



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI

**CAVALİERİ PRENSİBİ İLE İZOLE ORGAN
HACİMLERİNİN PLANİMETRİ VE GRAFİK TABLET
KULLANARAK HESAPLANMASININ ETKİNLİĞİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Mert NAHİR

**Samsun
Mart - 2019**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI

**CAVALİERİ PRENSİBİ İLE İZOLE ORGAN
HACİMLERİNİN PLANİMETRİ VE GRAFİK TABLET
KULLANARAK HESAPLANMASININ ETKİNLİĞİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Mert NAHİR

**Danışman
Prof. Dr. Bünyamin ŞAHİN**

**Samsun
Mart - 2019**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mert NAHİR tarafından, Prof. Dr. Bünyamin ŞAHİN danışmanlığında hazırlanan “Cavalieri Prensibi ile İzole Organ Hacimlerinin Planimetri ve Grafik Tablet Kullanarak Hesaplanmasının Etkinliğinin Karşılaştırılması” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından .../.../2019 tarihinde yapılan sınav ile Anatomi Anabilim Dalında DOKTORATEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan:

Üye:

Üye:

ONAY:

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

.../.../2019

Prof. Dr. Ahmet UZUN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŐEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalıŐmalarım sũresince engin deneyimlerini ve bilgi birikimini benimle her zaman paylaŐan, eğitimim için her imkânı sağlayan, yanında yetiŐmekten gurur duyduğum ve daima kendisini örnek alacağım değerli danışman hocam sayın Prof. Dr. Bũnyamin ŞAHİN'e, Anatomi Anabilim Dalı'nda görev yapmakta olan hocalarıma ve tez çalıŐmalarım sırasında desteklerini benden esirgemeyen asistan arkadaşlarıma teŐekkũrũ bir borç bilirim.

Son olarak doktora eğitimim ve diğer akademik çalıŐmalarım sũresince gösterdikleri sabır, destek ve fedakârlık için aileme teŐekkũr eder, sonsuz sevgilerimi sunarım.



ÖZET

CAVALIERİ PRENSİBİ İLE İZOLE ORGAN HACİMLERİNİN PLANİMETRİ VE GRAFİK TABLET KULLANILARAK HESAPLANMASININ ETKİNLİĞİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Bu çalışma Cavalieri Prensibine dayanarak organ hacim ölçümünde kullanılan bilgisayar ara yüzlerinin (bilgisayar faresi ve grafik tablet) avantaj ve dezavantajlarını tutarlılık, süre ve konfor kriterlerine göre kıyaslayarak kullanılan teçhizatın güvenilirliklerini belirlemeyi amaçlamaktadır.

Materyal ve metod: Çalışmamızda Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyoloji Anabilim dalına ait radyolojik görüntüleme merkezinden alınan, 22 kadın ve 21 erkeğe abdominal bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanıldı. ImageJ yazılımı ile Cavalieri Prensibine uygun olarak BT görüntüleri üzerinden dalak ve böbrek hacimleri hesaplandı. Hesaplama sırasında bilgisayar faresi ve grafik tablet kullanıldı.

Bulgular: Bilgisayar faresi kullanılarak alınan böbreğe ait hacim ölçümlerinin ortalaması $181,53 \pm 51,72 \text{ cm}^3$ olarak tespit edildi. Aynı cihaz ile yapılan dalağa ait ölçümlerde dalak hacim ortalaması $211,03 \pm 78,47 \text{ cm}^3$ olarak ölçüldü. Bilgisayar faresi kullanılarak böbrek ve dalak üzerinden alınan hacim ölçümleri sırasında tutulan süre ortalamaları sırası ile $283,55 \pm 56,03 \text{ sn}$ ve $386,74 \pm 106,66 \text{ sn}$ olarak tespit edildi. Grafik tablet kullanılarak alınan böbreğe ait hacim ölçümlerinin ortalaması $179,34 \pm 51,37 \text{ cm}^3$ olarak tespit edildi. Aynı cihaz ile yapılan dalağa ait ölçümlerde dalak hacmi $205,93 \pm 77,52 \text{ cm}^3$ olarak ölçüldü. Grafik tablet kullanılarak böbrek ve dalak üzerinden alınan ölçümler sırasında tutulan süre ortalamaları sırası ile $128,79 \pm 33,32 \text{ sn}$ ve $141,91 \pm 40,18 \text{ sn}$ olarak tespit edildi. İki cihaza ait hacim sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$). Süre bazında grafik tabletin daha hızlı ölçüm almaya olanak sağladığı istatistiksel olarak tespit edildi ($p < 0,001$).

Sonuç: Çalışmada elde ettiğimiz verilere dayanarak, grafik tabletlerin Cavalieri Prensibinin uygulanması sırasında bilgisayar faresine alternatif kullanılabilecek bir cihaz olduğunu ortaya konulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Böbrek; Cavalieri Prensibi; Grafik Tablet; Hacim; Stereoloji

Mert NAHİR, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, Mart-2019

ABSTRACT

COMPARISON OF EFFECTIVENESS OF THE CALCULATION OF ISOLATED ORGAN VOLUMES WITH CAVALIERI PRINCIPLE BY USING PLANIMETRY AND GRAPHICAL TABLETS

Aim: This study aims to determine the reliability of the used equipment comparing the advantages and disadvantages of the computer interfaces (computer mouse and graphic tablet) used in organ volume measurements based on Cavalieri Principle by consistency, duration and comfort criteria.

Material and Method: 22 female and 21 male abdominal computerized tomography (CT) images obtained from The Radiological Imaging Center of Ondokuz Mayıs University, Department of Radiology were used in this study. Spleen and kidney volumes were measured on CT images by Image J software according to Cavalieri Principle. Computer mouse and graphic tablet were used during measurement.

Results: The mean measurements of kidney volume taken by computer mouse was found as $181.53 \pm 51.72 \text{ cm}^3$. The mean volume of the spleen measured by the same device, was $211.03 \pm 78.47 \text{ cm}^3$. The mean duration of the volume measurements taken from the kidney and spleen by using the computer mouse was $283.55 \pm 56.03 \text{ sec}$ and $386.74 \pm 106.66 \text{ sec}$, respectively. The mean volume measurements of kidney taken by using graphic tablet were found as $179.34 \pm 51.37 \text{ cm}^3$. The mean volume of the spleen performed by the same device, was measured as $205.93 \pm 77.52 \text{ cm}^3$. The mean durations calculated during the measurements of the kidney and spleen by using the graphic tablet were $128.79 \pm 33.32 \text{ sec}$ and $141.91 \pm 40.18 \text{ sec}$, respectively. A statistically significant difference was found between the volume results of the two devices ($p < 0.001$). It was identified that the graphical tablet allows for faster measurement ($p < 0.001$).

Conclusion: Based on the data obtained in the study, it was revealed that the graphics tablets were an alternative to the computer mouse during the application of the Cavalieri Principle.

Keywords: Cavalieri Principle; Graphical Tablet; Kidney; Stereology; Volume

Mert NAHİR, Ph. D. Thesis

Ondokuz Mayıs University - Samsun, March-2019

SİMGELER KISALTMALAR

- BF** : Bilgisayar Faresi
BT : Bilgisayarlı Tomografi
CD : Compact Disc
CT : Computed Tomography
DK : Değişim Kat Sayısı
GT : Grafik Tablet
ICC : Intraclass Correlation Coefficient
MR : Manyetik Rezonans



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER KISALTMALAR	vi
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Organ Hacim Hesaplamaları	4
2.2. Cavalieri Prensibi	5
2.3. Hacim Hesaplaması İçin Kesit Yüzey Alanlarının Hesaplanması	7
2.4. Hata Katsayısı	8
2.5. Böbrek Anatomisi	10
2.5.1. Böbreğin Komşulukları	11
2.6. Dalak Anatomisi	12
2.6.1. Dalağın Komşulukları	12
2.7. Bilgisayarlı Tomografi	13
2.8. Bilgisayar ve Görüntüleme Yazılımları	14
2.8.1. Horos	16
2.8.2. ImageJ	17
2.9. Bilgisayar Ara Yüzleri	17
2.9.1. Grafik Tablet	18
2.9.2. Bilgisayar Faresi (Mouse)	19
3. MATERYAL VE METOT	20
3.1. Etik kurul kararı	20
3.2. Görüntülerin Menşei	20
3.3. Görüntülerin Hazırlanması	21
3.4. Bilgisayar Ölçümü	25
3.4. Grafik Tablet Ölçümü	25
3.5. İstatistiksel Analiz	26
3.5.1. Sınıf İçi Güvenirlilik (Intra-Rater Reliability)	26
3.5.2. Değişim Kat Sayısı (DK)	27
3.5.3. Bland – Altman Analizi	27
4. BULGULAR	28
4.1. Hacim Değerlerinin İkili Karşılaştırmaları	30
4.2. Ölçüm Süresi Değerlerinin İkili Karşılaştırmaları	32
4.3. Güvenirlilik	34

4.4. Bland-Altman Analizi	36
5. TARTIŞMA	39
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	44
KAYNAKLAR	45
EKLER.....	55
ÖZGEÇMİŞ.....	56



1.GİRİŞ

İnsan vücudu, dokuların bir araya gelmesi ile anatomik ve işlevsel bir bütünlük oluşturan organların birlikte çalışması ile canlılığını devam ettirmektedir. Canlılığın temel birimleri olan organlar çeşitli işlev ve görevlere sahiptirler. Organların boyutları kişinin ırkına, boyuna, kilosuna bağlı olarak değişmekle beraber her organın literatürde tanımlanmış ortalama bir boyutu ve ağırlığı vardır. Organ hacimlerinin bilinen bu ortalama değerlerin altına düşmesi veya tam tersi şekilde üstüne çıkması farklı patolojilerin habercisi olabilir. Bu değişimler birçok hastalığın teşhisinde hekime ilk ipuçlarını vermektedir. Splenomegali, hepatomegali, kardiyomegali, guatr ve nefromeğali gibi birçok anomalide de olduğu gibi değişen organ hacimlerinin takibi ile belirlenen birçok hastalık tablosu mevcuttur(Geraghty ve ark., 2004; Goldman ve ark., 2017; Harris ve ark., 2010; Kamiya ve ark., 2018; Lu ve ark., 2016; Neri ve ark., 2015; Owens-Walton ve ark., 2018; Ramakrishna ve ark., 2018; Risacher ve ark., 2017; Schneider ve ark., 2017; Schwyzer ve ark., 2015; Titova ve Chaudhuri, 2018; Valcarcel ve ark., 2018; Valsasina ve ark., 2018).

Birçok vakada ise direkt patolojinin kendi hacmi önem taşımaktadır (Akgun ve ark., 2008; Hwang ve ark., 2015; Isaka ve ark., 2014; Lai ve ark., 2015; Nielsen ve ark., 2001; Yoruk ve ark., 2009). Bu gibi vakalarda ortaya çıkan patolojinin hacim değerlendirmesi ve klinik bulgular üzerine etkisi araştırma konusudur.

Bunun yanı sıra birçok rezeksiyon girişiminde cerrahın, yapacağı operasyon öncesi ve sonrası ilgili dokunun veya organın hacmini bilmesi cerraha hem operasyon öncesi hem de operasyon sonrası hastalık takibinde avantaj sağlamaktadır (Kamiya ve ark., 2018; Kunzel ve ark., 2013; Neri ve ark., 2015; Patel ve ark., 2014; Ramakrishna ve ark., 2018; Salcedo Hernandez ve ark., 2014; Schwyzer ve ark., 2015).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda özellikle epidemolojisi henüz kesin olarak belirlenememiş birçok nörodejeneratif hastalıkta, merkezi sinir sistemine ait yapıların hacimsel değişikliklerine dikkat çekilmektedir (Bin Zahid ve ark., 2016; Camlidag ve ark., 2014; Gajamange ve ark., 2018; Kuchtova ve ark., 2018; Lee ve ark., 2018; Matsuoka ve ark., 2018; Myers ve ark., 2017; Owens-Walton ve ark., 2018; Sahin ve ark., 2017; Valcarcel ve ark., 2018; Valsasina ve ark., 2018).

Benzer birçok örnekte de görülebileceği gibi organ veya patolojilerin hacimlerinin bilinmesi tanı, tedavi ve takip gibi birçok yönden hekime yön vermektedir.

Ancak canlı bir varlıkta ilgili yapının hacminin belirlenmesi sorun teşkil etmektedir. Canlılığını sürdürmekte olan organın hacmini klasik bir yöntem olan Arşimet Prensibi ile suya daldırarak ölçmek mümkün değildir. Aynı şekilde organik bir şekle sahip olan bu ilgili yapıların hacimleri, düzgün yüzeyli üç boyutlu yapılarda olduğu gibi basit geometrik formüller ile de belirlenemez. Yıllar içerisinde araştırmacılar bu soruna 17. yüzyılda yaşamış olan İtalyan matematikçi Bonaventura Cavalieri'nin geliştirmiş olduğu prensibi kullanarak bir çözüm getirmişlerdir. Stereolojik çalışmalarda sıklıkla kullanılmakta olan bu prensip ile gerek makroskobik, gerekse mikroskobik tüm yapıların hacimleri ve bunlarla ilişkili ölçümleri yapmak mümkündür (Bentzen, 1994; Bingol ve ark., 2016; Say ve ark., 2018; Sezgin ve ark., 2013; Sonmez ve ark., 2010; Thrippleton ve ark., 2015).

Cavalieri Prensibine bağlı kalarak hacim ölçümü yapmak için ilk olarak ilgili yapıyı eşit kalınlıkta kesitlere ayırmak gerekir. Kesit alma işlemi yapının gerçek anlamda kesilmesi ile olabileceği gibi üç boyutlu radyolojik görüntüler üzerinden de elde edilebilir. Uygun sayıda elde edilen kesitler üzerinden uygulanacak sıradaki aşama ise ilgili yapının bu kesitler üzerindeki iz düşüm alanının hesaplanmasıdır. Bunun için ilk akla gelen pratik yöntem bilgisayar destekli görüntüleme yöntemleri ile ilgili kesitin yüzey alanının planimetrik olarak hesaplanmasıdır. İlgili yapı canlıya ait bir organ olduğunda, bu yapının radyolojik görüntülerinden alınan kesitler üzerinden bu işlemin uygulanması daha olasıdır. Bilgisayarlı tomografi (BT) yada manyetik rezonans (MR) görüntüleme gibi üç boyutlu görüntüleme yöntemleri ile alınmış olan görüntülerden elde edilen kesitlerin her birinin yüzey alanlarının ölçülmesi Cavalieri Prensibinin ilk adımını oluşturur. Araştırmacının alan ölçümü sırasında kullanılan bilgisayar programına olan hâkimiyeti bu ölçümü doğrudan etkilemektedir. Bahsi geçen bu hâkimiyet tecrübe, ön eğitim ve kullanılan teçhizat ile doğrudan ilgilidir. İlgili yapının dijital ortamda radyolojik kesitler üzerinden çevrelenmesi sırasında genel olarak kullanılan bilgisayar ara yüzü bilgisayar faresidir. Ancak ergonomik olarak bilgisayar faresinin kullanımı sırasında hâkimiyet ve hassasiyet zorluğunun olması, uzun süreli kullanımında el ve bilek ağrısına sebebiyet vermesi gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu ölçümler sırasında fareye alternatif olabilecek daha hassas, hâkimiyeti kolay yeni bir bilgisayar bileşeni olarak grafik tablet kullanılabilir. Grafik tabletler, dijital ekran üzerine özel bir kalem ile müdahale etme şansı sunan kullanımı, hâkimiyeti kolay, hassasiyeti yüksek cihazlardır (Kotani ve Horii, 2003; Multi-Institutional Target Delineation in Oncology, 2011).

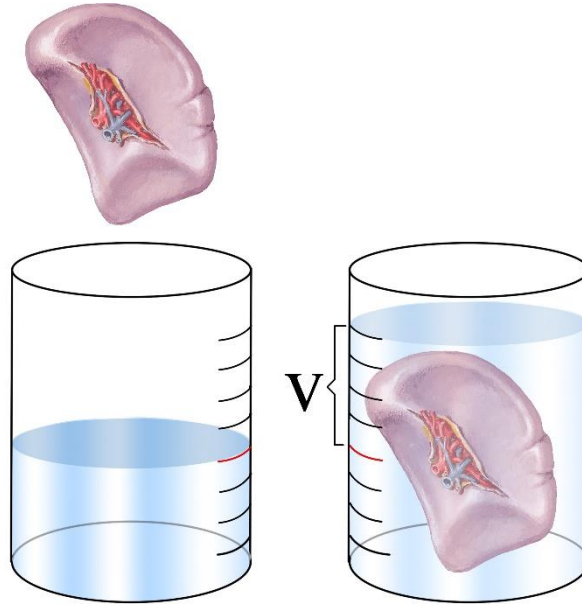
Bu çalışma Cavalieri Prensibine dayanarak organ hacim ölçümünde kullanılan bilgisayar ara yüzlerinin (bilgisayar faresi ve grafik tablet) avantaj ve dezavantajlarını tutarlılık, süre ve konfor kriterlerine göre kıyaslayarak kullanılan teçhizatın güvenilirliklerini belirlemek için yürütülmüştür. Bu amaç ile izole ve yarı izole organlar üzerinden her iki teçhizat kullanılarak tekrarlı ölçümler alınmış ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Organ Hacim Hesaplamaları

Organ veya patolojik bir oluşumun hacim değerlerinin bilinmesi sağlık alanında yürütülen birçok çalışmada, birçok hastalığın teşhisinin konulmasında ve takibinde gerekli olan bir niceliktir. Sağlık alanında yapılan çalışmalarda bir organın ve organ ile ilişkili yapının birbirine olan hacimsel oranı sıklıkla kullanılan kayda değer bir parametredir. Splenomegali, hepatomegali, kardiyomegali, guatr ve nefromegali gibi anomaliler hekime birçok hastalığın tanısında ilk ipucunu verir. Ancak bu hacimsel değişikliğin belirlenmesi çoğunlukla hekimin subjektif değerlendirmesi ile yapılmaktadır. İlgilenilen yapının hacmi ve hacim oranının hesaplanması için birçok yöntem kullanılmaktadır (Akgun ve ark., 2008; Araujo ve ark., 2014; Cruz-Orive ve Weibel, 1990; Davis ve ark., 2015; de Amorim Paiva ve ark., 2014; Elstein ve ark., 2011; Hwang ve ark., 2015; Isaka ve ark., 2014; Lai ve ark., 2015; Nielsen ve ark., 2001; Prodhomme ve ark., 2012; Yoruk ve ark., 2009). In vitro çalışmalarda karaciğer, dalak, kalp gibi çevresindeki yapılardan izole organların hacimleri klasik bir yöntem olan Arşimet Prensibi ile suya daldırarak hesaplanabilir (Şekil 1).



Şekil 1. Suya daldırma yöntemi ile hacim hesaplanması (Netter, 2011'den uyarlanmıştır)

Hacmi hesaplanmak istenilen organ kalp ve akciğer gibi içi doğal boşluklarla dolu bir organ ise, bu tür organların hacmini ölçebilmek için öncelikle kavite girişleri kapatılarak suya daldırma yöntemi uygulanır.

Fakat ilgili organ her çalışmada canlı vücudundan çıkarılamayacağı için, suya daldırma gibi basit yöntemler hastalık tanı ve takibinde hacim hesaplaması olarak kullanılamaz. Bu gibi in vivo çalışmalarda Cavalieri Prensibi olarak bilinen ve ilk kez İtalyan matematikçi Bonaventura Francesco Cavalieri tarafından 17. yüzyılda ortaya konmuş olan prensip uygulanabilir. Cavalieri tarafından ortaya konulan bu prensip günümüzde stereolojik yöntemlerde en sık kullanılan hacim hesaplama yöntemlerinden birisidir (Bentzen, 1994; Bingol ve ark., 2016; Sagiroglu ve ark., 2017; Say ve ark., 2018; Sezgin ve ark., 2013; Sonmez ve ark., 2010; Thrippleton ve ark., 2015).

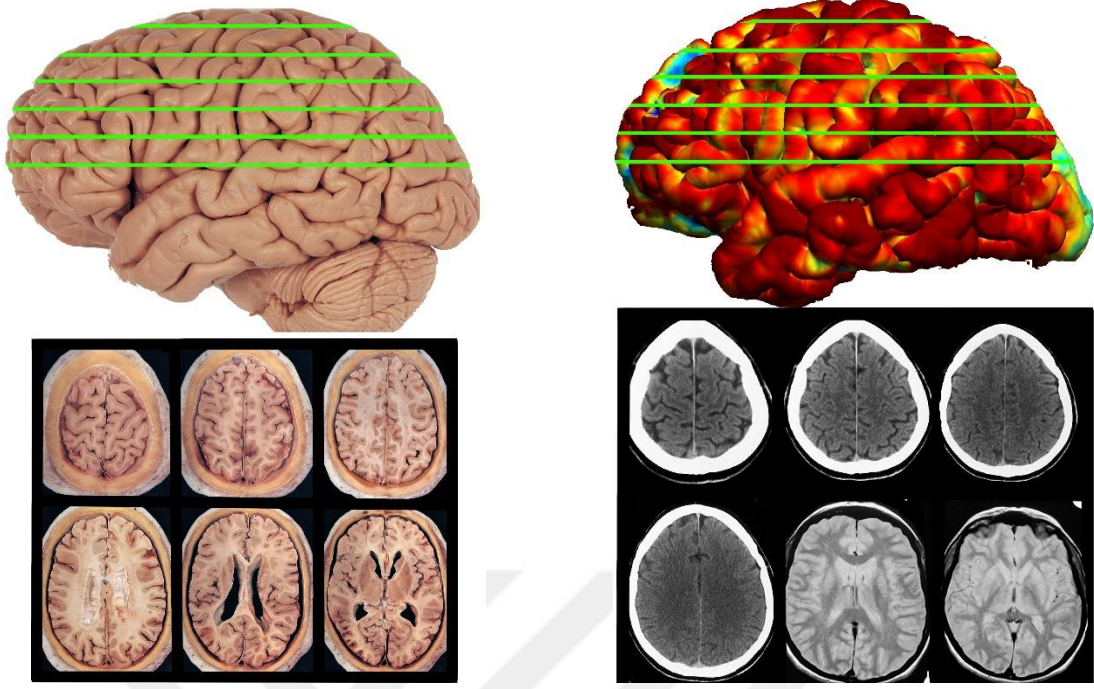
2.2. Cavalieri Prensibi

Cavalieri Prensibinin esas fikir babası Alman matematikçi ve astronom Johannes Kepler'dir (Şekil 2a). Kepler'in "Şarap Fıçıklarına Dair Yeni Ölçümler" isimli teorik çalışmasında şarap fıçıklarının hacimlerinin hesaplanmasını öngören pratik bir yol ortaya koymuştur. Bu yöntemde göre şarap fıçıkları belirli sayıda dilimlere ayrılıp her dilimin hacmi ayrı ayrı hesaplanır ve bu hacimler toplanırsa şarap fıçısının toplam hacmi hesaplanmış olur. İlerleyen yıllarda İtalyan matematikçi Bonaventura Francesco Cavalieri (Şekil 2b) bu prensibi genelleştirerek günümüzde de kullanılan matematiksel prensibi ortaya koymuştur (Brown, 2017; Burke ve ark., 2009; Salinas ve ark., 2017; Sezgin ve ark., 2013; Sonmez ve ark., 2010).



Şekil 2. (a) Johannes Kepler (OpenMind'dan 2019), (b) Bonaventura Francesco Cavalieri (Encyclopedia Britannica'dan 2019)

Cavalieri Prensibini uygulamak için öncelikle hacmi hesaplanmak istenilen yapı eşit kalınlıkta ve birbirine paralel kesitlere ayrılır. Bu dilimleme işlemi somut bir yapının kesilerek dilimlenmesi olarak olabileceği gibi, radyolojik üç boyutlu bir görüntünün dijital olarak kesitlere ayrılması olarak da uygulanabilir (Şekil 3). Elde edilen kesitlerin her birinin aynı yöne bakan yüzeylerinin alanları hesaplanır. Tüm kesitlerden elde edilen yüzey alanları kesitlerin kalınlıkları ile çarpıldığında, ilgili yapıya ait tarafsız bir hacim sonucuna ulaşılır. Bu prensibi matematiksel olarak $V_{ref} = \sum a_i \cdot t$ şeklinde formülize edebiliriz (Acer ve ark., 2012; Ertekin ve ark., 2011; Sahin ve ark., 2003b; Sonmez ve ark., 2010). Bu denklemde V_{ref} hacmi belirlenmek istenilen yapının toplam veya bir başka deyiş ile referans hacmini, a_i i numaralı kesitteki yapı izdüşümünün veya izdüşümlerinin toplam yüzey alanını, t ise ortalama kesit veya dilim kalınlığını belirtir. Cavalieri Prensibi kullanılarak, nicelik ifade eden kişisel taraflılık barındırmayan somut sayısal değerlere ulaşılır. Cavalieri Prensibi ile elde edinilen verilerin güvenilirliği yapılan çalışmaların ve tanı girişimlerinin niteliğini artırır.

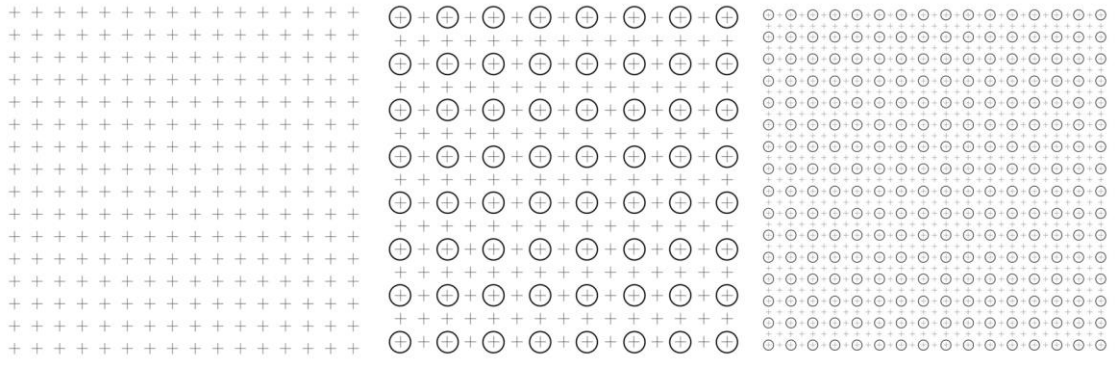


Şekil 3. Gerçek dokudan alınan kesitler ve radyolojik kesit örnekleri (Ellis ve ark., 2007'den uyarlanmıştır)

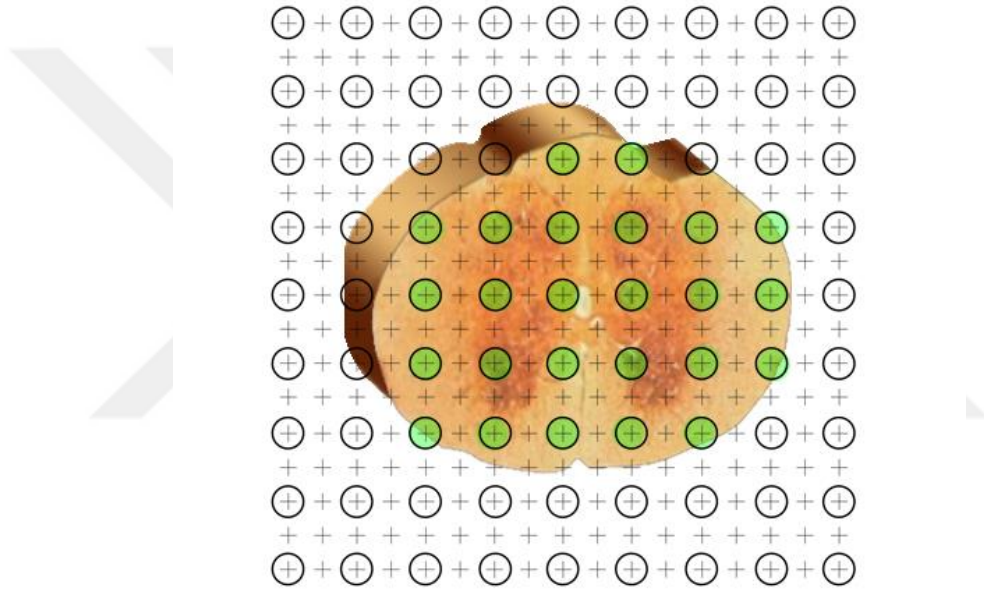
2.3. Hacim Hesaplaması İçin Kesit Yüzey Alanlarının Hesaplanması

Cavalieri Prensibi ile ilgili makroskobik veya mikroskobik bir yapının hacminin hesaplanması için eşit aralıklı kesitler alınmasından sonra ilk adım, ilgilendiğimiz yapının kesitler üzerindeki iz düşümlerinin alanlarını hesaplamaktır. Bunun için stereolojide sıkça kullanılan yöntemlerden birisi noktalı alan ölçüm cetvelinin kullanılmasıdır. Noktalı alan ölçüm cetveli art arda eşit aralıklarda dizilmiş artı (+) şeklindeki işaretlerden oluşmaktadır (Şekil 4). İki çizginin kesişmesi ile oluşan bu şekil sıfır boyutlu noktayı (.) tanımlamak için kullanılır. Dolayısı ile artı şeklinin kesişim noktası nokta olarak tanımlanır (Aydın ve ark., 2007).

Noktalı ala(Marrone ve ark., 2003)n ölçüm cetveli, ilgili yapıdan alınan ardışık kesitlerin veya ilgili yapıya ait bilgisayarlı tomografi ya da manyetik rezonans görüntülerinden elde edilen kesit görüntülerinin aynı yöne bakan yüzlerinin üstüne rastgele yerleştirilir ve ilgili yapıya denk gelen noktalar sayılır. Yapının üstüne denk düşen toplam nokta sayısı, her noktanın temsil ettiği alan ile ilişkilendirilerek yüzey alanı hesaplanır (Şekil5). Bulunan alan değeri ve kesit kalınlığını ifade eden değer çarpıldığında ilgili kesitin hacim değerine ulaşılır.



Şekil 4: Noktalı alan ölçüm cetveli örnekleri



Şekil 5: Noktalı alan ölçüm cetvelinin uygulanması

2.4. Hata Katsayısı

Araştırmacılar Cavalieri Prensibini kullanarak, uygun kesitler üzerinden nokta saymak sureti ile hesaplamış olduğu hacim verisinin güvenilirliğini sorgulayabilmektedir. Çalışılan kesit sayısını ya da kullanılan noktalı alan ölçüm cetveli üzerindeki nokta sıklığının yeterli olup olmadığını sorgulamak amacıyla verilerin Hata Katsayısı (HK) hesaplanır. Hata katsayısı hesaplamaları için birçok yöntem ortaya atılmıştır. Gundersen ve Jensen'nin (1987) stereolojide sistematik örneklemenin etkinliği ve tahmini belirlemek amacıyla yürütmüş oldukları çalışmada Hata Katsayısı, %10 ve daha altında elde ediliyorsa yapılan işlemlerin doğru olarak kabul edilebildiğini ortaya koymuşlardır

(Gundersen ve Jensen, 1987; Sahin ve ark., 2003b). Aksi durumlarda uygun HK elde edilene kadar kesit sayısı ya da nokta sıklığı değiştirilir. HK hesaplaması aşağıdaki sıra ile yapılır.

Karmaşıklık (Noise) değerinin bulunması: Karmaşıklık, kesitlere ya da dilimlere ayrılmış olan örneğin kesitlerde ya da dilimlerde ortaya çıkan kesit yüzey alanlarının karmaşıklık değerini yansıtan veridir. HK hesaplamasını yapmak için öncelikle karmaşıklık değerine ulaşmak gerekir bunun için aşağıdaki formül kullanılır (Formül 1).

$$\text{Noise} = 0,0724 \times \left(\frac{b}{\sqrt{a}}\right) \times \sqrt{n \times \sum p}$$

Formül 1. Karmaşıklık değeri formülü (Gundersen ve ark., 1987; Sahin ve ark., 2003b).

Formüldeki 0,0724 rakamı hata katsayısı sabiti; n, toplam kesit sayısını; $\sum P$, tüm kesitlerde sayılan toplam nokta sayısını göstermektedir. $\left(\frac{b}{\sqrt{a}}\right)$ ise dilimlere ayrılan yapının kesit görüntüleri üzerinde ortaya çıkan ortalama iz düşüm şeklinin sınır karmaşıklığını belirten bir değerdir. Bu değer, ilgilenilen yapının kesitlerde ortaya çıkan kenar uzunluğunun yüzey alanının kareköküne bölünmesi ile elde edilir.

Toplam Alan Değişkenliği [varyansı] (VarSRÖ): İlgilenilen yapıdan belli yönelimde kesitler alınması sonucunda ortaya çıkan kesitler arasında hacmi hesaplanacak olan yapının kesilmesi ile ortaya çıkan alanlar arasındaki değişimi ifade eder. Bu basamaktaki işlem aşağıdaki formül yardımı ile yapılır ve elde edilen değer sonraki basamaklarda kullanılır.

$$\text{VarSRÖ} \left(\sum_{i=1}^n a \right) = \left[\left(3 \times \left(\sum_{i=1}^n P_i^2 - \text{Noise} \right) - 4 \times \left(\sum_{i=1}^n P_i \times P_{i+1} \right) \right) + \left(\sum_{i=1}^n P_i \times P_{i+2} \right) \right] / 12$$

Formül 2. Toplam Alan Değişkenliği formülü (Gundersen ve ark., 1987; Sahin ve ark., 2003b).

Formüldeki $\text{VarSRÖ}(\sum_{i=1}^n a)$, n sayıdaki kesitte ortaya çıkan toplam alan değişimini ifade eder. $\sum P_i^2$, i numaralı kesitte sayılan noktanın karesini ifade eder. $\sum P_i \times P_{i+1}$, i numaralı kesitte sayılan nokta sayısının kendisinden sonraki kesitte sayılan nokta sayısı ile çarpılması sonucu elde edilen sayıdır. $\sum P_i \times P_{i+2}$ ise i numaralı kesitte sayılan

nokta sayısının kendisinden iki kesit sonraki kesitte sayılan nokta sayısı ile çarpılması sonucu elde edilen sayıdır.

Toplam Nokta Sayısının (ΣP) Toplam Değişkenliği [varyansı]: Hata Katsayısı hesaplamasının son basamağı olan bu aşamada önce toplam varyans elde edilir (Formül 3) , sonra da bir sonraki formül yardımı ile HK hesaplanır.

$$\text{Toplam Varyans} = \text{Nose} + \text{VarSÖR}$$

Formül 3. Toplam varyans formülü (Gundersen ve ark., 1987; Sahin ve ark., 2003b).

$$\text{HK} \left(\sum p \right) = \frac{\sqrt{\text{Toplam Varyans}}}{\Sigma P}$$

Formül 4. Hata katsayısı formülü (Gundersen ve ark., 1987; Sahin ve ark., 2003b).

Elde edilen HK değeri hesaplamanın son verisidir ve %10'dan daha küçük olmalıdır (Gundersen ve ark., 1987; Sahin ve ark., 2003b). Çalışmamızda her bir hacim ölçümü için elde ettiğimiz hata katsayısı ortalama değeri % 3'ün altındadır.

2.5. Böbrek Anatomisi

Böbrekler metabolizma sonucu ortaya çıkan ürünlerin ve vücudumuzda bulunan fazla suyun atılımını sağlayan bir çift organdır. Böbrekler karın boşluğunun arka duvarında, diaphragma, musculus psoas majör, musculus quadratus lumborum, musculus transversus abdominis'in ön yüzünde, on ikinci torakal vertebra ve üçüncü lumbal vertebra arasında retroperitoneal olarak yerleşmişlerdir. Her bir böbrek yaklaşık 11 cm uzunluğunda, 6 cm genişliğinde ve 3 cm kalınlığındadır (Buchholz ve ark., 2000; El-Reshaid ve Abdul-Fattah, 2014; Emamian ve ark., 1993; Ozan, 2014; Raza ve ark., 2011; Sampaio ve Mandarim-de-Lacerda, 1989).

Sağ böbreğin üst ucu (extremitas superior; polus superior), on ikinci torakal vertebra hizasında, sol böbreğin üst ucu (extremitas superior; polus superior), ise on birinci ve on ikinci torakal vertebra arası seviyededir. Böbreklerin alt uçları (extremitas inferior; polus inferior) üçüncü lumbal vertebra seviyesinde olup, krista iliaca'dan yaklaşık 2,5 cm yukarıdadırlar. Karaciğer ile olan komşuluğu nedeni ile sağ böbrek, sol

böbrekten yaklaşık 2 cm daha aşağıdadır. Ayakta anatomik pozisyonda iken böbrekler yaklaşık 2,5 cm daha aşağıdadırlar (Ozan, 2014; Standring, 2016).

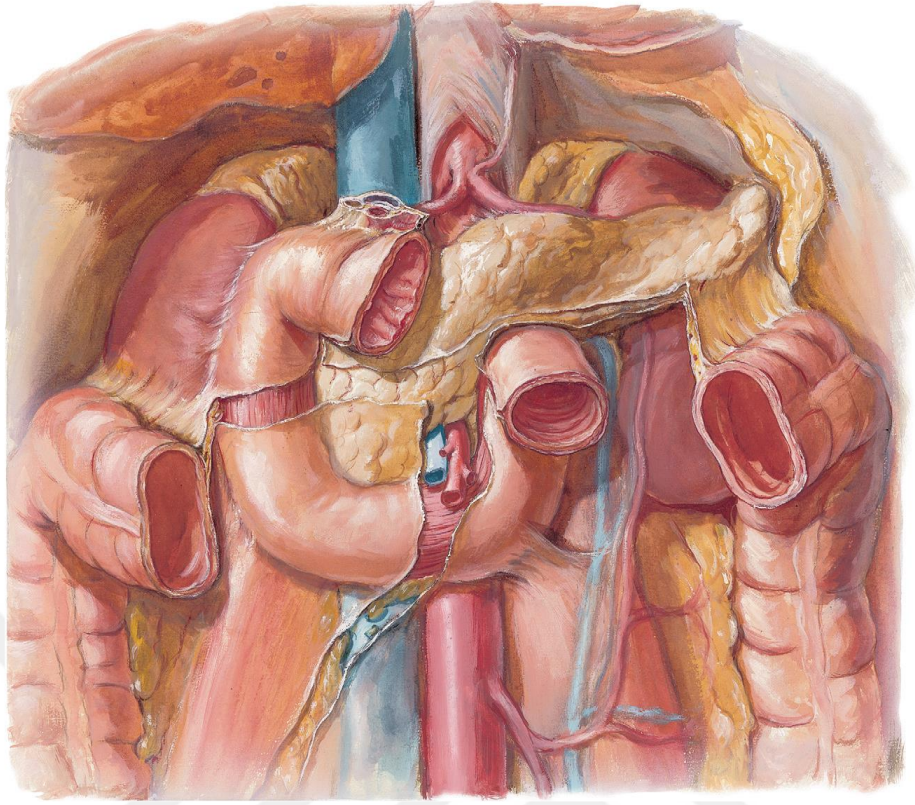
2.5.1. Böbreğin Komşulukları

Sağ böbreğin ön yüzü: suprarenal bez (glandula suprarenalis dextra), karaciğerin sağ lobu (lobus hepatis dexter), colon ascendens, flexura coli dextra, duodenum'un ikinci parçası (pars descendens) ve jejunum kıvrımları ile komşudur. Karaciğer ve ince bağırsakla komşu alanları periton ile örtülüdür. Diğer organlarla komşu olduğu alanlar peritonsuzdur.

Sol böbreğin ön yüzü; suprarenal bez (glandula suprarenalis sinistra), dalak (spleen), mide (gaster), pankreas gövdesi (corpus pancreatis), splenik damarlar (arteria, vena splenica), flexura coli sinistra, colon descendens'in başlangıcı ve jejunum kıvrımları ile komşuluk yapar. Mide, dalak ve jejunum'un komşu olduğu bölgeler peritonla örtülüdür. Diğer organlar ile komşu olduğu yüzleri peritonsuzdur.

Böbreklerin arka yüzleri; diaphragma, musculus psoas major, musculus quadratus lumborum, musculus transversus abdominis'in aponevrozu, vena subcostalis, arteria subcostalis, nervus subcostalis, nervus iliohypogastricus ve nervus ilioinguinalis ile komşudur. Diaphragma ile recessus costodiaphragmaticus (pleura)' dan ayrılır (Şekil 6).

Böbreklerin medial yüzlerinde hilum renela adı verilen bir yarık bulunur. Bu yarık böbrek içindeki sinus renalis adı verilen boşluğa uzanır. Kaliksler (calices renales majores et minores) arteria, vena renalisler ve yağ doku bulunur. Toplayıcı tübüllerin bulunduğu papilla renalis'ler, sinus renalis'in duvarındadır. Papilla renalisler, calyx minorların içine doğru uzanır(Arıncı ve Elhan, 2014; Ozan, 2014; Sancak ve Cumhuriyet, 2016; Standring, 2016).



Şekil 6. Sağ ve sol böbreğin komşulukları (Netter, 2011'den)

2.6. Dalak Anatomisi

Vücuttaki en büyük lenfoid organ olan dalak yaklaşık 150 gr olup, Malpighian kapsülü ile sarıdır. Midenin fundus'u ile diyafragma arasında, regio hypochondriaca sinistra'da, ligamentum phrenicocolicum'un hemen üstünde yer alır.

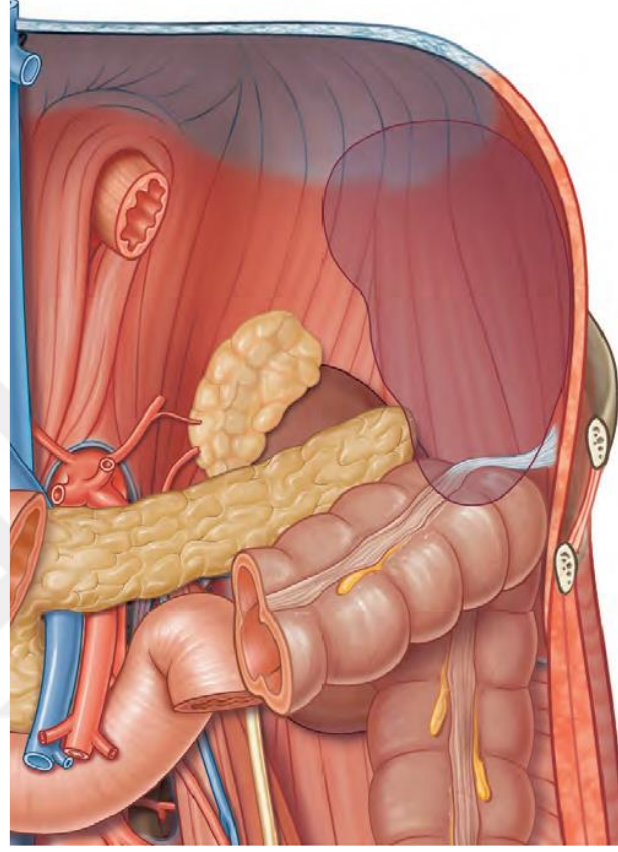
Hilum splenicum hariç, tamamen peritonla sarılı intraperitoneal bir organdır. Dalağı saran periton, dalağın hilum'undan midenin curvatura major'una (lig. gastrosplenicum) ve sol böbreğe (lig. splenorenale) geçer.

2.6.1. Dalağın Komşulukları

Dalağın diyafragmatik yüzü; sol akciğer ve pleura'sı ile 9, 10, 11'inci kaburgalarla komşuluk yapar. Diaphragma ve recessus costadiaphragmaticus, dalağın diaphragmatik yüzünü bu yapılardan ayırır.

Dalağın visseral yüzü; mide, sol böbrek, cauda pancreatis, ligamentum phrenicocolicum ve flexura coli sinistra ile komşuluk yapar. Arka ucu, columna

vertebralis'e bakar. Ön ucu ise flexura coli sinistra ve ligamentum phrenicocolicum ile komşudur (Ozan, 2014; Standring, 2016) (Şekil 7).



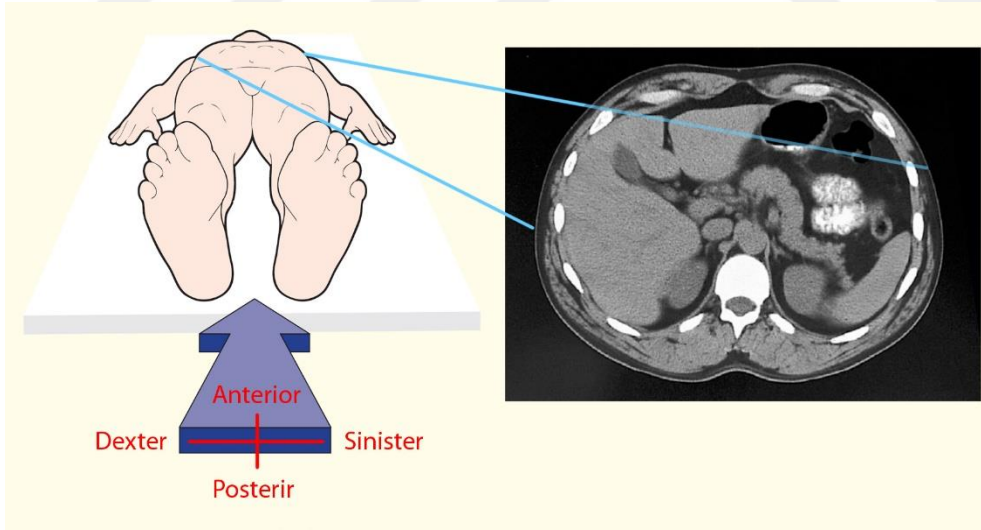
Şekil 7: Dalağın komşulukları (Standring, 2016)

2.7. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi'de imaj, dönen x-ışını demetinin hastayı geçmesi ve bu geçişten sonra detektörlerce algılanan binlerce noktanın içerdiği farklı enerji düzeylerinin ölçümlerinin transmisyonu (nakli) ile oluşturulur. Bilgisayarda işlenen veriler ile hastada verilen noktadaki x-ışını absorpsiyonu ölçülür. Veriler, çeşitli yollarla işlenerek ekranda gösterilebilir ya da fotoğraflanabilir. Bu veriler bilgisayar hafızasında olduğu için görüntü değişik şekillerde pencereyenerek görüntülenebilir. İlk BT cihazlarında x-ışını tüpü hasta çevresinde dönerek tek bir kesit alır ve masa diğer kesit elde edilmeden önce planlanan kesit kalınlığı kadar ilerlerdi. Yeni görüntüleme cihazlarında x-ışını tüpü masa hareket ettiği zaman durabilir yada masa ile beraber hareket edebilir. Bunlar spiral ya da helikal (sarmal) görüntüleme cihazı olarak adlandırılmıştır. En yeni görüntüleme cihazları sadece

helikal tarama sağlamakta kalmaz, aynı zamanda dedektörlerin sıralamasında yapılan değişikliklerle bir ekspozürde 16 kesitin alınabilmesini de sağlarlar.

Dokuların BT görünümünün bir kısmı bilgisayarlı (sayısal) işlemler sonucu gelişir. Fakat genel olarak düz grafiplerdeki gibi dört ana dansite şunlardır: hava siyah, yağ koyu gri, yumuşak dokular açık gri ve kemik ya da kalsiyum ve kontrast maddeler beyaz olarak görüntülenir. BT'nin bir avantajı da, incelenecek spesifik dokunun x-ışını absorpsiyonunu gösterebilmesidir. Bu Hounsfield ünitesi kullanılarak değerlendirilir ve su '0' dansite olarak kabul edilir. BT düz grafiye göre daha yüksek duyarlılıkta olduğundan, küçük punktat (noktasal) kalsifikasyon alanlarını gösterebilir (Mettler, 2008). BT görüntüleme tekniğinde ilgilenilen yapının bir seri kesiti alınır. Bu teknik basitçe ekmeğin dilimlenmesine benzetilebilir ve her defasında bir kesit dilimi incelenir. BT'de iki boyutlu görüntüleme ya da iki boyutlu bilgi sunumu olduğundan yapılar uzayda olduklarına yakın ve süperpozisyonuz bir şekilde izlenirler. Bu görüntüler ya da kesitler bize hasta yatar pozisyondayken ona ayak tarafından bakıyormuşçasına görüntüleme sağlar. Bu nedenle, hastanın sağ yanı bizim solumuz da olacak şekilde görüntü izlenir (Ellis ve ark., 2007; Mettler, 2008) (Şekil 8).



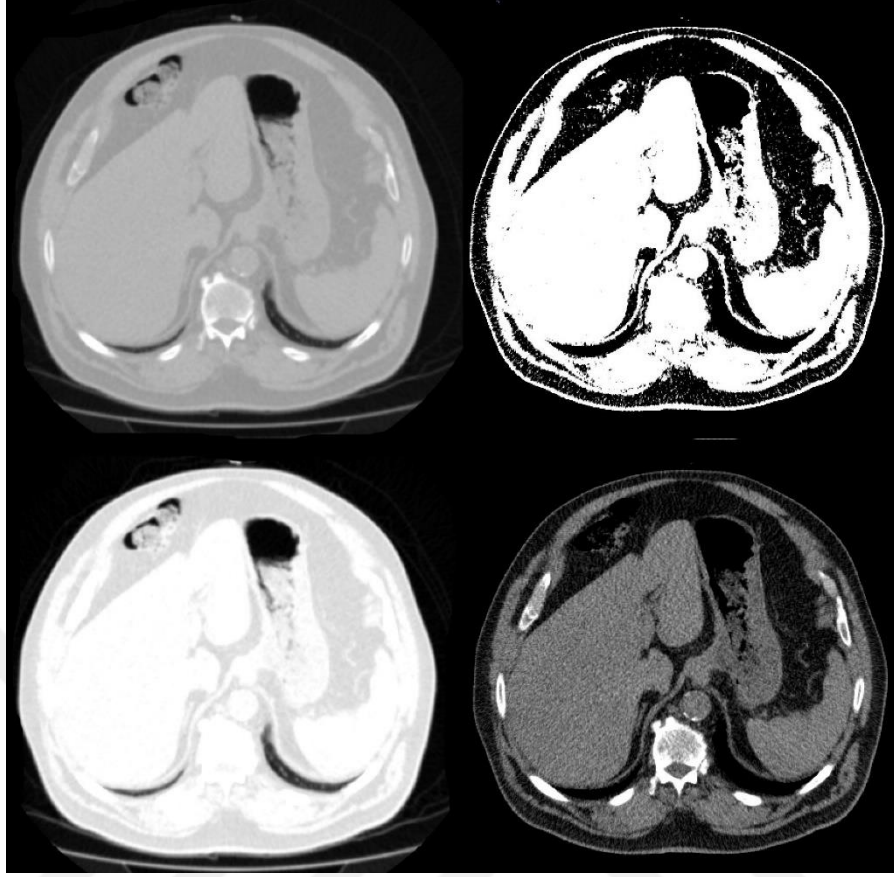
Şekil 8. BT görüntüleme için gözetimci bakış yönü (Ellis, 2007'den uyarlanmıştır)

2.8. Bilgisayar ve Görüntüleme Yazılımları

Bilgisayarlar önceden belleğine yüklenmiş olan yazılıma göre komuta edilen, aynı anda birçok karmaşık mantıksal ve aritmetiksel işlemi yürütüp çok kısa sürede

sonuçlandırabilen aygıtlardır. Bilgisayarların Tıp dünyasında kabulüne ilişkin ilk bildiri 1973 yılında Münih-Almanya'da düzenlenen 27'nci Dünya Tabipler Birliği Genel Kurulu'nda benimsenmiştir. Ve bilgisayarın Tıp dünyasında ki yeri 1983 yılında Venedik-İtalya'da düzenlenen 35'inci Dünya Tabipler Birliği Genel Kurulu'nda geliştirilmiş olan sonuç kararına dayanmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte kapasiteleri her geçen gün artan bu aygıtlar tıp dünyasında tanı, takip ve tedavi planlanması gibi birçok amaçla kullanılmaktadır. Aynı zamanda bu cihazlar birçok bilimsel araştırmanın yürütülmesine de olanak sağlamaktadır.

Genel anlamıyla bir bilgisayar işlemciyi ve hafıza donanımlarını barındıran bir kasaya, yazılımların kullanıcı tarafından görüntülenmesine izin veren bir monitör ve bilgisayara ilgili komutların girilmesini sağlayan bilgisayar ara yüzlerinden (klavye ve mouse) oluşmaktadır. Bu cihazlar araştırmacıya yüksek hızlarda analiz imkanı sunmaktadırlar. Bilgisayarlar tıbbın birçok alanında olduğu gibi radyolojik görüntüleme alanında da bizlere geniş imkânlar sunmaktadır. Direkt Grafi, Manyetik Rezonans Görüntüleme, Bilgisayarlı Tomografi gibi radyolojik görüntüleme yöntemleri ile elde edilen görüntüler bilgisayarlar aracılığı ile araştırmacıya ilgili yapıyı inceleme şansı sunmaktadır. Bilgisayara aktarılan bu görüntüler özel olarak kodlanmış yazılımlar ile açılıp farklı kontrastlarda görüntülenebilmektedir. Görüntü üzerinde yapılan bu tür ufak manipülasyonlar ilgili yapının daha hassas analiz edilmesine olanak sağlamaktadır (Şekil 9).



Şekil 9: Farklı kontrast seçenekleri denenmiş bir BT görüntüsü

Günümüzde radyolojik görüntüleri izlememizi sağlayan ve hatta bunları manipüle etmeyi mümkün kılan gelişmiş uygulamalar bulunmaktadır. Bu yazılımlar hem tanı ve teşhis de hem de bilimsel amaçlı araştırmalar da büyük ilgi görmektedir. Horos®, Osirix Lite®, 3D Slicer® ve ImageJ®, BrainSuite® gibi birçok görüntü analiz ve görüntüleme yazılımı açık kaynaklı olup ücretsiz olarak kullanıcıların hizmetine sunulmuştur. Bu yazılımlar kullanıcılara radyolojik görüntüler üzerinde manipülasyonlarda bulunmasına izin verdiği gibi, ilgili yapının kapladığı hacim ile ilgili veri elde etmesine de olanak sağlamaktadır.

2.8.1. Horos

Horos ücretsiz, açık kaynaklı bir radyolojik görüntü izleme aracıdır. Horos yazılımının amacı, OS X için tamamen işlevsel, 64 bit medikal görüntü görüntüleyici sunmaktır. Horos, OsiriXTM ve diğer açık kaynaklı tıbbi görüntüleme kütüphanelerine dayanmaktadır. Horos radyolojik görüntülerin izlenmesine ve farklı formatlarda kaydedilmesine olanak sağlamaktadır ("The Horos Project," 2018).

2.8.2. ImageJ

ImageJ, NIH Image'den esinlenen açık kaynaklı bir Java görüntü işleme programıdır. Java 1.8 veya daha yeni bir sanal makine ile herhangi bir bilgisayarda çalışabilmektedir. Windows, Mac OS X ve Linux için indirilebilir sürümleri mevcuttur. ImageJ, çok çeşitli görevleri yerine getirmek için binlerce eklenti ve makro içeren güçlü, yerleşik bir kullanıcı tabanına sahiptir. ImageJ programı bizlere radyolojik görüntüleri izleme, yönelim düzenleme, yani kesit serileri oluşturma, görüntünün renk ve kontrastını değiştirerek farklı dokuları daha iyi gözlemle gibi birçok olanak sunmaktadır (Şekil 10) (Rasband, 2016).



Şekil 10: ImageJ Programının genel görüntüsü

2.9. Bilgisayar Ara Yüzleri

Bilgisayarlar birçok işlemi milisaniyelerde yapabilen üstün donanımlı cihazlardır. Bu cihazlara istenilen işlemi yapması için bir komut verilmesi gerekir. Bu komut eski sistem bilgisayarlarda ekranda açılan bir terminal satırına girilen komut satırları ile sağlanırdı. Halen yeni sistem bilgisayarlarda da komut girilebilmektedir ancak bu çok tercih edilen ve yaygın kullanılan bir bilgisayar kullanım biçimi değildir. Terminal satırına komut girilmesi işleminin yerine, bilgisayar kullanımını daha hızlı ve pratik bir hale getiren cihazlar kullanılmaktadır. Bu cihazlar bilgisayar içinde bulunan yazılımlara hükmetmeyi sağlayan el ile kontrol edilen bilgisayar bileşenleridir. Bu bileşenlerden birisi “mouse” olarak adlandırılan bilgisayar faresidir. Bilgisayar faresi pratik ve kullanımı kolay bir bilgisayar bileşenidir. Bir başka bilgisayar ara yüzü ise “touchpad” olarak adlandırılan dokunmatik panellerdir. Genellikle taşınabilir bilgisayarlar ile bütünleşik olarak bulunan touchpadler pratik ancak üst düzey hassasiyetleri olmayan cihazlardır. Bir başka bilgisayar ara yüzü ise kullanımı çok yaygın olmayan ancak çok hassas hakimiyete sahip olan basınca duyarlı bir ekrana ve ekrana hakimiyet sağlayan özel bir kalemden oluşan grafik tablettir.

2.9.1. Grafik Tablet

Grafik tabletler genellikle görsel tasarımcılar, mimarlar ve sanatçılar tarafından kullanılan bir bilgisayar yardımcı elemanıdır. Bu cihazlar uygun bir kalem ile dijital ekran üzerine aynı bir kâğıda çizim yaparmışçasına müdahale etmeye olanak sağlamaktadırlar. Daha iyi tanımlamak gerekirse bilgisayar ekranındaki imleci faremizle değil özel bir kalem ile hareket ettirebilmek için kullanılabilir. Grafik tabletin içeriği ise dijital bir çizim alanı yani tabletin ekranı ve bu ekrana uyumlu özel bir kalemden oluşmaktadır (Şekil 11).



Şekil 11. Grafik tablet

Bu cihazlar kendi işletim sistemine sahip olabildikleri gibi harici bir bilgisayara bağlanarak da kullanılabilir. Grafik tabletlerin genel amacı fare ile yakalanamayacak olan kalem hâkimiyetini ve hassasiyetini dijital ortamda da elde edebilmektir. İşte bu sebepten ötürü grafik tabletler kullanıcıya fareye nazaran daha hassas bir hâkimiyet sağlamaktadır. Bu hassasiyet ve kullanım kolaylığının beraberinde zaman kazancıda getirmektedir. Bu zaman kazançları uzun süreli ve devamlı çalışmalarda önem arz etmektedir. Ayrıca grafik tabletler kalem basıncını ve kalemin açısını algılayabilir, bu da daha gerçekçi bir kalem tecrübesi sunulmasını sağlar. Bu özellikleri

grafik tabletleri sadece sanatsal çalışmalar için değil tıbbi araştırmalar içinde kullanılabilir bir ekipman haline getirmektedir. Grafik tabletler radyolojik görüntüler üzerinde işaretleme yapmayı kesintisiz çizgiler çizmeyi daha kolay hale getirmektedir. Bu sebepten ötürü ilgili yapının çevrelenmesi işaretlenmesi daha hassas bir şekilde yapılabilmektedir. Bu işlemler sırasında kalem kullanılması ergonomik açıdan kullanıcıyı da yormamaktadır, bu da uzun süreli çalışmalarda hassasiyeti ve hâkimiyeti etkileyen bir başka etkidir.

2.9.2. Bilgisayar Faresi (Mouse)

Temel olarak kablolu veya kablosuz ağ ile bilgisayara bağlanan üzerinde bir kaç tuş barındıran alt kısmında ise optik bir izleyici bulunduran bir cihazdır. Bu cihaz hareket ettirildiğinde bilgisayar ekranı üzerinde bu cihazı temsil etmekte olan imleç de hareket etmektedir. İlk bilgisayar faresi 1964 yılında Doug Engelbart tarafından Amerika'da geliştirilmiştir. İcat edildiği dönemlerde pek ilgi görmeyen bu cihaz günümüzde bilgisayarların vazgeçilemez bir parçasıdır. Bilgisayar kullanımı sırasında hız ve kontrol kolaylığı sunan bu cihazların farklı model ve fiyatlarda birçok çeşidi bulunmaktadır. Bu cihazlar sadece basit birer bilgisayar bileşeni değil çoğu zaman araştırmacılar için güçlü yardımcılardır.

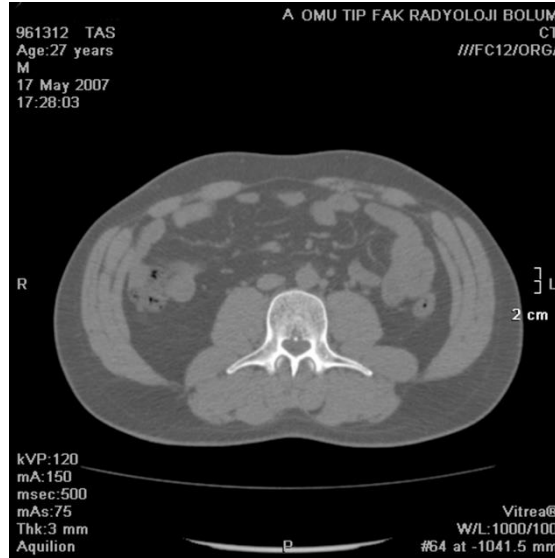
3. MATERYAL VE METOT

3.1. Etik kurul kararı

Çalışmamız için Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırma Etik Kuruluna başvurulmuştur ve çalışmamız 12.01.2017 tarihinde B.30.2.ODM.0.20.08/673 sayılı resmi belge ile onaylanmıştır (EK 1). Alınan etik kurul onayı neticesinde Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalına ait radyolojik görüntüleme merkezinden alınan ve Çağrı Çavdar'ın 2016 yılında yayınlamış olduğu "Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri Üzerinden Bel Omurlarının Gövde Hacminin Stereolojik Olarak İncelenmesi" isimli yüksek lisans tezinde kullanmış olduğu 22 kadın ve 21 erkeğe ait aksiyal yönelimli, 3 mm kalınlığında ardışık kesitlerden oluşan abdominal bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılmıştır.

3.2. Görüntülerin Menşei

Çalışmamızda kullanılan görüntüler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Araştırma ve Uygulama merkezine başvurmuş ve idrar yollarında taş şüphesi ile radyolojik görüntülemeye sevk edilmiş bireylere aittir. Hastalar supin pozisyonda iken aksiyal planda rutin taş protokolü kullanılarak BT görüntüleri alınmıştır. Görüntülemeye 120 kV ve 75 mAs, 150 mA değerleri kullanılmış ve 3 mm kalınlığında kesit görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 12).

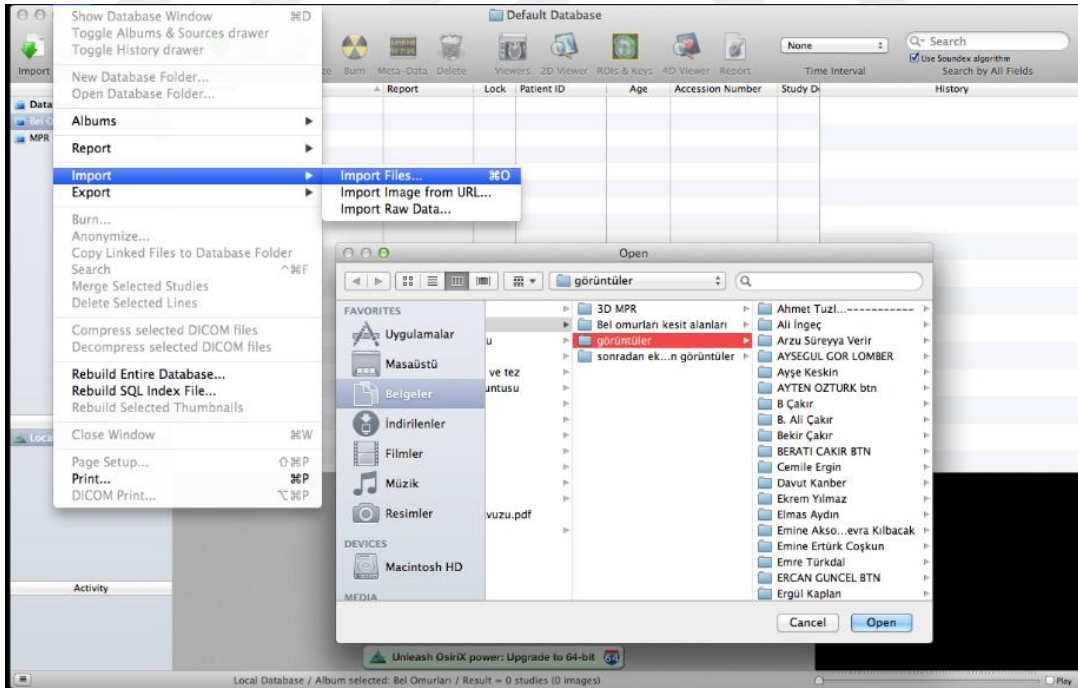


Şekil 12. Taş protokolüne göre elde edilmiş bir BT görüntüsü

30 kadın 30 erkeğe ait BT görüntülerinden, böbrek taşı tanısı konulan, böbrek şekil bozukluklarına sahip ya da splenomegalisi bulunan hastalara ait görüntüler çalışmaya dahil edilmedi. Yapılan inceleme neticesinde çalışmamıza batın içerisinde patolojisi bulunmayan, görüntü olarak sorunsuz 22 kadın ve 21 erkek bireye ait toplam 43 BT görüntü serisi dâhil edildi.

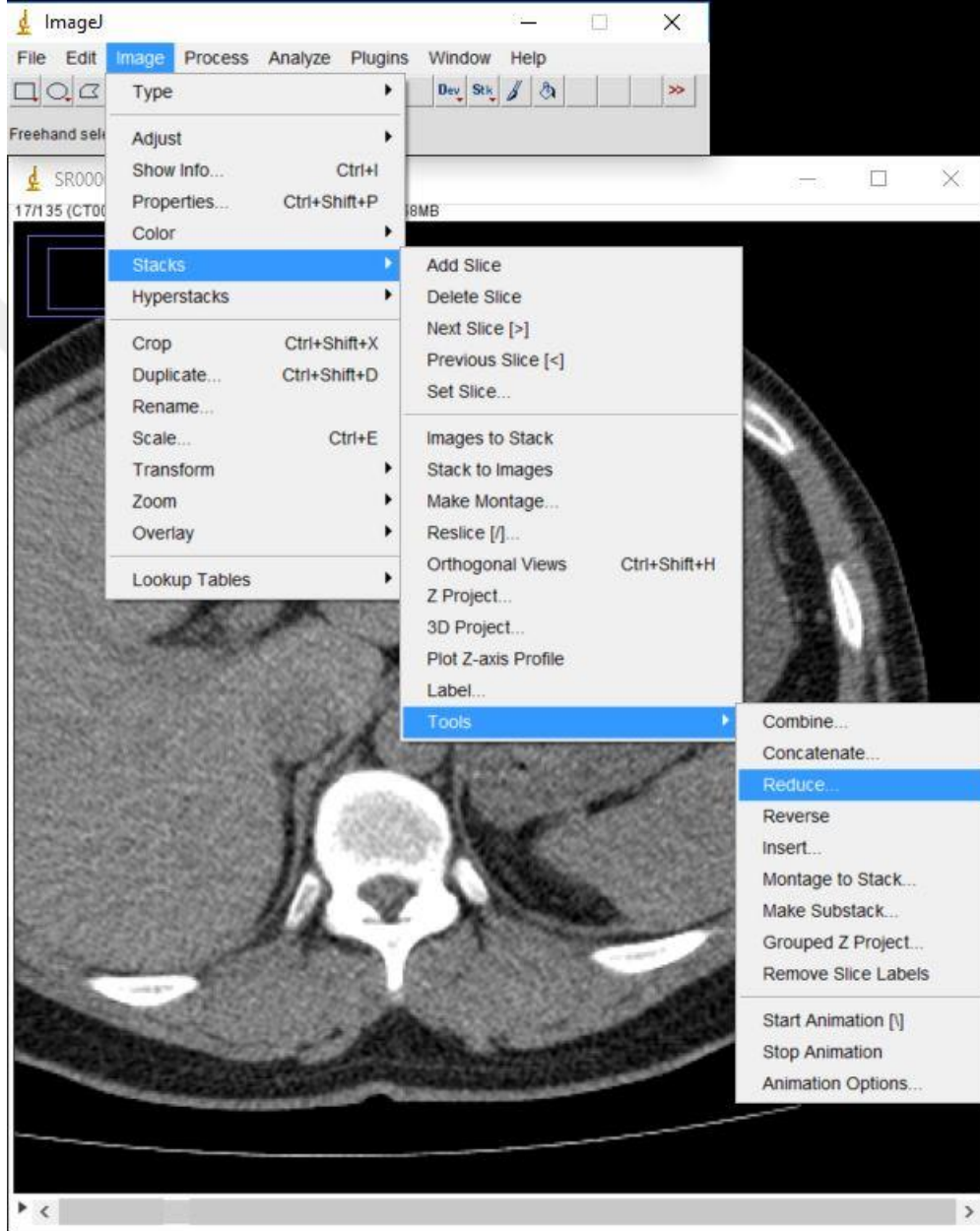
3.3. Görüntülerin Hazırlanması

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyoloji Anabilim dalına ait radyolojik görüntüleme merkezinden Compact Disk (CD) içerisinde alınan görüntüler öncelikle açık kaynaklı, kullanımı kolay ve verimli bir radyolojik görüntü görüntüleme yazılımı olan Horos V2 kullanılarak açıldı. CD içerisinde bulunan görüntü serilerinden 3 mm kesit kalınlığından oluşan rutin taş protokolü ile çekilmiş aksiyal yönelimli görüntüler seçilerek aynı program üzerinden görsel olarak incelendi ve herhangi bir batın içerisi patolojisi bulunup bulunmadığı kontrol edildi. İnceleme sonucu sorunsuz kabul edilen görüntü serisi DICOM (Digital Imaging And Communication In Medicine) formatında farklı bir klasöre aktarıldı (Şekil 13).



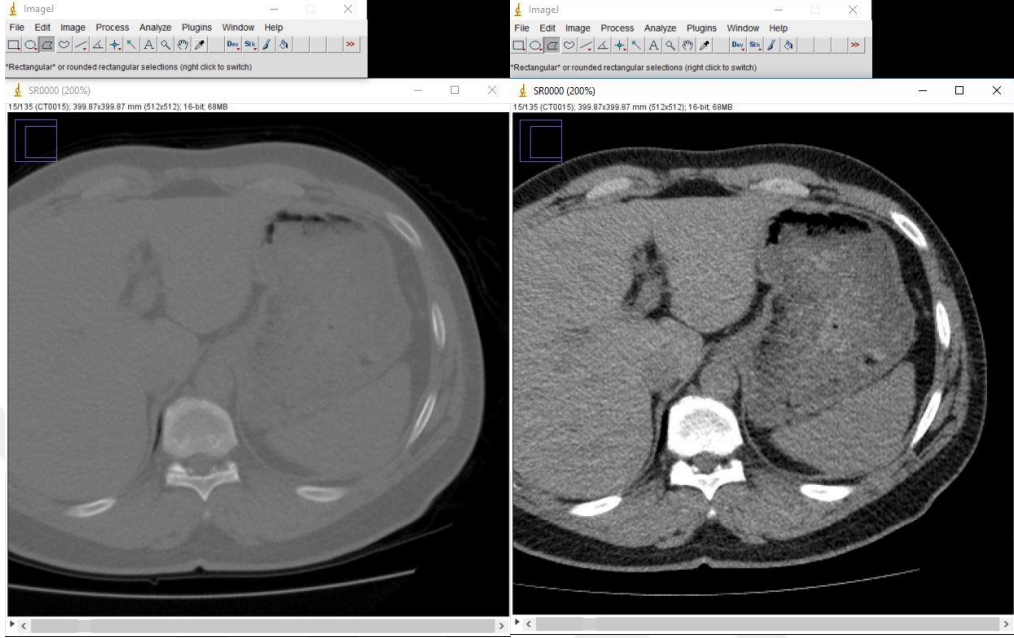
Şekil 13. BT görüntülerinin Horos programında arşivlenmesi

Hastalara ait tüm görüntü kesitleri DICOM formatında depolandıktan sonra görüntü serileri sırayla ABD Ulusal Sağlık Enstitüsü tarafından üretilmiş olan ImageJ yazılımında açıldı. Görüntü serileri üzerinden dalak ve böbreklere ait en az 15 er görüntü kesiti kalacak şekilde örnekleme yapıldı (Şekil 14).



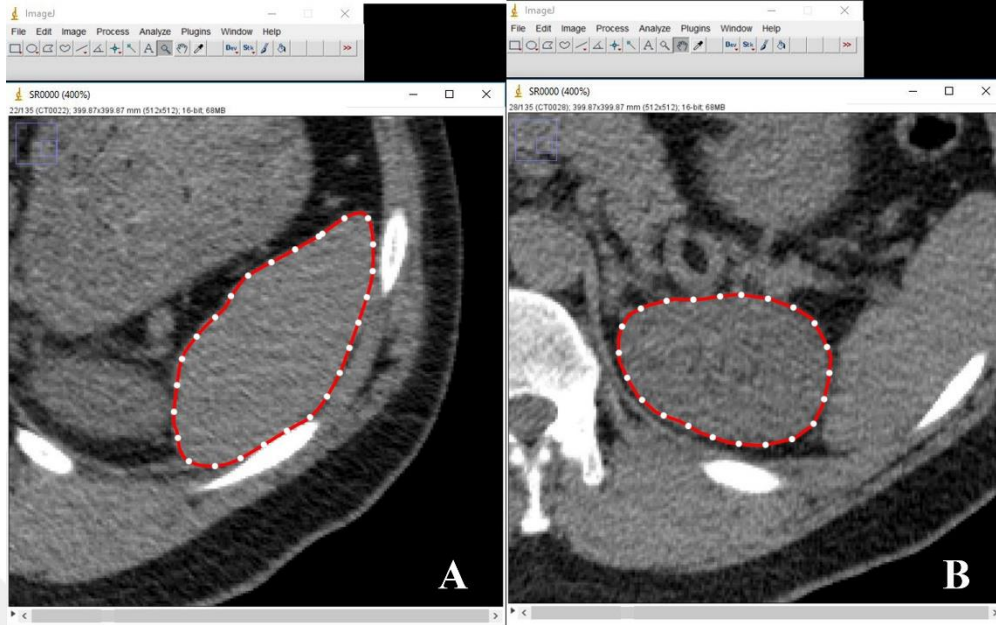
Şekil 14. Görüntü serisi üzerinden kesit sayısını azaltmaya yönelik örnekleme basamağı

Elde edilen yeni görüntü serileri üzerinden ilk olarak görüntünün kontrast ayarları yapılarak komşu doku ve organlardan görsel olarak ayrımı kolaylaştırıldı (Şekil 15).



Şekil 15. Kontrastı değiştirilmiş aynı görüntü serisi arasındaki fark

Kontrast ayarlaması yapılan görüntü serisi üzerinden dalak ve sol böbreğin her kesitte kapladığı alan ImageJ yazılımı içerisinde bulunan alt araçlar ile hesaplandı (Şekil 15). Bu hesaplama sırasında ImageJ programının bize sunmuş olduğu “Polygon Selection” aracı kullanıldı. Her bir hastanın dalak ve böbreğine ait alan bilgileri Cavalieri Prensibine uygun olarak hacim hesaplamasında kullanıldı.



Şekil 15. “Polygon Selection” aracı ile (A) dalak ve (B) böbreğin kesitler üzerinden çevrelenmesi

Bu hesaplama zaman tasarrufu sağlamak için Microsoft Excel programında hazırlanmış olan formüllü şablonlar üzerinde yapıldı (Şekil 16). Bu işlem basamakları sırası ile hem bilgisayar faresi ile hem de grafik tablet kullanarak gerçekleştirildi.

No	Vakta adı	Organ	Hesap Yöntemi	Görüntüleme yöntemi	Kesit Kalınlığı (mm)	Alan (mm ²)	DALAK İmajaı	BÖBREK İmajaı	No	Vakta adı	Organ	Hesap Yöntemi	Görüntüleme yöntemi	Kesit Kalınlığı (mm)	Alan (mm ²)	DALAK İmajaı	BÖBREK İmajaı			
1						232	559	1	232	19	1	267	833	1	267	4	1	633	16	
2						841	1347	2	841	17	2	1509	1374	2	1009	5	2	1274	17	
3						1596	1842	3	1596	16	3	1882	1906	3	1882	6	3	1906	18	
4						2257	2370	4	2257	15	4	2371	2556	4	2871	7	4	2556	19	
5						3169	2766	5	3169	14	5	3765	2352	5	3765	8	5	2352	20	
6						3934	2977	6	3934	13	6	4523	2392	6	4523	9	6	2392	21	
7						4646	2193	7	4646	12	7	4661	2741	7	4661	10	7	2741	22	
8						4589	2147	8	4589	11	8	4501	2537	8	4501	11	8	2537	23	
9						4749	1917	9	4749	10	9	4917	2414	9	4917	12	9	2414	24	
10						4612	1634	10	4612	9	10	3787	2375	10	3787	13	10	2375	25	
11						3895	2457	11	3895	8	11	3128	2555	11	3128	14	11	2555	26	
12						2959	2525	12	2959	7	12	2201	2572	12	2201	15	12	2572	27	
13						2017	2484	13	2017	6	13	1505	2505	13	1505	16	13	2505	28	
14						1169	2094	14	1169	5	14	849	2054	14	849	17	14	2054	29	
15						320	1532	15	320	4	15	180	1579	15	190	18	15	1579	30	
16						0	1026	16	0	16	1026	0	1027	16	0	1027	16	1027	31	
17						0	394	17	0	17	394	0	382	17	0	382	17	382	32	
18						0	0	18	0	18	0	0	0	18	0	0	18	0	0	33
19						0	0	19	0	19	0	0	0	19	0	0	19	0	0	34
20						0	0	20	0	20	0	0	0	20	0	0	20	0	0	35
21						0	0	21	0	21	0	0	0	21	0	0	21	0	0	36
22						0	0	22	0	22	0	0	0	22	0	0	22	0	0	37
23						0	0	23	0	23	0	0	0	23	0	0	23	0	0	38
24						0	0	24	0	24	0	0	0	24	0	0	24	0	0	39
25						0	0	25	0	25	0	0	0	25	0	0	25	0	0	40
26						0	0	26	0	26	0	0	0	26	0	0	26	0	0	41
27						0	0	27	0	27	0	0	0	27	0	0	27	0	0	42
28						0	0	28	0	28	0	0	0	28	0	0	28	0	0	43
29						0	0	29	0	29	0	0	0	29	0	0	29	0	0	44
30						0	0	30	0	30	0	0	0	30	0	0	30	0	0	45
31						0	0	31	0	31	0	0	0	31	0	0	31	0	0	46
32						0	0	32	0	32	0	0	0	32	0	0	32	0	0	47
33						0	0	33	0	33	0	0	0	33	0	0	33	0	0	48
34						0	0	34	0	34	0	0	0	34	0	0	34	0	0	49
35						0	0	35	0	35	0	0	0	35	0	0	35	0	0	50
36						0	0	36	0	36	0	0	0	36	0	0	36	0	0	51
37						0	0	37	0	37	0	0	0	37	0	0	37	0	0	52
38						0	0	38	0	38	0	0	0	38	0	0	38	0	0	53
39						41445	32079					3656	36104							54
40						0.989	1.227					0.707	0.543							55
41						246.3	192.5					237.6	210.6							56
42																				57

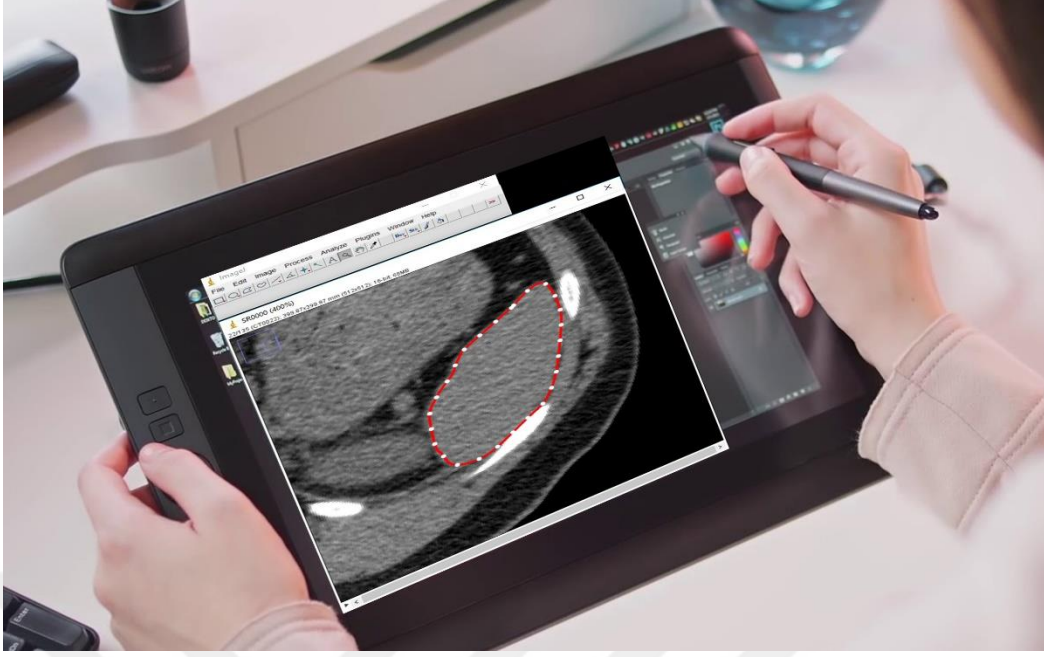
Şekil 16. Microsoft Excel programında hazırlanmış olan formüllü şablonlar üzerinden hacim hesaplamaları

3.4. Bilgisayar Ölçümü

Cavalieri Prensibi kullanarak sağlıklı hacim verilerine ulaşmanın ilk basamağı her bir kesit üzerinden hassas alan bilgileri elde etmektir. Bu alan verilerini radyolojik görüntüler üzerinden, dijital ortamda elde edebilmek için sıklıkla kullanılan yöntemlerden birisi de görüntü analiz yazılımlarının bizlere sunmuş olduğu araçlar ile ilgili alanın sınırlarının manuel çevrenmesidir. İlgili organın radyolojik görüntü üzerinden sınırlarının çevrenmesi sırasında bilgisayar faresi kullanıcıya kolaylık sağlamaktadır. Bu çalışmada araştırmacının el büyüklüğü dikkate alınarak en uygun boyuttaki bilgisayar faresi (LOGITECH G703 LIGHTSPEED) seçilmiştir. Seçilen bilgisayar faresi 1 milisaniyelik bildirim süresine sahip hassas bir cihazdır. Bilgisayar faresi ile ImageJ programının Polygon Selection aracı kullanılarak her bir kesitte ilgili organın sınırları çevrenmiş bu sayede o kesit yüzeyinde kapladığı alan verisine ulaşılmıştır. Bu ölçümler süre tutularak yapılmış bu sayede araştırmacının ölçüm hızı daha sonra diğer cihazlarla elde edilen süreler ile kıyaslanmak üzere belirlenmiştir. Bu ölçümler her hastaya ait görüntüler üzerinden aynı bilgisayar faresi kullanılarak 3 aylık bir süre sonunda tekrar yapılmıştır. Tekrarlı ölçümlerin amacı hata katsayısını düşürmek ve pratiğe dayalı taraflılığı ortadan kaldırmaktır.

3.4. Grafik Tablet Ölçümü

Cavalieri Prensibine uygun olarak radyolojik görüntüler üzerinden organ hacimlerini belirlemek için ilk adım olan alan hesaplamaları, insan el bilek ergonomisine daha uygun olan, kendi özel kalemine duyarlı bir grafik tablet ile gerçekleştirildi (Şekil 17). Bunun için 2048 basınç seviyesine sahip kablosuz, farklı açılarda da çalışabilen ve pil içermeyen Wacom Pro kalem ile 250cd/m² parlaklığa ve 16,7 milyon renk gösterebilme kapasitesine sahip 13,3 inç 1920x1080 full hd led ekranlı Wacom Cintiq 13HD TOUCH grafik tablet kullanıldı. Radyolojik görüntüler grafik tablet ekranı üzerinde açılarak ilgili organın sınırları grafik tablete ait özel kalem ile belirlendi. Bu işlem sırasında ImageJ programının Freehand Selection aracından yararlanıldı. Grafik tablet kullanılarak yapılan alan ölçümleri her bir hastaya ait radyolojik görüntüler üzerinden 3 aylık bir süre sonrasında pratiğe dayalı taraflılığı ortadan kaldırmak amacı ile tekrarlandı.



Şekil 17. Grafik tablet kullanarak BT görüntüleri üzerinden organ iz düşüm alanlarının hesaplanması

3.5. İstatiksel Analiz

Verilerin istatiksel analizleri SPSS versiyon 22 yazılımı kullanılarak incelendi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogorov-Shapiro-Wilk testleri) kullanılarak incelendi. Bu analizler sonucu bilgisayar faresi ve grafik tablet kullanılarak elde edilen böbrek ve dalak hacim verilerinin parametrik test varsayımlarına uymadığı belirlendiğinden bu parametrelerin istatiksel anlamlılığı Friedman testi kullanılarak incelendi. İkili karşılaştırmalar Bonferoni düzeltmesi kullanılarak yapıldı. Hacim ölçümleri sırasında zaman verimliliğini tespit etmek amacı ile tutulan süre verilerinin normal dağılıma uygun olduğu tespit edildi. Süre parametrelerinin analizi için Tekrarlı Ölçümlerde ANOVA (Repeated Measures Anova) testi yapıldı. Süre parametrelerinin ikili analizleri Bonferoni düzeltmesi kullanılarak yapıldı.

3.5.1. Sınıf İçi Güvenirlilik (Intra-Rater Reliability)

Güvenirlilik bir çalışma sırasında yapılan ölçümlerin tekrarlanabilirliği ya da bu tekrarlı ölçümler arasındaki tutarlılık olarak tanımlanabilir. Bir ölçümün güvenirlilik koşulu, aynı gözlemciyle/ölçüm aracıyla, aynı koşullar altında, aynı denekten, aynı yanıtın alınmasıdır (Alpar, 2006). Sağlık alanında yapılan birçok çalışmada gözlemci içi güvenirlilik incelenmektedir. Bu çalışmaların başlıca amacı aynı denek üzerinden alınan

tekrarlı ölçümlerin uyumunun değerlendirilmesidir. Bu tez çalışmasında sınıf içi güvenilirlik alınan tekrarlı ölçümler üzerinden intraclass correlation (ICC) testi ile değerlendirildi.

3.5.2. Değişim Kat Sayısı (DK)

Bazı ölçümlerde gözlemlerin büyüklüğü standart sapmayı etkileyebilir. Bazen de farklı ölçü birimi ile ifade edilen gözlemleri karşılaştırmak durumunda kalabiliriz. Bu iki problemle baş edebilen değer değişim katsayısı olup, standart sapmanın ortalamaya oranının yüzde çarpılmasıyla bulunur (Formül 5). DK'nın küçük olması çalışmanın güvenilirliğinin yüksek olduğunu gösterir. Düşük DK ayrıca gözlem değerlerinin homojen olduğuna da işaret eder. Çalışmamızda gözlem değerlerinin homojenliğinin kontrolü için bilgisayar faresi ve grafik tablet ile alınan ölçümlerin değişim kat sayıları hesaplandı.

$$DK = \left(\frac{\text{Standart Sapma}}{\text{Ortalama}} \right) \times 100$$

Formül 5. değişim katsayısının hesaplanması (Hayran ve Hayran, 2011)

3.5.3. Bland – Altman Analizi

Bland ve Altman'ın ilk kez 1983'de ortaya koymuş oldukları bu analiz sağlık alanında kullanılan birçok metodun karşılaştırılmasında kullanılan istatistiksel bir tekniktir. Genç ve arkadaşlarının 2003 de yapmış oldukları çalışmada Bland-Altman yönteminin, regresyon çözümlemesinden daha sağlıklı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (Genç ve ark., 2003). Yöntem karşılaştırması çalışmasına iki yöntemden elde edilen ölçümlerin ortalamalarına karşı farklarının saçılım grafiğinin çizilmesi ile başlanır. Farklara karşı ortalamaların grafiği ölçüm hataları ile gerçek değerler (gerçek değerler elde edilemediğinden onun en iyi kestiricisi olan ortalamalar) arasında olabilecek herhangi bir ilişkinin incelenmesine olanak sağlar. Ayrıca bu grafikten yanın ve hatanın incelenmesi de mümkündür (Saraçlı ve Çelik, 2012). Çalışmamız da iki farklı cihaz kullanılarak alınan ölçüm sonuçları MedCalc (V16) yazılımı kullanılarak Bland-Altman analizi ile değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmanın ön hazırlık sürecinde literatür verileri ışığında sınıf içi korelasyon katsayısı değerleri kullanılarak PASS (power analysis and sample size software) yazılı ile yapılan güç analizi sonucu, çalışmamızın %95 güven düzeyi ve %80 güç ile tamamlanabilmesi için çalışmaya dahil edilmesi gereken minimum birey sayısı 31 olarak hesaplanmıştır. Çalışmaya 47 bireye ait BT görüntüsü üzerinden başlandı. Analiz sırasında ortaya çıkan, kontrast bozuklukları ve ilgili organın bütün olarak görüntülenemediği 4 bireye ait görüntü çalışmaya dahil edilmedi.

Ön değerlendirme sonucu çalışmamızda 43 bireye ait BT görüntüleri üzerinden böbrek ve dalak hacimleri hesaplandı. Bilgisayar faresi kullanılarak alınan böbreğe ait ilk hacim ölçümlerinin ortalaması $181,53 \pm 51,72 \text{ cm}^3$ olarak tespit edildi. Aynı cihaz ile yapılan böbreklere ait ikinci ölçümlerde böbrek hacmi $180,64 \pm 51,29 \text{ cm}^3$ olarak ölçüldü. Bilgisayar faresi kullanılarak böbrek üzerinden alınan 1. ve 2. Hacim ölçümleri sırasında tutulan süre ortalamaları sırası ile $283,55 \pm 56,03 \text{ sn}$ ve $237,11 \pm 63,28 \text{ sn}$ olarak tespit edildi (Tablo-1).

Tablo 1. Bilgisayar faresi kullanılarak böbrek üzerinden alınan 1. ve 2. ölçümlere ait hacim değerleri ve ölçüm süreleri

Bilgisayar faresi	Ortalama	Standart Sapma
Böbrek 1. ölçüm hacim (cm^3)	181,53	51,72
Böbrek 2. ölçüm hacim (cm^3)	180,65	51,29
Böbrek 1. ölçüm süre (sn)	283,55	56,03
Böbrek 2. ölçüm süre (sn)	237,12	63,28

Grafik tablet kullanılarak alınan böbreğe ait ilk hacim ölçümlerinin ortalaması $179,34 \pm 51,37 \text{ cm}^3$ olarak tespit edildi. Aynı cihaz ile yapılan böbreğe ait ikinci ölçümlerde böbrek hacmi $179,10 \pm 51,35 \text{ cm}^3$ olarak ölçüldü. Grafik tablet kullanılarak böbrek üzerinden alınan 1. ve 2. ölçümler sırasında tutulan süre ortalamaları sırası ile $128,79 \pm 33,32 \text{ sn}$ ve $119,56 \pm 31,35 \text{ sn}$ olarak tespit edildi (Tablo-2).

Tablo 2. Grafik tablet kullanarak böbrek üzerinden alınan 1. ve 2. ölçümlere ait hacim değerleri ve ölçüm süreleri

Grafik tablet	Ortalama	Standart Sapma
Böbrek 1. ölçüm hacim (cm ³)	179,34	51,37
Böbrek 2. ölçüm hacim (cm ³)	179,10	51,35
Böbrek 1. ölçüm süre (sn)	128,79	33,32
Böbrek 2. ölçüm süre (sn)	119,56	31,35

Çalışmamızda hacim ölçümlerinde etkinliği kıyaslanmak istenen, bilgisayar faresi ve grafik tablet ile ölçüm yapmak için, izole organ olarak seçtiğimiz dalak üzerinden alınan hacim ölçüm sonuçları ise şu şekildedir. Bilgisayar faresi kullanılarak alınan dalağa ait ilk hacim ölçümlerinin ortalaması $211,03 \pm 78,47$ cm³ olarak tespit edildi. Aynı cihaz ile yapılan dalağa ait ikinci ölçümlerde dalak hacmi $211,76 \pm 81,70$ cm³ olarak ölçüldü. Bilgisayar faresi kullanılarak dalak üzerinden yapılan 1. ve 2. hacim ölçümleri sırasında tutulan süre ortalamaları sırası ile $386,74 \pm 106,66$ sn ve $281,19 \pm 77,48$ sn olarak tespit edildi (Tablo-3).

Tablo 3. Bilgisayar faresi kullanarak dalak üzerinden alınan 1. ve 2. ölçümlere ait hacim değerleri ve ölçüm süreleri

Bilgisayar faresi	Ortalama	Standart Sapma
Dalak 1. ölçüm hacim (cm ³)	211,03	$\pm 78,47$
Dalak 2. ölçüm hacim (cm ³)	211,76	$\pm 81,70$
Dalak 1. ölçüm süre (sn)	386,74	$\pm 106,66$
Dalak 2. ölçüm süre (sn)	281,19	$\pm 77,48$

Grafik tablet kullanılarak alınan dalağa ait ilk hacim ölçümlerinin ortalaması $205,93 \pm 77,52$ cm³ olarak tespit edildi. Aynı cihaz ile yapılan dalağa ait ikinci ölçümlerde böbrek hacmi $206,06 \pm 77,44$ cm³ olarak ölçüldü. Grafik tablet kullanılarak dalak üzerinden alınan 1. ve 2. ölçümler sırasında tutulan süre ortalamaları sırası ile $141,91 \pm 40,18$ sn ve $132,09 \pm 39,09$ sn olarak tespit edildi (Tablo-4).

Tablo 4. Grafik tablet kullanarak dalak üzerinden alınan 1. ve 2. ölçümlere ait hacim değerleri ve ölçüm süreleri.

Grafik tablet	Ortalama	Standart Sapma
Dalak 1. ölçüm hacim (cm ³)	205,93	77,52
Dalak 2. ölçüm hacim (cm ³)	206,06	77,44
Dalak 1. ölçüm süre (sn)	141,91	40,18
Dalak 2. ölçüm süre (sn)	132,09	39,09

4.1. Hacim Değerlerinin İkili Karşılaştırmaları

Böbrek ve dalak üzerinden alınan birinci ve ikinci hacim ölçümleri arasında yapılan karşılaştırma testlerinde; bilgisayar faresi kullanılarak böbrekler üzerinden alınan birinci ve ikinci ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğu görüldü (p=0,024). Aynı cihaz ile ölçülen birinci ve ikinci dalak hacim verileri kıyaslandığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi (p=1,000) (Tablo 5).

Tablo 5. Bilgisayar faresi kullanarak yapılan 1. ve 2. ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

	Bilgisayar Faresi 1. Ölçüm				Bilgisayar Faresi 2. Ölçüm				P
	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	
Böbrek									
Hacim (cm ³)	171,80	81,10	310,30	181,53	171,70	80,40	309,40	180,65	0,024
Dalak									
Hacim (cm ³)	203,30	73,60	510,30	211,03	204,20	72,30	505,80	211,76	1,000

Grafik tablet kullanılarak böbrekler üzerinde yapılan birinci ve ikinci ölçümler arasında istatistiksel anlamda anlamlı bir fark bulunmadığı görüldü (p=1,000). Aynı cihaz ile ölçülen birinci ve ikinci dalak hacim verileri kıyaslandığında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü (p=1,000) (Tablo 6).

Tablo 6. Grafik tablet kullanarak yapılan 1. ve 2. Ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

	Grafik tablet 1. Ölçüm				Grafik tablet 2. Ölçüm				P
	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	
Böbrek									
Hacim (cm ³)	170,50	78,70	311,70	179,34	170,00	78,30	311,90	179,10	1,000
Dalak									
Hacim (cm ³)	202,30	68,80	508,20	205,93	201,00	69,50	509,10	206,06	1,000

Böbrek üzerinden bilgisayar faresi kullanılarak alınan ilk ölçümlere ait hacim değerleri ile grafik tablet kullanılarak böbrek üzerinden alınan ilk ölçümlere ait hacim değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$). Böbrek üzerinden bilgisayar faresi kullanılarak alınan ikinci ölçümlere ait hacim değerleri ile grafik tablet kullanılarak böbrek üzerinden alınan ikinci ölçümlere ait hacim değerleri karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,179$). Dalak üzerinden bilgisayar faresi kullanılarak alınan ilk ölçümlere ait hacim değerleri ile grafik tablet kullanılarak dalak üzerinden alınan ilk ölçümlere ait hacim değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0,007$). Dalak üzerinden bilgisayar faresi kullanılarak alınan ikinci ölçümlere ait hacim değerleri ile grafik tablet kullanılarak dalak üzerinden alınan ikinci ölçümlere ait hacim değerleri karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,397$) (Tablo 7).

Tablo 7. Bilgisayar faresi ve grafik tablet ile alınan hacim değerlerinin karşılaştırılması

	Bilgisayar Faresi				Grafik Tablet				P
	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	
Böbrek									
1. Ölçüm									
Hacim (cm ³)	171,80	81,10	310,30	181,53	170,50	78,70	311,70	179,34	<0,001
Böbrek									
2. Ölçüm									
Hacim (cm ³)	171,70	80,40	309,40	180,65	170,00	78,30	311,90	179,10	0,179
Dalac									
1. Ölçüm									
Hacim (cm ³)	203,30	73,60	510,30	211,03	204,20	72,30	505,80	211,76	0,007
Dalac									
2. Ölçüm									
Hacim (cm ³)	204,20	72,30	505,80	211,76	201,00	69,50	509,10	206,06	0,397

4.2. Ölçüm Süresi Değerlerinin İkili Karşılaştırmaları

Böbrek ve dalac üzerinden alınan ölçümler sırasında kaydedilen ölçüm süreleri, her iki cihaz için karşılaştırmalı olarak incelendi. Bilgisayar faresi kullanılarak böbrek üzerinden alınan birinci ölçüm sürelerinin ortalaması, ikinci seferde böbrek üzerinden alınan ölçüm süreleri karşılaştırıldığında her iki ölçüm süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlemlendi ($p < 0,001$). Bilgisayar faresi kullanılarak dalac üzerinden alınan ölçümler sırasında kaydedilen birinci ölçüm süresi ve ikinci ölçüm süresi karşılaştırıldığında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$) (Tablo 8).

Tablo 8. Bilgisayar faresi kullanarak yapılan 1. ve 2. ölçüm sürelerinin karşılaştırılması

	Bilgisayar Faresi 1. Ölçüm				Bilgisayar Faresi 2. Ölçüm				P
	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	
Böbrek Ölçüm Süresi (sn)	278,00	163,00	390,00	283,55	237,00	113,00	400,00	237,12	<0,001
Dalak Ölçüm Süresi (sn)	390,00	122,00	584,00	386,74	283,00	98,00	455,00	281,19	<0,001

Grafik tablet ile böbrek üzerinden alınan birinci ölçüm sürelerinin ortalaması ile ikinci seferde alınan ölçüm süreleri karşılaştırıldığında her iki ölçüm süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olmadığı tespit edildi ($p=0,109$). Dalak üzerinden grafik tablet ile ölçüm sırasında kaydedilen birinci ölçüm süresi ve ikinci ölçüm süresi karşılaştırıldığında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$) (Tablo 9).

Tablo 9. Grafik tablet kullanarak yapılan 1. ve 2. ölçüm sürelerinin karşılaştırılması

	Grafik Tablet 1. Ölçüm				Grafik Tablet 2. Ölçüm				P
	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	
Böbrek Ölçüm Süresi (sn)	124,00	61,00	228,00	128,79	112,00	57,00	181,00	119,56	0,109
Dalak Ölçüm Süresi (sn)	139,00	60,00	231,00	141,91	125,00	57,00	220,00	132,09	<0,001

Bilgisayar faresi ve grafik tablet kullanılarak böbrek üzerinden alınan ölçümlerin süreleri kıyaslandığında grafik tablet kullanarak hacim hesaplamasının daha kısa zaman aldığı istatistiksel olarak tespit edildi ($p<0,001$). Benzer şekilde bilgisayar faresi ve grafik tablet kullanılarak dalak üzerinden alınan ölçüm süreleri kıyaslandığında da grafik tablet

kullanarak hacim hesaplamasının daha kısa zaman aldığı istatistiksel olarak tespit edildi ($p<0,001$) (Tablo 10).

Tablo 10. Bilgisayar faresi ve grafik tablet ölçüm sürelerinin karşılaştırılması

	Bilgisayar Faresi				Grafik Tablet				P
	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	Ortanca	Min.	Mak.	Ort.	
Böbrek									
1.Ölçüm Süresi (sn)	278,00	163,00	390,00	283,55	124,00	61,00	228,00	128,79	<0,001
Böbrek									
2.Ölçüm Süresi (sn)	237,00	113,00	400,00	237,12	112,00	57,00	181,00	119,56	<0,001
Dalak									
1.Ölçüm Süresi (sn)	390,00	122,00	584,00	386,74	139,00	60,00	231,00	141,91	<0,001
Dalak									
2.Ölçüm Süresi (sn)	283,00	98,00	455,00	281,19	125,00	57,00	220,00	132,09	<0,001

4.3. Güvenirlilik

Bu çalışmada sınıf içi güvenirliliğin belirlenmesi ve gözlemci içi uyumun hesaplanabilmesi için 3 farklı bireye ait BT görüntüsü üzerinden dalak ve böbreğe ait hacim ölçümleri tekrarlı şekilde 10'ar kez önce bilgisayar faresi kullanılarak sonrasında da grafik tablet kullanılarak ölçülmüştür.

Yapılan ölçümler sonucunda, bilgisayar faresi ile ölçülen böbreklerde sınıf içi güvenirlilik kat sayısı 0,989 ($p<0,001$) olarak ölçülmüştür. Bilgisayar faresi ile ölçülen dalak görüntülerine ait ölçümlerde sınıf içi güvenirlilik kat sayısı 0,991 ($P<0,001$) ölçülmüştür.

Grafik tablet kullanılarak böbrek görüntüleri üzerinden alınan tekrarlı ölçümler sonucu sınıf içi güvenirlilik kat sayısının 0,999 ($p<0,001$) olduğu tespit edilmiştir. Grafik

tablet kullanılarak dalak görüntüleri üzerinden alınan tekrarlı ölçümler sonucu sınıf içi güvenilirlik kat sayısının ise 0,998 ($p < 0,001$) olduğu görülmüştür.

Ölçümler sırasında gözlemlerin büyüklüğü standart sapmayı etkileyebilir bunu gözlemlememizi sağlayan değer olan değişim katsayısı tekrarlı ölçümler üzerinden hesaplandı. Bilgisayar faresi ile üç farklı bireye ait sol böbrek üzerinden onar kez alınan hacim verilerinin değişim katsayısı sırası ile %2,64, %4,56 ve %3,68 olarak hesaplandı (Tablo 11).

Tablo 11: Bilgisayar faresi kullanılarak alınan 3 farklı böbreğe ait tekrarlı ölçümlere ait DK sonuçları

Bilgisayar Faresi Tekrarlı Ölçümler			
	10 Ölçümün Ortalaması (cm ³)	Standart Sapma	Değişim Katsayısı (DK) %
1. böbrek	184,88	4,87	2,64
2. böbrek	91,50	4,17	4,56
3. böbrek	124,13	4,57	3,68

Bilgisayar faresi ile üç farklı bireye ait dalak üzerinden onar kez alınan hacim verilerinin değişim katsayısı sırası ile %2,16, %1,92 ve %0,98 olarak hesaplandı (Tablo 12).

Tablo 12: Bilgisayar faresi kullanılarak alınan 3 farklı dalağa ait tekrarlı ölçümlerin DK sonuçları

Bilgisayar Faresi Tekrarlı Ölçümler			
	10 Ölçümün Ortalaması (cm ³)	Standart Sapma	Değişim Katsayısı (DK) %
1. dalak	162,46	3,51	2,16
2. dalak	139,60	2,68	1,92
3. dalak	194,59	1,90	0,98

Grafik tablet kullanılarak 3 farklı bireye ait böbrekler üzerinden alınan tekrarlı ölçümler sonucu elde edilen verilere ait DK değeri sırası ile %0,81, %1,42 ve %1,06 olarak hesaplandı (Tablo 13).

Tablo 13: Grafik tablet kullanılarak alınan 3 farklı böbreğe ait tekrarlı ölçümlerin DK sonuçları

	Grafik Tablet Tekrarlı Ölçümler		
	10 Ölçümün Ortalaması (cm ³)	Standart Sapma	Değişim Katsayısı (DK) %
1. böbrek	184,13	1,48	0,81
2. böbrek	93,20	1,33	1,42
3.böbrek	122,45	1,29	1,06

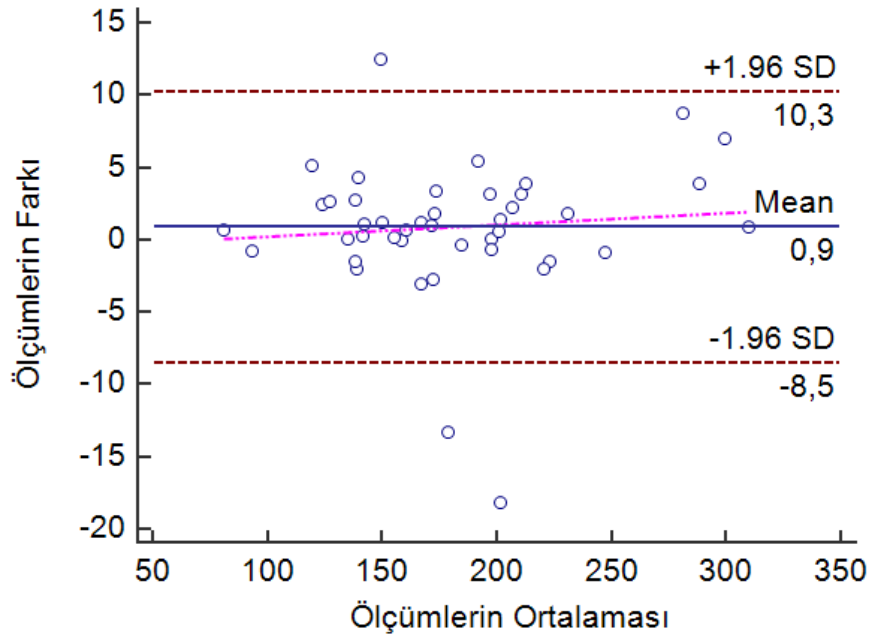
Grafik tablet kullanılarak aynı bireylere ait dalak üzerinden alınan tekrarlı ölçümler sonucu elde edilen verilere ait DK değeri hesaplandığında ise üç dalak için sırası ile %0,70, %0,97 ve %0,96 olarak bulundu (Tablo 14).

Tablo 14: Grafik tablet kullanılarak alınan 3 farklı dalağa ait tekrarlı ölçümlerin DK sonuçları

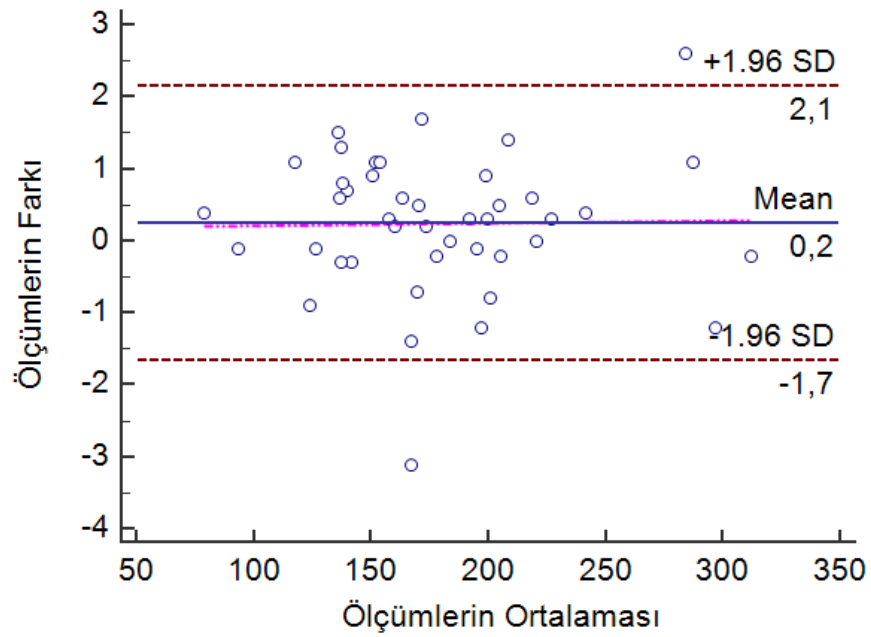
	Grafik Tablet Tekrarlı Ölçümler		
	10 Ölçümün Ortalaması (cm ³)	Standart Sapma	Değişim Katsayısı (DK) %
1. dalak	159,53	1,12	0,70
2. dalak	139,57	1,35	0,97
3. dalak	193,07	1,85	0,96

4.4. Bland-Altman Analizi

Çalışmamız da iki farklı cihaz kullanılarak alınan ölçüm sonuçları Bland-Altman analizi kullanılarak da değerlendirilmiştir. Bland-Altman analizi sonucu bilgisayar faresi kullanarak böbrek üzerinden alınan ölçüm sonuçlarında kabul sınırları (kahverengi kesik çizgiler) arası farkın $(10,3+|-8,5|)=18,8$ br grafik tablet kullanılarak alınan ölçümlere ait kabul sınırları arası farktan $(2,1+|-1,7|=3,8$ br) yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 18,19)

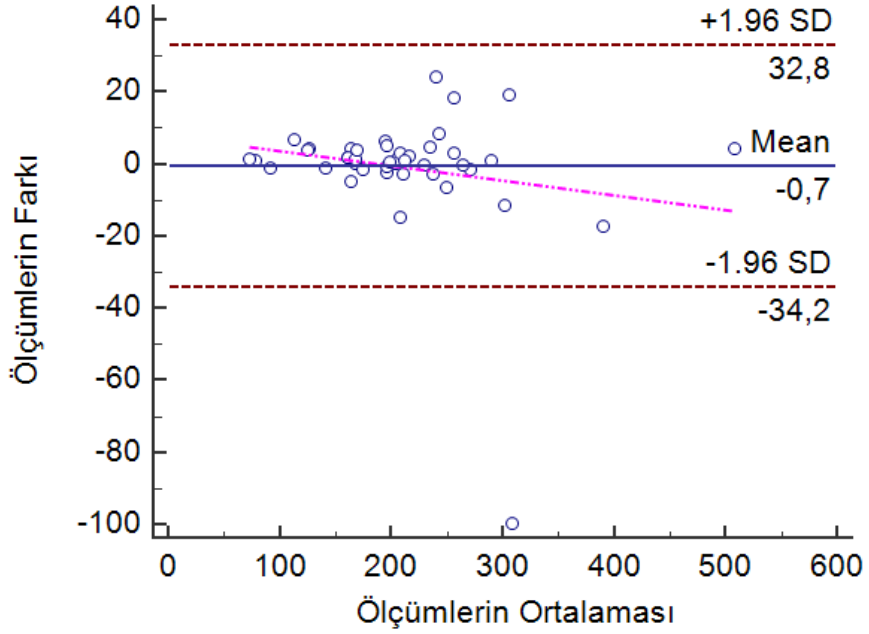


Şekil 18. Bilgisayar faresi kullanılarak böbrek üzerinden alınan hacim verilerinin Bland-Altman grafiği

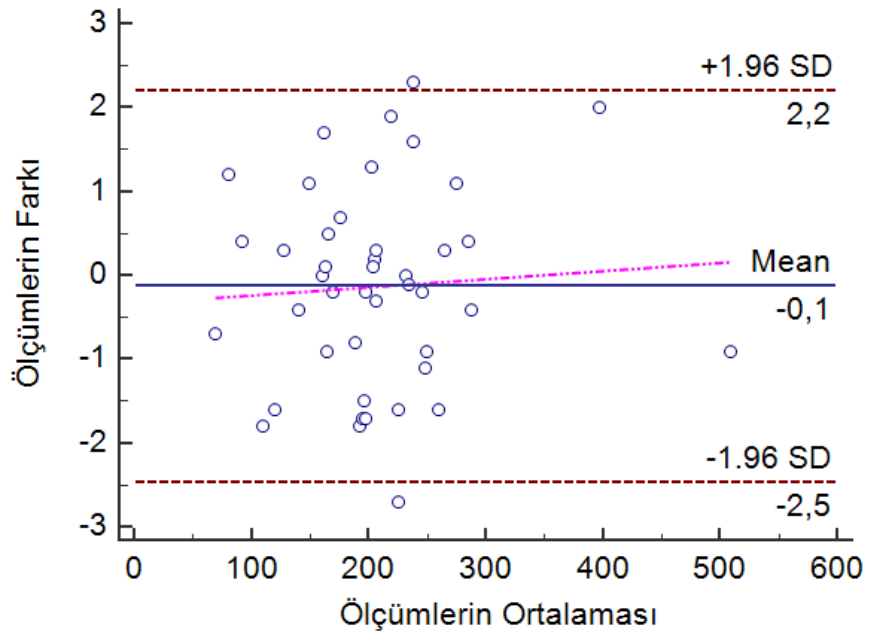


Şekil 19. Grafik tablet kullanılarak böbrek üzerinden alınan hacim verilerinin Bland-Altman grafiği

Bilgisayar faresi kullanarak dalak üzerinden alınan ölçüm sonuçlarında kabul sınırları arası farkın $(32,8+|-34,2|)=67,0$ br grafik tablet kullanılarak alınan ölçümlere ait kabul sınırları arası farktan $(2,2+|-2,5|=4,7$ br) yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 20,21).



Şekil 20. Bilgisayar faresi kullanılarak dalak üzerinden alınan hacim verilerinin Bland-Altman grafiği



Şekil 21. Grafik tablet kullanılarak dalak üzerinden alınan hacim verilerinin Bland-Altman grafiği

5. TARTIŞMA

İnsan vücudunda bulunan organların boyutlarında meydana gelebilecek değişiklikler birçok patolojinin habercisi olabilir. Splenomegali, hepatomegali, kardiyomegali, guatr ve nefromegali gibi anomaliler hekime çeşitli hastalıkların tanısı hakkında ilk ipucunu verir. Bu bağlamda insan vücudunda bulunan yapıların boyutlarının doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi oldukça önemlidir. Organik biçimlere sahip olan ilgili yapının (organın) boyutlarının görsel olarak değerlendirilmesi çoğu zaman yanıltıcı olabilir. Bu yapıların en, boy ve kalınlığına ait ölçülerin bilinmesi de yeterli bir parametre sağlamaya bilir. Bu nedenle ilgilenen üç boyutlu yapının kapladığı hacimsel değerin bilinmesi hekime ya da araştırmacıya daha sağlıklı değerlendirmeler yapması konusunda yön verir.

Literatüre bakıldığında birçok yapının hacimsel değerlerinin elde edilmesi için kaba sayılabilecek basit formüller kullanıldığı görülmektedir. Organik biçimlere sahip, düz kenar ve ayrıtlara sahip olmayan bu yapıların hacimlerinin hesaplanmasında, düzgün biçimli geometrik yapılara ait hacim formüllerini kullanmak gerçek değerden sapmalara sebep olur. Jones ve ark. (1983)'nın yapmış oldukları çalışmada kullandıkları ve daha sonra birçok çalışmada kullanılan elipsoid formül bu konuda soru işaretleri oluşturmaktadır (Adeela Arooj, 2011; Spielmann ve ark., 2005; Tonelli ve ark., 2013; Yetter ve ark., 2003). Bir organa veya patolojinin hacimsel değişikliğinin hassas takibi için daha efektif ölçüm yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Düzensiz şekilli yapıların hacimlerini hesaplamak için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden biride düzgün yüzeylere sahip olmayan yapıların hacimlerini hesaplamaya olanak sağlayan bir yöntem olan Arşimet Prensibi (Archimedean Principle)'dir. Bu yöntem de incelenmek istenilen yapı içi su dolu dereceli bir silindire daldırılır ve su içine daldırılan yapının taşıdığı ya da yükselttiği su miktarı gözlenir. Ancak her zaman ilgilendiğimiz yapı suya daldırılabilir şekilde izole edilemez. Örneğin bir canlının beyin, beyin sapı veya hayati bir organını canlıdan izole ederek suya daldırmak imkânsızdır. Bu gibi durumlarda radyolojik görüntülemeler bizlere canlının bütünlüğünü bozmadan ilgili yapı hakkında fikir sahibi olmamızı sağlar.

İnsan vücuduna ait organların ve yapıların görüntülenmesine olanak sağlayan çok çeşitli radyolojik görüntüleme teknikleri bulunmaktadır. Bu görüntüler üzerinden

ilgili yapının hacim ve büyüklüklerinin hesaplanmasına yönelik farklı metotlar vardır (Mettler, 2008).

Popüler araştırma alanlarına sahip beyin gibi organların hacimlerini otomatik olarak hesaplamaya olanak sağlayan analiz yazılımları da mevcuttur (Akbas ve ark., 2017; D'Andrea ve ark., 2015; Opfer ve ark., 2018a; Opfer ve ark., 2018b; Schoemaker ve ark., 2018; Skjoth-Rasmussen ve ark., 2015). Ancak insan vücudunda ki her organ için bu tür radyolojik görüntü analiz yazılımları henüz bulunmamaktadır. Bu gibi durumlarda manuel ölçüm metotlarına başvurmak gerekmektedir. Bu manuel ölçüm metotlarından birisi olan Cavalieri Prensibi organ ya da yapılar üzerinden alınan 3 boyutlu BT ve MR gibi radyolojik görüntülere ait kesitleri kullanarak, organ hacimlerinin hesaplanmasına olanak sağlar (Sagiroglu ve ark., 2017; Sahin ve ark., 2003b; Say ve ark., 2018). Cavalieri Prensibi literatürde yer etmiş güvenilirliği kanıtlanmış bir yöntemdir (Bingol ve ark., 2016; Sagiroglu ve ark., 2017; Say ve ark., 2018; Sezgin ve ark., 2013; Sonmez ve ark., 2010; Thripleton ve ark., 2015).

Organ boyutların da meydana gelebilecek değişimler ya da farklılıklar yaşam kalitesi, organ nakli, klinik tanı ve tedavi takibi açısından hekimler için önem arz etmektedir. Canlının bütünlüğünü bozmadan ilgili yapıyı incelememize olanak sağlayan, tekrarlanabilir, güvenilirliği kanıtlanmış, pratik ve ucuz bir yöntem olan Cavalieri Prensibi bahsi geçen hacimsel değişimlerin takibinde tercih edilen bir yöntemdir. Bu değişikliklerin araştırmacı tarafından pratik, hızlı, konforlu ve güvenilir bir şekilde tespit edilmesi önemli bir kriterdir. Cavalieri Prensibinin uygulanması sırasında kullanılan teçhizatların bu kriterleri doğrudan etkilediği görülmektedir.

Bu kriterlerin iki farklı cihaz arasında kıyaslanması amacı ile yapılan çalışmamızda izole ve yarı izole olarak tanımlayabileceğimiz dalak ve böbreğe ait hacim ölçümleri alınmıştır.

Literatür incelendiğinde böbrek hacmi üzerine yapılmış çok sayıda çalışmanın var olduğu görülmektedir. Yapılan çalışmalarda böbrek hacminin farklı değerlerde bulunduğu görülmektedir. Böbrek hacmini, Dias ve ark. (2015) 162,5 cm³, Shin ve ark. (2009) 207 cm³, Cheong ve ark. (2007) erkeklerde 202 cm³ kadınlar da ise 154 cm³, Poggio ve ark. (2006) 274 cm³, Geraghty ve ark. (2004) 179 cm³, Emamian ve ark. (1993) 146 cm³ olarak bulmuştur.

Makusidi ve ark (2014) sağ böbrek hacmini 98 cm³ ve sol böbrek hacmini ise 105 cm³, Emamian ve ark (1993) ortalama sağ böbrek hacmini 134 cm³, sol böbrek hacmini ise 146 cm³ olarak buldu. Okur ve ark. (2014) sağ böbrek hacmini 158 cm³, sol böbrek hacmini ise 168 cm³ buldu. Gülpınar (2009) sol böbrek ortalama hacmini 143 cm³, sağ böbrek ortalama hacmini ise 135 cm³ olarak bulmuştur. Kasırğa (2015) sağ böbrek hacmini 167 cm³, sol böbrek hacmini ise 176 cm³ olarak tespit etmiştir. Ayrıca sağ ve sol böbrek hacimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ortaya koymuştur.

Bu değerler bu çalışmamızda elde edilen değerlere yakın değerlerdir. Çalışmamızda sol böbrek hacminin genel ortalaması bilgisayar faresi kullanıldığında 181 cm³ olarak, grafik tablet kullanıldığında ise 179 cm³ olarak tespit edildi. Literatürdeki böbrek hacim ölçümleri birbirine yakın değerlerde olduğu gibi, uzak değerlerde de olabilmektedir. Bunun muhtemel sebepleri arasında etnik farklılıklar ve kullanılan ölçüm metotlarının farklı olması düşünülmektedir.

Dalağa ait hacimsel değerlerin doğru olarak hesaplanması splenomegali teşhisi koymak için değerli bir veridir. Splenomegali tablosuna sebep olan pek çok patoloji vardır. Bunların sebepleri konjestif hastalıklar, hematolojik hastalıklar, depo hastalıkları, kollajenvasküler hastalıklar, inflamatuvar ve enfeksiyon kaynaklı olabilmektedir. Dalak hacmi Hodgkin hastalığında dalak tutulumunu tespit için önemli bir parametredir (Arya ve ark., 2004; Daskalogiannaki ve ark., 2001; Hancock ve ark., 1994; Rueffer ve ark., 2003; Strijk ve ark., 1985). Bu parametrenin doğru olarak hesaplanması tedavi sürecini ve sağ kalımı doğrudan etkilemektedir. Aynı şekilde karaciğer sirozunda da önem arz etmektedir. Liu ve ark. (2009)'nın yaptıkları çalışmada karaciğer hacminin dalak hacmine oranının ilerlemiş karaciğer fibrosisinin teşhisinde önemli bir parametre olabileceğini belirtmektedirler.

Literatüre bakıldığında Adam (2010)'ın Cavalieri Prensipli kullanarak dalak hacmini hesapladığı çalışmasında dalak hacmini 250 cm³ olarak bulduğu görülmektedir. Chow ve ark. (2016)'nın 1200 sağlıklı birey üzerinde, elipsoid formül kullanarak yapmış oldukları dalak hacim ölçümlerinde dalak hacim ortalamaları 166 cm³ olarak bulunmuştur. Stiff ve ark. (2009)'nın 309 kişi üzerinden elipsoid formül kullanarak yaptıkları çalışmalarında dalak hacim ortalamalarını 249 cm³ olarak buldukları görülmektedir. Tonelli ve ark. (2013)'nın Pulmoner Arteriyel Hipertansiyonlu

hastalardan alınan BT görüntüleri üzerinden elipsoide formül kullanarak hesapladıkları dalak hacimlerinin ortalaması 283 cm^3 olarak bulunmuştur.

Literatürde yer alan dalak hacimleri çalışmamızda elde edilen değerlere yakın değerlerdir. Çalışmamızda dalak hacminin genel ortalaması bilgisayar faresi kullanıldığında 211 cm^3 olarak, grafik tablet kullanıldığında ise 205 cm^3 olarak tespit edildi. Literatürde bulunan dalak hacim ölçümleri ile ilgilenen çalışmalarda hacim değerleri birbirine yakın değerlerde olduğu gibi, uzak değerlerde de olabilmektedir. Bunun muhtemel sebepleri örneklem sayılarının farklılıkları, çalışılan yaş aralıkları, etnik farklılıklar, kullanılan ölçüm metotlarının farklı olması ve genel olarak kullanılan yöntemlerin organları geometrik bir biçime indirgeyerek organ hacmini hesaplamayı hedefleyen elipsoid formül gibi yaklaşımları içermesi gelmektedir.

Geçmiş yıllarda yapılan birçok çalışma radyolojik kesitsel görüntüleme teknikleriyle dalak boyutunun belirlenmesine yönelik standartlar ortaya koymayı amaçlamıştır (Breiman ve ark., 1982; Geraghty ve ark., 2004; Harris ve ark., 2010; Heymsfield ve ark., 1979; Kaneko ve ark., 2002; Schlesinger ve ark., 1993). Bu çalışmaların çoğunluğu manuel ya da yarı otomatik tekniklerle dalağın sınırlarının belirlenmesi temeline, yani planimetrik ölçüm metotlarına dayanmaktadır. Bu metotların yanı sıra dalak hacmi özel olarak geliştirilmiş formüle dayanan yöntemlerle de hesaplanmaya çalışılmıştır. Bu çalışmalarda dalağa ait üç düzlem üzerinden alınan uzunluk değerleri (veya ek olarak bir katsayıyla) çarpılarak hızlı hesaplanabilen bir ölçüm amaçlanır. Schlesinger ve ark. (1993) ve Watanabe ve ark. (1997) yaptıkları çalışmalarda her üç düzlemden alınan uzunluk değerlerinin (uzunluk, kalınlık ve genişlik) çarpımının lojistik regresyon analizleri sonucu elde edilen bir formül kullanılarak elde edilen hacim hesaplama yöntemi geliştirmişlerdir.

Rueffer ve ark. (2003) yılın da yaptıkları çalışmada üç düzlemden alınan uzunluk değerlerini birbiriyle çarparak bir dalak indeksi elde etmişlerdir, bu indeksin lenfoma da dalak tutulumunu belirlenmesinde etkin bir yöntem olduğunu ortaya koymuşlardır.

Literatürde yer alan, daha kısa zaman alan bir başka yaklaşım ise dalağın büyüklüğünü tek bir düzlemden alınan uzunluk ölçümleriyle değerlendirmektir (Bezerra ve ark., 2005; Cools ve ark., 1983; Prassopoulos ve Cavouras, 1994). Cools ve ark. (1983) BT görüntüleri üzerinden yaptıkları çalışmada dalağın uzunluk ve kalınlık ölçümlerinin çarpımının dalak hacmiyle ileri derecede ilişkili olduğunu ortaya koymuşlardır. Bir başka

çalışma da ise Prassapoulos ve Cavouras (1994) dalak hacmi ile en çok ilişkili olan ölçüm değerinin dalak kalınlığı olduğu belirtilmiştir. Dalağa ait tek bir düzlem üzerinden alınan uzunluk verisinin dalak büyüklüğü ya da hacmi hakkında sağlıklı bir parametre olamayacağı açıktır.

Son yıllarda yapılan çalışmalar radyolojik görüntüleme teknikleri ile elde edilen MR ve BT gibi 3 boyutlu görüntüler üzerinde Cavalieri Prensibine temel alan organ hacim hesaplama yöntemi olduğunu ortaya koymaktadır (Bingol ve ark., 2016; Sagioglu ve ark., 2017; Sahin ve ark., 2003a; Sahin ve ark., 2003b; Say ve ark., 2018; Sezgin ve ark., 2013; Sonmez ve ark., 2010; Thrippleton ve ark., 2015). Cavalieri Prensibi kullanılarak yapılan ölçümlerde 3 boyutlu görüntüden alınan iki boyutlu kesitlerde ilgili organın izdüşümünün alanı belirlenir ve bu alan kesit kalınlığı ile çarpılarak hacim verisine ulaşılır (Roberts ve ark., 2000; Sahin ve Ergur, 2006).

Kesitler üzerinden alan hesaplaması yapmak için kullanılan yöntemlerden birisi olan planimetri, ilgili organın kesit üzerindeki sınırlarının çevrelenmesini ve çevrelemenin içinde kalan alanın özel yazılımlar ile hesaplanmasını içerir. Bu çevrelemenin hassasiyeti güvenilirliği kanıtlanmış olan bu yöntemin duyarlılığını etkileyen en önemli etkenlerden birisidir. Cavalieri Prensibi ile organ hacim hesaplamasının literatürde yer etmiş, güvenilirliği kanıtlanmış bir yöntem olduğu ve literatürde kullanılan diğer birçok yöntemden daha net sonuçlar ortaya koyabildiği açıktır (Acer ve ark., 2012; Araujo ve ark., 2014; Aydın ve ark., 2007; Bentzen, 1994; Bingol ve ark., 2016; Davis ve ark., 2015; Hwang ve ark., 2015; Isaka ve ark., 2014; Lai ve ark., 2015; Prodhomme ve ark., 2012; Sahin ve ark., 2003b; Say ve ark., 2018).

Cavalieri Prensibinin uygulaması sırasında, kesit üzerinden alınması gereken alan hesaplaması için uygulanan organ sınırlarının çevrelenmesi işleminin, daha hassas daha hızlı ve daha konforlu bir şekilde yapılmasını sağlayacağını düşündüğümüz yeni bir bilgisayar ara yüzünün (grafik tabletin) kullanılabilirliğini geleneksel olarak kullanılan bilgisayar faresi ile kıyasladığımız çalışmamızda, grafik tabletin tutarlılık, pratiklik ve ergonomi olarak bilgisayar faresinden daha avantajlı olduğu görülmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İnsan el anatomisinin bir getirisi olarak, kavrama yeteneği sağlayan başparmak (pollicis), biz insanların hassas bir şekilde alet kullanabilmesine izin verir. Kullanılan alet insan elinin kavramasına ne kadar uygun ve zarif ise o denli ince motor hareketlerin yapılmasına olanak sağlar. Dijital ekran ile uyumlu bir kalem ergonomik olarak insan anatomisine bilgisayar faresine kıyasla daha uygundur. Bu uyum uzun süreli kullanımlarda el bileğinde oluşabilecek ağrıların önüne geçerek hassasiyetin kaybolmasını önler.

İnsan beyni gözümlüğün ekran üzerinde işlem yapmak istediği noktaya elimizde bulunan kalemi otomatik olarak götürmektedir, bu refleks hareketler grafik tablet kullanımını fare kullanımından daha avantajlı ve kolay bir hale getirmektedir.

Grafik tabletler kullanıcının daha tutarlı daha hassas kontroller yapmasına olanak sağlamaktadır.

Bilgisayar faresinin uzun süreli kullanımında ortaya çıkabilen el ve bilek ağrıları grafik tablet kullanımında kullanıcıyı rahatsız etmemektedir.

Daha az efor ile daha hassas kontroller sağlayan grafik tabletler kullanıcıya zaman tasarrufu sağlamaktadır.

Sonuç olarak yapmış olduğumuz çalışma, grafik tabletlerin Cavalieri Prensibinin uygulanması sırasında bilgisayar faresi ile kıyaslandığında zaman, hassasiyet, tutarlılık ve konfor bakımından daha avantajlı bir cihaz olduğunu ortaya koymuştur.

KAYNAKLAR

- Acer N, Ilica A T, Turgut A T, Ozcelik O, Yildirim B, Turgut M. Comparison of three methods for the estimation of pineal gland volume using magnetic resonance imaging. *ScientificWorldJournal* 2012; 2012 123412.
- Adam G, Dalak hacminin cavalieri yöntemiyle saptanması ve formüle dayalı yöntemlerle kıyaslanması, İzmir Tepecik Eğitim Ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Laboratuvarı Uzmanlık Tezi, 2010; 22-23.
- Adeela Arooj J L, Yeoh J.Wui, Eko Supriyanto. Comparison of renal size among different ethnicities. *International Journal Of Biology And Biomedical Engineering* 2011; 5.
- Akbas S, Nahir M, Pirzirenli M E, Dundar C, Ceyhan M, Sarisoy G, Sahin B. Quantitative analysis of the amygdala, thalamus and hippocampus on magnetic resonance images in paediatric bipolar disorders and compared with the children of bipolar parents and healthy control. *Psychiatry Res Neuroimaging* 2017; 270 61-67.
- Akgun M, Kantarci M, Cayir K, Bayraktutan U, Doganay S, Araz O, Altunkaynak E, Bilici M, Unal B, Gorguner M. Stereological Evaluation of Tumor Regression Rates in Lung Cancer Using CT Via the Cavalieri Method. *Eurasian J Med* 2008; 40 (3): 109-114.
- Alpar R. Spor Bilimlerinde Uygulamalı İstatistik. 3. Baskı, Ankara, NOBEL Akademik Yayıncılık. 2006; 53-54.
- Araujo L M, Serigiolle L C, Gomes H M, Rodrigues D A, Lopes C M, Leme P L. Volume calculation of rats' organs and its application in the validation of the volume relation between the abdominal cavity and the hernial sac in incisional hernias with "loss of abdominal domain". *Arq Bras Cir Dig* 2014; 27 (3): 177-181.
- Arıncı K, Elhan A. *Anatomi*. 5, Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri. 2014; 311-312.
- Arya L S, Dinand V, Bakhshi S, Thavaraj V, Singh R, Dawar R. Significance of splenomegaly in childhood Hodgkin disease. *J Pediatr Hematol Oncol* 2004; 26 (12): 807-812.
- Aydin F, Senturk N, Sahin B, Bek Y, Yuksel E P, Turanli A Y. A practical method for the estimation of vitiligo surface area: a comparison between the point counting and digital planimetry techniques. *Eur J Dermatol* 2007; 17 (1): 30-32.
- Bentzen J K. Why don't we use a "Cavalieri"? *Eur J Cancer* 1994; 30A (3): 421-422.
- Bezerra A S, D'Ippolito G, Faintuch S, Szejnfeld J, Ahmed M. Determination of splenomegaly by CT: is there a place for a single measurement? *AJR Am J Roentgenol* 2005; 184 (5): 1510-1513.

- Bin Zahid A, Mikheev A, Srivatsa N, Babb J, Samadani U, Rusinek H. Accelerated Brain Atrophy on Serial Computed Tomography: Potential Marker of the Progression of Alzheimer Disease. *J Comput Assist Tomogr* 2016; 40 (5): 827-832.
- Bingol F, Yoruk O, Bingol B O, Erdemci B, Ozkan O, Mazlumoglu M R. Estimation of the efficacy of chemo-radiotherapy on tumor regression in the patients with laryngeal cancer via computerized tomography using the Cavalieri method. *Acta Otolaryngol* 2016; 136 (2): 164-167.
- Breiman R S, Beck J W, Korobkin M, Glennly R, Akwari O E, Heaston D K, Moore A V, Ram P C. Volume determinations using computed tomography. *AJR Am J Roentgenol* 1982; 138 (2): 329-333.
- Brown D L. Bias in image analysis and its solution: unbiased stereology. *J Toxicol Pathol* 2017; 30 (3): 183-191.
- Buchholz N P, Abbas F, Biyabani S R, Afzal M, Javed Q, Rizvi I, Talati J. Ultrasonographic renal size in individuals without known renal disease. *J Pak Med Assoc* 2000; 50 (1): 12-16.
- Burke M, Zangenehpour S, Mouton P R, Ptito M. Knowing what counts: unbiased stereology in the non-human primate brain. *J Vis Exp* 2009; (27): 1262.
- Camlidag I, Kocabicak E, Sahin B, Jahanshahi A, Incesu L, Aygun D, Yildiz O, Temel Y, Belet U. Volumetric analysis of the subthalamic and red nuclei based on magnetic resonance imaging in patients with Parkinson's disease. *Int J Neurosci* 2014; 124 (4): 291-295.
- Cheong B, Muthupillai R, Rubin M F, Flamm S D. Normal values for renal length and volume as measured by magnetic resonance imaging. *Clin J Am Soc Nephrol* 2007; 2 (1): 38-45.
- Chow K U, Luxembourg B, Seifried E, Bonig H. Spleen Size Is Significantly Influenced by Body Height and Sex: Establishment of Normal Values for Spleen Size at US with a Cohort of 1200 Healthy Individuals. *Radiology* 2016; 279 (1): 306-313.
- Cools L, Osteaux M, Divano L, Jeanmart L. Prediction of splenic volume by a simple CT measurement: a statistical study. *J Comput Assist Tomogr* 1983; 7 (3): 426-430.
- Cruz-Orive L M, Weibel E R. Recent stereological methods for cell biology: a brief survey. *Am J Physiol* 1990; 258 (4 Pt 1): 148-156.
- D'Andrea G, Frati A, Pietrantonio A, Familiari P, Raco A, Ferrante L. Surgery of brain aneurysm in a BrainSuite((R)) theater: A review of 105 cases. *Clin Neurol Neurosurg* 2015; 34-39.

- Daskalogiannaki M, Prassopoulos P, Katrinakis G, Tritou I, Eliopoulos G, Gourtsoyiannis N. Splenic involvement in lymphomas. Evaluation on serial CT examinations. *Acta Radiol* 2001; 42 (3): 326-332.
- Davis M L, Stitzel J D, Gayzik F S. Thoracoabdominal organ volumes for small women. *Traffic Inj Prev* 2015; 16 (6): 611-617.
- De Amorim Paiva C C, de Mello Junior C F, Guimaraes Filho H A, de Brito Gomes C A, Silva Junior L R, Junior G M, Paiva C S. Reproducibility of renal volume measurement in adults using 3-dimensional sonography. *J Ultrasound Med* 2014; 33 (3): 431-435.
- Dias J, Malheiro J, Almeida M, Dias L, Silva-Ramos M, Martins L S, Xambre L, Castro-Henriques A. CT-based renal volume and graft function after living-donor kidney transplantation: Is there a volume threshold to avoid? *Int Urol Nephrol* 2015; 47 (5): 851-859.
- El-Reshaid W, Abdul-Fattah H. Sonographic assessment of renal size in healthy adults. *Med Princ Pract* 2014; 23 (5): 432-436.
- Ellis H, Logan B M, Dixon A K. *Human Sectional Anatomy: Pocket Atlas of Body Sections, CT and MRI Images, Third Edition*. CRC Press. 2007; xii, 12-27.
- Elstein D, Tiomkin M, Hadas-Halpern I, Zimran A. Organ volume by computed tomography correlates with longitudinal axis on ultrasound in patients with Gaucher disease. *Ultrasound Q* 2011; 27 (4): 225-228.
- Emamian S A, Nielsen M B, Pedersen J F, Ytte L. Kidney dimensions at sonography: correlation with age, sex, and habitus in 665 adult volunteers. *AJR Am J Roentgenol* 1993; 160 (1): 83-86.
- Encyclopedia Britannica. Bonaventura Francesco Cavalieri.
<https://www.britannica.com/biography/Bonaventura-Cavalieri> Erişim tarihi: 10.12.2018
- Ertekin T, Acer N, Turgut A T, Aycan K, Ozcelik O, Turgut M. Comparison of three methods for the estimation of the pituitary gland volume using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Pituitary* 2011; 14 (1): 31-38.
- Gajamange S, Raffelt D, Dhollander T, Lui E, van der Walt A, Kilpatrick T, Fielding J, Connelly A, Kolbe S. Fibre-specific white matter changes in multiple sclerosis patients with optic neuritis. *Neuroimage Clin* 2018; 17 60-68.
- Genç Y, Sertkaya D, Demirtaş S. Klinik araştırmalarda iki ölçüm tekniğinin uyumunu incelemede kullanılan istatistiksel yöntemler. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası* 2003; 56 (1): 6.

- Geraghty E M, Boone J M, McGahan J P, Jain K. Normal organ volume assessment from abdominal CT. *Abdom Imaging* 2004; 29 (4): 482-490.
- Goldman J G, Bledsoe I O, Merkitich D, Dinh V, Bernard B, Stebbins G T. Corpus callosal atrophy and associations with cognitive impairment in Parkinson disease. *Neurology* 2017; 88 (13): 1265-1272.
- Gundersen H J, Jensen E B. The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. *J Microsc* 1987; 147 (Pt 3): 229-263.
- Gülpınar B, Normal bireylerde vücut parametreleri ile böbrek volümü arasındaki ilişki, Ankara Üniversitesi, Radyodiagnostik Tıpta Uzmanlık Tezi, 2009.
- Hancock S L, Scidmore N S, Hopkins K L, Cox R S, Bergin C J. Computed tomography assessment of splenic size as a predictor of splenic weight and disease involvement in laparotomy staged Hodgkin's disease. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994; 28 (1): 93-99.
- Harris A, Kamishima T, Hao H Y, Kato F, Omatsu T, Onodera Y, Terae S, Shirato H. Splenic volume measurements on computed tomography utilizing automatically contouring software and its relationship with age, gender, and anthropometric parameters. *Eur J Radiol* 2010; 75 (1): 97-101.
- Hayran M, Hayran M. Sağlık Araştırmaları için Temel İstatistik. 1, Ankara, 2011; 53-54.
- Heymsfield S B, Fulenwider T, Nordlinger B, Barlow R, Sones P, Kutner M. Accurate measurement of liver, kidney, and spleen volume and mass by computerized axial tomography. *Ann Intern Med* 1979; 90 (2): 185-187.
- The Horos Project, <https://horosproject.org/about/>, 2018, Erişim tarihi: 10.06.2018
- Hwang S, Lee Y J, Kim K H, Ahn C S, Moon D B, Ha T Y, Song G W, Jung D H, Lee S G. The Impact of Tumor Size on Long-Term Survival Outcomes After Resection of Solitary Hepatocellular Carcinoma: Single-Institution Experience with 2558 Patients. *J Gastrointest Surg* 2015; 19 (7): 1281-1290.
- Isaka T, Yokose T, Ito H, Imamura N, Watanabe M, Imai K, Nishii T, Woo T, Yamada K, Nakayama H, Masuda M. Comparison between CT tumor size and pathological tumor size in frozen section examinations of lung adenocarcinoma. *Lung Cancer* 2014; 85 (1): 40-46.
- Jones T B, Riddick L R, Harpen M D, Dubuisson R L, Samuels D. Ultrasonographic determination of renal mass and renal volume. *J Ultrasound Med* 1983; 2 (4): 151-154.

- Kamiya S, Iwano S, Umakoshi H, Ito R, Shimamoto H, Nakamura S, Naganawa S. Computer-aided Volumetry of Part-Solid Lung Cancers by Using CT: Solid Component Size Predicts Prognosis. *Radiology* 2018; 287 (3): 1030-1040.
- Kaneko J, Sugawara Y, Matsui Y, Ohkubo T, Makuuchi M. Normal splenic volume in adults by computed tomography. *Hepatogastroenterology* 2002; 49 (48): 1726-1727.
- Kasirga Z, Sağlıklı böbreklerde korteks, medulla, sinus hacimleri ve böbrek boyutları ile vücut kompozisyonu arasındaki ilişkinin tespiti., Namık Kemal Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, 2015; 28-31.
- Kotani K, Horii K. An analysis of muscular load and performance in using a pen-tablet system. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2003; 22 (2): 89-95.
- Kuchtova B, Wurst Z, Mrzilkova J, Ibrahim I, Tintera J, Bartos A, Musil V, Kieslich K, Zach P. Compensatory Shift of Subcallosal Area and Paraterminal Gyrus White Matter Parameters on DTI in Patients with Alzheimer Disease. *Curr Alzheimer Res* 2018; 15 (6): 590-599.
- Kunzel B, Small W, Goodman M, Pattaras J, Master V, Ogan K. Computed tomography based renal parenchyma volume measurements prior to renal tumor surgery are predictive of postoperative renal function. *Can J Urol* 2013; 20 (2): 6714-6720.
- Lai H W, Chen D R, Wu Y C, Chen C J, Lee C W, Kuo S J, Chen S T, Wu H K. Comparison of the Diagnostic Accuracy of Magnetic Resonance Imaging with Sonography in the Prediction of Breast Cancer Tumor Size: A Concordance Analysis with Histopathologically Determined Tumor Size. *Ann Surg Oncol* 2015; 22 (12): 3816-3823.
- Lee J Y, Kim J S, Jang W, Park J, Oh E, Youn J, Park S, Cho J W. Association between White Matter Lesions and Non-Motor Symptoms in Parkinson Disease. *Neurodegener Dis* 2018; 18 (2-3): 127-132.
- Liu P, Li P, He W, Zhao L Q. Liver and spleen volume variations in patients with hepatic fibrosis. *World J Gastroenterol* 2009; 15 (26): 3298-3302.
- Lu Y T, Chang W N, Chang C C, Lu C H, Chen N C, Huang C W, Lin W C, Chang Y T. Insula Volume and Salience Network Are Associated with Memory Decline in Parkinson Disease: Complementary Analyses of Voxel-Based Morphometry versus Volume of Interest. *Parkinsons Dis* 2016; 2016 8.
- Makusidi M A, Chijioke A, Braimoh K T, Aderibigbe A, Olanrewaju T O, Liman H M. Usefulness of renal length and volume by ultrasound in determining severity of chronic kidney disease. *Saudi J Kidney Dis Transpl* 2014; 25 (5): 1117-1121.

- Marrone D F, LeBoutillier J C, Petit T L. Complementary techniques for unbiased stereology of brain ultrastructure. *J Electron Microsc (Tokyo)* 2003; 52 (4): 425-428.
- Matsuoka T, Imai A, Fujimoto H, Kato Y, Shibata K, Nakamura K, Yokota H, Yamada K, Narumoto J. Reduced Pineal Volume in Alzheimer Disease: A Retrospective Cross-sectional MR Imaging Study. *Radiology* 2018; 286 (1): 239-248.
- Mettler F A. *Radyolojinin Esasları. İstanbul, İstanbul Tıp Kitapevleri.* 2008; 5-7.
- Multi-Institutional Target Delineation in Oncology G. Human-computer interaction in radiotherapy target volume delineation: a prospective, multi-institutional comparison of user input devices. *J Digit Imaging* 2011; 24 (5): 794-803.
- Myers P S, McNeely M E, Koller J M, Earhart G M, Campbell M C. Cerebellar Volume and Executive Function in Parkinson Disease with and without Freezing of Gait. *J Parkinsons Dis* 2017; 7 (1): 149-157.
- Neri E, Guidi E, Pancrazi F, Castagna M, Castelluccio E, Balestri R, Buccianti P, Masi L, Falcone A, Manfredi B, Faggioni L, Bartolozzi C. MRI tumor volume reduction rate vs tumor regression grade in the pre-operative re-staging of locally advanced rectal cancer after chemo-radiotherapy. *Eur J Radiol* 2015; 84 (12): 2438-2443.
- Nielsen B S, Lund L R, Christensen I J, Johnsen M, Usher P A, Wulf-Andersen L, Frandsen T L, Dano K, Gundersen H J. A precise and efficient stereological method for determining murine lung metastasis volumes. *Am J Pathol* 2001; 158 (6): 1997-2003.
- Okur A, Serin H I, Zengin K, Erkoç M F, Tanık S, Yıldırım U, Karaçavuş S, Akyol L. Relationship between kidney volume and body indexes in the Turkish population determined using ultrasonography. *International braz j urol* 2014; 40: 816-822.
- OpenMind. Johannes Kepler.
<https://www.bbvaopenmind.com/en/the-mathematical-revolution-that-was-bred-on-a-sheep-farm/> Erişim tarihi: 10.12.2018
- Opfer R, Ostwaldt A C, Sormani M P, Gocke C, Walker-Egger C, Manogaran P, De Stefano N, Schippling S. Estimates of age-dependent cutoffs for pathological brain volume loss using SIENA/FSL-a longitudinal brain volumetry study in healthy adults. *Neurobiol Aging* 2018a; 65: 1-6.
- Opfer R, Ostwaldt A C, Walker-Egger C, Manogaran P, Sormani M P, De Stefano N, Schippling S. Within-patient fluctuation of brain volume estimates from short-term repeated MRI measurements using SIENA/FSL. *J Neurol* 2018b; 265 (5): 1158-1165.

- Owens-Walton C, Jakabek D, Li X, Wilkes F A, Walterfang M, Velakoulis D, van Westen D, Looi J C L, Hansson O. Striatal changes in Parkinson disease: An investigation of morphology, functional connectivity and their relationship to clinical symptoms. *Psychiatry Res Neuroimaging* 2018; 275 5-13.
- Ozan H. Premium Ozan Anatomi. 3. Baskı, Ankara, Klinisyen Tıp Kitabevleri. 2014; 409, 424-425.
- Patel K S, Kazam J, Tsiouris A J, Anand V K, Schwartz T H. Utility of early postoperative high-resolution volumetric magnetic resonance imaging after transsphenoidal pituitary tumor surgery. *World Neurosurg* 2014; 82 (5): 777-780.
- Poggio E D, Hila S, Stephany B, Fatica R, Krishnamurthi V, del Bosque C, Goldfarb D, Herts B, Dennis V W, Heeger P S, Braun W. Donor kidney volume and outcomes following live donor kidney transplantation. *Am J Transplant* 2006; 6 (3): 616-624.
- Prassopoulos P, Cavouras D. CT assessment of normal splenic size in children. *Acta Radiol* 1994; 35 (2): 152-154.
- Prodhomme O, Seguret F, Martrille L, Pidoux O, Cambonie G, Couture A, Rouleau C. Organ volume measurements: comparison between MRI and autopsy findings in infants following sudden unexpected death. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2012; 97 (6): 434-438.
- Ramakrishna R, Hsu W C, Mao J, Sedrakyan A. Surgeon Annual and Cumulative Volumes Predict Early Postoperative Outcomes After Brain Tumor Resection. *World Neurosurg* 2018; 114.
- Rasband W S, ImageJ, <https://imagej.nih.gov/ij/>, 2016, Erişim tarihi: 10.06.2018
- Raza M, Hameed A, Khan M I. Ultrasonographic assessment of renal size and its correlation with body mass index in adults without known renal disease. *J Ayub Med Coll Abbottabad* 2011; 23 (3): 64-68.
- Risacher S L, Anderson W H, Charil A, Castelluccio P F, Shcherbinin S, Saykin A J, Schwarz A J, Alzheimer's Disease Neuroimaging I. Alzheimer disease brain atrophy subtypes are associated with cognition and rate of decline. *Neurology* 2017; 89 (21): 2176-2186.
- Roberts N, Puddephat M J, McNulty V. The benefit of stereology for quantitative radiology. *Br J Radiol* 2000; 73 (871): 679-697.
- Rueffer U, Sieber M, Stemberg M, Gossmann A, Josting A, Koch T, Grotenhermen F, Diehl V, German Hodgkin's Lymphoma Study G. Spleen involvement in Hodgkin's lymphoma: assessment and risk profile. *Ann Hematol* 2003; 82 (7): 390-396.

- Sagirolu A, Acer N, Okuducu H, Ertekin T, Erkan M, Durmaz E, Aydin M, Yilmaz S, Zararsiz G. Palatine tonsil volume estimation using different methods after tonsillectomy. *Anat Sci Int* 2017; 92 (4): 500-508.
- Sahin B, Alper T, Kokcu A, Malatyalioglu E, Kosif R. Estimation of the amniotic fluid volume using the Cavalieri method on ultrasound images. *Int J Gynaecol Obstet* 2003a; 82 (1): 25-30.
- Sahin B, Emirzeoglu M, Uzun A, Incesu L, Bek Y, Bilgic S, Kaplan S. Unbiased estimation of the liver volume by the Cavalieri principle using magnetic resonance images. *Eur J Radiol* 2003b; 47 (2): 164-170.
- Sahin B, Ergur H. Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: a stereological gold standard study. *Eur J Radiol* 2006; 57 (1): 96-101.
- Sahin S, Okluoglu Onal T, Cinar N, Bozdemir M, Cubuk R, Karsidag S. Distinguishing Depressive Pseudodementia from Alzheimer Disease: A Comparative Study of Hippocampal Volumetry and Cognitive Tests. *Dement Geriatr Cogn Dis Extra* 2017; 7 (2): 230-239.
- Salcedo Hernandez R A, Lino-Silva L S, de Leon D C, Herrera-Gomez A, Martinez-Said H, Meneses-Garcia A. Importance of tumor size in soft tissue sarcomas: a proposal for a nomogram based on a score system to staging soft tissue sarcomas in the postoperative setting. *Med Oncol* 2014; 31 (3): 873.
- Salinas P, Miglino M A, Del Sol M. Histomorphometrics and quantitative unbiased stereology in canine uteri treated with medroxyprogesterone acetate. *Theriogenology* 2017; 95 105-112.
- Sampaio F J, Mandarim-de-Lacerda C A. [Morphometry of the kidney. Applied study in urology and imaging]. *J Urol (Paris)* 1989; 95 (2): 77-80.
- Sancak B, Cumhuri M. Fonksiyonel Anatomi Baş Boyun ve İç Organlar. 10, Ankara, ODTÜ Yayıncılık. 2016; 261-262.
- Saraçlı S, Çelik H E. Metot karşılaştırma çalışmalarında Bland-Altman ve tip II regresyon analizinin karşılaştırılması. *Düzce Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 2012; 2 (1): 11-14.
- Say F, Golpınar M, Kilinc C Y, Sahin B. The estimation of bone cyst volume using the Cavalieri principle on computed tomography images. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2018; 26 (2): 1-6.
- Schlesinger A E, Edgar K A, Boxer L A. Volume of the spleen in children as measured on CT scans: normal standards as a function of body weight. *AJR Am J Roentgenol* 1993; 160 (5): 1107-1109.

- Schneider C B, Donix M, Linse K, Werner A, Fauser M, Klingelhoefler L, Lohle M, von Kummer R, Reichmann H, consortium L, Storch A. Accelerated Age-Dependent Hippocampal Volume Loss in Parkinson Disease With Mild Cognitive Impairment. *Am J Alzheimers Dis Other Demen* 2017; 32 (6): 313-319.
- Schoemaker D, Buss C, Head K, Sandman C A, Davis E P, Chakravarty M M, Gauthier S, Pruessner J C. Corrigendum to "Hippocampus and amygdala volumes from magnetic resonance images in children: Assessing accuracy of FreeSurfer and FSL against manual segmentation"[*NeuroImage* 129 (2016) 1-14]. *Neuroimage* 2018; 173 1-2.
- Schwyzler L, Starke R M, Jane J A, Jr., Oldfield E H. Percent reduction of growth hormone levels correlates closely with percent resected tumor volume in acromegaly. *J Neurosurg* 2015; 122 (4): 798-802.
- Sezgin O S, Kayipmaz S, Sahin B. The effect of slice thickness on the assessment of bone defect volumes by the Cavalieri principle using cone beam computed tomography. *J Digit Imaging* 2013; 26 (1): 115-118.
- Shin H S, Chung B H, Lee S E, Kim W J, Ha H I, Yang C W. Measurement of kidney volume with multi-detector computed tomography scanning in young Korean. *Yonsei Med J* 2009; 50 (2): 262-265.
- Skjoth-Rasmussen J, Jespersen B, Brennum J. The use of Brainsuite iCT for frame-based stereotactic procedures. *Acta Neurochir (Wien)* 2015; 157 (8): 1437-1440.
- Sonmez O F, Odaci E, Bas O, Colakoglu S, Sahin B, Bilgic S, Kaplan S. A stereological study of MRI and the Cavalieri principle combined for diagnosis and monitoring of brain tumor volume. *J Clin Neurosci* 2010; 17 (12): 1499-1502.
- Spielmann A L, DeLong D M, Kliwer M A. Sonographic evaluation of spleen size in tall healthy athletes. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 184 (1): 45-49.
- Standring S. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. Elsevier Limited. 2016; 1225, 1228 -1230.
- Stiff P J, Bensinger W, Abidi M H, Gingrich R, Artz A S, Nademanee A, Hansen K S, Sobczak C, Cutler C, Bolwell B, Shore T B, Lazarus H M, Yeager A M, Lovelace W, Guo M, Dreiling L. Clinical and ultrasonic evaluation of spleen size during peripheral blood progenitor cell mobilization by filgrastim: results of an open-label trial in normal donors. *Biol Blood Marrow Transplant* 2009; 15 (7): 827-834.
- Strijk S P, Wagener D J, Bogman M J, de Pauw B E, Wobbes T. The spleen in Hodgkin disease: diagnostic value of CT. *Radiology* 1985; 154 (3): 753-757.

- Thrippleton M J, Munro K I, McKillop G, Newby D E, Marshall I, Roberts N, Critchley H O. Unbiased and efficient estimation of the volume of the fibroid uterus using the Cavalieri method and magnetic resonance imaging. *Reprod Sci* 2015; 22 (1): 15-22.
- Titova N, Chaudhuri K R. Non-motor Parkinson disease: new concepts and personalised management. *Med J Aust* 2018; 208 (9): 404-409.
- Tonelli A R, Yadav R, Gupta A, Arrossi A V, Heresi G A, Dweik R A. Spleen size in idiopathic and heritable pulmonary arterial hypertension. *Respiration* 2013; 85 (5): 391-399.
- Valcarcel A M, Linn K A, Vandekar S N, Satterthwaite T D, Muschelli J, Calabresi P A, Pham D L, Martin M L, Shinohara R T. MIMoSA: An Automated Method for Intermodal Segmentation Analysis of Multiple Sclerosis Brain Lesions. *J Neuroimaging* 2018; 389-398.
- Valsasina P, Aboulwafa M, Preziosa P, Messina R, Falini A, Comi G, Filippi M, Rocca M A. Cervical Cord T1-weighted Hypointense Lesions at MR Imaging in Multiple Sclerosis: Relationship to Cord Atrophy and Disability. *Radiology* 2018; 234-244.
- Watanabe Y, Todani T, Noda T, Yamamoto S. Standard splenic volume in children and young adults measured from CT images. *Surg Today* 1997; 27 (8): 726-728.
- Yetter E M, Acosta K B, Olson M C, Blundell K. Estimating splenic volume: sonographic measurements correlated with helical CT determination. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181 (6): 1615-1620.
- Yoruk O, Dane S, Ucuncu H, Aktan B, Can I. Stereological evaluation of laryngeal cancers using computed tomography via the Cavalieri method: correlation between tumor volume and number of neck lymph node metastases. *J Craniofac Surg* 2009; 20 (5): 1504-1507.

EKLER

EK 1: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırma Etik Kurul Onayı



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/673

13.01.2017

Sayın Prof. Dr. Bünyamin ŞAHİN

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Cavalieri Prensibi ile izole organ hacimlerinin planimetri ve grafik tablet kullanarak hesaplanmasının etkinliğinin karşılaştırılması** başlıklı OMÜ KAİK 2017/21 Karar nolu Radyoloji çalışması nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları açısından Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre incelenmiş ve etik açıdan bir sakınca olmadığına, çalışmanın süresi 6 ayı geçerse 6 aylık bildirimlerinin yapılmasına, çalışma tamamlandıktan sonra sonucunun tarafımıza en geç üç(3) ay içerisinde bildirilmesine 12.01.2017 tarihli Etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.

Prof.Dr.Dursun AYGÜN
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Mert Nahir

Doğum Yeri: Çarşamba/ SAMSUN

Doğum Tarihi: 01.12.1990

Medeni Hali: Bekâr

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu: Yüksek Lisans ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ - TIP FAKÜLTESİ ANATOMİ ABD / 2014

Çalıştığı Kurum: ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ-TIP FAKÜLTESİ ANATOMİ ABD / 2014-(Halen)

E-posta: mert.nahir@gmail.com