
36	<b>H cm<sup>3</sup></b>	46,4

Şekil 18. Omur gövde hacimlerinin ve hata katsayısının otomatik hesaplaması yapılacak örnek şablon

Şekil 19 için örnek bir omur gövde hacmi hesaplaması;

A2: Kesit kalınlığı, (KK).

A3: Örnekleme sıklığı, (ÖS).

A4 – A20: Bir omura ait kesit izdüşüm alanları (mm<sup>2</sup>).

A34: Toplam izdüşüm alanı (mm<sup>2</sup>), (T).

$\sum x = \text{SUM}(L4:L33)$

A36: Toplam hacim (cm<sup>2</sup>), (H).

$$f_x = ((L34) * (L2 + L3)) / 1000$$

Şekil 19 da uygulanan otomatik hesaplama yöntemi diğer seviyelerdeki omur gövdeleri için de uygulanarak her bir bireye ait omur gövde hacimleri hesaplandı (Şekil 19).

A	B	C	E	F	H	I	K	L	N	O
	L1		L2		L3		L4		L5	
1	KK	1	KK	1	KK	1	KK	1	KK	1
2	ÖS	2	ÖS	2	ÖS	2	ÖS	2	ÖS	2
3	1	156	1	185	1	162	1	352	1	98
4	2	562	2	611	2	579	2	758	2	447
5	3	851	3	812	3	818	3	920	3	640
6	4	945	4	886	4	968	4	965	4	792
7	5	1028	5	1039	5	1091	5	1.025	5	877
8	6	1000	6	1072	6	1122	6	1.048	6	1.001
9	7	968	7	1058	7	1094	7	1.072	7	1.046
10	8	926	8	1032	8	1091	8	1.059	8	1.072
11	9	887	9	1023	9	1041	9	1.064	9	1.061
12	10	906	10	1048	10	1074	10	1.045	10	1.007
13	11	932	11	1064	11	1061	11	1.033	11	977
14	12	905	12	1035	12	1077	12	1.033	12	965
15	13	900	13	1033	13	1067	13	1.054	13	926
16	14	800	14	806	14	1051	14	974	14	812
17	15	551	15	592	15	878	15	912	15	715
18	16	82	16	148	16	615	16	795	16	530
19	17		17		17	232	17	366	17	327
20	18		18		18		18		18	217
21	19		19		19		19		19	88
27	Σ	12399	Σ	13444	Σ	15021	Σ	15475	Σ	13598
28	HK %	1,033	HK %	0,960	HK %	0,720	HK %	0,888	HK %	0,578
29	H cm <sup>3</sup>	37,2	H cm <sup>3</sup>	40,3	H cm <sup>3</sup>	45,1	H cm <sup>3</sup>	46,4	H cm <sup>3</sup>	40,8

Şekil 19. Bir bireye ait farklı seviyelerdeki omur gövde hacimlerinin otomatik hesaplanmış şablon

### 3.2. Hata Katsayısı Hesaplama

Planimetri yönteminde şu formülle hata katsayısı hesaplandı

$$CE = \left( \sum_{i=1}^n A_i \right)^{-1} \times \left[ \frac{1}{240} \left( 3 \sum_{i=1}^n A_i^2 - 4 \sum_{i=1}^{n-1} A_i A_{i+1} + \sum_{i=1}^{n-2} A_i A_{i+2} \right) \right]^{1/2} \quad (7)$$

Formülde  $i=1, 2, \dots, m$  kesit numarasını. “A” planimetri yöntemi ile hesaplanan iz düşüm alanını belirtir. Bu formül araştırmacının, alan değişimini ve ölçümü yapılmış ardışık kesit iz düşüm alanlarının değerlendirilmesine izin verir (Mazonakis ve ark. 2002).

Şekil 18’e göre;

L35: Hata katsayısı (%),.(HK).

$$\begin{aligned} f_x = & \left( \frac{1}{L34} \times \left( \sqrt{ \left( 3 \times \left( (L4 \times L4) + (L5 \times L5) + (L6 \times L6) + (L7 \times L7) + (L8 \times L8) + (L9 \times L9) + (L10 \times L10) + (L11 \times L11) + (L12 \times L12) + (L13 \times L13) + (L14 \times L14) + (L15 \times L15) + (L16 \times L16) + (L17 \times L17) + (L18 \times L18) + (L19 \times L19) + (L20 \times L20) + (L21 \times L21) + (L22 \times L22) + (L23 \times L23) + (L24 \times L24) + (L25 \times L25) + (L26 \times L26) + (L27 \times L27) + (L28 \times L28) + (L29 \times L29) + (L30 \times L30) + (L31 \times L31) + (L32 \times L32) + (L33 \times L33) \right) \right) - \right. \\ & \left. 4 \times \left( (L4 \times L5) + (L5 \times L6) + (L6 \times L7) + (L7 \times L8) + (L8 \times L9) + (L9 \times L10) + (L10 \times L11) + (L11 \times L12) + (L12 \times L13) + (L13 \times L14) + (L14 \times L15) + (L15 \times L16) + (L16 \times L17) + (L17 \times L18) + (L18 \times L19) + (L19 \times L20) + (L20 \times L21) + (L21 \times L22) + (L22 \times L23) + (L23 \times L24) + (L24 \times L25) + (L25 \times L26) + (L26 \times L27) + (L27 \times L28) + (L28 \times L29) + (L29 \times L30) + (L30 \times L31) + (L31 \times L32) + (L32 \times L33) \right) \right) + \\ & \left. \left( (L4 \times L6) + (L5 \times L7) + (L6 \times L8) + (L7 \times L9) + (L8 \times L10) + (L9 \times L11) + (L10 \times L12) + (L11 \times L13) + (L12 \times L14) + (L13 \times L15) + (L14 \times L16) + (L15 \times L17) + (L16 \times L18) + (L17 \times L19) + (L18 \times L20) + (L19 \times L21) + (L20 \times L22) + (L21 \times L23) + (L22 \times L24) + (L23 \times L25) + (L24 \times L26) + (L25 \times L27) + (L26 \times L28) + (L27 \times L29) + (L28 \times L30) + (L29 \times L31) + (L30 \times L32) + (L31 \times L33) \right) \right) / 240 \right) \times 100 \end{aligned}$$

Çalışmadan elde edilen hacim değerleri ve çalışmaya dâhil edilen bireylerin yaş boy kilo ve göbek çevresi uzunluklarının ortalama, en düşük ve en yüksek, standart sapma değerleri SPSS programı kullanılarak analiz edildi.

Omurların birbirleri arasındaki hacim farklılıkları ANOVA testi kullanılarak incelendi. ANOVA testi ile omur gövde hacimleri arasındaki farklılıklar belirlendikten sonra Varyans analizi yapılarak bu farklılıkların her bir omur arasındaki ilişkisi değerlendirildi. Omur büyüklükleri ile yaş, boy ve kilo arasındaki ilişki Pearson korelasyon testi ile değerlendirildi. Erkek ve kadınların toplam omur hacimleri ve her bir omur seviyesindeki hacim değerleri Student's t testi kullanılarak incelendi. Böylece omur büyüklüklerinin cinsiyete ve seviyeye bağlı değişiklikleri ortaya konulmaya çalışıldı.



#### 4. BULGULAR

Bu çalışmada 30 erkek 30 kadın olmak üzere toplam 60 bireye ait görüntüler analiz edildi. Çalışmaya dâhil edilen bireylerin yaş ortalaması  $43,57\pm 14,26$  yıl olarak tespit edildi. Erkeklerin yaş ortalaması  $45,97\pm 14,99$  olarak bulunurken kadınların yaş ortalamasının  $41,17\pm 13,30$  yıl olduğu tespit edildi. Grupların yaş ortalaması ile ilgili detaylar Tablo 1’de gösterilmiştir. Erkeklerin yaş ortalaması kadınlarınkinden büyük olmasına rağmen istatistiksel anlamda bir fark tespit edilmedi ( $p>0,05$ ; Tablo 1).

**Tablo 1.** Çalışmaya dâhil edilen bireylerin yaş indeksi

Yaş (yıl)	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	
<b>Ortalama</b>	60	19	77	43,57	14,26	
<b>Erkek</b>	30	19	77	45,97	14,99	
<b>Kadın</b>	30	20	65	41,17	13,3	<b>&gt;0,05</b>

Çalışmaya dâhil edilen bireylerin boy ortalaması  $166,34\pm 6,99$  cm olarak tespit edildi. Erkeklerin boy ortalaması  $170,65\pm 5,31$  cm olarak bulunurken kadınların boy ortalamasının  $160,83\pm 4,61$  cm olduğu tespit edildi. Grupların yaş ortalaması ile ilgili detaylar Tablo 2’de gösterilmiştir. Erkeklerin boy ortalaması kadınlarınkinden büyük olduğu ve bu büyüklüğün istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. ( $p<0,05$ ; Tablo 2).

**Tablo 2.** Çalışmaya dâhil olan bireylerin boy indeksi

Boy (cm)	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	P
<b>Ortalama</b>	41	153	185	166,34	6,99	
<b>Erkek</b>	23	165	185	170,65	5,31	
<b>Kadın</b>	18	153	170	160,83	4,61	<b>&lt;0,05</b>

Çalışmaya dâhil edilen bireylerin kilo ortalaması  $73,56\pm 12,19$  kg olarak tespit edildi. Erkeklerin kilo ortalaması  $76,48\pm 10,51$  kg olarak bulunurken kadınların kilo ortalamasının  $69,83\pm 13,44$  kg olduğu tespit edildi. Grupların kilo ortalaması ile ilgili detaylar Tablo 3’de gösterilmiştir. Erkeklerin kilo ortalaması kadınlarınkinden büyük olmasına rağmen istatistiksel anlamda bir fark tespit edilmedi ( $p>0,05$ ; Tablo 6).

**Tablo 3.** Çalışmaya dâhil olan bireylerin kilo indeksi

Kilo (kg)	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	P
<b>Ortalama</b>	41	48	100	73,56	14,26	
<b>Erkek</b>	23	56	100	76,48	10,51	<b>&gt;0,05</b>
<b>Kadın</b>	18	48	98	69,83	13,44	

Çalışmamıza dahil edilen bireylere ait bel omurları gövde hacimleri Cavalieri prensibine uygun olarak hesaplanmıştır. Lumbal omurların ortalama hacimleri L1'den L5'e kadar sırasıyla  $37,11 \pm 8,07$ ;  $40,88 \pm 8,03$ ;  $43,69 \pm 7,99$ ;  $44,86 \pm 8,18$  ve  $42,28 \pm 7,04$   $\text{cm}^3$  olarak hesaplandı. Hesaplanan bel omurları gövde hacimleri ve detay bilgileri Tablo 4-8'de gösterilmiştir.

Her iki cinsiyet arasındaki, farklı seviyelerdeki omur gövde hacimleri arasındaki büyüklük farkı T-testi ile test edildi. Sonuç olarak her iki cinsiyetin farklı seviyelerdeki omur gövde hacimlerinin, kendi seviyeleri arasındaki hacim büyüklüklerinin birbirlerinden istatistiksel anlamda farklı olduğu tespit edildi ( $p < 0,05$ ; Tablo 4-8).

**Tablo 4.** Lumbal 1. omur hacimlerinin erkek ve kadınlar arasında karşılaştırması

L1 ( $\text{cm}^3$ )	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	P
<b>Ortalama</b>	60	22,45	57,82	37,11	8,07	
<b>Erkek</b>	30	33,62	57,82	42,31	6,17	<b>&lt;0,05</b>
<b>Kadın</b>	30	22,45	48,35	31,92	6,21	

**Tablo 5.** Lumbal 2. omur hacimlerinin erkek ve kadınlar arasında karşılaştırması

L2 ( $\text{cm}^3$ )	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	P
<b>Ortalama</b>	60	26,38	58,37	40,88	8,03	
<b>Erkek</b>	30	37,66	58,37	46,01	5,51	<b>&lt;0,05</b>
<b>Kadın</b>	30	26,38	51,58	35,74	6,79	



**Tablo 6.** Lumbal 3. omur hacimlerinin erkek ve kadınlar arasında karşılaştırması

L3 (cm <sup>3</sup> )	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	P
<b>Ortalama</b>	60	28,61	59,05	43,69	7,99	
<b>Erkek</b>	30	39,79	59,05	48,60	5,43	<b>&lt;0,05</b>
<b>Kadın</b>	30	28,61	55,00	38,78	7,1	

**Tablo 7.** Lumbal 4. omur hacimlerinin erkek ve kadınlar arasında karşılaştırması

L4 (cm <sup>3</sup> )	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	P
<b>Ortalama</b>	60	29,13	61,52	44,86	8,18	
<b>Erkek</b>	30	39,90	60,93	49,15	5,3	<b>&lt;0,05</b>
<b>Kadın</b>	30	29,13	61,52	40,56	8,18	

**Tablo 8.** Lumbal 5. omur hacimlerinin erkek ve kadınlar arasında karşılaştırması

L5 (cm <sup>3</sup> )	N	En az	En fazla	Ortalama	Standart Sapma	P
<b>Ortalama</b>	60	28,89	54,41	42,28	7,04	
<b>Erkek</b>	30	35,72	52,34	45,58	5,21	<b>&lt;0,05</b>
<b>Kadın</b>	30	28,89	54,41	38,98	7,16	

Çalışmamıza katılan bireylerin farklı seviyelerindeki bel omurları gövde hacimleri farklılıkları tek yönlü varyans analizi tukey testi kullanılarak test edildi. L1 seviyesi omurların gövde hacimleri L3 ve L4 seviyedeki omur gövde hacimlerinden farklıdır (p<0,05; Tablo 9).

**Tablo 9.** Lumbal 1. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

Omurga Seviyesi		Ortalama Farkı	Standart Hata	P
<b>L1</b>	L2	-3,700	1,429	<b>0,078</b>
	L3	-6,290*	1,429	<b>0,000</b>
	L4	-6,840*	1,429	<b>0,000</b>
	L5	-3,267	1,429	<b>0,156</b>

L2 seviyesi omur gövde hacimleri diğer bel omurları gövde hacimlerinden farklı değildir ( $p>0,05$ ; Tablo 10).

**Tablo 10.** Lumbal 2. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

Omurga Seviyesi		Ortalama Farkı	Standart Hata	P
<b>L2</b>	L1	3,700	1,429	<b>0,078</b>
	L3	-2,590	1,429	<b>0,371</b>
	L4	-3,140	1,429	<b>0,187</b>
	L5	,433	1,429	<b>0,998</b>

L3 seviyesi omur gövde hacimleri L1 gövde hacimlerinden farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 11).

**Tablo 11.** Lumbal 3. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

Omurga Seviyesi		Ortalama Farkı	Standart Hata	P
<b>L3</b>	L1	6,290*	1,429	<b>0,000</b>
	L2	2,590	1,429	<b>0,371</b>
	L4	-0,550	1,429	<b>0,995</b>
	L5	3,023	1,429	<b>0,219</b>

L4 seviyesi omur gövde hacimleri L1 gövde hacimlerinden farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 12).

**Tablo 12.** Lumbal 4. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

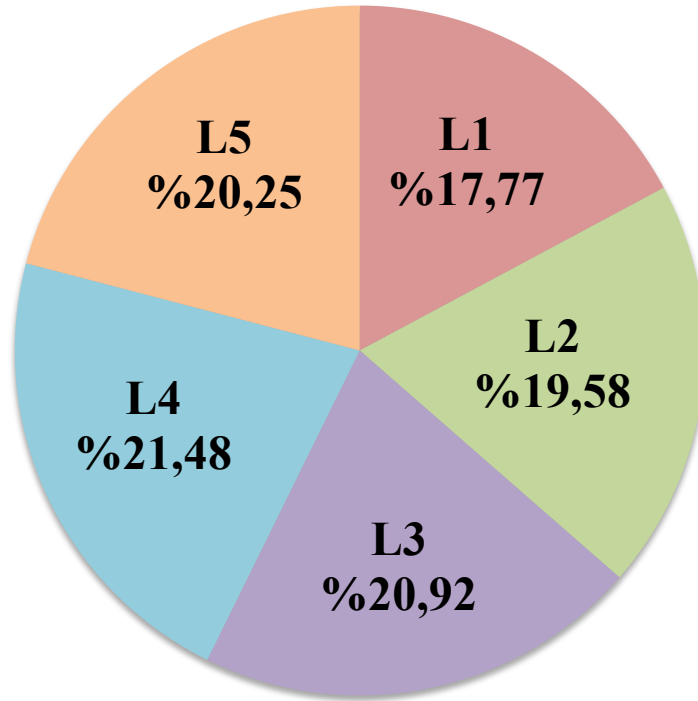
Omurga Seviyesi		Ortalama Farkı	Standart Hata	P
<b>L4</b>	L1	6,840*	1,429	<b>0,000</b>
	L2	3,140	1,429	<b>0,187</b>
	L3	0,550	1,429	<b>0,995</b>
	L5	3,573	1,429	<b>0,096</b>

L5 seviyesi omur gövde hacimleri diğer bel omurları gövde hacimlerinden farklı değildir ( $p>0,05$ ; Tablo 13).

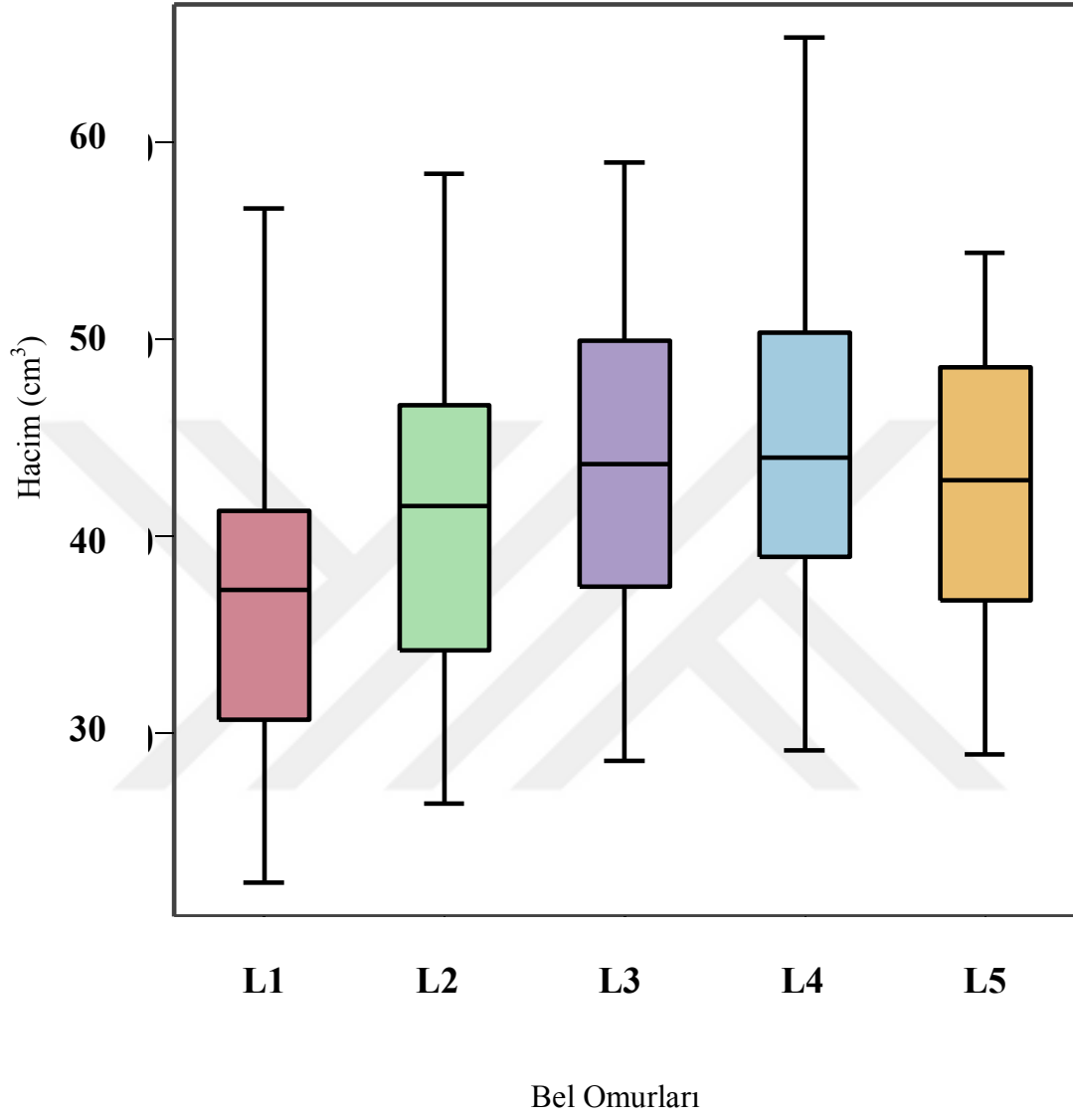
**Tablo 13.** Lumbal 5. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

Omurga Seviyesi		Ortalama Farkı	Standart Hata	P
<b>L5</b>	L1	3,267	1,429	<b>0,156</b>
	L2	-0,433	1,429	<b>0,998</b>
	L3	-3,023	1,429	<b>0,219</b>
	L4	-3,573	1,429	<b>0,096</b>

Her bir omurun gövde hacminin yüzde oranı hesaplandı ve grafikte gösterildi (Şekil 20). Buna göre L1 gövde hacmi, toplam bel omurlarının içerisinde %18, L2 %20, L3 %21, L4 %21 ve L5 %20'lik hacme sahiptir. Ortalama Lumbal omur gövde hacimleri yüzde oranı göz önüne alındığında en büyük gövde hacmine sahip bel omurunun L4, en küçük gövde hacmine sahip bel omurunun ise L1 olduğu tespit edilmiştir (Şekil 21).



Şekil 20: Bel omurları yüzde hacim oranları



Şekil 21: Bel omurları ortalama gövde hacmi saplı kutu grafiği

Çalışmamıza katılan erkek bireylerin bel omurları gövde hacimleri Tablo 17’de verilmiştir. Erkeklerin bel omurları gövde hacimleri sırasıyla  $42,31 \pm 6,17$ ;  $46,01 \pm 5,51$ ;  $48,6 \pm 5,43$ ;  $49,15 \pm 5,3$  ve  $45,58 \pm 5,21$  olarak ölçülmüştür.

**Tablo 14.** Erkek bireylerin bel omurları ortalama gövde hacimleri

		N	Ortalama	En az.	En Fazla.	Standart Sapma	P
L1	Erkek	30	42,31	34	58	6,17	<0,05
L2	Erkek	30	46,01	38	58	5,51	<0,05
L3	Erkek	30	48,60	40	59	5,43	<0,05
L4	Erkek	30	49,15	40	61	5,3	<0,05
L5	Erkek	30	45,58	36	54	5,21	<0,05

Çalışmamıza katılan erkek bireylerin farklı seviyelerindeki bel omurları gövde hacimleri farklılıkları tek yönlü varyans analizi tukey testi kullanılarak test edildi (Tablo 15-19).

L1 seviyesi omurların gövde hacimleri L3 ve L4 seviyedeki omur gövde hacimlerinden farklıdır ( $p < 0,05$ ; Tablo 15).

**Tablo 15.** Erkek bireylerin lumbal 1. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

Omurga Seviyesi (Erkek)	Omurga Seviyesi	Ortalama Farkı	Standart Hata	P
L1	L2	-3,700	1,429	<b>0,078</b>
	L3	-6,290*	1,429	<b>0,000</b>
	L4	-6,840*	1,429	<b>0,000</b>
	L5	-3,267	1,429	<b>0,156</b>

L2 seviyesi omur gövde hacimleri diğer Lumbal omur gövde hacimlerinden farklı değildir ( $p>0,05$ ; Tablo 16).

**Tablo 16.** Erkek bireylerin lumbal 2. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

<b>Omurga Seviyesi (Erkek)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L2	L1	3,700	1,429	<b>0,078</b>
	L3	-2,590	1,429	<b>0,371</b>
	L4	-3,140	1,429	<b>0,187</b>
	L5	0,433	1,429	<b>0,998</b>

L3 seviyesi omur gövde hacimleri L1 gövde hacimlerinden farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 17).

**Tablo 17.** Erkek bireylerin lumbal 3. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

<b>Omurga Seviyesi (Erkek)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L3	L1	6,290*	1,429	<b>0,000</b>
	L2	2,590	1,429	<b>0,371</b>
	L4	-0,550	1,429	<b>0,995</b>
	L5	3,023	1,429	<b>0,219</b>

L4 seviyesi omur gövde hacimleri L1 gövde hacimlerinden farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 18).

**Tablo 18.** Erkek bireylerin lumbal 4. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

<b>Omurga Seviyesi (Erkek)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L4	L1	6,840*	1,429	<b>0,000</b>
	L2	3,140	1,429	<b>0,187</b>
	L3	0,550	1,429	<b>0,995</b>
	L5	3,573	1,429	<b>0,096</b>

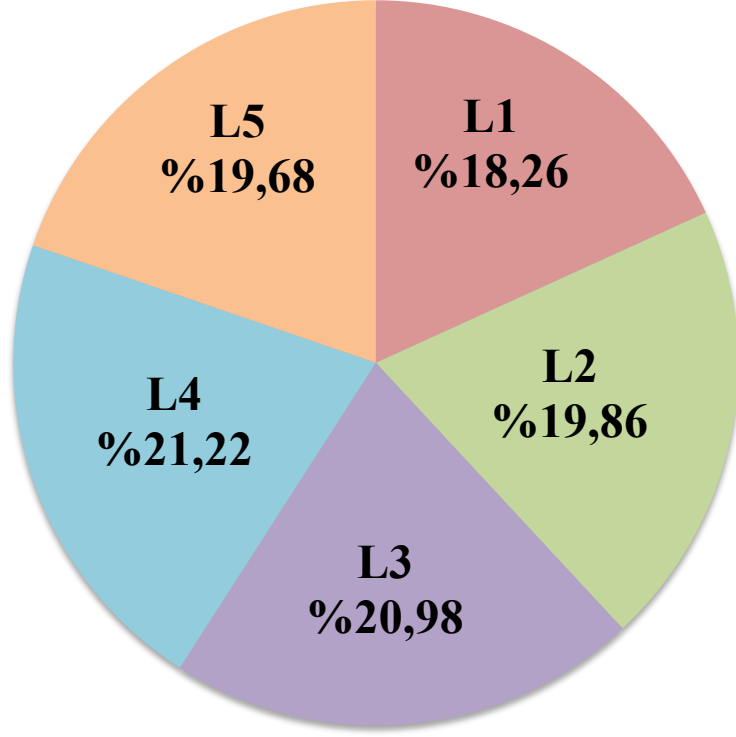
L5 seviyesi omur gövde hacimleri diğer bel omurları gövde hacimlerinden farklı değildir ( $p>0,05$ ; Tablo 19).

**Tablo 19.** Erkek bireylerin lumbal 5. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

<b>Omurga Seviyesi (Erkek)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L5	L1	3,267	1,429	<b>0,156</b>
	L2	-0,433	1,429	<b>0,998</b>
	L3	-3,023	1,429	<b>0,219</b>
	L4	-3,573	1,429	<b>0,096</b>

Erkek bireylerin her bir omur gövde hacminin yüzde oranı hesaplandı ve grafikte gösterildi (Şekil 22). Buna göre L1 gövde hacmi, toplam bel omurlarının içerisinde %18, L2 %20, L3 %21, L4 %21 ve L5 %20'lik hacme sahiptir. Ortalama Lumbal omur gövde hacimleri yüzde oranı göz önüne alındığında en büyük gövde hacmine sahip bel omurunun L4, en küçük gövde hacmine sahip bel omurunun ise L1 olduğu tespit edilmiştir.





Şekil 22. Erkek bireylerin bel omurları gövde hacimleri yüzde oranları

Çalışmamıza katılan kadın bireylerin bel omurları gövde hacimleri Tablo 20'da verilmiştir. Kadın bireylerin bel omurları gövde hacimleri sırasıyla  $31,92 \pm 6,21$ ;  $35,74 \pm 6,79$ ;  $38,78 \pm 7,1$ ;  $40,56 \pm 8,36$  ve  $38,98 \pm 7,16$  olarak hesaplanmıştır.

**Tablo 20.** Kadın bireylerin bel omurları ortalama gövde hacimleri

		N	Ortalama	Standart Sapma	En Az	En Fazla	P
L1	Kadın	30	31,92	6,21	22	48	<0,05
L2	Kadın	30	35,74	6,79	26	52	<0,05
L3	Kadın	30	38,78	7,1	29	56	<0,05
L4	Kadın	30	40,56	8,36	29	65	<0,05
L5	Kadın	30	38,98	7,16	29	54	<0,05

Çalışmamıza katılan kadın bireylerin farklı seviyelerindeki bel omurları gövde hacimleri farklılıkları tek yönlü varyans analizi tukey testi kullanılarak test edildi (Tablo 20-24).

Tabloya göre L1 seviyesi omurların gövde hacimleri L3, L4 ve L5 seviyedeki omur gövde hacimlerinden farklıdır ( $p < 0,05$ ; Tablo 21).

**Tablo 21.** Kadın bireylerin lumbal 1. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

Omurga Seviyesi (Kadın)	Omurga Seviyesi	Ortalama Farkı	Standart Hata	P
L1	L2	-3,820	1,848	<b>0,240</b>
	L3	-6,860*	1,848	<b>0,003</b>
	L4	-8,647*	1,848	<b>0,000</b>
	L5	-7,060*	1,848	<b>0,002</b>

L2 seviyesi omur gövde hacimleri diğer bel omurları gövde hacimlerinden farklı değildir ( $p>0,05$ ; Tablo 22).

**Tablo 22.** Kadın bireylerin lumbal 2. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

<b>Omurga Seviyesi (Kadın)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L2	L1	3,820	1,848	<b>0,240</b>
	L3	-3,040	1,848	<b>0,471</b>
	L4	-4,827	1,848	<b>0,073</b>
	L5	-3,240	1,848	<b>0,405</b>

L3 seviyesi omur gövde hacimleri L1 seviyedeki omur gövde hacimlerinden farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 23).

**Tablo 23.** Kadın bireylerin lumbal 3. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

<b>Omurga Seviyesi (Kadın)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L3	L1	6,860*	1,848	<b>0,003</b>
	L2	3,040	1,848	<b>0,471</b>
	L4	-1,787	1,848	<b>0,870</b>
	L5	-0,200	1,848	<b>1,000</b>

L4 seviyesi omur gövde hacimleri L1 gövde hacimlerinden farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 24).

**Tablo 24.** Kadın bireylerin lumbal 4. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

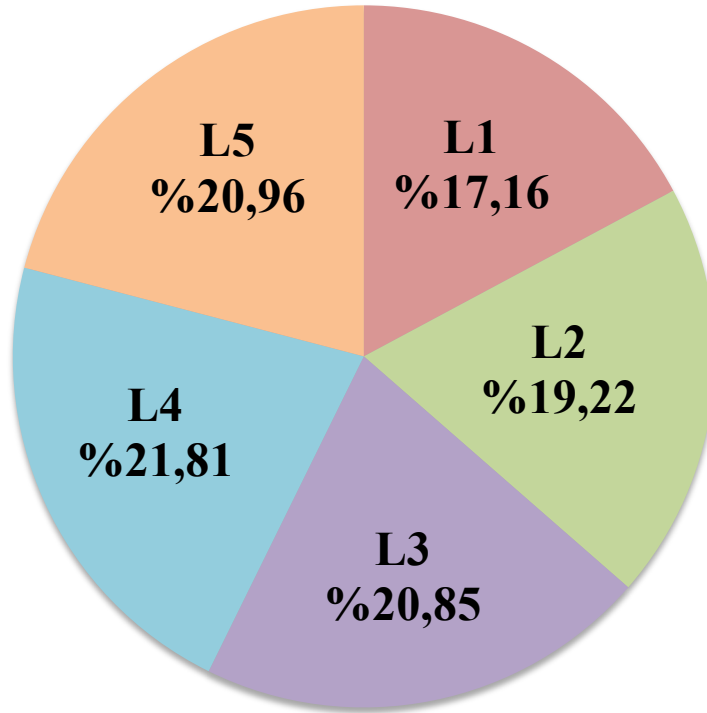
<b>Omurga Seviyesi (Kadın)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L4	L1	8,647*	1,848	<b>0,000</b>
	L2	4,827	1,848	<b>0,073</b>
	L3	1,787	1,848	<b>0,870</b>
	L5	1,587	1,848	<b>0,911</b>

L5 seviyesi omur gövde hacimleri L1 seviyedeki omur gövde hacimlerinden farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 25).

**Tablo 25.** Kadın bireylerin lumbal 5. omur ortalama gövde hacminin diğer lumbal omur gövde hacimleri ile arasında karşılaştırması

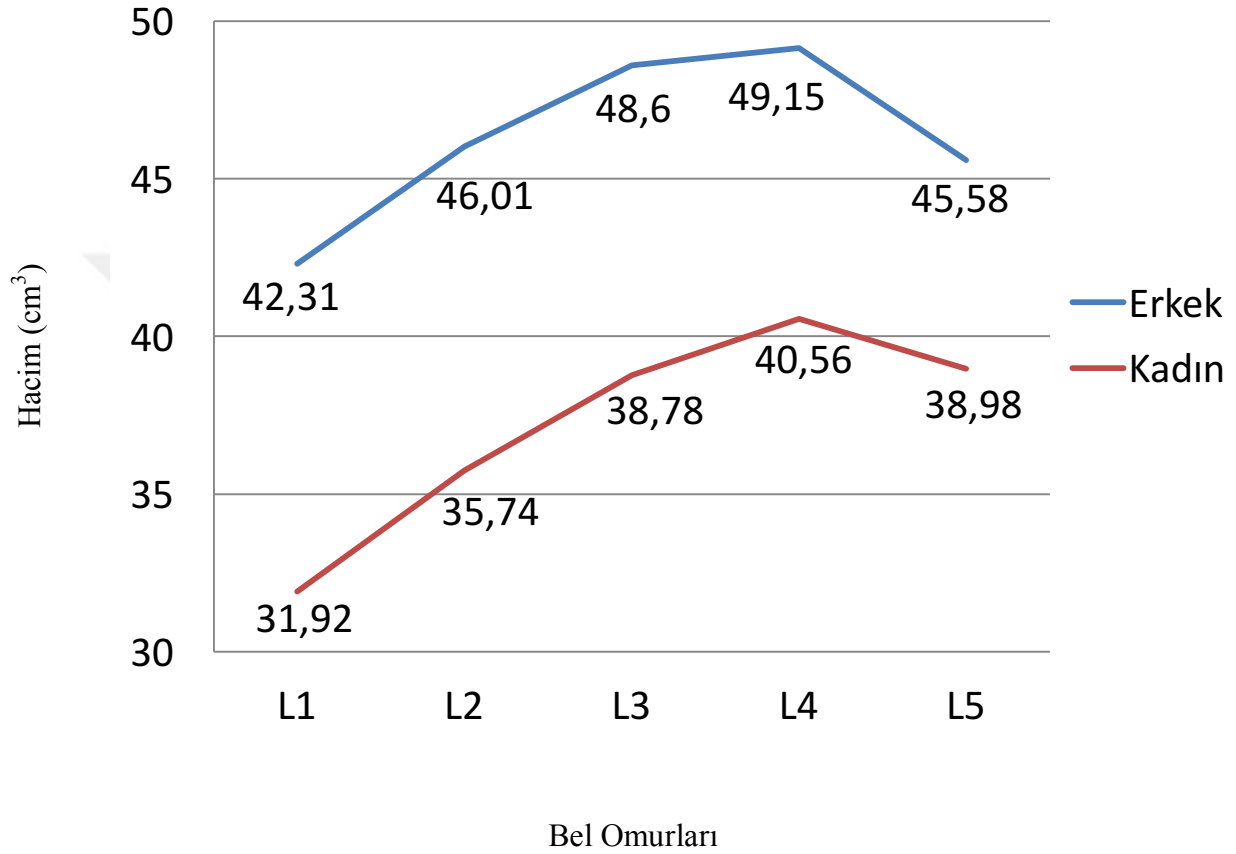
<b>Omurga Seviyesi (Kadın)</b>	<b>Omurga Seviyesi</b>	<b>Ortalama Farkı</b>	<b>Standart Hata</b>	<b>P</b>
L5	L1	7,060*	1,848	<b>0,002</b>
	L2	3,240	1,848	<b>0,405</b>
	L3	0,200	1,848	<b>1,000</b>
	L4	-1,587	1,848	<b>0,911</b>

Kadın bireylerin her bir omur gövde hacminin yüzde oranı hesaplandı ve grafikte gösterildi (Şekil 23). Buna göre L1 gövde hacmi, toplam bel omurlarının içerisinde %17, L2 %19, L3 %21, L4 %21 ve L5 %21'lik hacme sahiptir. Ortalama Lumbal omur gövde hacimleri yüzde oranı göz önüne alındığında en büyük gövde hacmine sahip bel omurunun L4, en küçük gövde hacmine sahip bel omurunun ise L1 olduğu tespit edilmiştir.

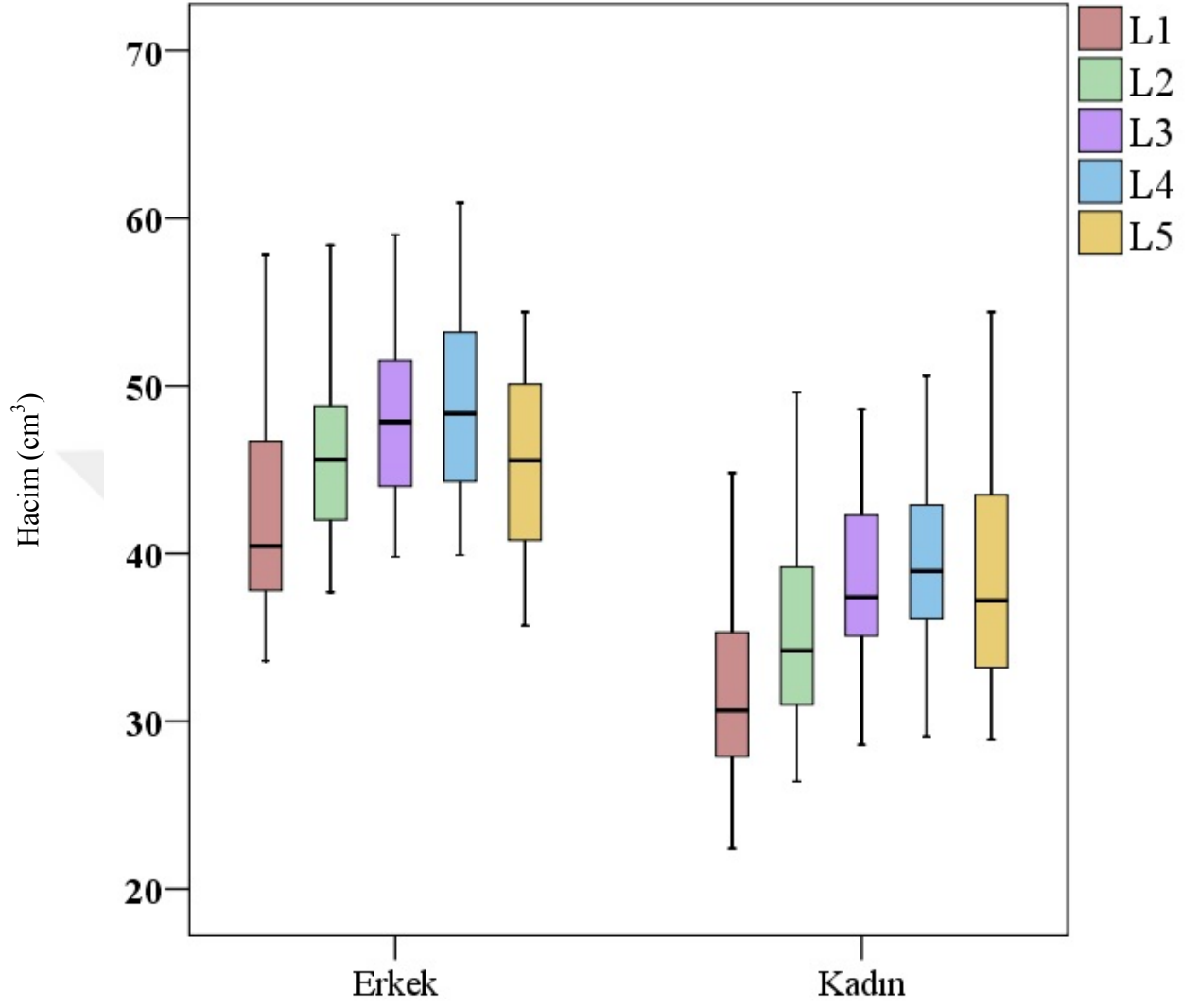


Şekil 23. Kadın bireylerin bel omurları gövde hacimleri yüzde oranları

Her iki cinsiyetinde bel omurları gövde hacimleri birinci lumbalden dördüncü lumbal omura kadar tedrici bir artış gösterirken, beşinci lumbal omurun dördüncü lumbal omurdan küçük olduğu çizgi ve saplı kutu grafiği ile gösterilmiştir (Şekil 24-25).



Şekil 24. Erkek ve kadın bireylerin bel omurları gövde hacmi ortalaması çizgi grafiği



Şekil 25. Bel omurları gövde hacminin cinsiyetler arasındaki farkı

Erkek ve kadın bireylerin bel omurları arasındaki farklılık bağımsız örnek t-testi ile değerlendirilmiştir. Erkeklerin omur gövdeleri kadınlarınkinden büyüktür ( $p<0,001$ ). Hesaplanan bel omurları gövde hacimleri ile bireylerin yaş, boy ve kilo değerleri korelasyon analizi ile karşılaştırılmıştır. Korelasyon tablosuna göre bel omurları gövde hacmi bireylerin yaş ( $r=0,4$ ;  $p<0,01$ ) ve boyları ( $r=0,6$ ;  $p<0,01$ ) ile koreledir. Ancak kilo ile bel omurları gövde hacimleri arasında korelasyon yoktur ( $r=0,2$ ;  $p>0,05$ ).

Çalışmamızda her bir omurun planimetri yöntemi kullanılarak kesit görüntülerinin sınır hattının manuel seçimi için gerekli süre belirlendi. Sınır hattının seçim süresi, ölçümü yapılan omurun gövde hacmine göre değişiklik göstermiştir. Alanların seçim süresi 2 dakika 10 saniye ile 3 dakika 47 saniye sürdü. Çalışmamızda her bir omurun kesit alanlarının belirlenmesi için geçen ortalama süre 3 dakika 17 saniye olarak belirlenmiştir.

Bel omurları gövde hacminin planimetri yöntemi ile ölçümü sırasında meydana gelen hata katsayısı kadın bireyler için %0,8785, erkek bireyler için %0,7289 ve ortalama %0,8037 olarak hesaplanmıştır.



## 5. TARTIŞMA

Omurga insan hayatı boyunca dejeneratif ve morfolojik değişikliklere maruz kalan bir yapıdır (Prescher, 1997). Omurga yaralanmaları, yüksek enerjili travmalardan sonra meydana gelen ciddi yaralanmalar arasında yer almaktadır. Omurga yaralanmalarını, diğer vücut bölgelerinde gerçekleşen yaralanmalardan farklı ve önemli kılan, nöral dokularla olan yakın komşuluğudur. Omurga yaralanmaları sonucu her yıl bir milyon kişinin %50'sinin yaşam kalitesinin bozulduğu bildirilmiştir (Leventhal, 1998). Trafik kazaları sonucu tedavi altına alınan hastaların %4,4'ünde omurga kırığına rastlanmaktadır (Floman, 1993).

Omurga gövdesi hacmindeki değişimin belirlenmesi, omurga gövdesini ilgilendiren patolojilerin teşhisinde, tedavinin planlanmasında, birincil veya metastatik tümörlerin tedavisinde ve takibinde olduğu kadar osteoporoz, travma ve kompresyon sonucu gerçekleşebilen kırıkların tedavisinin planlanması bakımından da önem arz etmektedir (Odacı ve ark., 2003).

Torako-lumbal bölge, rölatif olarak hareketsiz olan torakal kısımdan daha hareketli olan lumbal kısma geçiş bölgesi olması nedeniyle travmalara karşı oldukça hassastır (Floman ve ark., 1993; Coder, 1999; Lee, 2000). Bel bölgesi omurlarındaki hacimsel değişimin belirlenmesinde, sağlıklı bireylere ait omur gövdelerine ait hacim değerlerinin bilinmesi gerektiği için çalışmamızda bel bölgesi omurlarının gövde hacminin hesaplanması amaçlandı.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, erkek bireylerin 1. bel omurundan 5. bel omuruna kadar bel omur gövde hacimleri sırasıyla 42; 46; 48; 49 ve 45 cm<sup>3</sup>, kadın bireyler için 1. bel omurundan 5. bel omuruna kadarki bel omur gövde hacimleri sırasıyla 31; 35; 38; 40 ve 38 cm<sup>3</sup> ve her iki grubunun 1. bel omurundan 5. bel omuruna kadarki ortalama bel omur gövde hacimleri sırasıyla 37; 40; 43; 44 ve 42 cm<sup>3</sup> olarak hesaplandı.

Erkeklerin bel omur gövde hacimlerinin kadınların bel omur gövde hacimlerine oranla istatistiksel olarak büyük olduğu belirlendi.

Hem erkek hem de kadınlarda, omur gövde hacim büyüklüğünün yaş ve boy ile ilişkili olduğu bulundu. Buna karşın her iki cinste de bel omur gövde hacimleri ile kilo arasında herhangi bir ilişki saptanmadı.

Her iki cinsiyette, omur gövde hacimleri 1. bel omurundan itibaren 4. bel omuruna kadar artış gösterirken, 5. bel omurunda ise azalma göstermektedir. Bununla beraber her iki cinsiyette, en büyük hacme sahip omurun 4. bel omuru, en düşük hacme sahip omurun ise 1. bel omuru olduğu belirlendi.

Biyolojik yapılar tam bir geometrik şekle sahip olmadığı için bu yapıların hacimleri, bilinen formüllerle hesaplanamaz. Biyolojik yapıların hacimlerini ölçmek için en ideal ve objektif metot, bu yapıların suya daldırılması ve taşan suya ait hacmin hesaplanmasına dayanan Arşimet prensibidir. Bu tip yapıların hacimlerinin hesaplanmasında Arşimet prensibinin kullanılması doğru sonuca ulaşılmasını sağlar. Bu yöntem belirsiz şekle sahip yapıların hacimlerinin ölçülmesinde altın standarttır (Canan ve ark., 2002).

Bununla birlikte insan vücudundaki yapıların hacimleri, bu yapıların çevre yapılar ile olan sıkı komşuluğu ve fonksiyonu gereği insan vücudundan izole edilememesi nedeniyle Arşimet prensibi ile ölçülememektedir. Böyle durumlarda stereolojik bir yaklaşım olan Cavalieri prensibi kullanılarak, insan vücudundaki yapıların hacimleri hesaplanabilmektedir (Canan ve ark., 2002).

Literatürde omur gövde hacmini hesaplamaya yönelik çeşitli çalışmalar mevcuttur (Cyteval ve ark., 2002; Odaci ve ark., 2003; Çolakoğlu, 2006; Göçmen ve ark., 2010; Limthongkul ve ark., 2010; Wilms ve ark., 2012; Kaner ve ark., 2014). Yapılan çalışmalarda omurganın çeşitli seviyelerindeki omur gövde hacimleri, farklı hacim hesaplama metotları kullanılarak hesaplanmıştır (Odaci ve ark., 2003; Cyteval ve ark., 2002; Çolakoğlu, 2006).

Odaci ve ark. (2003) kadavradan temin edilen bel bölgesine ait omurlarda, omur gövde hacimlerini öncelikle altın standart olarak Arşimet prensibi ile daha sonra bel omur hacimlerini BT görüntüleri üzerinde noktalı alan ölçüm cetveli (NAÖC) kullanarak Cavalieri yöntemi ile ölçmüşler ve metotlar arasında fark olmadığını göstermişlerdir. Yapmış oldukları çalışmada Cavalieri yönteminin BT görüntüleri üzerinden omur gövde hacimlerini ölçmek üzere; hızlı, pratik, güvenilir ve objektif bir metot olduğunu bildirmişlerdir. Buna karşın, şu ana dek sağlıklı bireylerde bel omurlarının gövde hacim büyüklüğünü Cavalieri yöntemi ile inceleyen bir çalışmaya rastlayamadık.

BT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi kullanılarak bel omurlarına ait gövde hacimlerini hesapladığımız bu çalışmada, her bir kesitteki omur gövdesine ait alanı hesaplamak üzere planimetri yöntemi kullanıldı. Daha önce yapılan stereolojik çalışmada; planimetri metodu ile NAÖC metodu arasında ölçüm değerleri açısından herhangi bir fark olmadığı bildirilmiştir (Odaci ve ark., 2003). NAÖC yöntemi ile kâğıda yazdırılarak elde edilen radyografi görüntüleri üzerinden yüzey alanı hesaplaması yapılabilir. Ayrıca bu yöntem sınır hattı karmaşık yapıların yüzey alanlarının hesaplanmasında kullanılabilen pratik bir yöntemdir. Buna karşın planimetri yöntemi, sınır hatları düzgün geometrik şekillere benzer yapıların kesit alanlarının hesaplanmasında NAÖC metoduna göre uygulama açısından daha pratik ve hızlı bir metottur (Sahin ve Elfaki, 2012).

Odaci ve ark. (2003) bel omur hacimlerini Cavalieri yöntemi ile NAÖC kullanarak yaptıkları çalışmada her bir omuru ortalama 5 dakika 11 saniyede ölçtüklerini bildirmişlerdir. Bilgisayar destekli bir program yardımıyla yapılan bir diğer çalışmada ise bir omurun hacmi, 3 dakika 15 saniye ile 3 dakika 53 saniye arasında değişen zaman aralığında hesaplanmıştır (Cyteval ve ark., 2002). Çalışmamızda planimetri tekniği kullanarak Cavalieri yöntemi ile bel omur gövde hacimlerinin ölçümü ortalama 3 dakika 17 saniye sürmektedir. Çalışmamızda kullanılan planimetri yöntemi ile yapılan hesaplamaların NAÖC yöntemi ve bilgisayar destekli program ile yapılan hesaplamalardan daha az zaman gerektirdiğini göstermiştir. Omur hacimlerinin planimetri kullanılarak Cavaliere yöntemi ile hesaplanması, ölçümlerin daha hızlı ve pratik bir şekilde yapılabilmesi açısından özellikle klinik çalışmalar açısından önem arz edebilir.

BT görüntüleri üzerinden bel omurlarının gövde hacminin stereolojik olarak incelendiği bu çalışmamızda, elde ettiğimiz bel omurları gövde hacim değerleri, literatürdeki çalışmalarla örtüşmektedir.

Eşeyssel dimorfizm; bir türün erkek ve dişi eşeyleri arasındaki vücut boyutu ve şekli bakımından farklılıklarıdır. Yapılan çalışmalarda omur gövde hacminin eşeyssel dimorfizm gösterdiği bildirilmiştir (Taylor ve Twomey 1984; Duan ve ark., 2001; Limthongkul ve ark., 2010). Çalışmamızda da erkek bireylerin bel omur gövde hacimlerinin kadın bireylerin bel omur gövde hacimlerine oranla daha büyük olduğunu belirledik. Erkek bireylerin kemiklerinin periost tabakası kadınlardan büyüktür. Periost

tabaka kemiklerin büyüklüğüne ve dayanıklılığına olumlu yönde katkıda bulunur (Duan ve ark., 2001). Ayrıca erkek eşey hormonu testosteronun salgılanması kas kitlesinin kadınlara oranla daha fazla artış göstermesine sebep olur. Kas kitlesindeki bu artış kemiklerin horizontal gelişimine de katkıda bulunur (Taylor ve Twomey 1984). Erkek bireylerin bel omur gövde hacminin kadınlarınkinden büyük olmasını bu şekilde açıklanabilir.

Mavrych ve ark., (2014) her bir omurga segmentinin ve omurların yüksekliğinin yaş ile ilişkili olduğunu bildirilmiştir. Çalışmamızda lumbal omur gövde hacminin yaşa bağlı olarak artış gösterdiği bulundu. Bununla beraber yapılan çalışmada yaşlanma süresince kemik yoğunluğunda 0,05-0,30 g/cm<sup>3</sup> arasında dejenerasyon gözlemlendiği bildirilmiştir (Ferguson ve Steffen, 2003). Ayrıca omurlardaki dejenerasyonun yaş ile arttığı ve bu durumun en sık alt bel omurlarında gerçekleştiği gösterilmiştir (Battie, 2004).

Osteoporoz, kemik kütlesinde azalma ve kemik mikro mimarisinin bozulması sonucu kemik kırılabilirliğinin artması ile karakterize sistemik bir iskelet hastalığıdır (Kanis ve ark., 1994). Kemik kırıkları osteoporozun en önemli komplikasyonudur ve en çok omurga, kalça ve el bileğinde görülür (Papaioannou ve ark.,2005).

Kemik mineral yoğunluğu yirmi beş ve otuz yaşlarında en yüksek değere ulaşır. Bu oran 40-50 yaşlardan sonra azalmaya başlar. Kemik mineral yoğunluğunda erkeklerde %30, kadınlarda ise %50 civarında kayıp oluşmaktadır (Mazess, 1982; Keller, 1994). Buna bağlı olarak ise ileri yaşlarda omur gövde hacminin küçüldüğü bildirilmiştir (Mavrych ve ark., 2014). Çalışmamızda bel omurları gövde hacimlerinin yaş ile artması muhtemelen çalışma grubunun oldukça heterojen yaş dağılımına sahip bireylerden oluşmasıyla açıklanabilir. Çalışma grubunda uç yaş değerlerine sahip bireylerin çalışmadan çıkartılması ve çalışma grubunun yaş bakımından belirli alt gruplara ayrılması, ayrıca bel omurlarının kemik yoğunluğunun ölçülmesi, bel omurlarının gövde hacimlerinin yaş ile olan ilişkisi hakkında daha net bilginin alınabileceği kanısındayız.

Omurga sütunu insan gövde uzunluğuna katkıda bulunan kemik yapılardandır. Tibbets (1981)'in verilerine göre L1-L5 omurları arasındaki mesafe tüm omurga sütununun erkeklerde yüzde 28,16'sını ve kadınlarda ise 29,03'ünü oluşturduğunu bildirmiştir. Caola ve ark., 2015 de yaptıkları çalışmada boy uzunluğunun omur gövde

hacmi ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Yaptığımız çalışmada da bel omuru gövde hacmi ile boy uzunluğu arasında korelasyon olduğu belirlenmiştir.

Omur gövdesi çok büyük sıkışma yüklerini taşıyabilecek yapıda olup, artan sıkışma yüküne bağlı olarak mekanik bir adaptasyon göstererek kaudale gidildikçe boyutları büyür (Berry ve ark., 1987). Literatürde kaudale inildikçe omur gövde hacminin büyüdüğünü gösteren çalışmalar mevcuttur. Çalışmalarda 4. bel omuru seviyesine kadar gövde hacminde bir artışın ardından 5. bel omuru seviyesinde ise gövde hacminde bir azalma olduğu gözlenmiştir (Limthongkul ve ark., 2010; Caula ve ark., 2015). Yaptığımız çalışmada da omur gövde hacminin literatüre paralel olarak, 4. bel omuru seviyesine kadar arttığı, 5. bel omuru seviyesinde ise omur hacminde bir azalma olduğunu belirledik. Ancak L4-L5 arasındaki bu azalışın istatistiksel anlamda bir farklılık olmadığı belirlendi. Ayrıca çalışmamızda her bir omur seviyesinin hacmi diğer bel omurlarının hacmi ile kıyaslandığında erkek bireyler için L2 ve L5 omurlarında hacimsel farklılığının istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ancak L1-L3 ve L1-L4 arasındaki hacimsel farkın ise istatistiksel anlamda farklı olduğu bulundu. Kadın bireylerde ise L2 seviyesi omurun diğerlerinden hacimsel olarak farklı olmadığı ancak L1-L3, L1-L4 ve L1-L5 arasındaki hacimsel farkın anlamlı olduğu belirlendi.

Çalışmamızda bel omurları arasında en büyük hacimli omurun L4 olduğu belirlendi. Dördüncü bel omuru gövde hacmi erkek bireyler için  $49 \text{ cm}^3$ , kadın bireyler için  $40 \text{ cm}^3$  olarak hesaplanmıştır. Hacimsel değer olarak L4 seviyesindeki omur en büyük omur olmasına rağmen her iki cinsten de L4 omuru L1 omurundan istatistiksel olarak farklı ancak diğer seviyedeki omurlardan istatistiksel anlamda farksızdır. Bu sonuçlar literatürdeki benzer çalışmalarla örtüşmektedir (Odaci ve ark., 2003; Limthongkul ve ark., 2010; Kaner ve ark., 2014). Literatürde lumbal omur gövdelerinin ayakta dururken maruz kaldığı yükleme kuvveti ölçülmüş ve en yüksek kuvvete maruz kalan omurun L5 olduğu tespit edilmiştir (Kuo ve ark., 2010). Yapılan bir çalışmada, L4'ün sagittal düzlemde lumbal lordozun (eğriliğin) en önündeki omur olduğu tespit edilmiştir. Aynı çalışmada L4, gövde yer çekim çizgisine en yakın bel omuru olarak belirtilmiştir (Lafage ve ark., 2008). Bir başka çalışmada ise gövde yer çekim çizgisinin lumbal lordozda ki değişime bağlı olarak yer değiştirdiği bildirilmiştir (Huec ve ark., 2011). Bu sonuçlardan yola çıkarak L4 omurunun gövde yer çekim çizgisine yakınlığı sebebi ile diğer lumbal omurlardan daha büyük bir gövdeye sahip olabileceğini ancak

bu mesafenin omurga yaşlanmasına bağlı olarak yer değiştirmesi sebebi ile istatistiksel anlamda bir farkın oluşmadığını düşündürmektedir.

Bel omurlarının gövde hacminin bireylerin kilosu ile karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlayamadık. Çalışmamıza dahil edilen kadın ve erkek bireylerin kilo değerleri arasında istatistiksel anlamda fark yoktu. Buna karşın her iki cinste bel omur gövde hacimleri ile kilo arasında her hangi bir ilişki saptanmadı. Buna rağmen erkek bireylerin bel omurlarının gövde hacimleri kadınlarınkine oranla büyüktü. Kilo artışıyla birlikte bel bölgesi omurlarında oluşan sıkıştırma kuvveti artmaktadır. Ayrıca kadınlarda osteoporoz sebebi ile meydana gelen kemik yoğunluğundaki azalma erkeklerden daha fazla olmaktadır. Bu sonuçlar kadın bireylerde bel omurlarında kompresyon kırık riskini arttırabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda bir takım sınırlamalar mevcuttur. Bunlardan biri çalışmamızda yer alan bireylerin yaş aralığının geniş olması ve yaş gruplarının oluşturulmamış olmasıdır. Bir diğer sınırlayıcı faktör ise bel omurlarına ait kemik yoğunluğunun analiz edilmemiş olmasıdır.

Çalışmamızın güçlü yönü ise çalışma grubunun kadın ve erkek olarak gruplandırılması ve sayıca geniş olması, çalışmanın omurlara ait sınırların daha net gözlemlendiği BT görüntüleri üzerinden yapılmasıdır.

Bel omurlarının gövde hacimleri BT görüntüleri üzerinden planimetrik yaklaşımın tercih edildiği Cavalieri yöntemi kullanılarak hızlı, pratik, masrafsız ve tarafsız bir şekilde hesaplanabilir. Cavalieri yöntemi ile rutinde kullanılan BT görüntüleri üzerinden geriye ve ileriye dönük incelemeler yapılabilir (Şahin ve ark., 2003). Bu yöntem ile omurganın boyun, gövde ve sakral bölümlerine ait omurların gövde hacimleri hesaplanabilir.

Genç (18-30 yaş), orta (30-50 yaş) ve yaşlı (50-70 yaş) birey grupları oluşturulup omurganın boyun, gövde, bel ve sakral omurlarının gövde hacimleri hesaplanabilir. Böylece yaş grupları arasındaki büyüklük farkı ve yaşlanmaya bağlı omur gövde hacim değişiklikleri arasındaki ilişki incelenebilir.

Aynı yaş grubundaki sağlıklı bireylerden oluşan grup ile osteoporoz tanısı olan grup arasında omurganın boyun, gövde, bel ve sakral omurlarının gövde hacimleri açısından karşılaştırma yapılabilir. Osteoporozun bölgelere göre omur gövde hacimleri üzerine olan etkisi incelenebilir. Ayrıca Cavalieri yöntemi omurga gövdesini

ilgilendiren patolojilerin teŖhisinde, tedavinin planlanmasında, birincil veya metastatik tümörlerin tedavisinde ve takibinde, travma ve kompresyon kırıklarının tedavisinin planlanmasında önemli bir parametre olan ilgili bölgedeki omur yada omurların gövde hacimlerinin hesaplanması için kullanılabilir.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinden bel omurlarının gövde hacimleri stereolojik yöntemlerinden Cavalieri prensibi kullanılarak hesaplanmıştır. Bu veriler sağlıklı insanların bel omurları gövde hacminin ortalama değerleri hakkında bilgi vermiş ve yöntemin uygulanabilirliğini göstermiştir.

Cavalieri prensibinin, planimetri yönteminin uygulandığı çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar literatürde ki benzer çalışmaların sonuçları ile örtüşmektedir.

Yöntemimiz bilgisayar destekli programlarla yapılan hesaplamalarla karşılaştırıldığında daha hızlı ve daha az maliyetliydi. Bu tür programların kullanılabilmesi ek insan gücüne, BT cihazlarının çalışma süresince meşgul edilmesine ve fazladan zaman gerektirmektedir.

Sağlıklı erkek ve kadın bireylerin bel omurları gövde hacimleri karşılaştırıldığında erkek bireylerin bel omurları gövde hacimlerinin kadın bireylerinkinden büyük olduğunu tespit ettik. Bel omurları gövde hacimlerinin boy ve yaş ile korelasyon gösterdiğini bulduk. Ancak çalışmamızın sonuçları vücut ağırlığının bel omurları gövde hacmi ile ilişkisi olmadığını gösterdi. Bu sonuçlar kadın bireylerin bel omurlarının hacminin küçük olmasına karşın ağırlık ve osteoporoz gibi negatif etkenlere karşı erkek bireylerden daha dayanıksız olduğunu gösterebilir. Aynı zamanda bel omurları deformasyonlarının kadın bireylerde daha sık görülmesinin sebebini açıklayabilir.

Her iki cinsiyet için de en küçük bel omurunun L1, en büyük bel omurunun L4 olduğunu hesapladık. Bu sonuçlara paralel olarak bel omurları gövde hacminin bütünü içerisinde de en küçük yüzde hacme L1, en büyük yüzde hacme L4'ün sahip olduğunu tespit ettik.

Bu bulguları elde etmek için BT görüntüleri üzerinden Cavalieri yöntemini uyguladık. Sonuçlarımız BT görüntüleri ve Cavalieri yöntemi ile yapılacak olan çalışmaların tarafsız ve kuvvetli neticeler verdiğini göstermiştir. Kullandığımız yöntem klinik, hasta takibi ve araştırmalar için kullanılabilir.



## KAYNAKLAR

- Acer N, Şahin B, Usanmaz M, Tatolu H, Irmak Z. Comparison of point counting and planimetry methods for the assessment of cerebellar volume in human using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Surg Radiol Anat* 2008;30:335–339.
- Arıncı K, Elhan A. *Anatomi Cilt 1. 4. Baskı, Güneş Kitapevi* 2006. 58-63.
- Battie MC, Videman T. Lumbar disk degeneration: epidemiology and genetic influences 2004;29:2679-2690.
- Berry JL, Moran JM, Berg WS, Steffe AD. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 1987;12:362-367.
- Beyazova M, Gökçe Y. *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Cilt 1. 1. Baskı, Güneş Tıp Kitapevi* 2011. 9:3126-3134.
- Beyazova M, Gökçe Y. *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Cilt 2. 1. Baskı, Güneş Tıp Kitapevi* 2011. 3:459-475.
- Bilgiç S, Şahin B, Sönmez OF, Odacı E, Çolakoğlu S, Kaplan S, Ergur H. A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri principle and computed tomography images. *Clinical Neurology and Neurosurgery* 2005;107: 282-288.
- Canan S, Çolakoğlu S, Şahin B, Ünal B, Bilgiç S, Kaplan S. VIII. Stereolojik Metotlar ve Uygulamaları Kursu Eğitim CD'si, 14-17 Eylül 2005, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizyoloji ABD Ankara (1 CD, Sürüm-7.1).
- Canan S, Şahin B, Odacı E, Ünal B, Aslan H, Bilgiç S, Kaplan S. Toplam hacim, hacim yoğunluğu ve hacim oranlarının hesaplanmasında kullanılan bir stereolojik yöntem: Cavalieri prensibi. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri* 2002;22(Ek-1): 7-14.
- Caula A, Metmer G, Havet E. Anthropometric approach to lumbar vertebral body volumes. *Surgey Radiol Anat* 2015;1-6.
- Coder JM. Intoduction to thoracolumbar fractures. *Instr Course Lect* 1999;48:427-428.
- Cruz LM, Weibel ER. Recent stereological methods for cell biology: a brief survey. *Lung Cell Mol Physiol* 1990;2:148-156.
- Cyteval C, Thomas E, Picot M, Derieffy P, Blotman F, Taourel P. Normal vertebral body dimensions: a new measurement method using MRI. *Osteoporosis International* 2002;13:468-473.
- Çolakoğlu S. Boyun omurlarının (C3-C7) gövde hacimlerinin stereolojik yöntemlerle hesaplanması. *Fırat Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Elazığ Doktora Tezi* 2006;36-51.

- Dean J, Ison K, Gishen P. The strengthening effect of percutaneous vertebroplasty. *Clinical Radiology* 1999;55:471-476.
- Doğan R, Taştepe İ, Liman řT. *Travma*. 1. Baskı, Nobel Tıp Kitapevi 2006. 425-433.
- Duyar İ. İnsan iskelet kalıntılarında boy uzunluğunun hesaplanması: Troia iskeletleri üzerinde karşılaştırmalı bir araştırma. *Arkeometri Sonuçları Toplantısı* 2005;21:97-104.
- Ferguson SJ, Steffen T. Biomechanics of the aging spine. *Euro Spine Journal* 2003;12:97-103.
- Floman Y, Farey J P, Argenson C. *Thoracolumbar spine fracture*. 3Rd Ed., New York Raven Press 1994;8:391-395.
- Gilsanz V, Boechat MI, Gilsanz R, Loro ML, Roe TF, Goodman WG. Gender differences in vertebral sizes in adults: biomechanical implications. *Radiology* 1994;190:678-682.
- Gocmen MN, Karabekir H, Ertekin T, Edizer M, Canan Y, Izzet Duyar I. Evaluation of lumbar vertebral body and disc: a stereological morphometric study. *Int. J. Morphol* 2010;28:841-847.
- Gundersen HJ, Bendtsen TF, Korbo L, Marcussen N, Moller A, Nielsen K, Nyengaard JR, Pakkenberg B, Sorensen FB, Vesterby A. Some new, simple and efficient stereological methods and their use in pathological research and diagnosis. *APMIS* 1988;96:379-394.
- Gundersen HJ, Osterby R. (1981). Optimizing sampling efficiency of stereological studies in biology: or "Do more less well!". *Journal of Microscopy* 121:65-73.
- Gundersen HJ. Stereology of arbitrary particles. *Journal of Microscopy* 1986;143:3-45.
- Gundersen HJ., Jensen EB. The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. *Journal of Microscopy* 1987;147:229-263.
- Gundersen HJ., Jensen EBV, Kieu K, Nielsen J. The efficiency of systematic sampling in stereology-reconsiderend. *Journal of Microscopy* 1999;193:199-211.
- Gundersen, HJ. Stereology of arbitrary particles. A review of unbiased number and size estimators and the presentation of some new ones in memory of William R Thomson. *Journal of Microscopy* 1986;143:3-45.
- Hansson TH, Ross B, Nachemson AL. The bone mineral content and ultimate compressive strength of lumber vertebrae. *Spine* 1980;22(2):122-130.
- Howard CV, Reed MG. *Unbiased Stereology: Tree dimensional measurement in microscopy*. Oxford: Bios Scientific Publishers Guildford 1998;39-64.
- Kanis JA, Melton LJ, Christiansen C, Johnston CC, Khaltaev N. The diagnosis of osteoporosis. *J Bone Miner Res* 1994;9:1137-1141.

- Keller TS. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 1994. 27:1159-1168.
- Komemushi A, Tanigawa N, Kariya S, Kojima H, Shomura Y, Sawada S. Percutaneous vertebroplasty for compression fracture: analysis of vertebral body volume by CT volumetry. *Acta Radiologica* 2005;46:276-279.
- Kuo CS, Hu TH, Lin RM, Huang KY, Lin PH, Zhong ZC, Hseih ML. Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure - a finite element study. *BMC Musculo Skeletal Disorders* 2010; 11:151.
- Kuru O, Sahin B, Kaplan S. Alternative approach to evaluating lumbar lordosis on directroentgenograms: Projection area per length squared. *Anatomical Science International* 2008;83-88.
- Lafage V, Schwab F, Skalli W, Hawkinson N, Gagey PM, Ondra S, Farcy JP. Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters. *Spine*. 2008;15;33(14):1572-8.
- Le Huec JC<sup>1</sup>, Saddiki R, Franke J, Rigal J, Aunoble S. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *Eur Spine J* 2011. 5:558-63.
- Lee HM, Kim HS, Suk KS, Park JO, Kim NH. Reliability of magnetic resonance imaging in detecting posterior ligament complex injury in thoracolumbar spinal fractures. *Spine* 2000;25.16:2079-2084.
- Leventhal MR. Fractures, dislocation and fractures-dislocation of spine. *Campbells Operative Orthopaedics Missouri Mosby* 1998;2704-2790.
- Levine SA, Perin LA, Hayes D, Hayes WS. An evidence-based evaluation of percutaneous vertebroplasty. *Managed Care* 2000;3:125-145
- Limthongkul W, Karaikovic EE, Savage JW, Markovic A. Volumetric analysis of thoracic and lumbar vertebral bodies. *Spine* 2010;10(2):153-8.
- Mavrych V, Bolgova O, Ganguly P, Kashchenko S. Age related changes of lumbar vertebral body morphometry. *Austin J Anat* 2014;1(3):1014.
- Mayhew T M, A review of recent advances in stereology for quantifying neural sutructure. *J Neurocytol* 1992;21: 313-328.
- Mayhew TM, Gundersen HJ. If you assume, you can make an ass out of you and me: A decade of the disector for stereological counting of particles in 3D space. *J.Anatomy* 1996;188:1-15.
- Mazess R B. On aging bone loss. *Clin Orthop* 1982;239-252.
- Molloy S, Mathis JM, Belkoff SM. The effect of vertebral body percentage fill on mechanical behavior during percutaneous vertebroplasty. *Spine* 2003;14:1549-1554.

- Mousavi P, Roth S, Finkelstein J, Cheung G, Whyne C. Volumetric quantification of cement leakage following percutaneous vertebroplasty in metastatic and osteoporotic vertebrae. *Journal of Neurosurgery* 2003;99:56-59.
- Odacı E, Bahadır A, Yıldırım Ş, Şahin B, Canan S, Baş O, Bilgiç S, Kaplan S. Cavalieri Prensibi Kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplanması ve klinik Kullanımı. *Türkiye Klinikleri* 2005;25:421-428.
- Odacı E, Yıldırım, Bahadır A, Canan S, Şahin B, Bas O, Bilgiç S, Kaplan S. Yeni stereolojik yöntemlerin olası hata kaynakları ve çözüm yolları. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri* 2004;24: 78-87.
- Odaci E, Sahin B, Sonmez OF, Kaplan S, Bas O, Bilgic S, Bek Y, Ergür H. Rapid estimation of the vertebral body volume: a combination of the Cavalieri principle and computed tomography images. *Eur J Radiol* 2003;48:316-326.
- Papaioannou A, Joseph L, Ioannidis G, Berger C, Anastassiades T, Brown JP. Risk factors associated with incident clinical vertebral and nonvertebral fractures in postmenopausal women. *Osteoporos International* 2005;16:568-578.
- Richard LD, Wayne V, Adam WMM. Gray's Tıp Fakültesi Öğrencileri için Anatomi. 1. Baskı, Güneş Kitapevi 2007;26-33.
- Richard SS. Klinik Anatomi. 6. Baskı. Nobel Tıp Kitapevi 2006;
- Robert WB, James DH, Charles M. Rockwood Erişkin Kırıkları. 5.Baskı, Lippincott Williams & Wilkins 2011;40:1545-1577.
- Royet JP. Stereology: a method for analyzing images. *Progress Neurobiol* 1991;37:433-474.
- Sahin B, Aslan H, Ünal B, Canan S, Bilgiç S, Kaplan S, Tümkaya L, Brain volumes of the lamb rat and bird do not show hemispheric asymmetry: A stereological study. *Image Anal Stereol* 2001;20:9-13.
- Stereoloji Derneği. VIII. Stereolojik Metotlar Kursu Notları. Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizyoloji ABD 2015.
- Tack GR, Lee SY, Lee SJ, Jun BJ, Lim DH, Shin JW, Kim JK, Shin KC. Prediction of cement volume for vertebroplasty based on imaging and biomechanical results. *KSME International Journal* 2001;15:1041-1050.
- Taylor JR and Twomey LT Sexual dimorphism in human vertebral body shape. *J Anat* 1984 Mar; 138(Pt 2): 281-286.
- Tibbets G. Estimation of stature from the vertebral column in American blacks. *Journal of Forensic Sciences* 1981;26:715-23.
- Woodhouse D. Post-traumatic compression fracture. *Clinical Chiropractic* 2003;6:67-72.

Yazar T, Altun N, Dejeneratif Vertebra Hastalıkları, 1.Baskı, Ankara, Türk Vertebra Derneği 2007;13-14.

Yıldırım M. İnsan Anatomisi. 7. Baskı, Nobel Tıp Kitapevi 2003;32-37.



## EKLER

### Ek 1. Tıbbi Araştırmalar Etik Kurul Raporu

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
TIBBİ ARAŞTIRMA ETİK KOMİSYONU

Sayı: 556

27.05.2011

Sayın: Prof. Dr. Bünyamin ŞAHİN

Etik Komisyonumuza sunmuş olduğunuz **Bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinden bel omurları hacminin stereolojik olarak incelenmesi** başlıklı Tıbbi Araştırma Etik Komisyonu 2011/313 Karar nolu Radyoloji alışması nitelikli araştırma projeniz : Etik komisyonu üyelerimizce 26.05.2011 tarihli toplantımızda incelendi. Bu değerlendirme sonucunda tespit edilen eksiklikler aşağıda belirtilmiştir. Bu düzeltmeler yapıldıktan sonra araştırma projenizin tekrar değerlendirilmesine oy birliği ile karar verilmiştir. Örnek boyutu neye göre belirlenmiştir. Power analizi yapılmalı.

Bilgilerinize arz/rica ederim.



Prof.Dr.Abdulkemir BEDİR  
Tıbbi Araştırma Etik Komisyonu  
Başkanı

## **ÖZGEÇMİŞ**

**Adı Soyadı:** Çağrı ÇAVDAR

**Doğum Yeri:** ANKARA

**Doğum Tarihi:** 07.02.1985

**Medeni Hali:** Evli

**Bildiği Yabancı Diller:** İngilizce

**Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):** Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Fakóltesi Biyoloji Bölümü (2003 – 2007)

**Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:** Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakóltesi Mikrobiyoloji Laboratuvarı (2008 - Halen Devam Ediyor)

**E-posta:** cagicavdar@yandex.com

