



T.C.  
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DALAK HACMİNİN STEREOLOJİK YÖNTEMLERLE  
HESAPLANMASI**

Ufuk AKKURT  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANATOMİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Doç. Dr. Serdar ÇOLAKOĞLU

Düzce 2019



T.C.  
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DALAK HACMİNİN STEREOLOJİK YÖNTEMLERLE  
HESAPLANMASI**

Ufuk AKKURT  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANATOMİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Doç. Dr. Serdar ÇOLAKOĞLU

Düzce 2019

Form:6

### KABUL VE ONAY

Anatomi Anabilim Dalı Yüksek Lisans Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan  
"Dalak Hacminin Stereolojik Yöntemlerle Hesaplanması"  
adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 09/04/2019

### TEZ SINAV JÜRİSİ

  
Doç. Dr. Sertan ÇOLAKOĞLU  
Düzce Üniversitesi  
Başkan

  
Prof. Dr. Safnaz ATAĞLU  
Düzce Üniversitesi  
Üye

  
Dr. Öğr. Üyesi Murat GÖLPINAR  
Hitit Üniversitesi  
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 12/04/2019 tarih ve 2019/137 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

  
Prof. Dr. Adnan ÖZÇETİN  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Ufuk AKKURT



## TEŞEKKÜR

Öncelikle eğitimimin her aşamasında benden bilgi ve tecrübelerini eksik etmeyen tez danışman hocam sayın Doç. Dr. Serdar ÇOLAKOĞLU'na sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tez sürecindeki katkılarından dolayı Biyoistatistik AD öğretim üyesi Doç. Dr. Şengül CANGÜR'e, Radyoloji AD öğretim üyesi Prof. Dr. Ömer ÖNBAŞ'a, Anatomi AD araştırma görevlisi Hilal GÖREN'e, Cerrahi Hemşireliği AD öğretim elemanı Araş. Gör. Dr. Atiye ERBAŞ'a, yüksek lisans öğrencisi Zahide TÜRK'e, radyoloji teknikerleri Amil TÜFEKÇİ, Murat BULUT, Öner EROĞLU ve Cem ALPAY'a teşekkür ederim.

Ayrıca hesaplamalara katkısı bulunan Merve GÜLER, Metin ARSLAN, İsmail AŞATIR, Emrah ÇALIŞKAN, Hasan DİNCEL, Ömer Fahri ÖZDEMİR ve Murat YAZKAN'a teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	3
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	iv
TABLOLAR LİSTESİ.....	v
RESİMLER LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ .....</b>	<b>5</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>7</b>
2.1. Dalak Anatomisi.....	7
2.2. Dalağın Gelişimi .....	12
2.3. Dalak Histolojisi.....	13
2.4. Dalağın Fonksiyonu .....	14
2.5. Dalak Patolojileri .....	14
2.5.1. Splenomegali .....	14
2.6. Manyetik Rezonans.....	15
2.7. Bilgisayarlı Tomografi .....	17
2.6. Stereolojik Metodlar.....	18
2.7. Stereolojik Metodların Özellikleri .....	19
2.7.1. Tarafsızlık.....	19
2.7.2. Etkinlik .....	19
2.7.3. Sistemik Rastgele Örnekleme (SRÖ) .....	20
2.8. Cavalieri Prensibi .....	20
2.8.1. Hesaplama kesit yönünün etkisi .....	23
2.8.2. Fazla yansıma (overprojection) ve az yansıma (underprojection) etkisi.....	24

2.8.3. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleri üzerinden hacim hesaplanması.....	25
2.8.4. Hata katsayısının hesaplanması .....	26
2.8.5. Örnek Hacim ve Hata Katsayısı Hasaplamaı .....	29
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>32</b>
3.1. Planimetri yöntemi ile hacim hesaplama .....	32
3.1.1. Image J programı ile hacim hesaplama .....	32
3.1.2. Hipax programı ile hacim hesaplama .....	35
3.2. MR ve BT Görüntüleri Üzerinden Cavalier Prensibi ile Hacim Hesaplama .....	38
3.3. Paralel Dilimle Bıçağı ile Dilimlenen Dalağın Cavalieri Prensibi ile Hacminin Hesaplanması .....	42
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>47</b>
4.1. MR Görüntüleri Üzerinden Yapılan Hesaplamaların Sonuçları .....	47
4.2. BT Görüntüleri Üzerinden Yapılan Hesaplamaların Sonuçları .....	60
4.3. MR ve BT Görüntüleri Üzerinde Aynı Değişkenlerde Yapılan Hesaplama Sonuçları .....	62
4.4. Fiziksel Olarak Dilimlenmiş Dalak Kesitleri Üzerinde Yapılan Hesaplama Sonuçları .....	64
4.5. MR ve Fiziksel Kesitlerde Aynı Değişkenlerde Yapılan Hesaplamaların Sonuçları .....	66
4.6. Planimetri Yöntemi Kullanılarak Yapılan Hesaplama Sonuçları .....	69
4.7. Beş Farklı Yöntemle Elde Edilen Sonuçların Grafikte Gösterilmesi.....	70
<b>5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....</b>	<b>73</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>79</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

A:	Arteria
Aa:	Arteriae
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
CE:	Coefficient of Error
DICOM:	Digital Imaging and Communications in Medicine
HK:	Hata Katsayısı
Lig:	Ligamentum
MDCT:	Multidedektor Computed Tomography
MR:	Manyetik Rezonans
N:	Nervus
NAÖC:	Noktalı Alan Ölçüm Cetveli
SRÖ:	Sistemik Rastgele Örneklem
V:	Vena
Vv:	Venae



## TABLULAR LİSTESİ

<b>Tablo 1.</b> A, B ve C terimlerinin ifadesi (örnektir).....	28
<b>Tablo 2.</b> MR görüntülerinde (SL/SU=0,795) 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm NAÖC sıklığında yapılan örnek hesaplama tablosu. ....	29



## RESİMLER LİSTESİ

<b>Resim 2.</b> Bir MR görüntüleme cihazı.....	16
<b>Resim 3.</b> Bir BT görüntüleme cihazı.....	18
<b>Resim 4.</b> Parafine gömülü olan dalağın, kesim hatlarının belirlenmesi.....	43
<b>Resim 5.</b> Eşit aralıklı dilimlenmiş dalağın görüntüsü.....	44
<b>Resim 6.</b> 5 mm kalınlığında dilimlenen dalağın, aynı yöne bakan yüzleri.....	45
<b>Resim 7.</b> Sıklığı 20 mm olan NAÖC ile hesaplama.....	46
<b>Resim 8.</b> Çalışmada kullanılan dalağın görünümü.....	47



## ŞEKİLLER LİSTESİ

<b>Şekil 1.</b> Dalağın projeksiyonu (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası 7. baskıdan değiştirilerek alınmıştır).....	7
<b>Şekil 2.</b> Facies diaphragmatica (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası 7. baskıdan değiştirilerek kullanılmıştır).....	8
<b>Şekil 3.</b> Facies visceralis ve hilum (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası 7. baskıdan değiştirilerek kullanılmıştır) .....	9
<b>Şekil 4.</b> Dalağın ligamentleri .....	10
<b>Şekil 5.</b> A. splenica ve seyri (Kliniğe Yönelik Anatomi 4. baskıdan değiştirilerek alınmıştır).....	11
<b>Şekil 6.</b> V. splenica ve seyri (Kliniğe Yönelik Anatomi 4. baskıdan değiştirilerek alınmıştır).....	12
<b>Şekil 7.</b> Dalağın embriyolojik gelişimini gösteren şematik görünüm .....	13
<b>Şekil 8.</b> Dalağın kesit görüntüsü (Temel Histoloji 2006'dan değiştirilerek alınmıştır)..	14
<b>Şekil 9.</b> BT Splenomegali görüntüsü.....	15
<b>Şekil 10.</b> BT görüntüleme tekniği şematize edilmiştir. ....	17
<b>Şekil 11.</b> Tekrarlayan ölçümler sonrasında, taraflı olan X ölçümünün sistematik sapma göstermesi ve Y ölçümünün gerçek değere yaklaşması .....	19
<b>Şekil 12.</b> Üç boyutlu düzensiz yapıdaki nesnelerin hacimlerinin ölçümü.....	20
<b>Şekil 13.</b> Noktalı alan ölçüm cetveli ve bir noktanın temsil ettiği alan.....	21
<b>Şekil 14.</b> Nokta sayımı için kullanılan köşenin gösterilmesi.....	22
<b>Şekil 15.</b> Belirlenen hata katsayısı dahilinde, incelenen nesnenin kenar karmaşıklığı seçilerek en etkin nokta sayısının belirlendiği nomogram.....	23
<b>Şekil 16.</b> Cavalieri prensibi ile hacim hesaplaması yapılırken kesitlerin hep aynı yöne bakan yüzlerinin kullanılmasının önemi.....	24
<b>Şekil 17.</b> Fazla yansıma (overprojection) ve az yansıma etkisi (underprojection) .....	25
<b>Şekil 18.</b> Büyütme-küçültme oranı kalibrasyonunun gösterilmesi.....	33

<b>Şekil 19.</b> Kesit kalınlığının girilmesi.....	34
<b>Şekil 20.</b> ROI Manager tablosu ve Measure seçeneğinin gösterilmesi. ....	35
<b>Şekil 21.</b> Program üzerinden alan ölçüm seçeneğinin gösterilmesi. ....	36
<b>Şekil 22.</b> Hipax Patient CD Wiewer V2.4.6 programı ile kenar seçimi ve alan hesaplama. .....	37
<b>Şekil 23.</b> Hacim hesaplama tablosu.....	38
<b>Şekil 24.</b> NAÖC cetveli ile nokta sayımı. ....	39
<b>Şekil 25.</b> Sayımların kaydedilmesi için kullanılan form. ....	40
<b>Şekil 26.</b> Skalanın temsil ettiği uzunluğun (SU) cetvel ile ölçülmesi (SL).....	41
<b>Şekil 27.</b> Microsoft Office Excel hesaplama tablosu. ....	42
<b>Şekil 28.</b> MR görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamalar. ....	48
<b>Şekil 29.</b> MR görüntülerinde, koronal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacimler .....	48
<b>Şekil 30.</b> MR görüntülerinde, sagittal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacimler .....	49
<b>Şekil 31.</b> MR görüntülerinde, aksiyal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacimler .....	49
<b>Şekil 32.</b> Farklı kesit kalınlıklarında elde edilen ortalama hacim değerleri. ....	50
<b>Şekil 33.</b> MR görüntülerinde, koronal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hata katsayıları.....	51
<b>Şekil 34.</b> MR görüntülerinde, sagittal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hata katsayıları.....	51

<b>Şekil 35.</b> MR görüntülerinde, aksiyal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hata katsayıları.....	52
<b>Şekil 36.</b> MR görüntüleri üzerinde 1mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında, koronal düzlemde yapılan hacim hesaplamasının süresi. ....	53
<b>Şekil 37.</b> MR görüntüleri üzerinde 1mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında, sagittal düzlemde yapılan hacim hesaplamasının süresi. ....	53
<b>Şekil 38.</b> MR görüntüleri üzerinde 1mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında, aksiyal düzlemde yapılan hacim hesaplamasının süresi. ....	54
<b>Şekil 39.</b> Koronal düzlemde, farklı kalınlık ve farklı NAÖC nokta sıklığı ile sayılan toplam nokta sayıları.....	55
<b>Şekil 40.</b> Sagittal düzlemde, farklı kalınlık ve farklı NAÖC nokta sıklığı ile sayılan toplam nokta sayıları.....	56
<b>Şekil 41.</b> Aksiyal düzlemde, farklı kalınlık ve farklı NAÖC nokta sıklığı ile sayılan toplam nokta sayıları.....	57
<b>Şekil 42.</b> Farklı eksenlerde ve farklı kalınlıklarda elde edilen kesit sayısı.....	57
<b>Şekil 43.</b> Farklı gözlemcilerin hesaplama sonucu elde ettikleri hacim değerleri. ....	58
<b>Şekil 44.</b> Farklı 6 gözlemcinin koronal, sagittal ve aksiyal yöndeki hacim hesaplamalarının ortalaması .....	58
<b>Şekil 45.</b> Farklı gözlemcilerin hacim hesaplaması sonucu elde ettikleri hata katsayıları .....	59
<b>Şekil 46.</b> Farklı gözlemcilerin yaptıkları hacim hesaplamalarının süreleri. ....	60
<b>Şekil 47.</b> BT görüntüleri üzerinden elde edilen farklı düzlemdeki hacim sonuçları. ....	60
<b>Şekil 48.</b> BT görüntüleri üzerinden elde edilen farklı düzlemdeki hata katsayıları. ....	61
<b>Şekil 49.</b> BT görüntüleri üzerinde, farklı düzlemde yapılan hesaplamaların süreleri. ...	62

<b>Şekil 50.</b> MR ve BT görüntüleri üzerinden hesaplanan hacim değerlerinin karşılaştırılması.....	62
<b>Şekil 51.</b> MR ve BT görüntüleri üzerinde hesaplanan hata katsayılarının karşılaştırılması. ....	63
<b>Şekil 52.</b> MR ve BT görüntüleri üzerinde yapılan hesaplamaların sürelerinin karşılaştırılması.....	63
<b>Şekil 53.</b> Fiziksel olarak 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm kesit kalınlığı elde edilen dalak üzerinden, NAÖC sıklığı 3 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm olan cetvellerle yapılan hacim hesaplamaları. ....	64
<b>Şekil 54.</b> Fiziksel olarak 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm kesit kalınlığı elde edilen dalak üzerinden, NAÖC sıklığı 3 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm olan cetvellerle yapılan hesaplamaların hata katsayısı. ....	65
<b>Şekil 55.</b> Fiziksel olarak 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm kesit kalınlığı elde edilen dalak üzerinden, NAÖC sıklığı 3 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm olan cetvellerle yapılan hesaplamaların süreleri. ....	66
<b>Şekil 56.</b> Fiziksel olarak dilimlenen dalak ile MR görüntüleri üzerinden hesaplanan hacimler. ....	67
<b>Şekil 57.</b> MR ve fiziksel kesitten elde edilen hacimlerin ortalamaları. ....	67
<b>Şekil 58.</b> Fiziksel olarak dilimlenen dalak ile MR görüntüleri üzerinden hesaplanan hata katsayılarının karşılaştırılması. ....	68
<b>Şekil 59.</b> Fiziksel olarak dilimlenen dalak ile MR görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamaların sürelerinin karşılaştırılması.....	69
<b>Şekil 60.</b> Image j ve Hipax programı kullanılarak elde edilen hacimlerin karşılaştırılması. ....	69
<b>Şekil 61.</b> Image j ve Hipax programı kullanılarak yapılan hesaplamaların sürelerinin karşılaştırılması.....	70
<b>Şekil 62.</b> MR, BT, fiziksel kesit, Image J ve Hipax ile elde edilen hacimlerin grafikte gösterilmesi.....	71
<b>Şekil 63.</b> MR, BT, fiziksel kesit, Image J ve Hipax programı ile yapılan hesaplamaların sürelerinin grafikte gösterilmesi. ....	72



# ÖZET

## DALAK HACMİNİN STEREOLOJİK YÖNTEMLERLE HESAPLANMASI

Ufuk AKKURT

Yüksek Lisans Tezi, Anatomi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı Doç. Dr. Serdar ÇOLAKOĞLU

Nisan 2019, 84 Sayfa

Dalak; lenfoma, sıtma, tüylü hücreli lösemi, kronik lenfositik lösemi, akut lösemiler, talasemi majör, portal ven trombozu ve akut splenit gibi birçok sistemik hastalıktan etkilenmektedir. Etkilendiği primer tanıya özgü farklı hacim artışı görülmektedir. Dalak hacmindeki değişikliklerin belirlenmesi, hem tanı koymada hem de tedavinin etkinliğini değerlendirmede kritik öneme sahiptir.

Çalışmamız, dalak için etkin bir hacim hesaplama yöntemi belirlemeye ve Cavalieri prensibini irdelemeye yöneliktir. Bunun için kadavradan elde edilen bir adet dalak kullanıldı. Dalağın gerçek hacmi su taşıma yöntemi ile ölçüldü. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) ile üç anatomik düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kalınlıklarda kesit görüntüleri elde edildi. Cavalieri prensibi kullanılarak farklı sıklıktaki noktalı alan ölçüm cetveli (NAÖC) ile aynı görüntü büyütmesinde, ekran üzerinden hacim hesaplaması yapıldı. Kesit kalınlığının, nokta sıklığının, kesit sayısının, sayılan toplam nokta sayısının ve yönelimin, hacim, hata katsayısı (HK) ve hesaplama süresi üzerine etkisi incelendi. Daha sonra dalak fiziksel olarak 5 mm kesit kalınlığında paralel dilimlere ayrıldı. Bu dilimler üzerinden Cavalieri prensibi ile hacim hesaplaması yapıldı. Elde edilen sonuçlar MR görüntüleri üzerinde, aynı kesit kalınlığında ve aynı nokta sıklığında yapılan hesaplamalar ile karşılaştırılarak fazla yansıma-az yansıma (overprojection-underprojection) etkisi incelendi. Ardından MR görüntüleri kullanılarak altı farklı gözlemci tarafından Cavalieri prensibi ile hacim hesaplaması yapıldı ve gözlemciler arasında yüksek uyum olduğu belirlendi ( $r=0.976$ ).



Sonuç olarak, % 5 hata katsayısı sınırlarının altında kalmak üzere, MR görüntüleri üzerinden (küçültme oranı= 0.795), 5 mm kesit kalınlığında ve 15 mm NAÖC nokta sıklığında yapılan hacim hesaplamalarının en etkin hacim hesaplama protokolü olduğu belirlendi.

**Anahtar sözcükler:** Bilgisayarlı tomografi, Cavalieri prensibi, Dalak hacmi, Etkinlik, Manyetik rezonans



## ABSTRACT

### ESTIMATION OF SPLEEN VOLUME USING STEREOLOGICAL METHODS

Ufuk AKKURT

Master's Degree, Department of Anatomy

Supervisor, Doç. Dr. Serdar ÇOLAKOĞLU

April 2019, 84 Pages

The spleen is affected by many systemic diseases such as lymphoma, malaria, hairy cell leukemia, chronic lymphocytic leukemia, acute leukemia, thalassemia major, portal vein thrombosis and acute splenitis. A different volume increase is observed for the affected primary diagnosis. Determination of changes in spleen volume is critical to both diagnosing and evaluating the efficacy of treatment.

Our study aimed to determine an effective volume calculation method for the spleen and to examine the Cavalieri principle. For this purpose, a cadaveric spleen was used. The actual volume of the spleen was measured by water overflow. Cross-sectional images of 1 mm, 3 mm, 5 mm and 10 mm thickness were obtained in three anatomical planes by computed tomography and magnetic resonance. The Cavalieri principle was used to calculate the volume on the screen in the same image magnification with the point counting scale in different frequencies. The effect of section thickness, point frequency, number of sections, total number of points counted and orientation, volume, error coefficient (CE) and calculation time were investigated. The spleen was then physically divided into parallel slices of 5 mm slice thickness. Cavalieri principle was used to calculate the volume. The results obtained were compared on the magnetic resonance images with the same slice thickness and the same point counting scale frequency and the effect of overprojection-underprojection was examined. Then, by using magnetic resonance images, the volume calculation was performed by Cavalieri principle by six different observers and it was observed that there was high agreement between observers ( $r=0.976$ ).

As a result, it was shown that the most effective volume calculation method could be performed in magnetic resonance imaging (reduction ratio = 0.795), 5 mm slice thickness and 15 mm point counting scale frequency, below the 5 % error coefficient limits.

**Key words:** Cavalieri's principle, Computed tomography, Efficiency, Magnetic resonance, Volume of spleen



## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dalak, koyu mor renkli bir organdır. Erişkin bir bireyde ortalama uzunluğu 12 cm, genişliği 7 cm, eni 3-4 cm'dir. Ağırlığı yaklaşık olarak 150 gr olup yaşlanma ile birlikte hacmi ve ağırlığı azalmaktadır. Dalağın birinci yaştaki ağırlığı yaklaşık 17 gr, 20 yaşında ise ortalama ağırlığı 170 gr'dır. 20 yaşından sonra giderek küçülür ve 76 yaşında ortalama 122 gr'a kadar geriler.<sup>1,2</sup>

Dalak, birçok sistemik hastalıktan etkilenen ve etkilendiği primer tanıya özgü farklı hacim artışı görülen bir organdır.<sup>3</sup> Hacim artışının en sık görüldüğü rahatsızlıklar lenfoma, sıtma, tüylü hücreli lösemi, kronik lenfositik lösemi, akut lösemiler, talesemi majör, enfeksiyöz mononükleoz, portal ven trombozu ve akut splenit gibi hastalıklardır.<sup>3-10</sup> Akut splenitte hafif splenomegali (500 gr'dan daha az) görülürken, sıtma ve lenfoma gibi hastalıklarda masif splenomegali (1000 gr'dan daha fazla) görülmektedir.<sup>3</sup>

Abdominal organların hacminin ölçülmesinde BT, ultrasonografi ve MR gibi birçok radyolojik görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır.<sup>11-17</sup> Bu yöntemlerle elde edilen veriler ile uygun teşhis konulmakta ve tedavi sonrası değerlendirme yapılmaktadır.<sup>11</sup>

Stereolojik bir yöntem olan Cavalieri prensibi vertebra, beyin ventrikülleri, tümör, karaciğer, beyin, intervertebral disk ve dalak gibi birçok biyolojik nesnenin hacmini hesaplamak için kullanılmıştır.<sup>12,13,16,18-25</sup> Bu çalışmalar fiziksel olarak eşit aralıklara ayrılan nesnelere üzerinde yapılabildiği gibi, nesneyi eşit aralıklara ayıran radyolojik görüntüler üzerinden de yapılabilmektedir.<sup>11,26</sup>

Anatomi anabilim dalı laboratuvarında bulunan kadavradan elde edilen bir adet dalak ile altın standart çalışması yapılmıştır. Dalak, supine pozisyonunda yatan hastadaki konumuna uyanacak şekilde (anatomik pozisyon) sabitlendi. Bu pozisyonundaki dalaktan koronal, sagittal ve aksiyal yönde BT ve MR görüntüleme yöntemiyle farklı kalınlıklarda kesit görüntüleri elde edilmiştir. Ardından dalak, içi tamamen su dolu bir kap içine bırakılmış, taşan su miktarı tartılarak gerçek hacmi ölçülmüştür. Bu işlemden sonra dalak, fiziksel olarak eşit aralıklarla paralel dilimlere ayrılmıştır. Elde edilen radyolojik kesit görüntüleri üzerinden ve fiziksel olarak eşit aralıklarla dilimlenen dalak kesitleri üzerinden, Cavalieri prensibi ile hacim hesaplamaları yapılmıştır.

Farklı kesit alma yöntemleri kullanılarak yapılan hacim hesaplamalarında kesit yönünün, kesit sayısının, kesit kalınlığının, kullanılan noktalı alan ölçüm cetvelinin nokta sıklığının hacim hesabına etkisi, kesit alma yöntemleri arasındaki hacim farklılığı, gerçek hacme yakınlığı ve hesaplama süresi karşılaştırılmıştır.

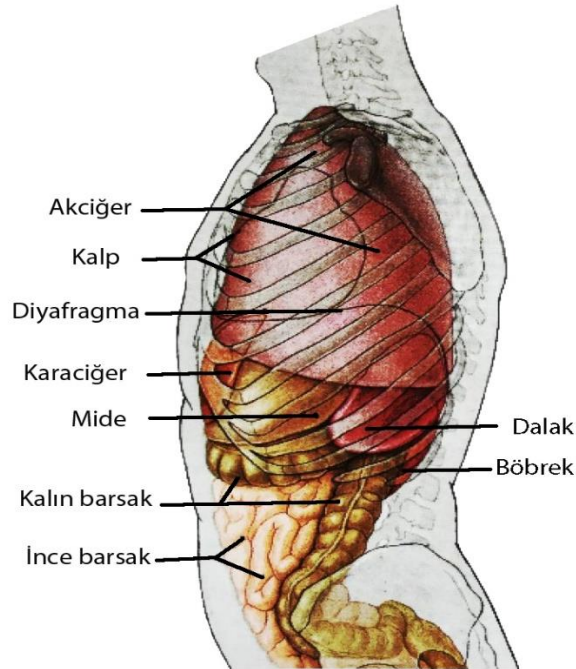


## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dalak Anatomisi

Dalak, koyu mor renkli yumuşak bir dokuya sahiptir. Şekil bakımından kabaca bir dörtgene benzemektedir. Komşuluğunda bulunan organlar, üzerindeki yüzlerin oluşumunda etkili olmuştur. Şekil bakımından kısmen değişkenlik gösteren dalak, büyüklük bakımından da çeşitlilik gösterebilir.<sup>1</sup> Erişkin bir bireyde ortalama uzunluğu 12 cm, genişliği 7 cm, eni 3-4 cm'dir. Ağırlığı yaklaşık olarak 150 gr olup yaşlanma ile birlikte büyüklüğü ve ağırlığı azalmaktadır. Dalağın ağırlığı bir yaşında bireyde yaklaşık 17 gr, yirmi yaşındaki bireyde ise ortalama ağırlığı 170 gr'dır. Yirmi yaşından sonra giderek küçülmektedir. Yetmiş altı yaşında ise ortalama 122 gr'a kadar geriler.<sup>2</sup> Damar bakımından zengindir. İçerdiği kan miktarı yine yaşa bağlı olarak değişkenlik göstermekle beraber yaklaşık 80-300 gr arasındadır.<sup>1</sup>

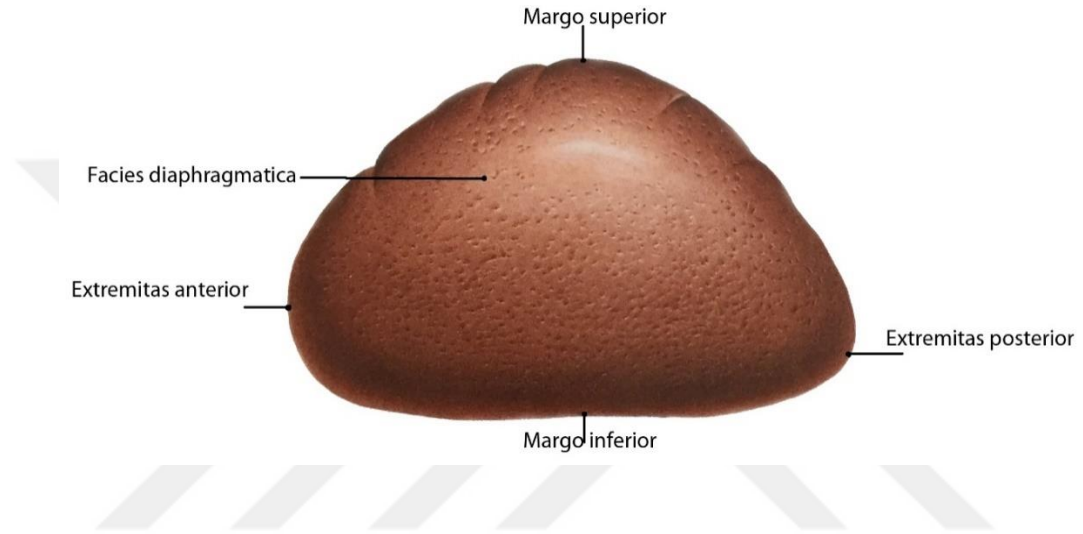
Sol hipokondrium'un derininde yer alan dalağın uzun ekseninin seyri, 9-10. kostaya uyar<sup>1</sup> (Şekil 1).



Şekil 1. Dalağın projeksiyonu (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası 7. baskıdan değiştirilerek alınmıştır).<sup>27</sup>

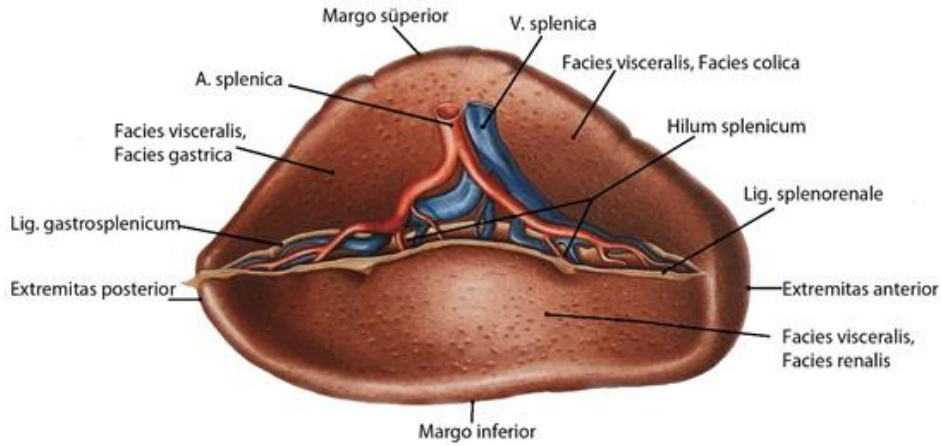
Organlara bakan yüzü facies visceralis, diaphragma'ya bakan yüzü ise facies diaphragmatica olarak isimlendirilir. Extremitas anterior ve extremitas posterior olmak üzere iki ucu, margo superior ve margo inferior olarak isimlendirilen iki kenarı bulunmaktadır. Arkada diaphragma'nın sol bölümüyle, önde mide ile altta flexura coli sinistra'yla ve medialde ise sol böbrek ile komşudur.<sup>1,2</sup>

Facies diaphragmatica, düzgün yüzeyli konveks bir yapıdadır (Şekil 2). Sol akciğerin basis'i ve sol 9-11. kotalardan diaphragma'nın pars abdominalis'i ile ayrılır.<sup>1</sup>



Şekil 2. Facies diaphragmatica (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası 7. baskıdan değiştirilerek alınmıştır).<sup>27</sup>

Facies visceralis, organlara bakan yüzüdür. Komşuluğunda bulunan mide, pankreas, kolon ve sol böbreğin oturduğu izler vardır. Bazen sol glandula suprarenalis'in üst ucu ile komşuluk yapabilir. Facies visceralis'te dalağa ait damar ve sinirlerin girdiği dar bir çukur bulunur. Bu çukura hilum lienale (hilum splenicum) denir<sup>1</sup> (Şekil 3).



**Şekil 3.** Facies visceralis ve hilum (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası 7. baskıdan değiştirilerek alınmıştır).<sup>27</sup>

Margo superior öne ve yukarı bakan kenardır ve bu kenarın alt kısmı çentiklidir. Öne bakmasından dolayı margo anterior, çentikli olmasından dolayı da margo creneatus olarak da adlandırılır. Margo superior, dalağın diaphragma'ya bakan kısmı (facies diaphragmatica) ile mideye bakan kısmını (facies gastrica) ayırır.<sup>2</sup>

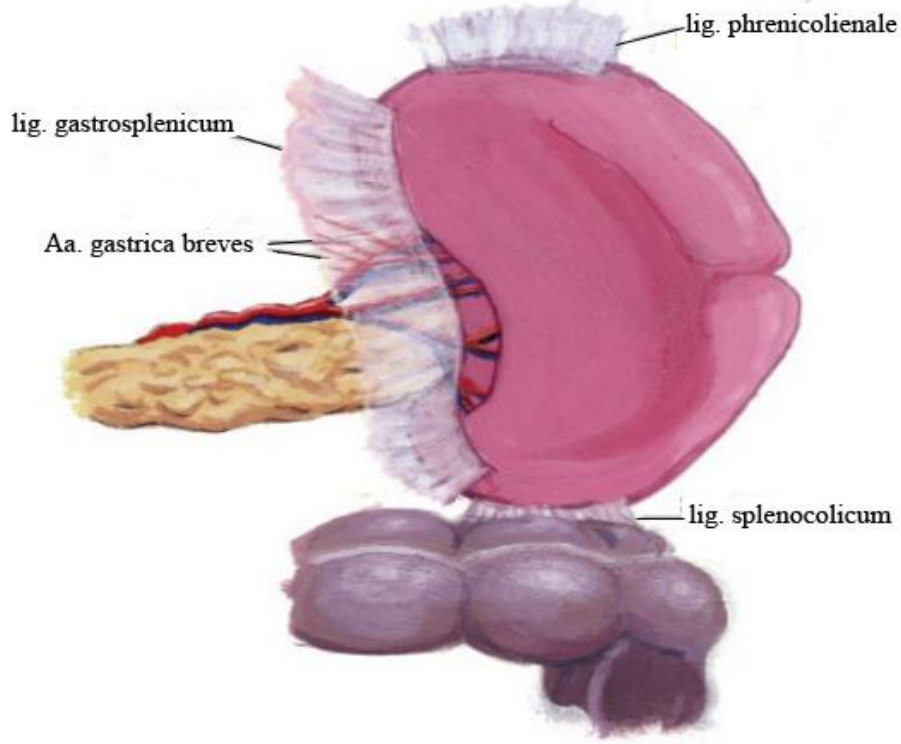
Margo inferior aşağıya ve arkaya bakar. Facies diaphragmatica'yı facies renalis'ten ayıran bu kenar 11. kaburganın seviyesine uyar. Margo inferior, margo superior'a göre daha küt ve çentiksizdir (**Şekil 3**). Bu nedenle margo obtusus olarak da isimlendirilmektedir. Ayrıca margo posterior isimlendirmesi de kullanılmaktadır.<sup>2</sup>

Dalağın ön-alt ucu extremitas anterior olarak isimlendirilir. Burada facies colica olarak isimlendirilen yüz bulunur. Arka-üst kısmı extremitas posterior olarak isimlendirilir. Bu uç, epigastrium'un derininde bulunur ve 12. torakal vertebra seviyesindedir.<sup>2</sup>

Dalak intraperitoneal organlar arasındadır. Üzerinde bulunan periton katlantılarından oluşan ligamentler ile çevresindeki yapılara tutunarak konumunu korur. Mide ile arasında ligamentum gastrosplenicum (ligamentum gastrosplenicum) bulunur. Bu periton katlantısının arasından arteriae (aa) gastrica breves ve arteria (a) gastroepiploica sinistra bulunur. Sol böbrek ile arasında ligamentum lienorenale (ligamentum splenorenale) vardır. Bu ligamentin arasından a.splenica, vena (v) splenica ve cauda pancreatis bulunur. Dalağı diaphragma'ya sabitleyen ligament, ligamentum phrenicolienale'dir. Ayrıca



diphragma ile flexura coli sinistra arasında uzanan ligametum phrenicocolicum dalağın extremitas anterior'una tutunur<sup>1</sup> (Şekil 4).



Şekil 4. Dalağın ligamentleri.<sup>28</sup>

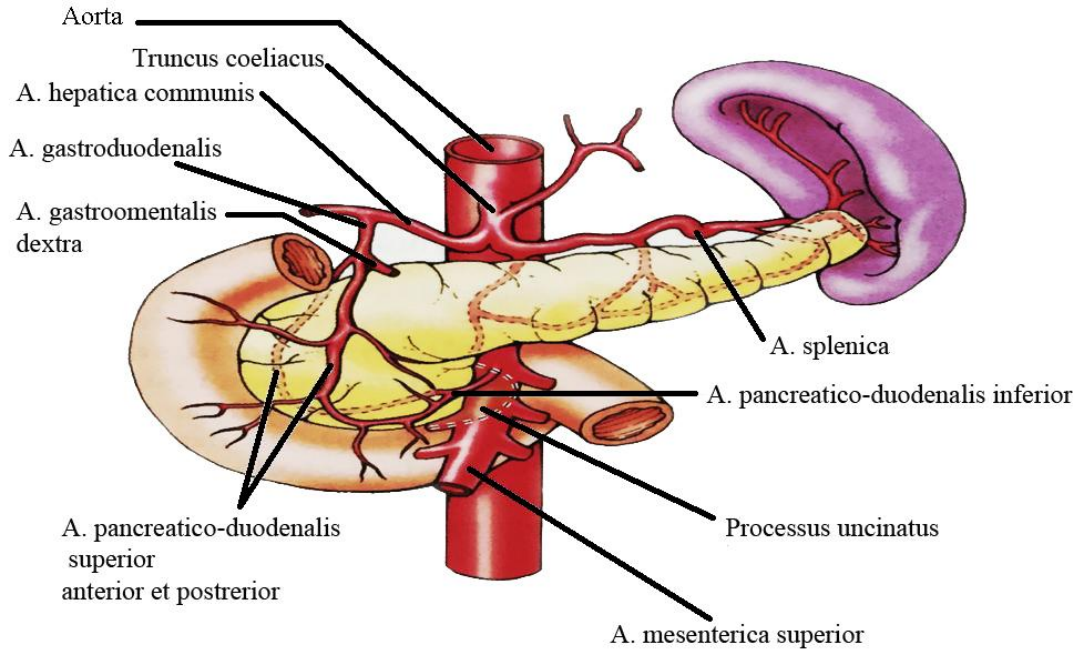
Ligamentum gastrosplenicum ile omentum majus üzerinde küçük nodül şeklinde dalak parçaları görülebilir. Bu dalak parçaları splen accessorius olarak adlandırılır.<sup>2</sup>

Dalak regio hypochondriaca sinistra'nın derininde bulunur ve palpasyonla hissedilemez. Linea axillaris mediana'nın hemen arkasında ve 9.-11. kaburgalar arasında perküsyonla muayene edilebilir. Fakat büyüdüğü zaman Traube alanına (midenin, sol taraf kemik ve kıkırdak kaburgalar üzerindeki iz düşümü) girer ve büyüme ilerlerse, sol arcus costarum'un altından palpasyonla hissedilebilir.<sup>2</sup>

Dalağın çeşitli sebeplerden dolayı hacminin artması splenomegali, fonksiyon olarak artış göstermesi hipersplenizm ve cerrahi operasyonla dalağın çıkarılması işlemi splenektomi olarak isimlendirilir.<sup>1</sup>

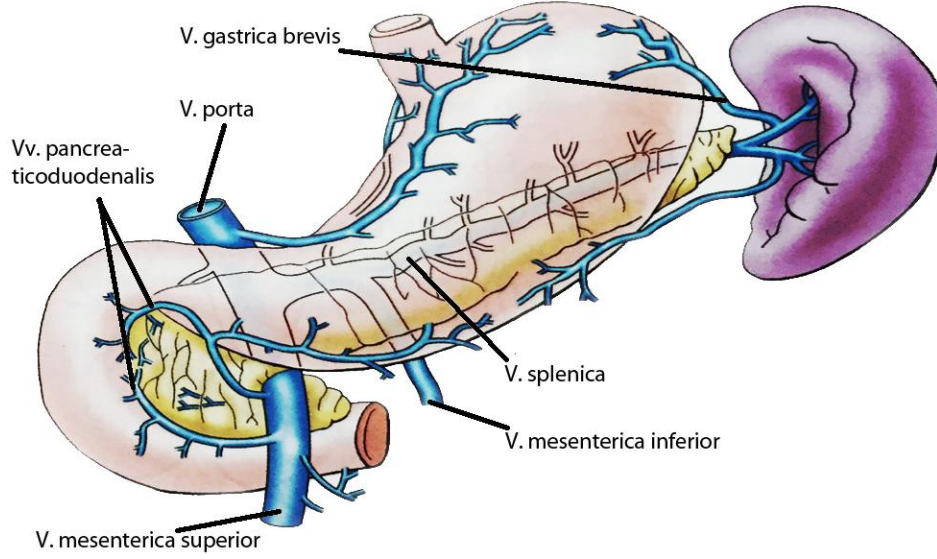
Dalağı besleyen arter a. splenica'dır. Truncus coeliacus'un en büyük dalıdır ve pancreasın margo superior'u boyunca ilerler. Dalak hilum'una girmeden önce 2-3 dala ayrılır (rami

splenic). Hilum'da ise 4-5 dala ayrılarak parankim içerisine girer (Şekil 5). Bu dallar arasında anastomoz yoktur. Bu dallar trabecularlar içerisinde a. trabecularis olarak adlandırılır. İnce dalları etrefında tunica adventitia yerine lenfatik dokudan oluşan bir kılıf bulunur. Bu kılıflar bazı yerlerde oval bir genişleme gösterir. Bu genişlemeler beyaz pulpa'yı oluşturur ve Malpighi cisimcikleri olarak da isimlendirilir. Beyaz pulpayı çevreleyen arter ise a. centralis'tir. Lenf foliküllerinden çıkan ince arterlere ise a. penicilliata denilir ve bu dallar doğrudan sinuzoidlere açılır.<sup>1,2</sup>



Şekil 5. A. splenica ve seyri (Kliniğe Yönelik Anatomi 4.baskıdan değiştirilerek alınmıştır).<sup>29</sup>

Sinuzoidlerdeki kanlar küçük deliklerden geçerek retiküler dokudaki küçük venlere dökülür. Bu küçük venler birleşerek trabeküllere gelir. Buradan segmental venlere direne olur. Ardından ligamentum splenorenale içinde v. splenica'ya dökülür. Daha sonra v. splenica ile v. mesenterica superior birleşerek v. porta hepatis'i oluşturur<sup>1</sup> (Şekil 6).



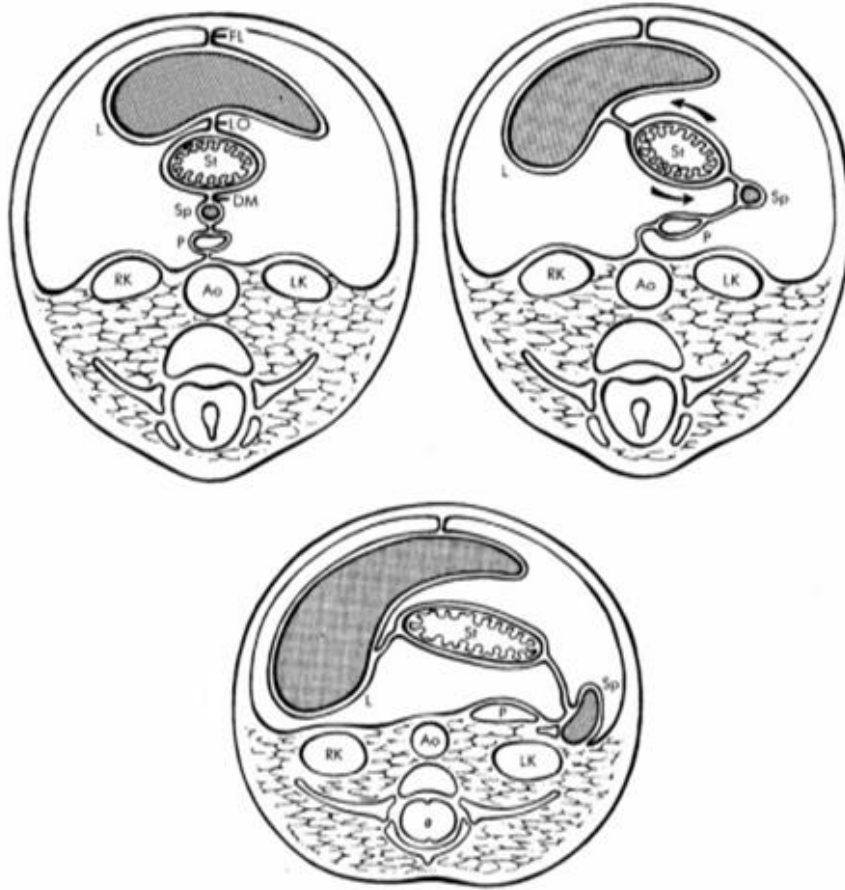
**Şekil 6.** V. splenica ve seyri (Kliniğe Yönelik Anatomi 4. baskıdan değiştirilerek alınmıştır).<sup>29</sup>

Dalağın lenfatik dolaşımı malpighi cisimciklerinden başlar. Kapsül altında bir ağ oluşturur. Trabeculae splenicae boyunca seyreder ve hilumdan çıkar. Daha sonra a. ve v. splenica ile beraber seyreder ve nodi splenici'ye oradan da nodi coeliaci'ye drene olur.<sup>1,2</sup>

Dalağın parasempatik siniri sağ nervus (n) vagus'tan, sempatik siniri ise n. splanchnicus'tan gelir. Bu sinirler a. splenica etrafında plexus splenicus'u oluşturur ve dalağa girer. Sempatik etkide düz kaslar kasılır ve dalak içerisindeki kan damarlara gönderilir. Parasempatik etkide ise kan depo edilir ve lenfatik faaliyet artar.<sup>2</sup>

## 2.2. Dalağın Gelişimi

Mesogastrium dorsale'nin yaprakları arasında bulunan mezenşim hücrelerinden gelişir (Şekil 7). Gelişimi beşinci haftada başlar ve karakteristik görünümüne erken fetal dönemde ulaşır. Fetus dalağı lobüllüdür ve bu lobüller doğumdan önce kaybolur. Dalağın margo superior'unda bulunan çentikler bu lobüllerin kalıntısıdır.<sup>30</sup>

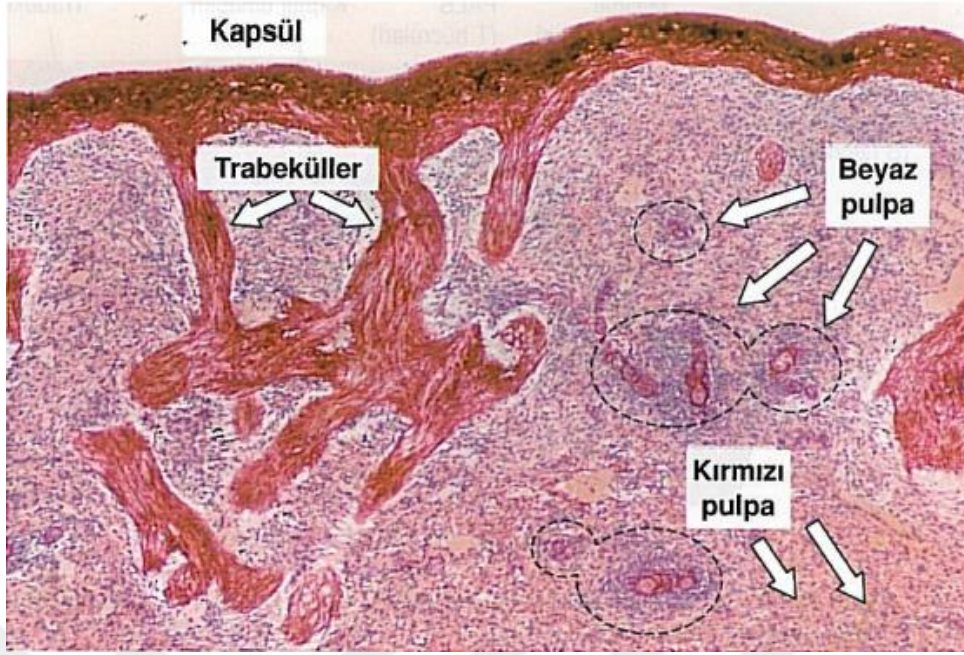


Şekil 7. Dalağın embriyolojik gelişimini gösteren şematik görünüm.<sup>28</sup>

### 2.3. Dalak Histolojisi

Dalağın dış yüzeyinde peritondan oluşan tunica seroza tabakası vardır. Onun altında yoğun ve düzensiz fibroelastik dokudan oluşan dalak kapsülü bulunur (tunica fibrosa). Bu kapsül dalak parankimine doğru uzantılar gösterir (trabecula splenica) ve küçük alanlar oluşturur.<sup>1,2</sup>

Dalak parankiminde yapı ve fonksiyon olarak birbirinden farklı kırmızı ve beyaz pulpa bulunur. Kırmızı pulpa (pulpa rubra), venöz sinusoidler ve bunların arasında bulunan retiküler liflerden oluşur. Beyaz pulpa (pulpa alba) ise lenfoid yapıdadır. B ve T lenfositlerin yapım merkezidir<sup>1,2</sup> (Şekil 8).



Şekil 8. Dalağın kesit görüntüsü (Temel Histoloji 2006'dan değiştirilerek alınmıştır).<sup>31</sup>

## 2.4. Dalağın Fonksiyonu

Dalak hayati bir öneme sahip olmamasına rağmen önemli roller üstlenmektedir. En önemli rolü ise immün savunmadır. Kanda bulunan hastalık yapabilecek etkenlere karşı beyaz pulpa aracılığı ile özel bir yanıt oluşturur. Bu yüzden dalağın çıkarılması enfeksiyonlara karşı bir eğilime neden olacaktır.<sup>32</sup>

Dalak, fetal hayatta kan yapımını üstlenir. Bu görevine kemik iliği yetmezliği durumunda ömür boyu devam eder. Yaşlanmış ve hasarlanmış kan hücrelerinin yıkımı kırmızı pulpada gerçekleşmektedir. Ayrıca vücuttaki trombositlerin % 30'a kadar olan kısmını depo eder.<sup>32</sup>

## 2.5. Dalak Patolojileri

### 2.5.1. Splenomegali

Dalağın çeşitli sebeplerden dolayı hacminin artmasına splenomegali denilmektedir.<sup>1</sup> Dalakta görülen bu patoloji, birçok sistemik hastalığa sekonder ortaya çıkmaktadır. Splenomegali bu yüzden çok karşılaşılan bir bulgudur.<sup>3</sup>

Dalak büyümesinin hastalığa özgü limitleri vardır. Bu limitler hastaya doğru tanıyı koymada bize yol gösterir. Tanılara özgü büyüme miktarı 3 gruba ayrılmıştır. Hafif splenomegali (500 gr'dan daha az), orta dereceli splenomegali (500-1000 gr) ve masif

splenomegalidir (1000 gr'dan daha fazla). Hafif splenomegali akut splenit durumunda görülürken, orta dereceli splenomegali akut lösemiler ve portal hipertansiyon gibi hastalıklarda görülür. Masif splenomegali ise sıtma ve lenfoma gibi hastalıklarda görülmektedir<sup>3</sup> (**Hata! Başvuru kaynağı bulunamadı.**).

Çocukluk çağında en sık görülen splenomegali nedenleri, antijenik uyarıda artış, otoimmün hastalıklar ve anormal kan hücrelerinin yıkımı sonucu mononükleer fagositer sistemde hiperplazidir.<sup>6</sup>

Splenomegalide altta yatan patolojik durum tedavi edilmelidir. Sınırlı sayıdaki nedenden dolayı splenektomi tercih edilmektedir. Splenektomi sonrası oluşabilecek sepsis göz önünde tutularak yarar zarar oranı değerlendirilmelidir.<sup>6</sup>



**Şekil 9.** BT Splenomegali görüntüsü.<sup>33</sup>

## 2.6. Manyetik Rezonans

İnsan vücudunun büyük bir kısmı sudan oluşmaktadır. Hidrojen atomu insan vücudundaki en yaygın elementtir ve manyetik rezonansa duyarlıdır. Suyu oluşturan hidrojen atomlarının çekirdekleri sadece pozitif yüklü protonlardan oluşmaktadır. Bu özelliklerinden dolayı hidrojen protonları MR görüntüleme tekniğinde kullanılmaktadır.<sup>34</sup>

Manyetik rezonans görüntüleme sisteminde, büyük bir mıknatıs ve radyo dalgaları kullanılarak vücudun su içeren bölümlerinin görüntülenmesi sağlanır. Su ve yağ içerisinde bol miktarda bulunan hidrojen iyonları özellikle beyin, kas-iskelet sistemi ve batin içi organlar gibi solid organların değerlendirilmesinde etkin şekilde kullanılır. MR görüntüleme tekniğinin avantajları şu şekildedir; bası, invazyon, obstrüksiyon gibi damarsal patolojileri tanımlama; mediastinal lenf nodlarını, kitleleri saptama; kitle ve normal yapıların sınırlarını birbirinden ayırma; sıvı, yağ, kan, fibrozis gibi farklı bileşenleri farklı sekanslar kullanarak tanımlayabilme; akciğer tümörünün mediastene ve göğüs duvarına invazyonunu daha net değerlendirebilme; çok çeşitli sekanslar (T1, T2, yağ baskılama, kimyasal shift, difüzyon ağırlıklı görüntüleme, kontrast madde sonrası dinamik çalışma) kullanarak lezyon karakterizasyonu, yüksek kontrast rezolüsyonuna sahip olması ve iyonizan radyasyon içermemesidir. Dezavantajları ise kalsifikasyonları göstermede yetersiz olması, solunum, kalp ve ana damarların pulsasyonuna duyarlı olması, incelemenin uzun zaman alması ve hastanın uzun süre hareketsiz kalma zorunluluğu, metalik ve MR uyumlu olmayan vücut protezleri olan hastalarda kullanılamaması ve klostrofobisi olan hastalarda tercih edilememesidir.<sup>35,36</sup>



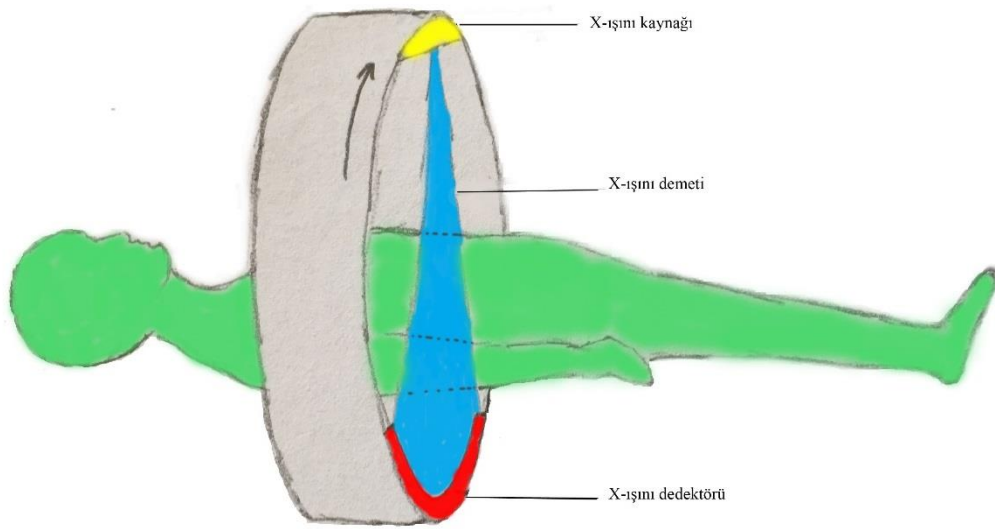
**Resim 1.** Bir MR görüntüleme cihazı.

## 2.7. Bilgisayarlı Tomografi

Vucudu görüntüleme çalışmaları 1885'te William K. Roentgen'in x-ışınlarını keşfetmesi ile başlamaktadır. 1950'li yıllarda hızlı bir gelişme gösteren tıbbi görüntüleme tekniklerine, 1970'li yıllarda bilgisayarlı tomografinin dahil olması ile bu alandaki teknolojik gelişmeler büyük hız kazanmıştır.<sup>34</sup>

BT'nin ana bölümleri gantry, x-ışın tüpü ve yüksek gerilim jenaratörü, dedektörler ve bilgi toplama sistemidir.<sup>34</sup>

Yeni geliştirilen BT'lerde döner anotlu darbe tipli tüpler kullanılmaktadır. Bu tüpler 360 derecelik bir tam tarama yapmak için 300 veya daha fazla ateşleme yaparlar. Her bir ateşlemede üretilen x-ışını vücuttan geçerek dedektörler tarafından algılanır ve bir izdüşüm bilgisi elde edilir (Şekil 10). Bu bilgiler elektriksel sinyale çevrilerek bilgisayar sistemine aktarılır. Burada ham veriler işlenerek disklere aktarılır ve saklanır.<sup>34</sup>



Şekil 10. BT görüntüleme tekniği şematize edilmiştir.

BT ilk geliştirildiği yıllarda kafa ve beyin taramalarında, daha sonra tüm vücut taramalarında kullanılmıştır. Günümüzde radyoterapi maksadı ile de kullanılmaktadır.



BT ile İncelenilen bölgedeki anormallikleri daha iyi görebilmek için Baryum ve Meglumine Diatrizoate içeren kontrast maddeler kullanılmaktadır.<sup>34</sup>

BT tetkikleri, konvansiyonel röntgen tetkikleri ile kıyaslandığında, çok daha fazla radyasyon dozu alınmaktadır. Tüm solid kanser riskinde radyasyon dozu ile artan ilişki tespit edilmiştir. Özellikle çocukların erişkinlerden çok daha fazla etkilendiği sonucuna varılmıştır.<sup>37</sup>



**Resim 2.** Bir BT görüntüleme cihazı.

## 2.6. Stereolojik Metodlar

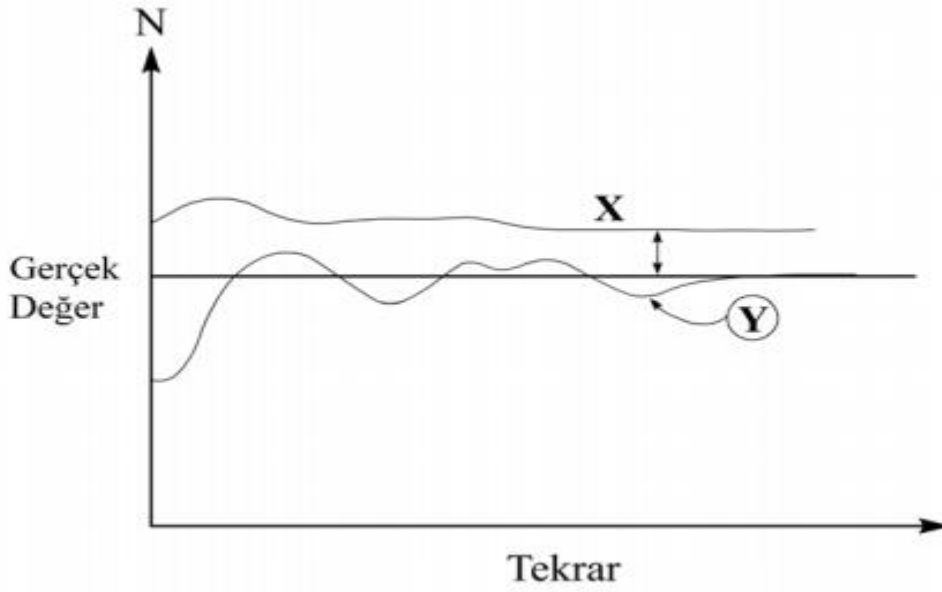
İlgilenilen yapının alan, hacim, uzunluk ve sayı gibi parametreleri belirlemeyi amaçlayan yöntem bilimidir. Stereoloji üç boyutlu yapıların iki boyutlu izdüşüm görüntüleri üzerinden yapının üç boyutlu özellikleri hakkında yorum yapabilmemizi sağlamaktadır.<sup>38,39</sup>

Stereolojinin temelleri etkinlik, tarafsızlık ve sistematik rastgele örnekleme gibi önemli kavramlara dayanmaktadır ve hacim ölçümü için en sık kullanılan yöntem Cavalieri prensibidir.<sup>11,38</sup>

## 2.7. Stereolojik Metodların Özellikleri

### 2.7.1. Tarafsızlık

Ard arda yapılan ölçümlerin sonucunda gerçek değerden istatistiksel bir sapma göstermeyen ve giderek gerçek değere yaklaşan ölçümleri tarif eden stereolojik bir terimdir. Eğer bir ölçümde tarafsızlık söz konusu ise elde edilen veriler gerçek değerden farklı olacaktır<sup>11,38</sup> (Şekil 11).



Şekil 11. Tekrarlayan ölçümler sonrasında, tarafsız olan X ölçümünün sistematik sapma göstermesi ve Y ölçümünün gerçek değere yaklaşması.<sup>38</sup>

Klinik çalışmalarda yapılan çalışmalarda gerçek değer çoğu kez bilinemez ve bu yüzden tarafsızlığın tespiti mümkün olmaz. Bu tür çalışmalarda tarafsız bir yöntem kullanılmazsa araştırmacı, elde edilen verilerin gerçek değerden ne kadar sapma gösterdiğini bilemez ve çalışma sonucunda yapılan biyolojik yorumlar da yanlış olur.<sup>11,38</sup>

### 2.7.2. Etkinlik

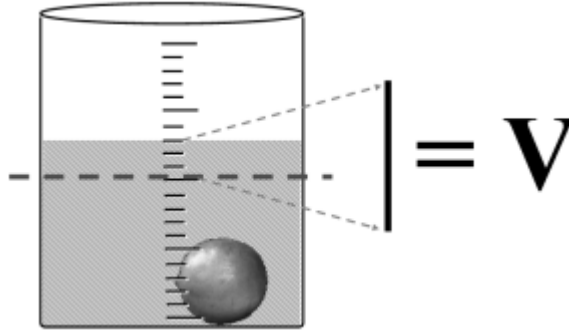
Etkinlik; mümkün olan en kısa sürede gerçek değerden en az sapma gösteren verilerin elde edilmesini tanımlayan bir terimdir. Stereolojik yöntemlerin önemli bir özelliği, iş yükünü azaltarak istenen doğrulukta sonuçlar elde edilmesini sağlamaktır.<sup>11,38</sup>

### 2.7.3. Sistematik Rastgele Örnekleme (SRÖ)

Sistematik olarak sıralanmış ve aralıkları önceden belirlenmiş örneklem serisinden, rastgele bir noktadan başlanarak her noktaya eşit örnekleme şansının verilmesini ifade eder. Biyolojik çalışmalarda kullanılan son derece güvenilir bir yöntemdir.<sup>38,39</sup>

### 2.8. Cavalieri Prensibi

Cavalieri prensibi stereolojik metodlar içinde hacim hesaplamalarında kullanılan bir yöntemdir. Hacmi ölçülmek istenen organın izole olup olmadığı ve boşluk içerip içermediği, ölçüm yöntemi ve ölçümün doğruluğu açısından önemlidir. Eğer organ karaciğer, akciğer veya dalak gibi çevresindeki diğer yapılardan izole edilebilecek durumda ise hacmi doğrudan ölçülebilir. Bunun için içerisindeki su seviyesi bilinen dereceli bir silindire organ atılarak, yükselen su seviyesinden hacim bulunabilir (Şekil 12). Akciğer gibi boşluk içeren organların hacmi bu yöntemle ölçülürken, içerisine su girebilecek yapılar bağlanmalıdır.<sup>26</sup>



Şekil 12. Üç boyutlu düzensiz yapıdaki nesnelerin hacimlerinin ölçümü.<sup>26</sup>

Hacmi ölçülmek istenen birçok yapı çevresindeki bileşenlerden izole edilemezler. Bu yapılar omuriliğin gri maddesi, beyin çekirdekleri ve kemik iliği gibi yapılardır. Bu gibi durumlarda stereolojik bir yöntem olan Cavalieri prensibi uygulanabilir.<sup>26</sup>

Cavalieri prensibi İtalyan matematikçi Bonaventura Cavalieri tarafından 17.yy'da ortaya konulmuştur. Bu ölçüm yönteminin fikir babası ise astronom Johannes Kepler'dir.<sup>26</sup>

Bu yöntem ile hacim hesaplarırken ilgilenilen yapı rastgele bir noktadan başlanarak eşit aralıklarla ve birbirine paralel bir şekilde dilimlere ayrılır. İlk kesitin rastgele bir noktadan başlaması ve bundan sonraki kesitlerin eşit (sistematik) aralıklarla belirlenmiş olması,

yöntemin bu ilk adımında sistematik rastgele örnekleme kurallarına uygun olmasını sağlamaktadır.<sup>39</sup>

Tüm dilimlerin hep aynı yöne bakan yüzlerinin yüzey alanları hesaplanır ve bütün alanlar toplanarak kesit kalınlığı ile çarpılır.<sup>26</sup>

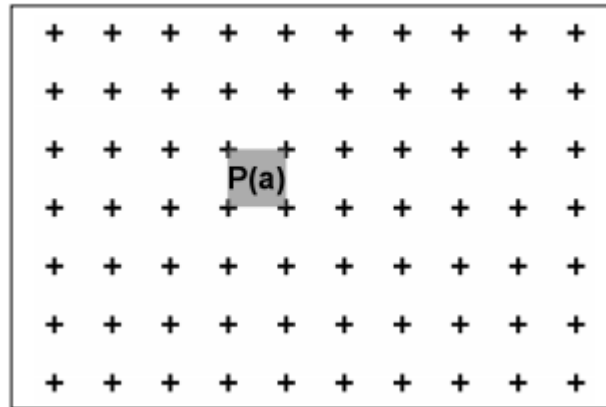
$$Vref = \sum a_i \times t$$

**Denklem 1.** Toplam alan ve kesit kalınlığı ile referans hacmin hesaplanması.<sup>26</sup>

Formülde yer alan  $Vref$  ilgilendiğimiz yapının toplam hacmini,  $\sum a_i$  ise kesit izdüşümlerinin toplam yüzey alanlarını,  $t$  ise ortalama kesit kalınlığını ifade etmektedir.<sup>26</sup>

Cavalieri prensibinde ilgilenilen nesnenin kesit yüzey alanını hesaplamak için NAÖC kullanılmaktadır. Bu cetvel eşit aralıklarla sistematik bir şekilde dizilmiş noktaları içerir. Cetvel üzerinde bulunan noktalar sabit bir alanı ( $P(a)$ ) temsil etmektedir (**Şekil 13**). Ölçülmek istenen kesit alanı üzerine NAÖC rastgele atılarak yapının kesit izdüşümü sınırları içerisinde isabet eden noktalar sayılır. Bir noktanın temsil ettiği alan ile  $i$  numaralı kesit üzerine düşen nokta sayısının çarpımı kesit yüzey alanını verecektir.<sup>26</sup>

NAÖC’de noktaların eşit aralıklarla (sistematik) dizilmiş olması ve cetvelin rastgele atılması sistematik rastgele örnekleme kurallarına uygunluğu sağlamaktadır.<sup>38,39</sup>

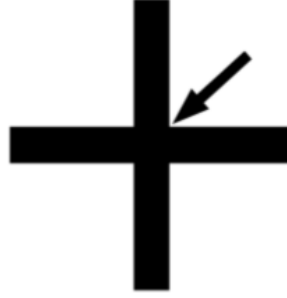


**Şekil 13.** Noktalı alan ölçüm cetveli ve bir noktanın temsil ettiği alan.<sup>26</sup>

NAÖC’de kullanılan noktalar birer stereolojik sondalardır. İlgilenilen yapıya sorulan geometrik sorular sonrasında uygun nokta sondası seçilir. İlgili parametrenin boyut sayısı

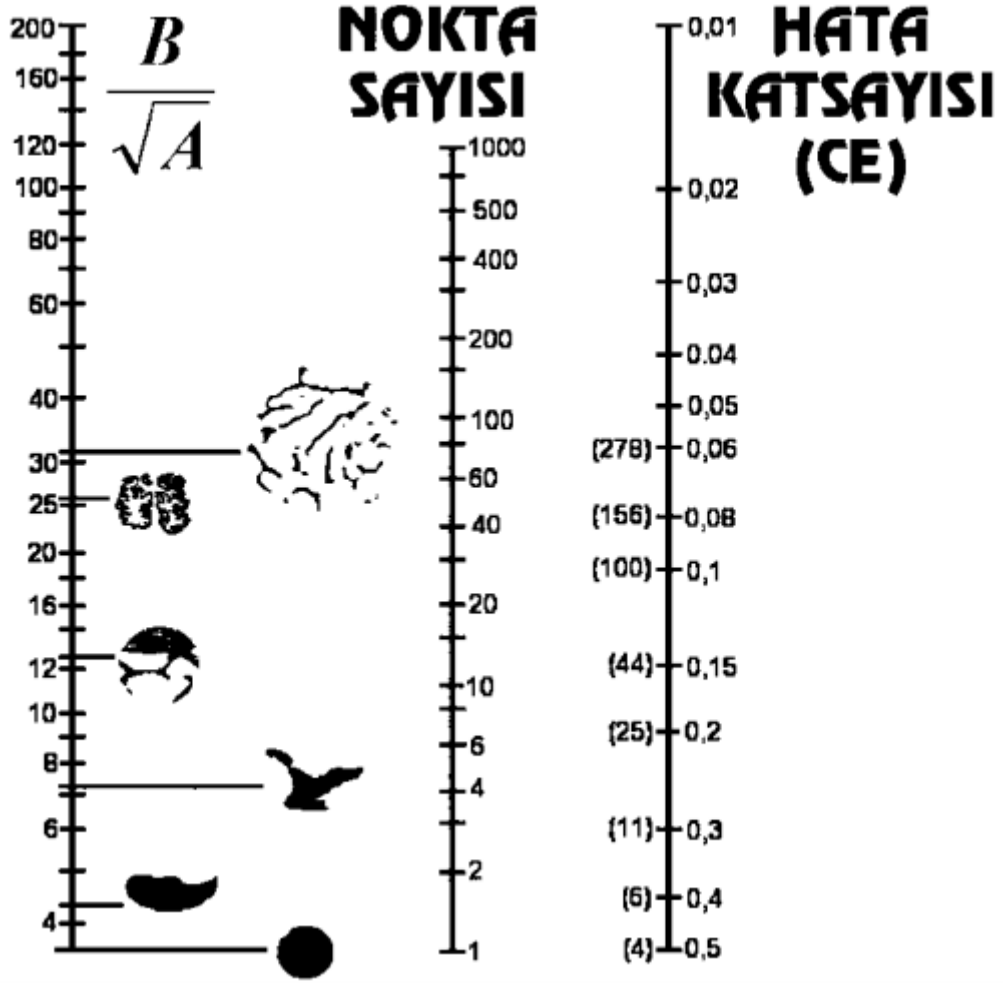
ile örnekte kullanılacak sondanın boyut sayısının toplamı üçtür. Örneğin üç boyutlu bir nesnenin hacmini hesaplamak için sıfır boyutlu nokta sondası kullanılmaktadır.<sup>38</sup>

Oluşturulan NAÖC'deki noktalar, iki doğrunun kesişiminden elde edilmiştir. Her bir '+' işareti bir noktayı temsil etmektedir. Sayım sırasında yanlış hesaplamalara yol açmaması için iki doğru kesişiminin oluşturduğu köşelerden biri sayılmalıdır (genellikle sağ üst köşe)<sup>38</sup> (**Şekil 14**).



**Şekil 14.** Nokta sayımı için kullanılan köşenin gösterilmesi.<sup>38</sup>

NAÖC ile hacim hesaplaması yaparken etkinlik kavramına uygun nokta sıklığının belirlenmesi gerekir. Kenarları karmaşık ve girintili bir yapının izdüşüm alanını hesaplarken nokta sıklığını arttırmak gerekirken, daha düzgün ve yumuşak hatlara sahip yapılar söz konusu olduğunda nokta sıklığını azaltmak gerekir. Pilot bir çalışmada kullanılmak üzere uygun nokta sayısını bulmak için **Şekil 15**'de görünen bir nomogram tanımlanmıştır.<sup>26,38</sup>



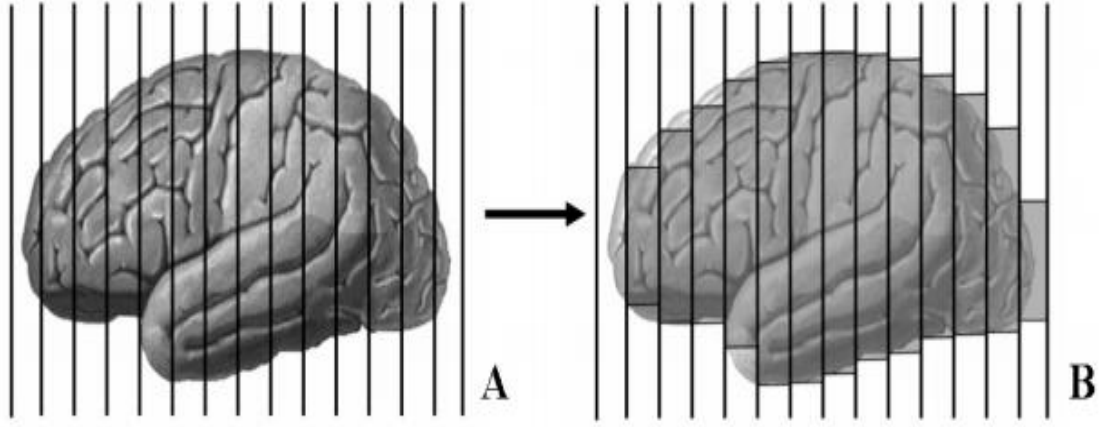
**Şekil 15.** Belirlenen hata katsayısı dahilinde, incelenen nesnenin kenar karmaşıklığı seçilerek en etkin nokta sayısının belirlendiği nomogram.<sup>26</sup>

Şekilde yer alan nomogramın solunda yer alan  $\frac{B}{\sqrt{A}}$  değeri, kesit izdüşümlerinin sınır düzgünlüğünün sayısal bir ifadesidir. Bu grafikte yukarı çıktıkça kenar düzgünlüğü azalmakta,  $\frac{B}{\sqrt{A}}$  değeri artmaktadır. İlgilendiğimiz nesnenin kenar yapısına uygun bir değer seçilir. Nomogramda sağda bulunan cetvel hata katsayısını (HK) belirtmektedir. Kabul edilen HK değeri bu cetvelden seçilerek,  $\frac{B}{\sqrt{A}}$  cetvelinde seçilen değere bir doğru çizilir. Çizilen doğru ile ortada yer alan cetvelin kesiştiği noktanın gösterdiği değer, hesaplamalarda tüm kesitlerde saymamız gereken toplam nokta sayısını vermektedir.<sup>26,38</sup>

### 2.8.1. Hesaplama da kesit yönünün etkisi

Düzensiz bir nesnenin hacmi hesaplanırken, nesne eşit aralıklı paralel dilimlere ayrılır. Bu dilimler, belli bir kalınlığa sahiptir ve ‘alt’ ve ‘üst’ olarak iki yüzden oluşmaktadır.

Cavalieri yöntemi ile hacim hesaplaması yapılırken ilgilenilen nesnenin tüm kesitlerinde hep aynı yöne bakan yüzlerinde hesaplama yapılmalıdır (Şekil 16). Aksi takdirde hacim hesaplamasında yanlışlıklar meydana gelebilir.<sup>26</sup>



Şekil 16. Cavalieri prensibi ile hacim hesaplaması yapılırken kesitlerin hep aynı yöne bakan yüzlerinin kullanılmasının önemi.<sup>26</sup>

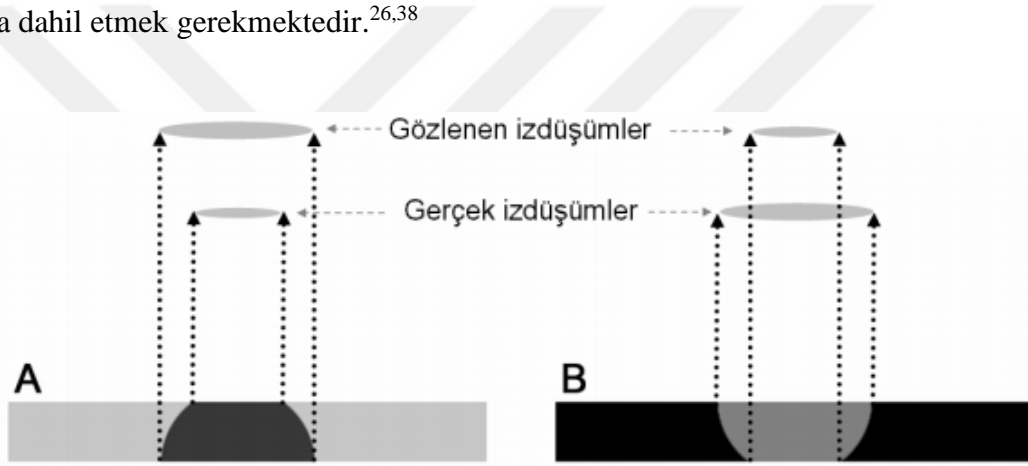
Konveks bir yapı sol taraftaki resimde siyah çizgilerle dilimlere ayrılmıştır (Şekil 16). Özellikle nesnenin sağ ve sol tarafta kalan uç dilimlerin, üst ve alt tarafları arasında yüzey alanı farkı olacaktır. Bu durumunun hacim hesaplamasında oluşturabileceği hatayı engellemek için dilimlerin hep aynı yöne bakan yüzlerinden hesaplama yapılmalıdır. Şekil 16'de bulunan B bölümünde ise soldan sağa doğru kesit yüzey alanları hesaplanmış, kesit kalınlığı ile çarpılarak kesit hacimleri elde edilmiştir. Soldan sağa doğru yapıdan alınan ilk dilimlerde hacmin gerçek hacimden az hesaplandığı fakat son dilimlerde ise fazla hesaplandığı görülecektir. Sistematik rasgele örnekleme ve tarafsız nokta sayım tekniğinin uygulanması durumunda iki hesap hatası istatistiksel olarak birbirini götürmektedir. Sonuçta tarafsız ve doğru bir hacim hesaplaması elde edilmektedir.<sup>26,38</sup>

### 2.8.2. Fazla yansıma (overprojection) ve az yansıma (underprojection) etkisi

Objelerin kesilebilmesi için bazı gömme ortamlarına yerleştirildikten sonra yapılan mikroskobik çalışmalarda ve radyolojik görüntüleme yöntemleri ile elde edilen izdüşümlerde fazla yansıma-az yansıma etkisi önemlidir.<sup>26</sup>

Bir kesitte bulunan ve gömme ortamına göre ışığı daha az geçiren opak bir obje, mikroskopta en geniş alanı kadar bir izdüşüm görüntüsü oluşturacaktır (Şekil 17). Benzer bir durum daha yoğun yapıdaki nesnelerin görüntüleme yöntemi ile elde edilen izdüşüm

görüntülerinde de ortaya çıkar. Gömme ortamının içine gömüldüğü nesneye göre daha opak olduğu durumda ise, bu kez gömme ortamının maskeleyme etkisinden dolayı, mikroskop altındaki obje kesiti, kesitteki en dar izdüşüme sahip düzeydeki görüntüsüyle yansıyacaktır (Şekil 17). Birinci durumda hep en geniş izdüşümler gözleneceği için bu görüntülerde yapılacak bir hesaplama gerçek hacimden fazla bir değer elde edilmesine neden olacaktır (fazla yansıma etkisi; overprojection). İkinci durumda ise hesaplanan hacim gerçek hacimden daha az olacaktır (az yansıma etkisi; underprojection). Bu etkileri en aza indirmek için mümkün olduğunca ince kesitler alınmalı ve çözme gücü yüksek objektifler kullanılmalıdır. Fazla yansıma etkisini azaltmanın bir diğer yolu ise, kesitler arasında en geniş alana sahip olan kesiti hacim hesaplamasına dahil etmemektir. Az yansıma etkisini azaltmak için ise en büyük alana sahip kesiti hacim hesaplamasına iki defa dahil etmek gerekmektedir.<sup>26,38</sup>



Şekil 17. Fazla yansıma (overprojection) ve az yansıma etkisi (underprojection).<sup>26</sup>

### 2.8.3. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleri üzerinden hacim hesaplanması

Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans, 3 boyutlu yapıların 2 boyutlu seri kesitleri alınarak yapılan radyolojik görüntüleme teknikleridir. Tanı ve teşhis bu görüntüler üzerinden kolay bir şekilde yapılmaktadır. Fakat artmış-azalmış büyümüş küçülmüş gibi yorumlar kişinin eğitimine ve deneyimine bağlıdır ve subjektiftir. Stereolojide bu tür değerlendirmeler taraflı olarak kabul edilmektedir. Radyolojik görüntüler üzerinden Cavalieri prensibi ile taraflılıktan uzak sayısal verilerin elde edilebildiği birçok çalışmada gösterilmiştir. Bu görüntüler üzerinden Cavalieri prensibi ile yapılacak ölçümler için özel eğitim almış bir kişiye ve özel geliştirilmiş bilgisayar programlarına ihtiyaç yoktur.<sup>11</sup>



BT ve MR ile bir 3 boyutlu bir nesnenin görüntüleri alınırken, ilk kesitin başlangıcının rastgele seçilmesi tarafsızlık ilkesine uygundur ve nesnenin her tarafına eşit örnekleme şansı verir. Bundan sonraki kesitlerin eşit aralıklı olması da dikkate alındığında sistematik rastgele örnekleme uygunluğu görülür. Elde edilen kesit görüntülerinin eşit aralıklı ve baştan sona nesnenin bütününe uygulanması hacim hesaplaması için yeterlidir.<sup>11</sup>

Radyolojik görüntüler üzerinde hesaplama yapılırken büyütme ve küçültme oranları hesaba katılarak hesaplama yapılmalıdır. Bu değişkenler formüle katılarak düzenlendiğinde oluşacak formül **Denklem 2**'de verilmiştir.<sup>13,23,25,38</sup>

$$V = t \times [(SU \times d)/SL]^2 \times \Sigma P$$

**Denklem 2.** Radyolojik görüntüler üzerinden hacim hesaplanırken kullanılacak denklem.<sup>3-6</sup>

Formülde yer alan  $V$  elde edilecek hacmi,  $t$  kesit sayısını,  $SU$  skala uzunluğunu,  $d$  NAÖC'de bir noktanın temsil ettiği alanı,  $SL$  görüntüdeki skalanın cetvel ya da kumpas ile ölçülen uzunluğunu ve  $\Sigma P$  toplam sayılan nokta sayısını temsil etmektedir.<sup>13,19,23,25,38</sup>

#### 2.8.4. Hata katsayısının hesaplanması

Cavalieri prensibi kullanılarak hacim hesaplaması yapılırken, kullanılan NAÖC'nin nokta sıklığı ve yeterli olacak kesit sayısı, uygun HK dahilinde belirlenebilir. Bu hesaplamalar bir dizi formül ile yapılmaktadır.<sup>26,38</sup>

$$Noise = 0,0724 \times \left(\frac{B}{\sqrt{A}}\right) \times \sqrt{n \times \Sigma P}$$

**Denklem 3.** Karmaşıklık (noise) değerinin hesaplanması.<sup>26,38</sup>

Formülde yer alan  $\frac{B}{\sqrt{A}}$ , incelenen yapının izdüşümlerindeki kenar karmaşıklığını ifade eder ve **Şekil 15**'ten hacmi ölçülmek istenen yapıya uygun değer seçilir. Formülde yer alan  $n$  değeri, toplam kesit sayısını ifade etmektedir. Diğer ifade olan  $\Sigma P$ , tüm kesitlerde ilgili alan üzerine düşen toplam nokta sayısını göstermektedir.<sup>23,26</sup>

Noise değeri hacmi ölçülmek istenen nesnenin yüzey karmaşıklığı hakkında bilgi verir. HK için genel kabul görülen değer % 5'tir. Hesaplamalar sonucunda elde edilen HK % 5'in üstünde ise % noise değerine bakılır. Bu değer % 25 ve altında ise kesit sayısı yetersizdir. Eğer bu değer % 25'in üstünde ise NAÖC'nin nokta sıklığı yetersizdir. Bu oranlara göre NAÖC'nin nokta sıklığı veya kesit sayısı artırılarak HK % 5 ve altına çekilir.<sup>26</sup>

Noise değerinden sonraki aşama ise sistematik rastgele örneklemenin (SRÖ) varyansının hesaplanmasıdır.<sup>11,26,38</sup>

$$Var_{SRÖ} \sum_{i=1}^n a = [((3 \times (A - Noise)) - (4 \times B)) + C]/12$$

**Denklem 4.** Sistematik rastgele örnekleme varyansının hesaplanabileceği formül.<sup>11,26,38</sup>

Formülde yer alan  $Var_{SRÖ} \sum_{i=1}^n a$ , uygulanan SRÖ'nin değişkenlik miktarını belirtmektedir. A ifadesi i numaralı kesitteki nokta sayısının karesini gösterir. B ifadesi i numaralı kesitteki nokta sayısı ile i+1 numaralı kesitteki nokta sayılarının çarpımını gösterir. C ise i numaralı kesit ile i+2 numaralı kesitteki nokta sayılarının çarpımını göstermektedir. Formülde yer alan A, B ve C değerleri **Tablo 1**'de örnek olarak gösterilmiştir.<sup>26,38</sup>

**Tablo 1.** A, B ve C terimlerinin ifadesi (örnektir).

Kesit no (i)	P <sub>i</sub>	A =(P <sub>i</sub> ). (P <sub>i</sub> )	B= (P <sub>i</sub> .(P <sub>i</sub> +1))	C =(P <sub>i</sub> .(P <sub>i</sub> +2))
1	1	1	2	5
2	2	4	10	18
3	5	25	45	30
4	9	81	54	45
5	6	36	30	30
6	5	25	25	10
7	5	25	10	5
8	2	4	2	2
9	1	1	1	
10	1	1		
<b>Toplam</b>	$\sum P= 37$	A= 203	B= 179	C= 145

SRÖ'nin varyansı ile Noise değerinin toplamı, toplam varyansı verecektir<sup>11,26,38</sup> (Denklem 5).

$$\text{Toplam varyans} = \text{Noise} + \text{Var}_{\text{SRÖ}}$$

**Denklem 5.** Toplam varyansının ifadesi.<sup>11,26,38</sup>

Toplam varyans elde edildikten sonra, aşağıdaki denklemde yerine yazılarak hata katsayısı elde edilir<sup>11,26,38</sup> (Denklem 6).

$$HK(\sum P) = \frac{\sqrt{\text{toplam varyans}}}{\sum P}$$

**Denklem 6.** Hata katsayısının elde edileceği denklem.<sup>11,26,38</sup>

Genel olarak kabul edilebilen HK değeri %5 ve altındaki değerlerdir. Hesaplama elde edilen HK, bu aralıkta ise ölçüm kabul edilir.<sup>11,26,38</sup>

## 2.8.5. Örnek Hacim ve Hata Katsayısı Hasaplaması

**Tablo 2.** MR görüntülerinde (SL/SU=0,795) 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm NAÖC sıklığında yapılan örnek hesaplama tablosu.

Kesit no (i)	P <sub>i</sub>	A =(P <sub>i</sub> ). (P <sub>i</sub> )	B= (P <sub>i</sub> .(P <sub>i</sub> +1))	C =(P <sub>i</sub> .(i+2))
1	4	16	32	44
2	8	64	88	112
3	11	121	154	385
4	14	196	490	420
5	35	1225	1050	455
6	30	900	390	0
7	13	169	0	0
<b>Toplam</b>	$\Sigma P= 115$	A= 2691	B= 2204	C= 1406

### a. Hacim Hesaplaması

**V:** Hacim

**t:** Kesit kalınlığı

**d:** NAÖC nokta sıklığı

**SU:** Skala uzunluğu

**SL:** Skalanın kumpas ile ölçülen uzunluğu

**$\Sigma P$ :** Sayılan toplam nokta sayısı

$$V = t \times [(SU \times d)/SL]^2 \times \Sigma P$$

$$V = 1 \times [ ( 10 \times 1 ) / 7,95 ] \times 115$$

$$V = 181,954 \text{ cm}^3$$

## **b. Hata Katsayısı Hesaplama**

$\frac{B}{\sqrt{A}}$ : Dalak için kabul edilen kenar karmaşıklık değeri

$n$ : Kesit sayısı

$Var_{SRÖ} \sum_{i=1}^n a$ : Sistemik rastgele örnekleme varyansı

$A$ :  $i$  numaralı kesitin karesi

$B$ :  $i$  numaralı kesit ile  $i+1$  numaralı kesitteki nokta sayısının çarpımı

$C$ :  $i$  numaralı kesit ile  $i+2$  numaralı kesitteki nokta sayısının çarpımı

$HK$ : Hata katsayısı

**Tablo 2**'deki veriler kullanılarak yapılan hata katsayısı hesaplamasının aşamaları aşağıda numaralandırılarak gösterilmiştir;

$$1. \text{ Noise} = 0,0724 \times \left(\frac{B}{\sqrt{A}}\right) \times \sqrt{n \times \Sigma P}$$

$$2. \text{ Noise} = 0,0724 \times (5) \times \sqrt{7 \times 115}$$

$$3. \text{ Noise} = 10,270$$

$$4. \text{ Var}_{SR\ddot{O}} \sum_{i=1}^n a = [((3 \times (A - \text{Noise})) - (4 \times B)) + C]/12$$

$$5. \text{ Var}_{SR\ddot{O}} \sum_{i=1}^n a = [((3 \times (2691 - 10,270)) - (4 \times 2204)) + 1416]/12$$

$$6. \text{ Var}_{SR\ddot{O}} \sum_{i=1}^n a = 53,515$$

$$7. \text{ Toplam varyans} = \text{Noise} + \text{Var}_{SR\ddot{O}}$$

$$8. \text{ Toplam varyans} = 10,270 + 53,515$$

$$9. \text{ Toplam varyans} = 63,785$$

$$10. HK(\Sigma P) = \frac{\sqrt{\text{toplam varyans}}}{\Sigma P}$$

$$11. HK(\Sigma P) = \frac{\sqrt{63,785}}{115}$$

$$12. HK(\Sigma P) = 0,0694$$

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi anabilim dalı laboratuvarında gerçekleştirilmiş ve bu laboratuvarında bulunan kadavradan elde edilen dalak ile altın standart çalışması yapılmıştır. Çıkarılan dalak 2 ay boyunca formaldehit solüsyonunda bekletildi. Ardından Düzce Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi radyoloji bölümünde, Hitachi Echelon 1.5 tesla kapalı MR cihazında, beyin protokolünde, 3D sekansı kullanılarak (FOV:200), anatomik pozisyonda görüntüleri alındı. Koronal, sagittal ve aksiyal olmak üzere üç düzlemde; 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kalınlığında kesit görüntüleri elde edildi. MR görüntüleri üzerinde yapılan hacim hesaplamaları sonucunda en etkin hesaplama yöntemi ve kesit kalınlığı belirlendi.

Toshiba Activion marka BT cihazında (Head Mod, FOV 207,5 Thickness 5 mm) dalağın görüntüleri elde edilmiş ve belirlenen etkin kalınlıkta görüntüler üzerinden hesaplama yapılmıştır. Ardından dalak hacmi, Arşimet prensibi kullanılarak doğrudan ölçülmüştür. Daha sonra dikdörtgen biçiminde bir kalıp içinde parafine gömülmüş, donduğundan emin olduktan sonra paralel dilimleme bıçağı ile dalağın uzun eksenine dik olacak şekilde (aksiyal) 5mm'lik dilimlere ayrılmıştır. Bu dilimler üzerinden de Cavalieri prensibi kullanarak hacim hesaplaması yapıldı.

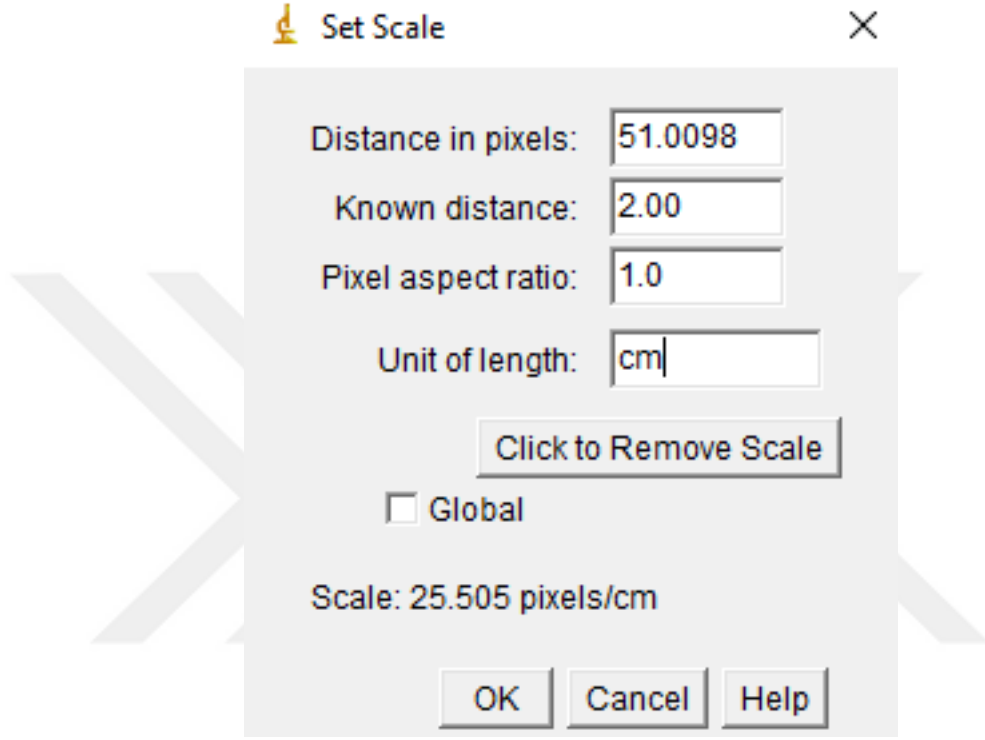
#### 3.1. Planimetri yöntemi ile hacim hesaplama

Planimetri, hesaplama yapılmak istenen yapının iz düşüm alanı ve uzunluğu gibi değişkenleri yarı otomatik, tam otomatik program ya da materyaller vasıtası ile çizilerek yapılan hacim hesaplama yöntemine denir. Planimetrik hesaplamalarda kullanılan birçok bilgisayar programına ücretsiz olarak ulaşılabilmektedir.<sup>38,44</sup>

##### 3.1.1. Image J programı ile hacim hesaplama

Planimetri yöntemi ile hacim hesaplaması, Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü (NIH) tarafından geliştirilmiş, serbest erişimli ImageJ® Version1.52a Java 1.8.0\_144 (64 bit) programı (<https://imagej.nih.gov/ij/download.html>) ile yapıldı. Bu program ile hacim hesabı yapabilmek için DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatındaki MR görüntüleri, RadiAnt DICOM Viewer isimli görüntüleme programı aracılığı ile açıldı. Her kesit yönü için yeni bir klasör oluşturulup JPEG (Joint Photographic Experts Group) formatında bu dosyalara aktarıldı. Ardından bu dosya

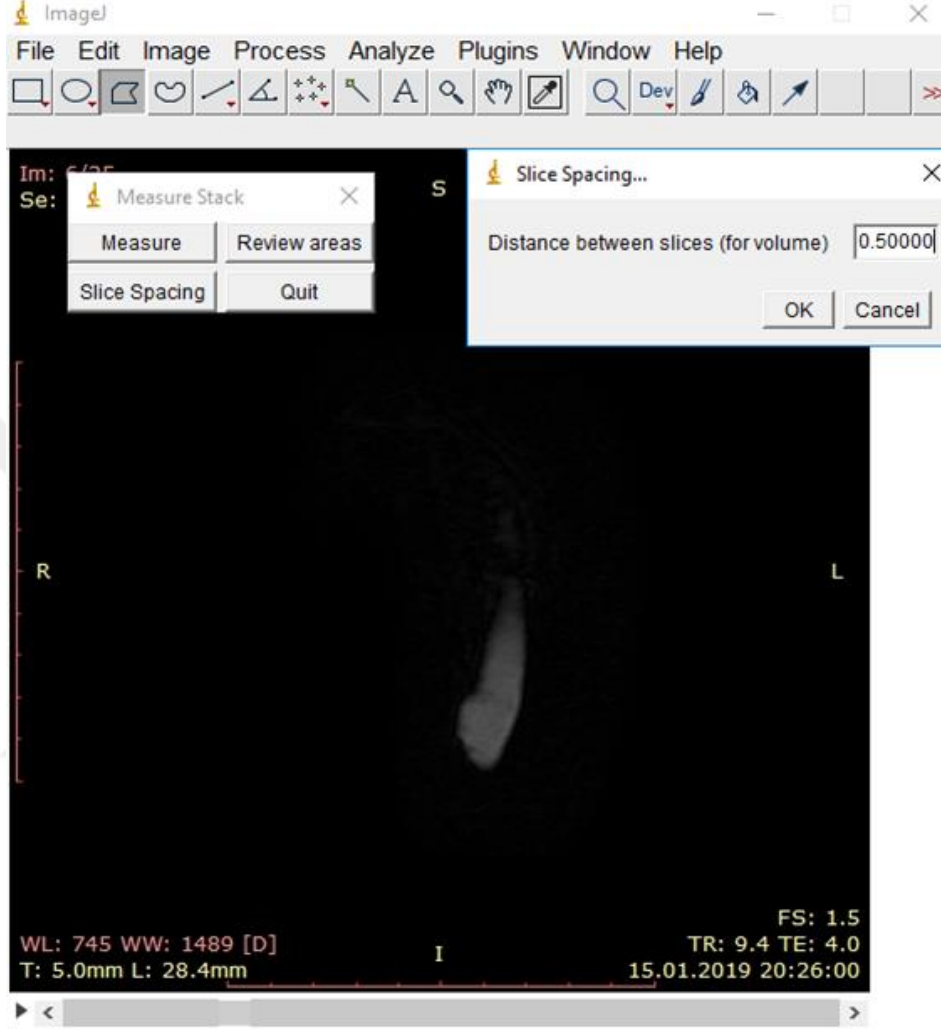
Image J programı üzerine sürüklenerek açıldı. Büyütme ve küçültme oranlarının doğrulanması için görüntü üzerinde kalibrasyon işlemi yapıldı. Kalibrasyon işlemi yapılırken MR görüntü kesitinde bulunan SU’da iki birimlik mesafe işaretlenip ‘Analyze’ sekmesinde bulunan ‘Set Scala’ tıklanıp ‘Known distance’ alanına ‘2’, ‘Unit of length’ alanına ise ‘cm’ yazıldı (Şekil 18).



Şekil 18. Büyütme-küçültme oranı kalibrasyonunun gösterilmesi.

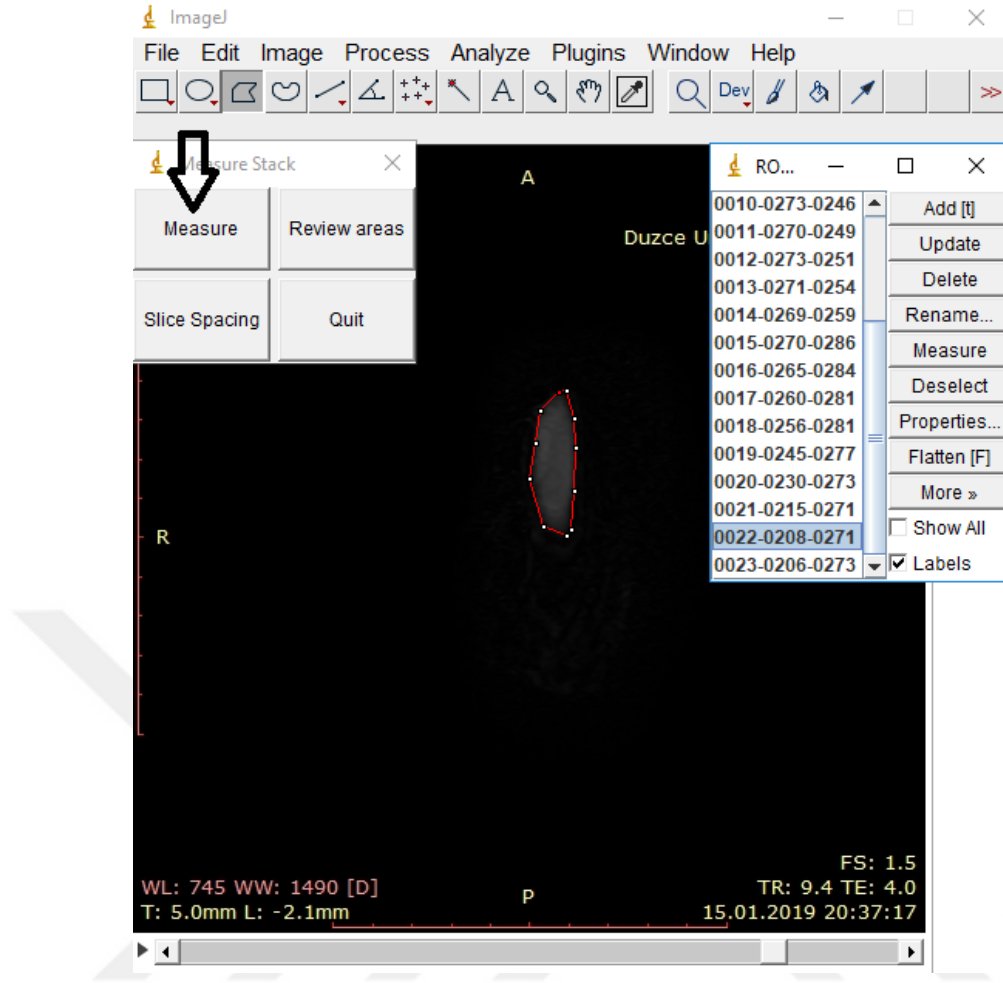


Kalibrasyon işlemi yapıldıktan sonra 'Plugins' seçeneği üzerinden 'Measure stack' tıklanarak açılır. 'Measure stack' menüsü üzerinde bulunan 'Slice Spacing' seçilerek kesit kalınlığı girilir (Şekil 19).



Şekil 19. Kesit kalınlığının girilmesi.

Daha sonra 'Analyze' sekmesi üzerinden 'Tools' seçeneği üzerine gelinir ve buradan da 'ROI Manager' seçilerek açılır. Her kesitteki görüntü kenarları hassas bir şekilde seçilir ve kısayol 't' tuşu ile 'ROI Manager' tablosuna aktarılır. Tüm kesitlerde kenar belirleme işlemi bittikten sonra 'ROI Manager' görüntüleri kaydedilir ve 'Measure' seçeneğine tıklanarak hacim hesaplanır (Şekil 20). Hesaplanan hacim ikinci bir sayfada otomatik olarak açılır.



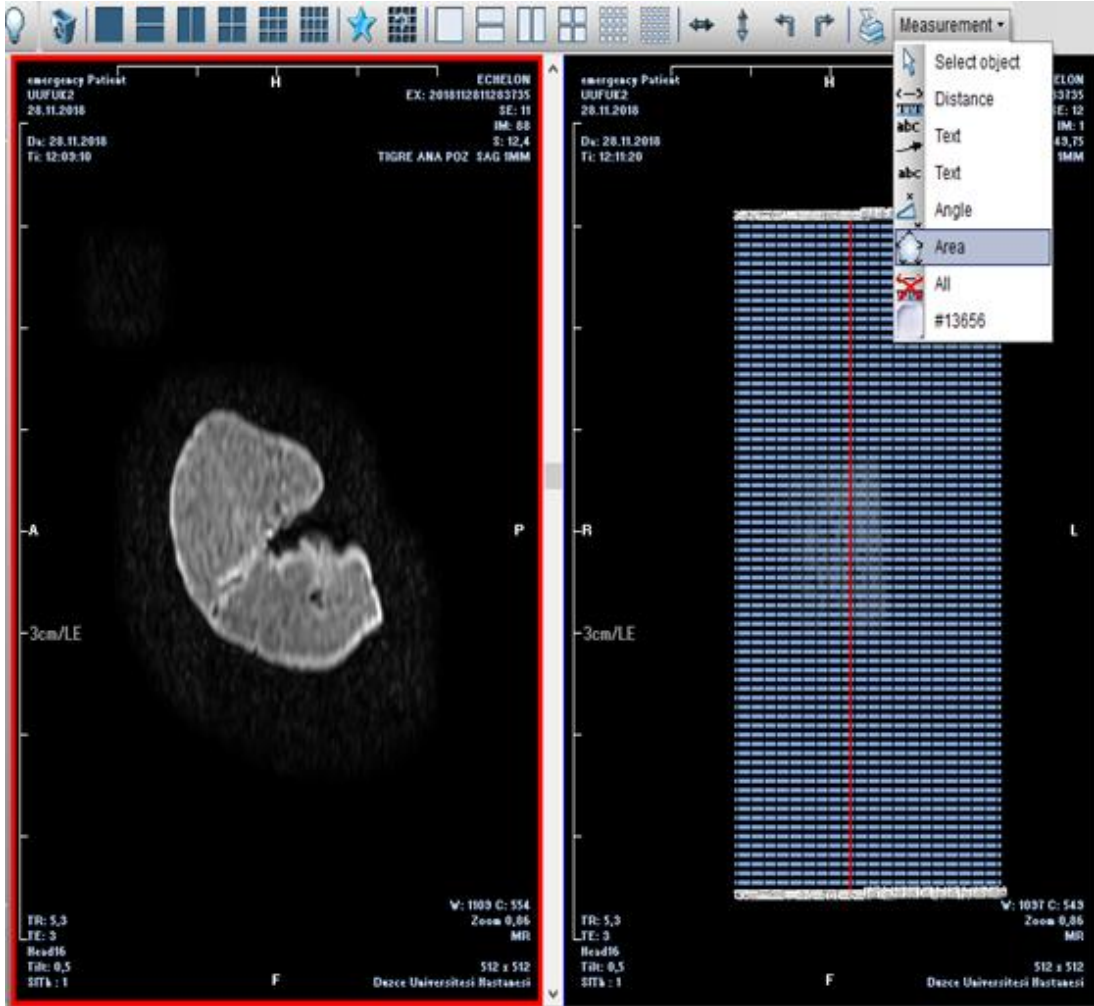
Şekil 20. ROI Manager tablosu ve Measure seçeneğinin gösterilmesi.

### 3.1.2. Hipax programı ile hacim hesaplama

Hipax Patient CD Wiewer V2.4.6 programı (2012), Düzce Üniversitesi Radyoloji ünitesinde MR ve BT görüntülerini bilgisayar sistemi üzerinden CD'ye aktarılırken CD üzerine yüklenen bir DICOM formatı görüntüleme programıdır.

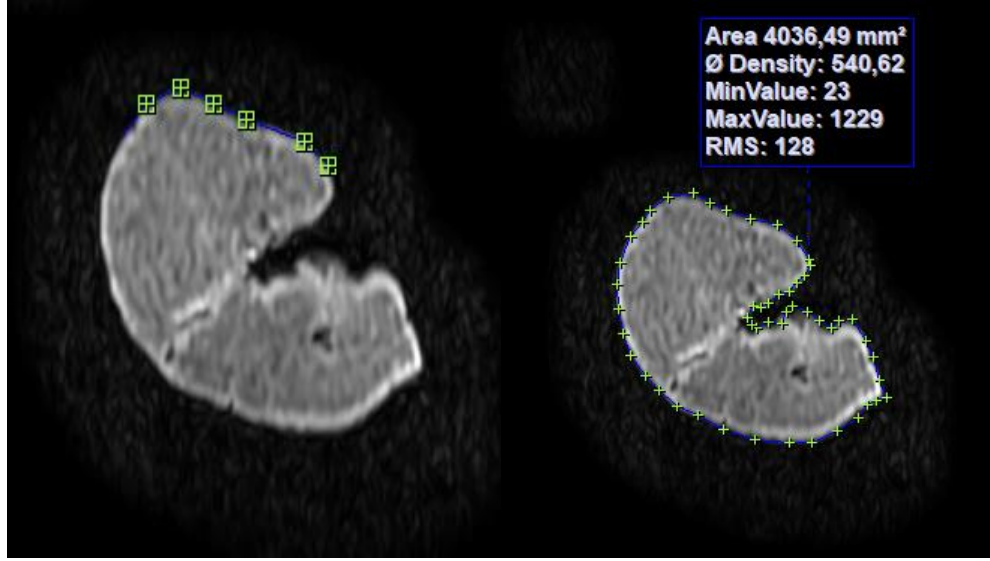
Hipax programı ile hacim hesaplaması yaparken, önce radyolojik görüntüler bu program çalıştırılarak açılır. Tüm görüntüler ekranın sağ kısmından yukarıdan aşağıya doğru

sıralanacaktır. Çalışılmak istenen görüntü tıklanarak açılır. Daha sonra ekranın sol üst bölümünde 'Measurment' seçeneğine, ardından 'Area' seçeneği tıklanır (Şekil 21).



Şekil 21. Program üzerinden alan ölçüm seçeneğinin gösterilmesi.

Mouse ile açık olan dalak görüntüsünün sınırları belirlenir. Belirlenen son noktaya çift tıklanarak alan otomatik olarak hesaplanır (Şekil 22).



Şekil 22. Hipax Patient CD Wiewer V2.4.6 programı ile kenar seçimi ve alan hesaplama.

Tüm kesit görüntüleri için aynı işlem yapılarak bütün alanlar hesaplanır. Cavalieri prensibinde olduğu gibi toplam alan, kesit kalınlığı ile çarpılarak hacim bulunur (**Denklem 1**).

$$V_{ref} = \sum a_i \times t$$

**Denklem 7.** Toplam alan ve kesit kalınlığı ile referans hacmin hesaplanması.<sup>26</sup>

Hızlı bir hacim hesaplaması yapabilmek için bu formülün kullanıldığı bir Excel dosyası hazırlanmış ve veriler buraya girilerek toplam hacim değeri otomatik olarak elde edildi (**Şekil 23**).

	A	B	C
1	Kesit no	A <sub>i</sub>	
2		1	258,69
3		2	1435,47
4		3	2022,86
5		4	2121,05
6		5	2327,95
7		6	2434,83
8		7	2500,81
9		8	2544,28
10		9	2464,94
11		10	2243,38
12		11	1967,98
13		12	1693,79
14		13	1457,88
15		14	1300,57
16		15	1127,45
17		16	984,07
18		17	820,74
19		18	565,51
20		19	336,35
21		20	96,46
22	Toplam alan (ΣA)=	30705,06	mm <sup>2</sup>
23	Kesit kalınlığı l(t)=	5	mm
24	<b>HACİM(V)=</b>	<b>153,5253</b>	<b>cm<sup>3</sup></b>
25	Hesaplama süresi	1865	Saniye

Şekil 23. Hacim hesaplama tablosu.

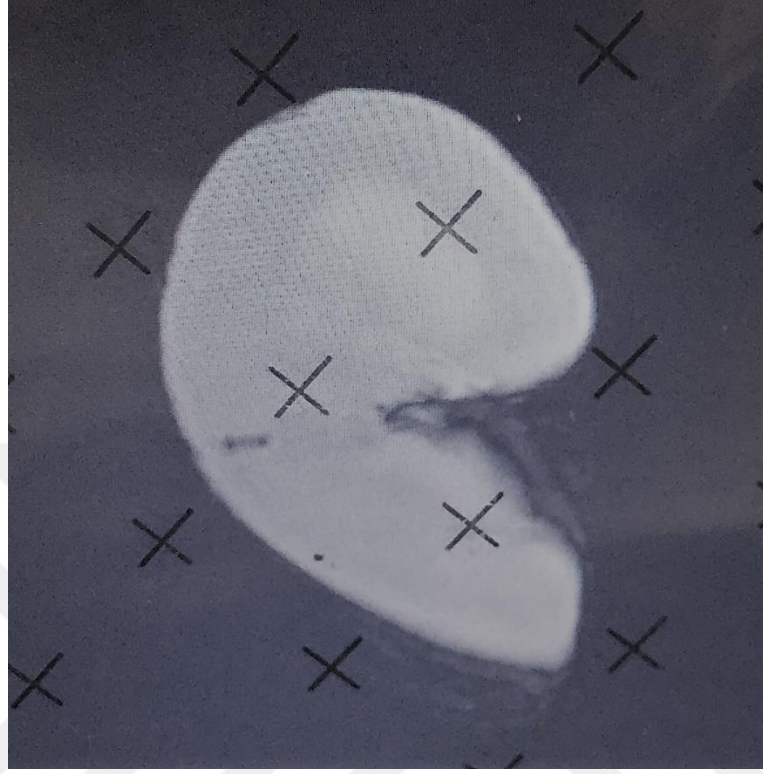
### 3.2. MR ve BT Görüntüleri Üzerinden Cavalier Prensibi ile Hacim Hesaplama

Cavalieri yönteminin uygulanabilirliği elde edilen kesit görüntülerinde kenarların gerçek kesit sınırlarını gösterebilmesi ile yakından ilgilidir. Bu nedenle MR ile yaptığımız hesaplamaların bir kısmını BT görüntüleri üzerinden de gerçekleştirildi.

Dalağın MR görüntüleri, ücretsiz olarak elde edilen RadiAnt DICOM Viewer User Manual programı ile açıldı. Anatomik pozisyonda, koronal, aksiyal ve sagittal yönde; 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında hesaplamalar yapıldı. Bütün kesit görüntülerinde aynı görüntü büyütme oranı kullanıldı (7,95/10).

İlk dalak görüntüsünden itibaren tüm görüntüler üzerine sıklığı 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm olan NAÖC ile daha sonra elde edilen veriler ışığında 5 mm kesit kalınlığındaki görüntüler üzerinde 5 mm NAÖC kullanılarak hesaplama yapıldı. Bu cetveller görüntü

üzerine rastgele olacak şekilde konularak kesit yüzeyine isabet eden noktalar sayıldı (Şekil 24). Sayımları kaydetmek amacı ile bir form oluşturuldu (Şekil 25).



Şekil 24. NAÖC cetveli ile nokta sayımı.

BT görüntülerinde ise 5 mm kesit kalınlığında, koronal, sagittal ve aksiyal yöndeki görüntüler üzerinden hacim hesaplaması yapıldı. Hesaplama için 5 mm NAÖC kullanıldı.

Farklı gözlemciler arasında hacim hesaplama farkının olup olmadığını incelemek amacıyla 6 gözlemci seçildi. Cavalieri prensibi yaklaşık 5 dk'da anlatılarak hacim hesaplaması yaptırıldı. Hesaplamalar 5 mm kesit kalınlığındaki MR görüntüleri üzerinde, 5 mm NAÖC kullanılarak yapıldı. Elde edilen sonuçlar, SPSS istatistik (IBM SPSS Statistics, Version 22) programına girilerek intraclass correlation analizi ile incelendi.

Yapılan hesaplamalarda aynı görüntü büyütme oranı kullanıldı ve süreleri kronometre ile kaydedildi.

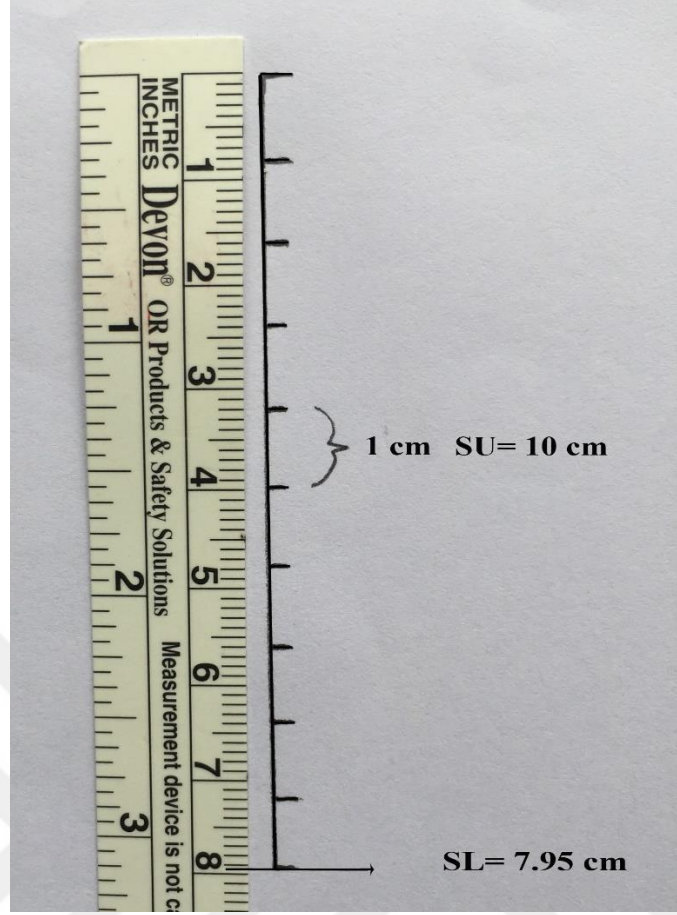
NOKTA SAYIM TABLOSU

d=				t=			
NOKTA SAYISI (Pi)				NOKTA SAYISI (Pi)			
Kesit no	KORONAL	AKSİYAL	SAGİTAL	Kesit no	KORONAL	AKSİYAL	SAGİTAL
1				1			
2				2			
3				3			
4				4			
5				5			
6				6			
7				7			
8				8			
9				9			
10				10			
11				11			
12				12			
13				13			
14				14			
15				15			
16				16			
17				17			
18				18			

Şekil 25. Sayımların kaydedilmesi için kullanılan form.

Hesaplamalarda kullanılan NAÖC, Macromedia Flash 8 (<https://macromedia-flash-8.soft32.com>) programı ile gerekli sıklıkta noktalar oluşturuldu ve şeffaf bir asetata basıldı. Her bir NAÖC'nin cetvel ile kalibrasyonu yapıldı, ardından sayım için kullanıldı.

Her kesitten elde edilen nokta sayısı (Pi), skala uzunluğu (SU) ve bu skalanın cetvel ile ölçülen uzunluğu (SL) (Şekil 26), NAÖC sıklığı ve kesit kalınlığı Microsoft Office Excel programı üzerinde hazırlanan tabloya girilerek hacim ve HK hesaplandı (Şekil 27).



Şekil 26. Skalının temsil ettiği uzunluğun (SU) cetvel ile ölçülmesi (SL).



kesit no	Pi	Pi.Pi(A)	Pi.Pi+1(B)	Pi.Pi+2(C)
1	4	16	32	44
2	8	64	88	112
3	11	121	154	385
4	14	196	490	420
5	35	1225	1050	455
6	30	900	390	0
7	13	169	0	0
8		0	0	0
<b>Toplam</b>	<b>115</b>	<b>2691</b>	<b>2204</b>	<b>1416</b>
<b>Kesit Sayısı=</b>		<b>7</b>		
<b>Kesit Kalınlığı=</b>		<b>10 mm</b>		
<b>Bar uzunluğu=</b>		<b>79,5 mm</b>		
<b>Bar gösterge uzunl=</b>		<b>100 mm</b>		
<b>Sonda aralığı</b>		<b>10 mm</b>		<b>12,57862</b>
<b>A</b>		<b>158,2216 mm2</b>		
<b>Nug</b>		<b>10,27085</b>		
<b>Alan varyansı</b>		<b>53,51562</b>		
<b>Toplam Varyans</b>		<b>63,78647</b>		
<b>CE</b>		<b>0,069449</b>		
<b>%nug</b>		<b>19,19225</b>		
<b>Hacim</b>		<b>181954,8 mm3</b>		

Şekil 27. Microsoft Office Excel hesaplama tablosu.

Şekil 27'de yer alan CE (coefficient of error), hata katsayısını ifade etmektedir.

### 3.3. Paralel Dilimle Bıçağı ile Dilimlenen Dalağın Cavalieri Prensibi ile Hacminin Hesaplanması

Çalışmamız için kullanılan dalak Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi AD laboratuvarında dikdörtgen şeklindeki bir kalıba uzun eksenine paralel olacak şekilde

yerleřtirildi. Daha sonra üzerine eritilmiř parafin, tüm yüzeyini kaplayacak şekilde döküldü (**Resim 3**).



**Resim 3.** Parafine gömülü olan dalağın, kesim hatlarının belirlenmesi.

Parafin donduğundan emin olunduktan sonra üzerine cetvel ile 5 mm aralıklı düz ve paralel çizgiler çizildi. Bu çizgiler üzerinden (aksiyal yönde) kesitler alınarak dalak, 5 mm kalınlığında dilimlere ayrıldı (**Resim 4**).



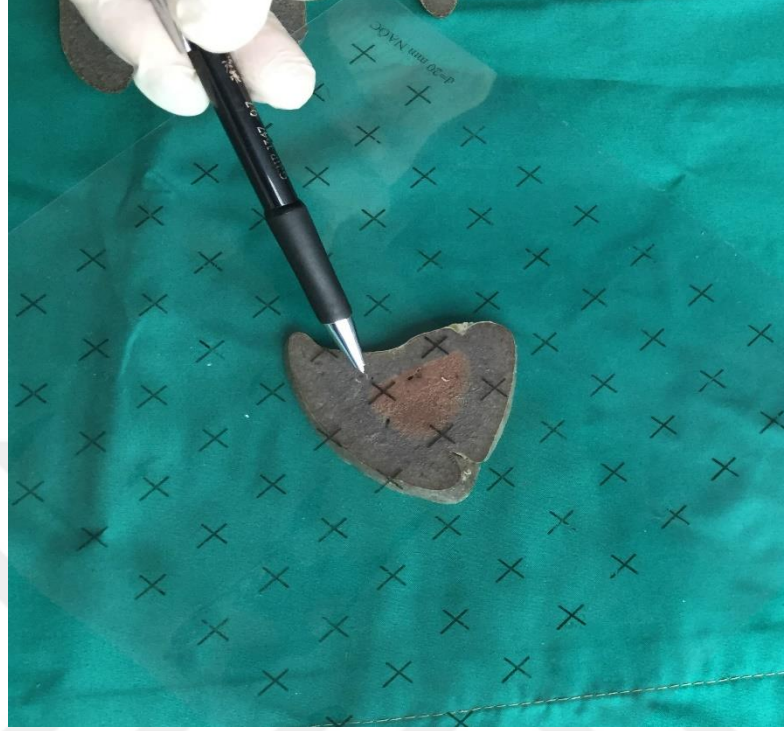
**Resim 4.** Eşit aralıklı dilimlenmiş dalağın görüntüsü.

Bu dilimlerin aynı tarafa bakan yüzleri bir zemin üzerine dizildi (**Resim 5**). Ardından bu dilimler üzerinden Cavalieri prensibi ile hacim hesaplaması yapıldı. Hesaplama yapılırken her bir kesit yüzeyi üzerinde 3 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC kullanıldı (**Resim 6**). Elde edilen veriler **Şekil 27**'deki Excel sayfasına girilerek hacim ve HK hesaplandı. Bu Excel dosyaları üzerinden sırasıyla her iki kesitten biri atlanarak 10 mm, üç kesitten ikisi atlanarak 15 mm, dört kesitten üçü atlanarak 20 mm ve beş kesitten dördü atlanarak 25 mm kesit kalınlığı elde edildi. Bu işlem rastgele bir kesitten başlayacak şekilde ve sistematik olarak yapıldı.



**Resim 5.** Fiziksel olarak dilimlenen dalağın aynı yöne bakan yüzleri.

**Resim 5**'da işaretlenmiş olan kesitin hesaplama yapılan yüzüne, paralel dilimleme bıçağı isabet etmediğı için hesaplama dahil edilmedi.



**Resim 6.** Sıklığı 20 mm olan NAÖC ile hesaplama.

## 4.BULGULAR

Noktalı alan ölçüm cetveli (NAÖC) kullanılarak yapılan sayımlar, Cavalieri metoduna göre, kesit kalınlığı, büyütme-küçültme oranı, nokta sıklığı ve diğer veriler, önceden hazırlanan excel hesaplama tablosuna girilerek, hacim hesaplamasında kullanıldı.

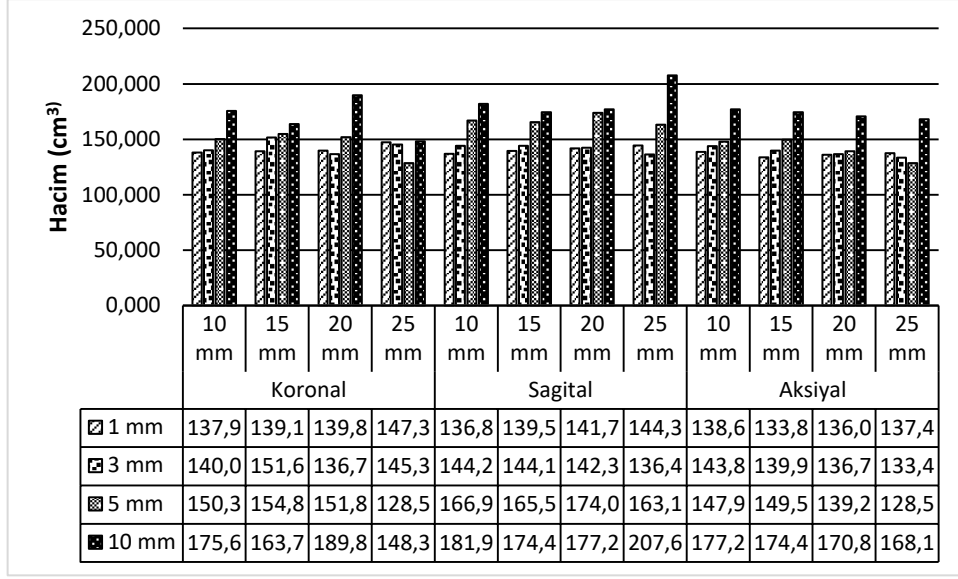
Çalışmamızda kullanılan dalağın (**Resim 7**) Arşimet prensibi ile ölçülen hacmi 136.000 cm<sup>3</sup> idi.



**Resim 7.** Çalışmada kullanılan dalağın görünümü.

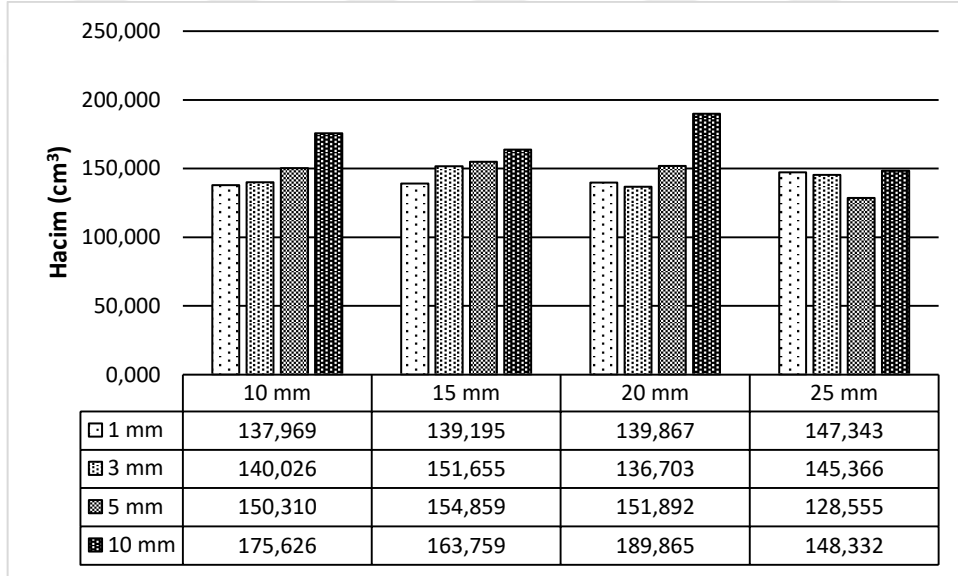
### 4.1. MR Görüntüleri Üzerinden Yapılan Hesaplamaların Sonuçları

MR görüntülerinde farklı yönelimlere ait kesit görüntülerinin kullanıldığı hacim hesaplama sonuçları 128.550 cm<sup>3</sup> ile 207.660 cm<sup>3</sup> arasında değişmekteydi (**Şekil 28**).



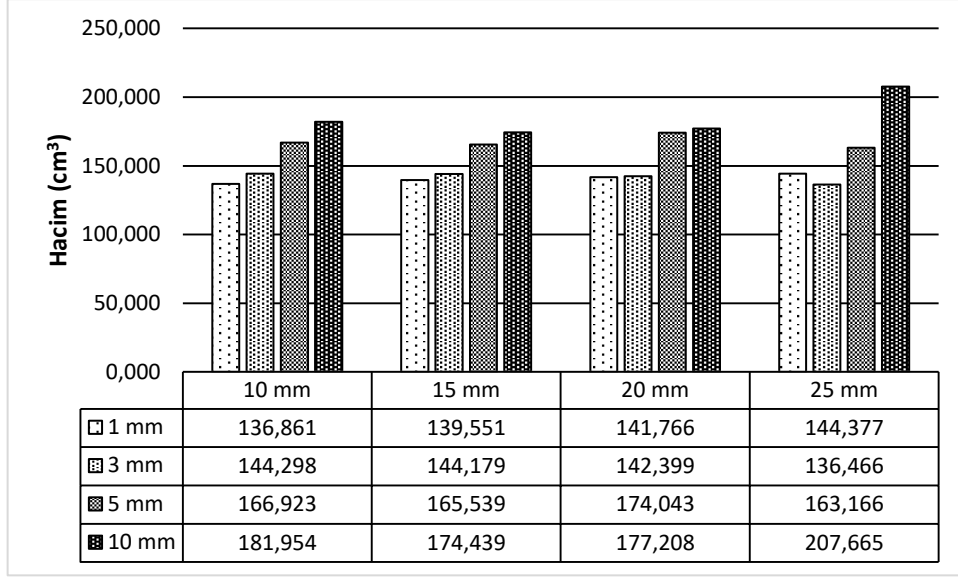
Şekil 28. MR görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamalar.

MR görüntülerinde koronal yöndeki kesit görüntülerinin kullanıldığı hacim hesaplama sonuçları  $128.555 \text{ cm}^3$  ile  $189.865 \text{ cm}^3$  arasında idi (Şekil 29).



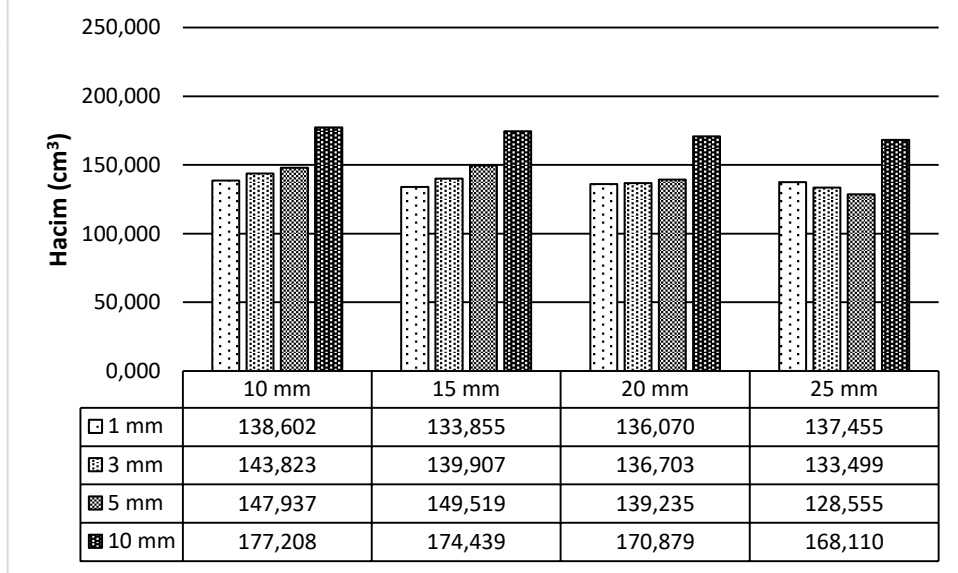
Şekil 29. MR görüntülerinde, koronal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacimler.

MR görüntülerinde sagittal yöndeki kesit görüntülerinin kullanıldığı hacim hesaplama sonuçları  $136.466 \text{ cm}^3$  ile  $207.665 \text{ cm}^3$  arasında değişiyordu (Şekil 30).



**Şekil 30.** MR görüntülerinde, sagittal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacimler.

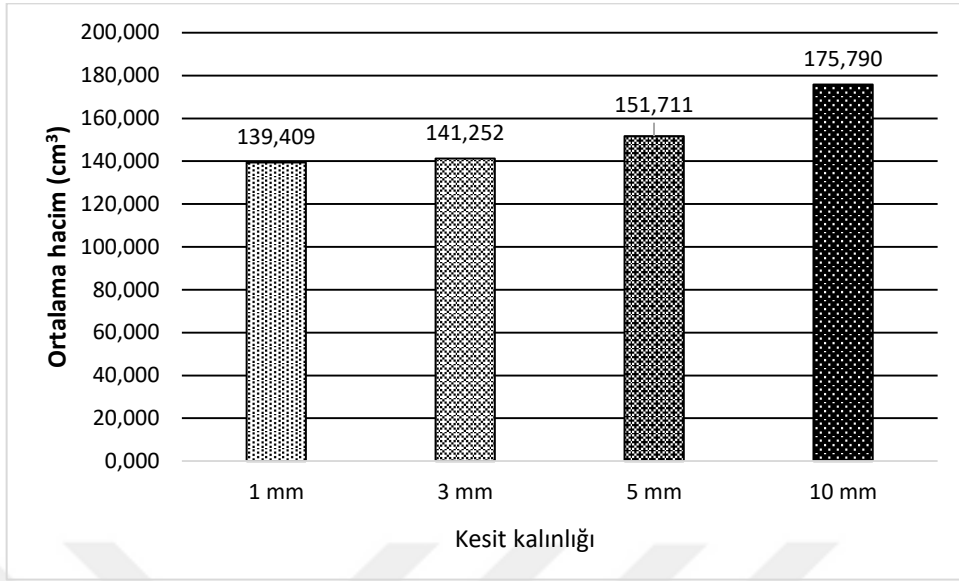
MR görüntülerinde aksiyal yöndeki kesit görüntülerinin kullanıldığı hacim hesaplama sonuçları  $128.555 \text{ cm}^3$  ile  $177.208 \text{ cm}^3$  arasında değişmekteydi (**Şekil 31**).



**Şekil 31.** MR görüntülerinde, aksiyal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacimler.

MR görüntülerinde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında elde edilen tüm hacimlerin ortalaması  $139.409 \text{ cm}^3$  ile  $175.790 \text{ cm}^3$  arasında değişmekteydi (**Şekil 32**).

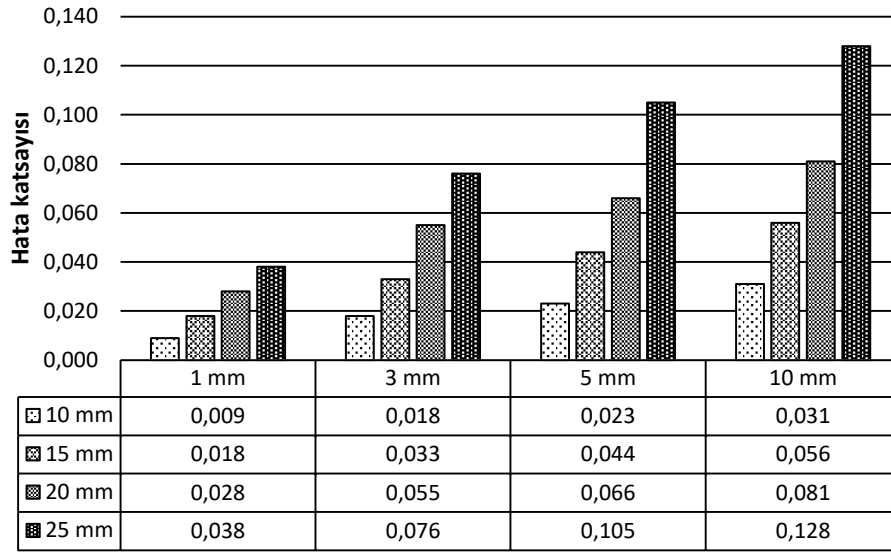




**Şekil 32.** Farklı kesit kalınlıklarında elde edilen ortalama hacim değerleri.

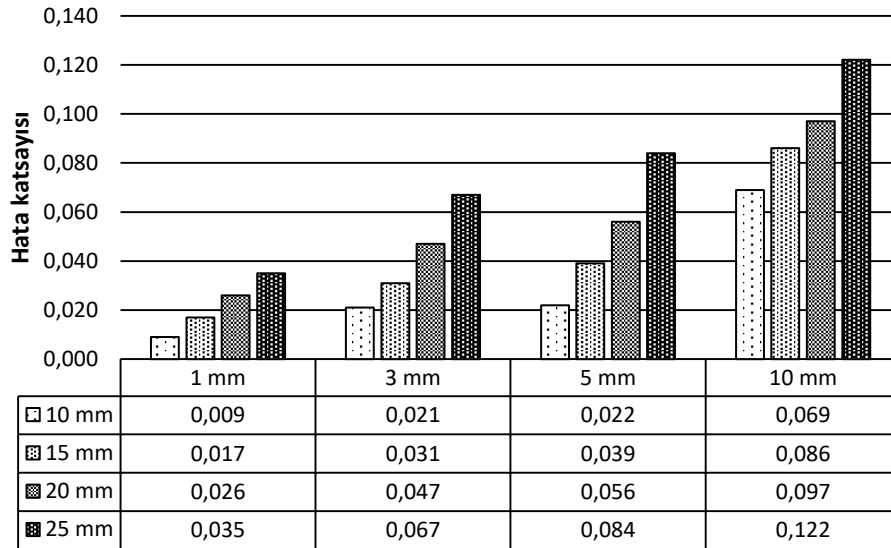
MR görüntüleri kullanılarak farklı yönelimlere ait kesit görüntülerinin kullanıldığı hacim hesaplamalarının hata katsayıları (CE), kesit kalınlığına ve kullanılan NAÖC nokta sıklığına göre 0.009 ile 0.135 arasında değişmekteydi.

Koronal yöndeki farklı kesit kalınlığına ait görüntülerden yapılan hesaplamaların hata katsayıları 0.009 ile 0.128 arasında değişmekteydi (**Şekil 33**).



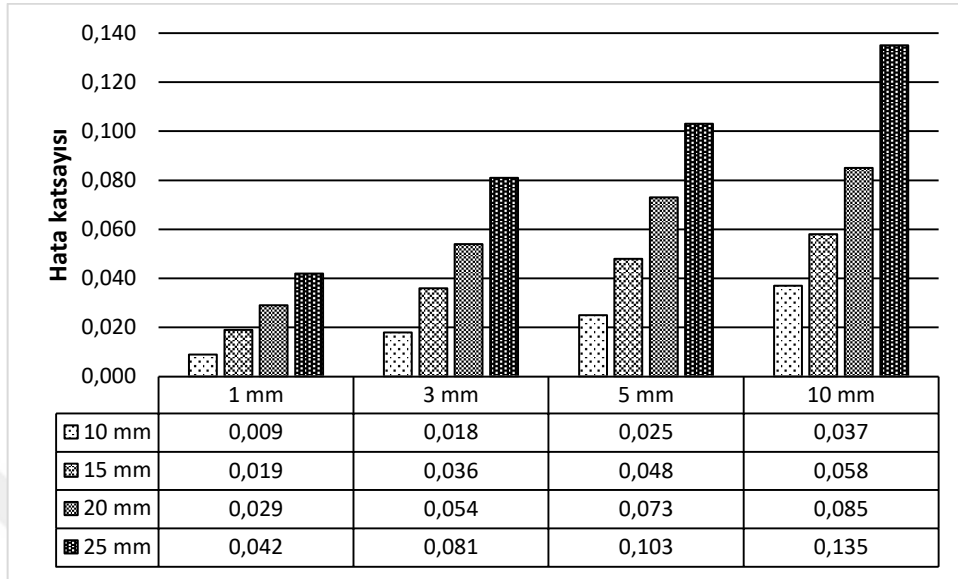
**Şekil 33.** MR görüntülerinde, koronal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hata katsayıları.

Sagittal yöndeki farklı kesit kalınlığına ait görüntülerden yapılan hesaplamaların hata katsayıları 0.009 ile 0.122 arasında değişmekteydi (**Şekil 34**).



**Şekil 34.** MR görüntülerinde, sagittal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hata katsayıları.

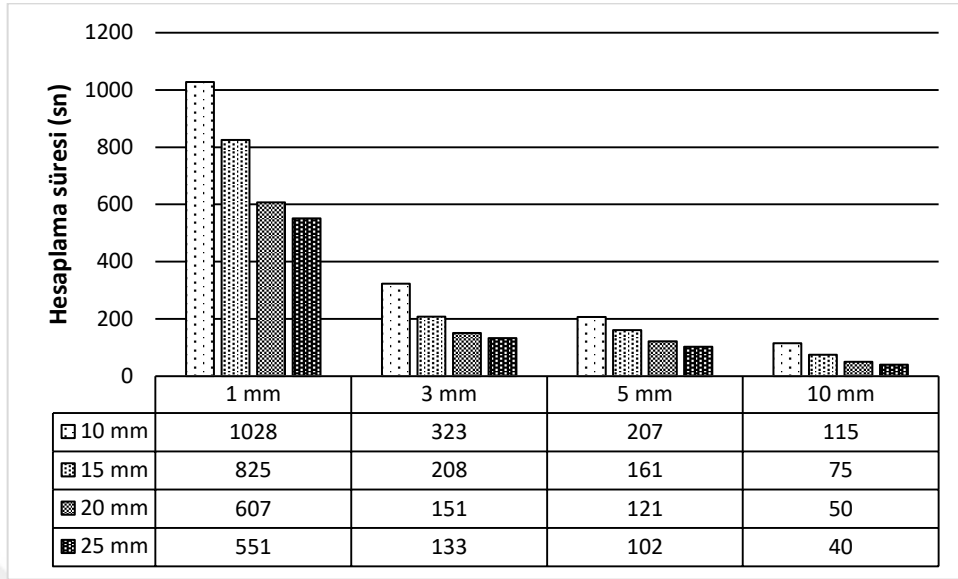
Aksiyal yöndeki farklı kesit kalınlığına ait görüntülerden yapılan hesaplamaların hata katsayıları 0.009 ile 0.135 arasında değişiyordu (Şekil 35).



Şekil 35. MR görüntülerinde, aksiyal düzlemde 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında elde edilen hata katsayıları.

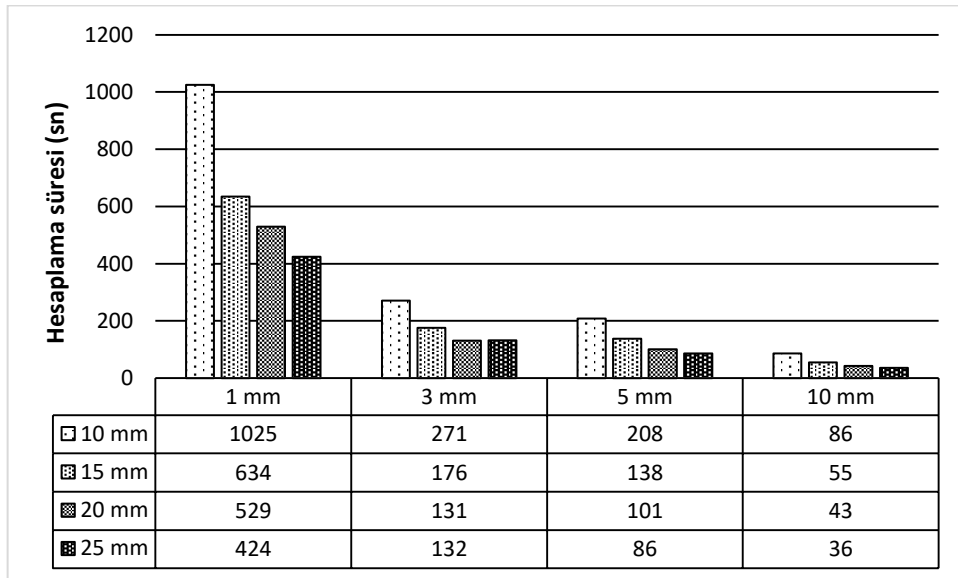
MR görüntüleri kullanılarak farklı kesit kalınlıklarına ait kesit görüntülerinin kullanıldığı hacim hesaplamalarının süresi, kullanılan NAÖC nokta sıklığına göre 36 sn ile 1226 sn arasında değişmekteydi.

Koronal yöndeki farklı kesit kalınlıklarına ait görüntülerden yapılan hesaplamaların süresi 40 sn ile 1028 sn arasında değişmekteydi (Şekil 36).



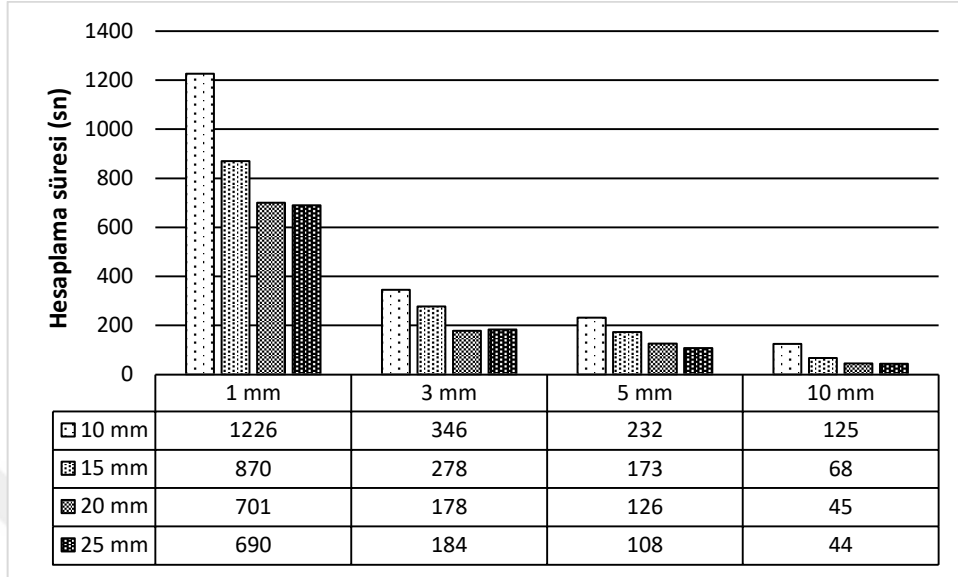
**Şekil 36.** MR görüntüleri üzerinde 1mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında, koronal düzlemde yapılan hacim hesaplamasının süresi.

Sagittal yöndeki farklı kesit kalınlıklarına ait görüntülerden yapılan hesaplamaların süresi 36 sn ile 1025 sn arasında değişmekteydi (Şekil 37).



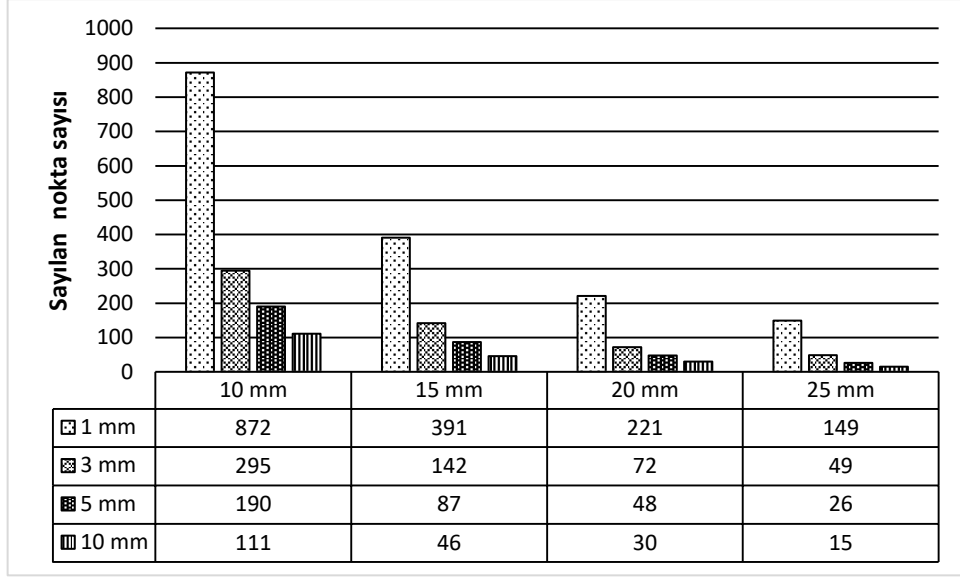
**Şekil 37.** MR görüntüleri üzerinde 1mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında, sagittal düzlemde yapılan hacim hesaplamasının süresi.

Aksiyal yöndeki farklı kesit kalınlıklarına ait görüntülerden yapılan hesaplamaların süresi 44 sn ile 1226 sn arasında değişmekteydi (Şekil 38).



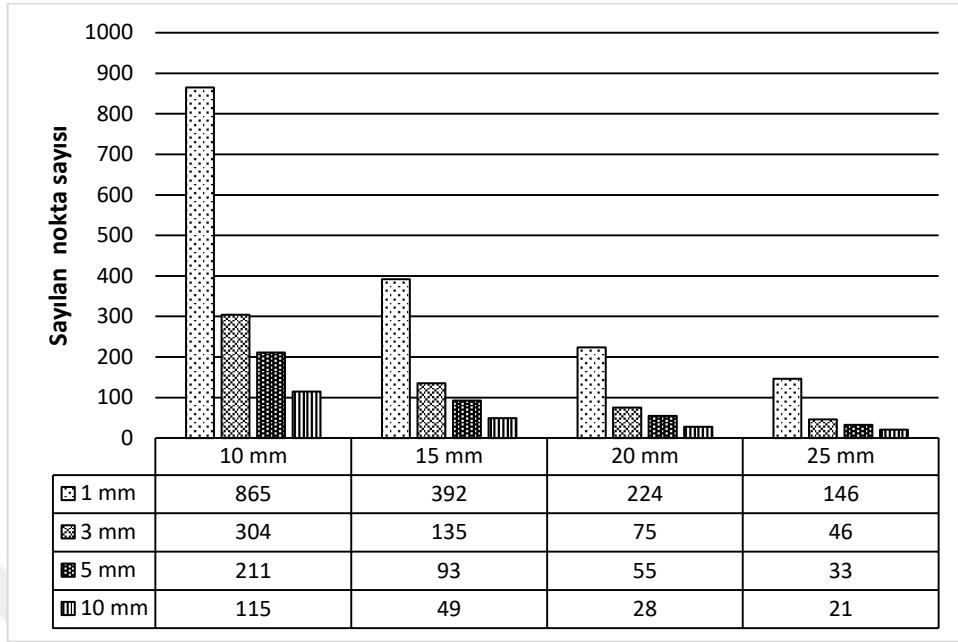
Şekil 38. MR görüntüleri üzerinde 1mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında, aksiyal düzlemde yapılan hacim hesaplamasının süresi.

MR görüntüleri üzerinde, koronal düzlemde, 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm nokta sıklığında sayılan toplam nokta sayısı ( $\sum P$ ), 15 ile 872 arasında değişmekteydi (Şekil 39).



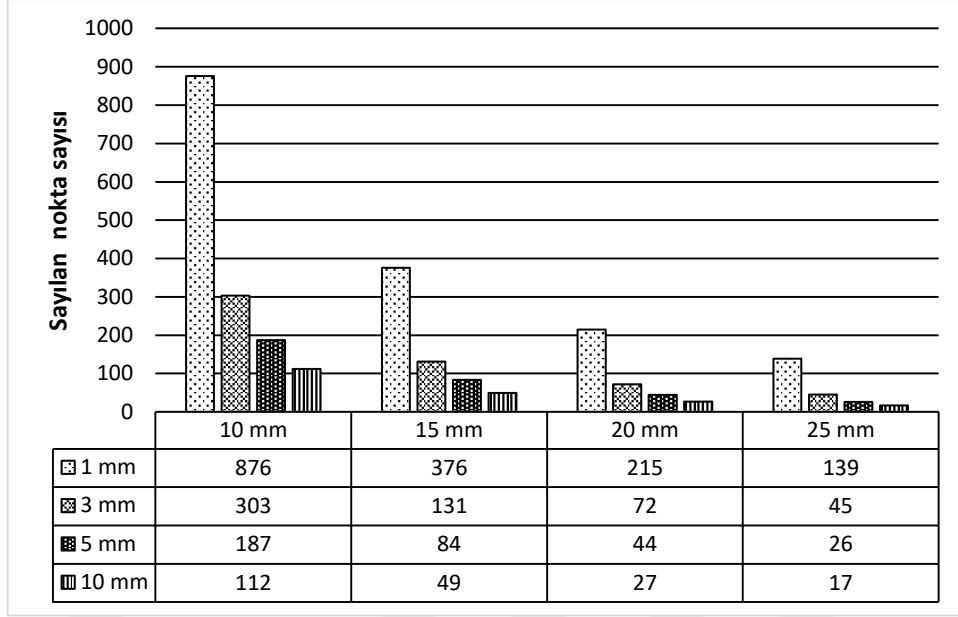
Şekil 39. Koronal düzlemde, farklı kalınlık ve farklı NAÖC nokta sıklığı ile sayılan toplam nokta sayıları.

MR görüntüleri üzerinde, sagittal düzlemde, 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm nokta sıklığında sayılan toplam nokta sayısı ( $\Sigma P$ ), 21 ile 865 arasında değişmekteydi (Şekil 40).



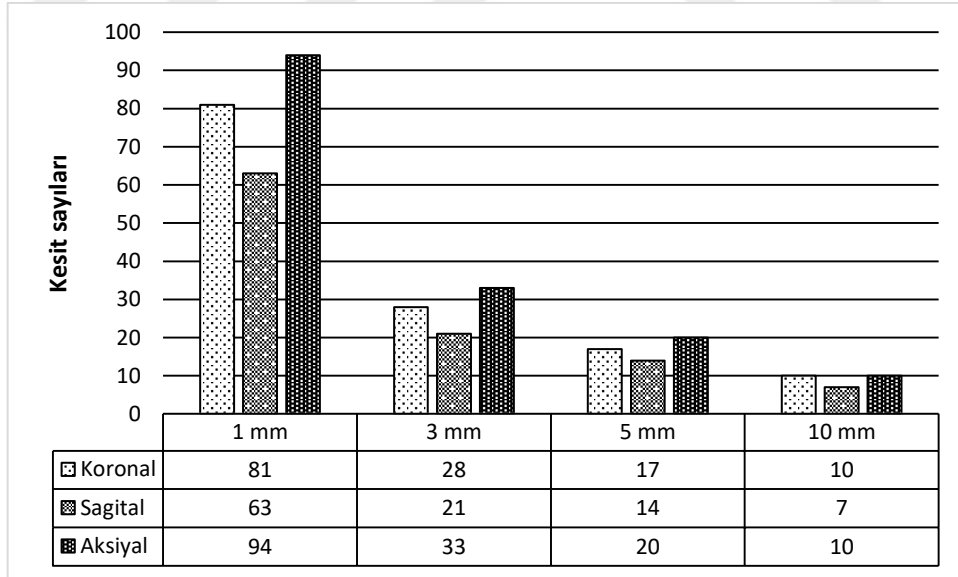
Şekil 40. Sagittal düzlemde, farklı kalınlık ve farklı NAÖC nokta sıklığı ile sayılan toplam nokta sayıları.

MR görüntüleri üzerinde, aksiyal düzlemde, 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 10 mm kesit kalınlığında ve 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm nokta sıklığında sayılan toplam nokta sayısı ( $\sum P$ ), 17 ile 876 arasında değişmekteydi (Şekil 41).



Şekil 41. Aksiyal düzlemde, farklı kalınlık ve farklı NAÖC nokta sıklığı ile sayılan toplam nokta sayıları.

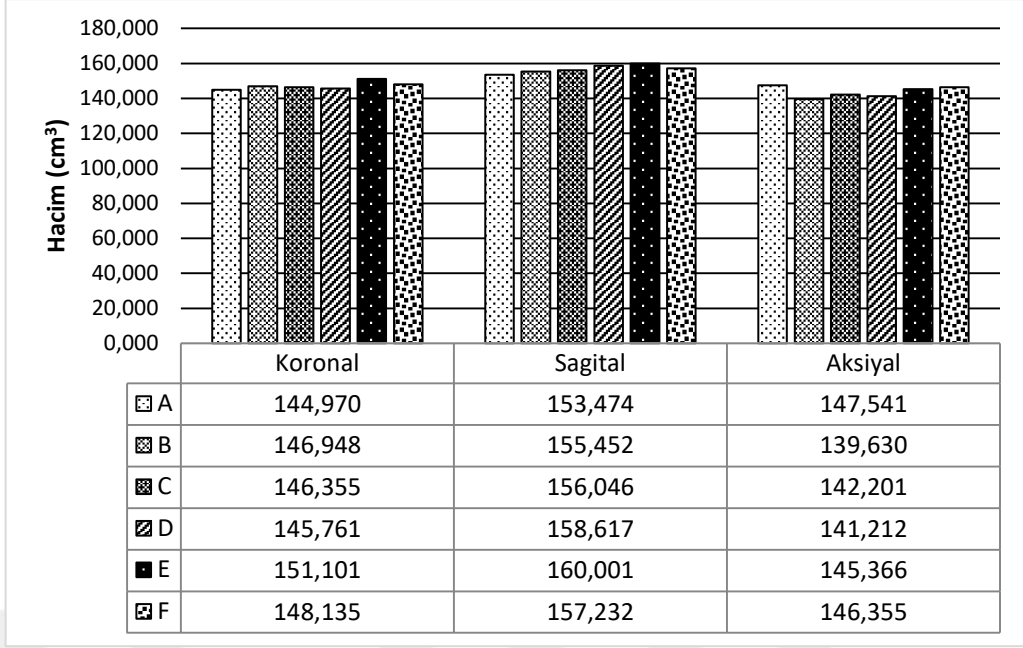
MR görüntüleri ile yapılan hacim hesaplaması için farklı yönlerde ve farklı kesit kalınlığında elde edilen kesit sayısı 7 ile 94 arasında değişmekteydi (Şekil 42).



Şekil 42. Farklı eksenlerde ve farklı kalınlıklarda elde edilen kesit sayısı.

Farklı 6 gözlemcinin 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm nokta sıklığında yaptığı hacim hesaplamaları  $141.212 \text{ cm}^3$  ile  $160.001 \text{ cm}^3$  arasında idi (Şekil 43).

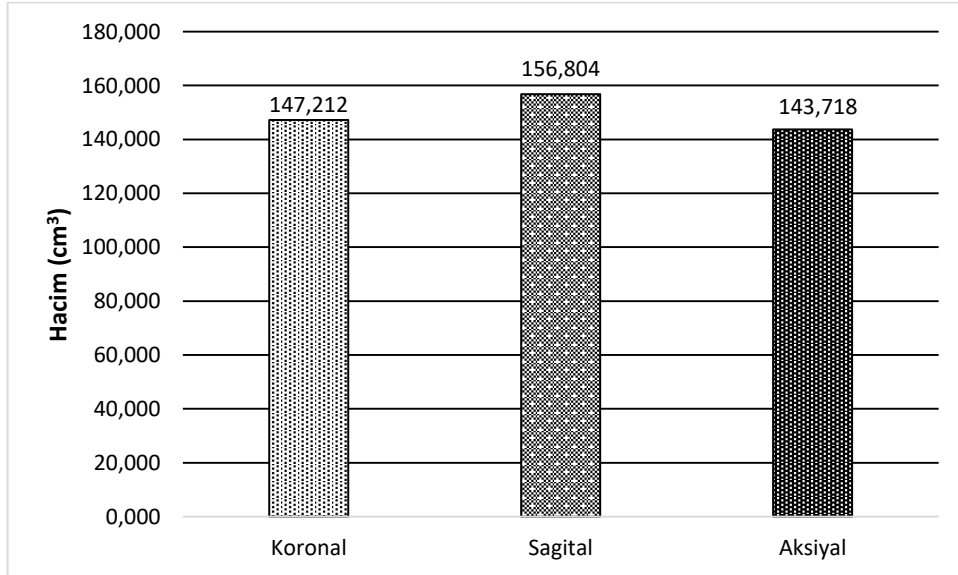




**Şekil 43.** Farklı gözlemcilerin hesaplama sonucu elde ettikleri hacim değerleri.

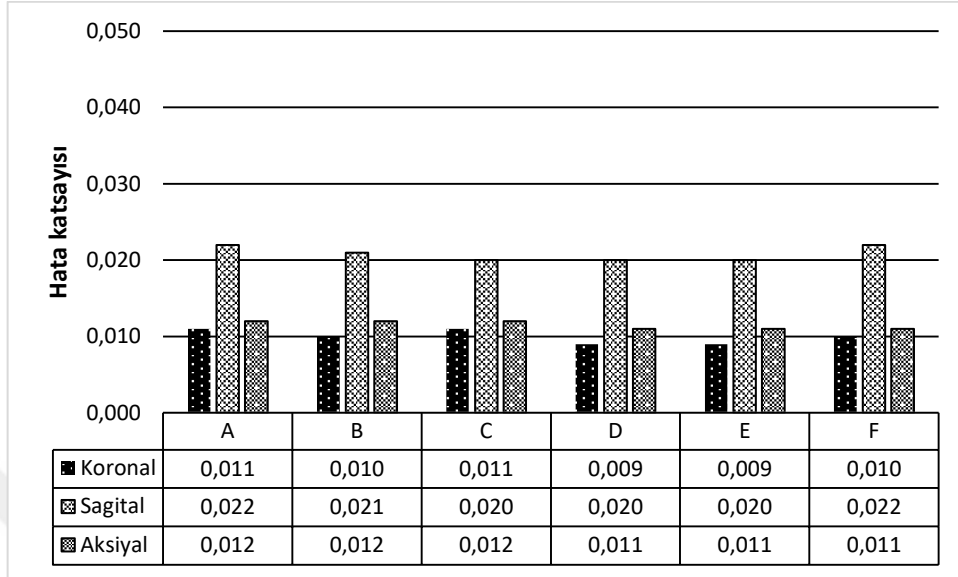
Hacim hesaplama sonuçları açısından, gözlemciler arasında yüksek düzeyde anlamlı bir uyum vardı (intraclass correlation coefficient  $r=0.976$   $p<0.001$ ).

Farklı 6 gözlemcinin koronal, sagittal ve aksiyal yönde, 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm nokta sıklığında yaptığı hacim hesaplamalarının ortalaması **Şekil 44**'de verilmiştir.



**Şekil 44.** Farklı 6 gözlemcinin koronal, sagittal ve aksiyal yöndeki hesaplamalarının ortalaması

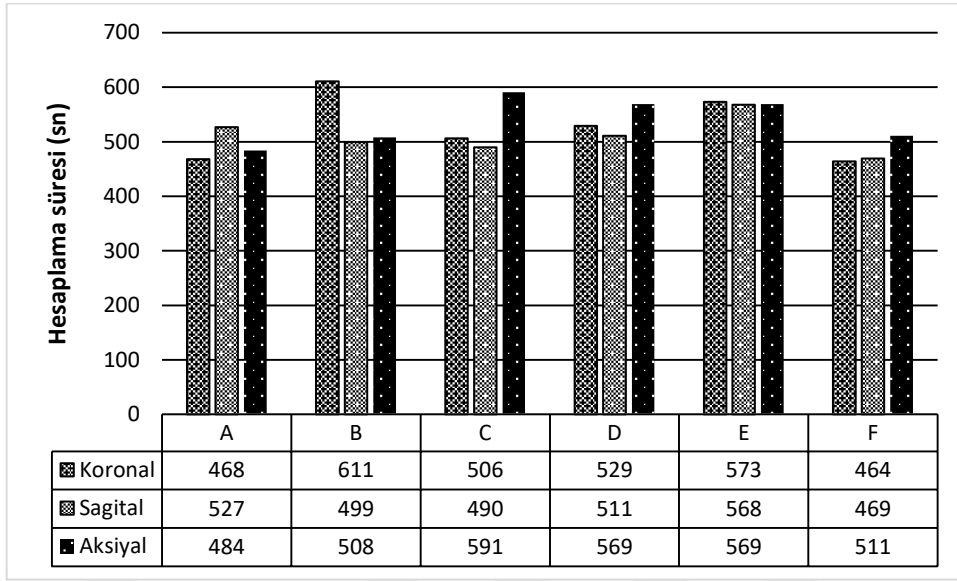
Farklı 6 gözlemcinin 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm nokta sıklığında yaptığı hacim hesaplamalarının hata katsayıları 0.009 ile 0.022 arasında idi (Şekil 45).



Şekil 45. Farklı gözlemcilerin hacim hesaplaması sonucu elde ettikleri hata katsayıları.

Hata katsayısı bakımından gözlemciler arasında yüksek düzeyde anlamlı bir uyum vardı (intraclass correlation coefficient  $r=0.997$   $p<0.001$ ).

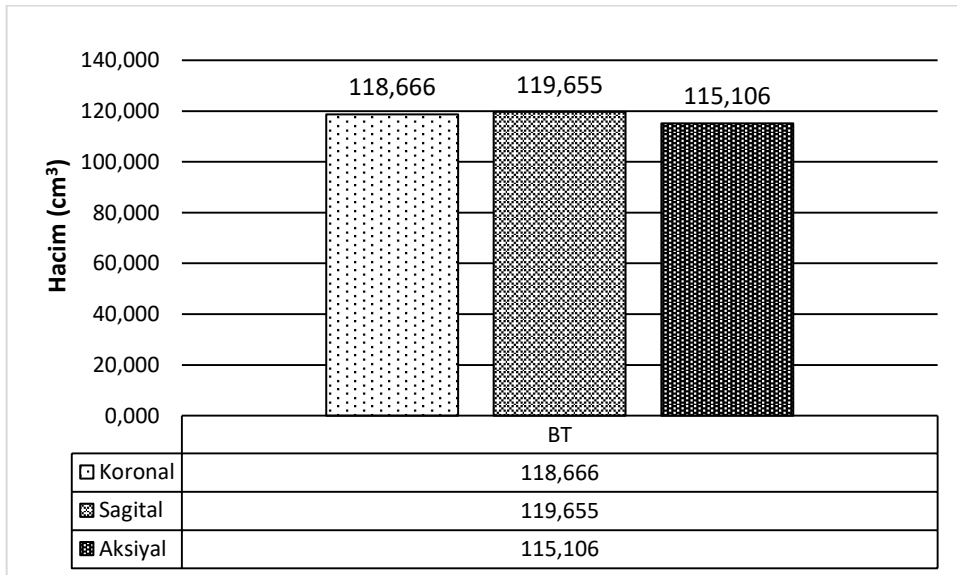
Farklı 6 gözlemcinin 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm nokta sıklığında yaptığı hacim hesaplamalarının süreleri 464 sn ile 611 sn arasında idi (Şekil 46).



Şekil 46. Farklı gözlemcilerin yaptıkları hacim hesaplamalarının süreleri.

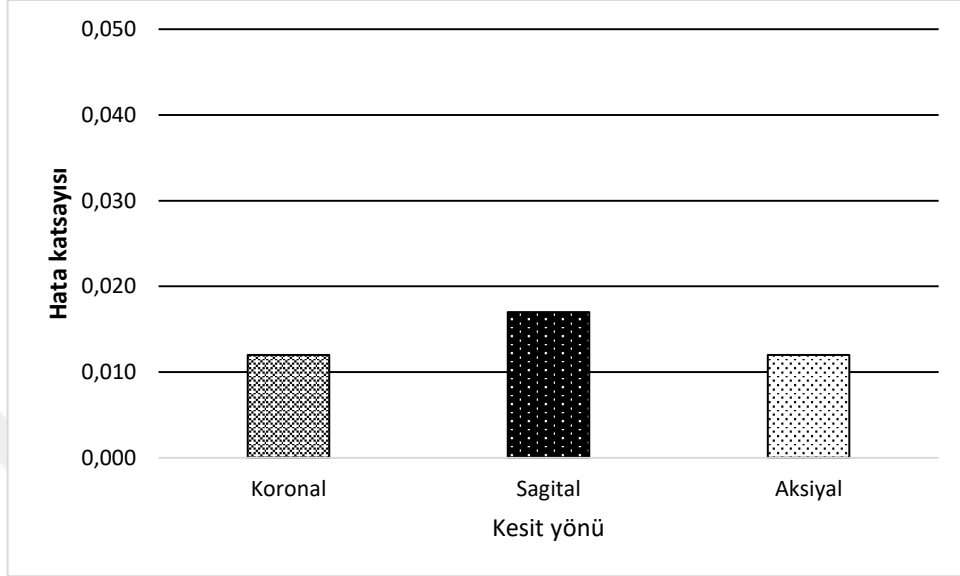
#### 4.2. BT Görüntüleri Üzerinden Yapılan Hesaplamaların Sonuçları

BT görüntüleri üzerinden koronal, sagital ve aksiyal yönde, 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacim hesaplamaları  $115.106 \text{ cm}^3$  ile  $119.655 \text{ cm}^3$  arasında değişmekteydi (Şekil 47).



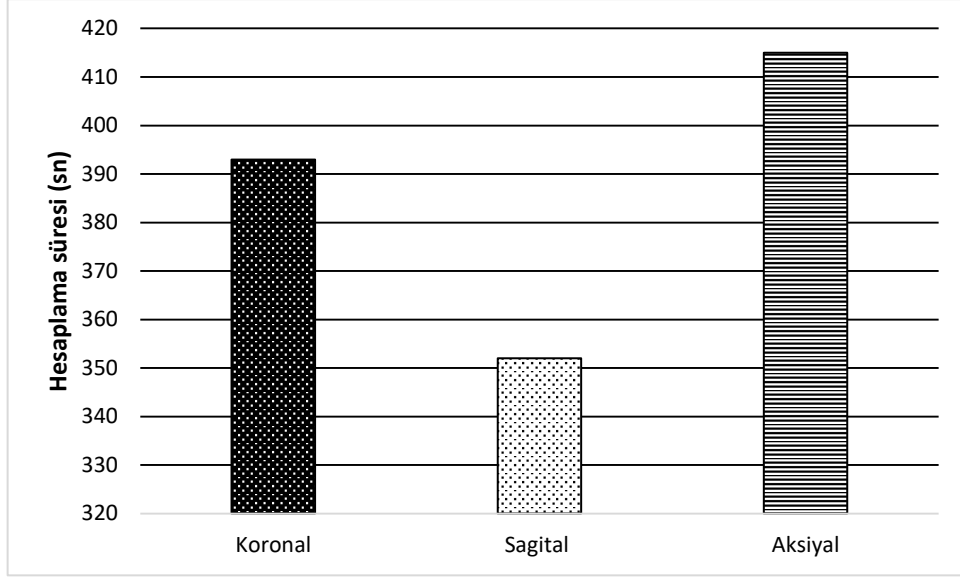
Şekil 47. BT görüntüleri üzerinden elde edilen farklı düzlemdeki hacim sonuçları.

BT görüntüleri üzerinden koronal, sagital ve aksiyal yönde, 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacim hesaplamalarının hata katsayıları 0.012 ile 0.017 arasında değişmekteydi (**Şekil 48**).



**Şekil 48.** BT görüntüleri üzerinden elde edilen farklı düzlemdeki hata katsayıları.

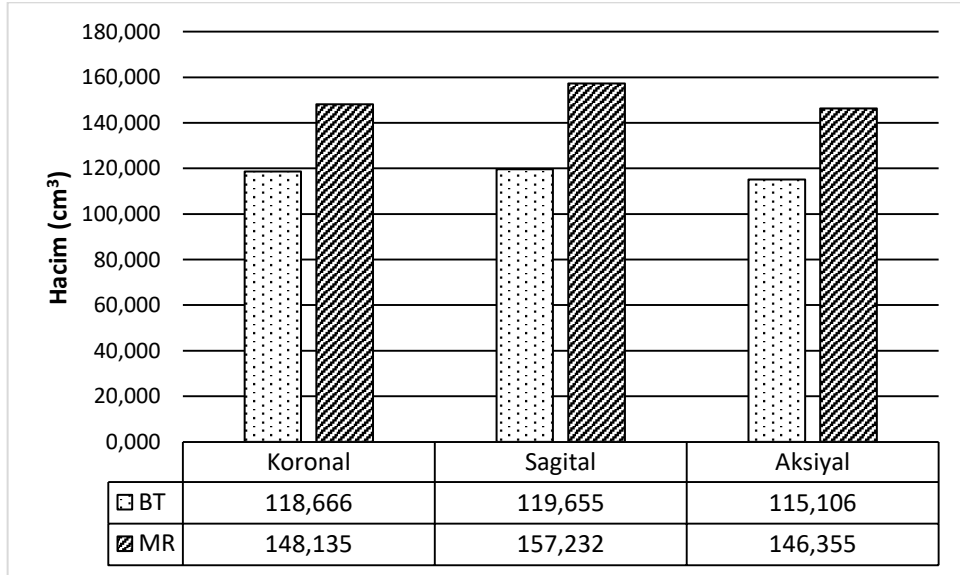
BT görüntüleri üzerinden koronal, sagital ve aksiyal yönde, 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm NAÖC sıklığında elde edilen hacim hesaplamalarının süresi 352 sn ile 415 sn arasında değişmekteydi (**Şekil 49**).



Şekil 49. BT görüntüleri üzerinde, farklı düzlemde yapılan hesaplamaların süreleri.

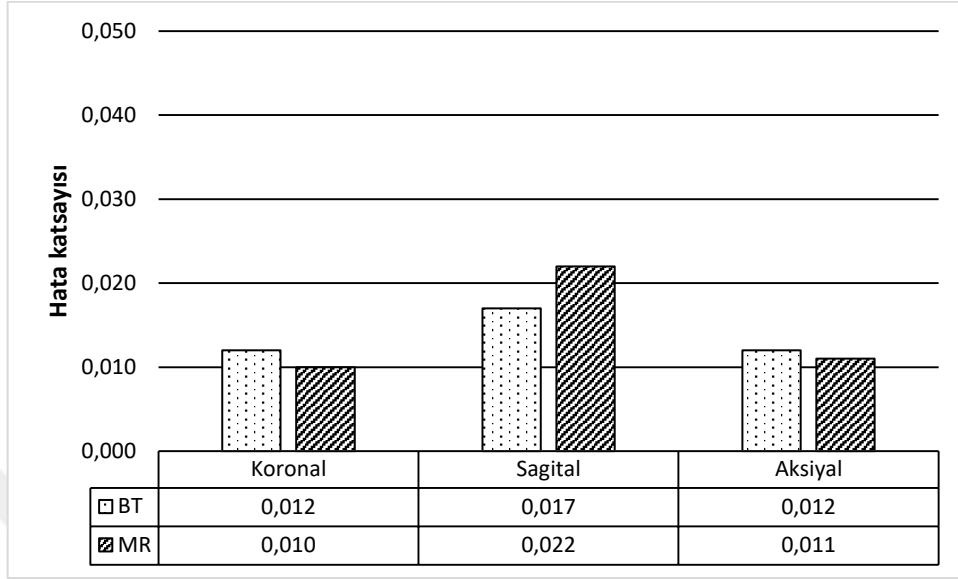
#### 4.3. MR ve BT Görüntüleri Üzerinde Aynı Değişkenlerde Yapılan Hesaplamaların Sonuçları

MR ve BT görüntüleri üzerinden farklı yönlerde, 5 mm kesit kalınlığında, 5 mm NAÖC sıklığında yapılan hesaplamalarda hacim değerleri Şekil 50'de verilmiştir.



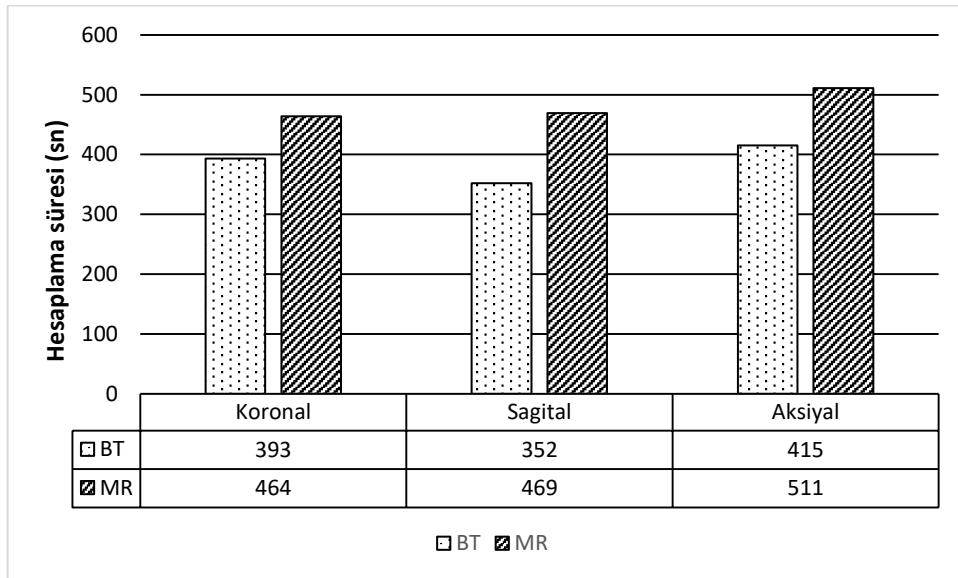
Şekil 50. MR ve BT görüntüleri üzerinden hesaplanan hacim değerlerinin karşılaştırılması.

MR ve BT görüntüleri üzerinden farklı yönlerde, 5 mm kesit kalınlığında, 5 mm NAÖC sıklığında yapılan hesaplamalarda elde edilen hata katsayısı **Şekil 51**'da verilmiştir.



**Şekil 51.** MR ve BT görüntüleri üzerinde hesaplanan hata katsayılarının karşılaştırılması.

MR ve BT görüntüleri üzerinden farklı yönlerde, 5 mm kesit kalınlığında, 5 mm NAÖC sıklığında yapılan hesaplamaların süreleri **Şekil 52**'de verilmiştir.

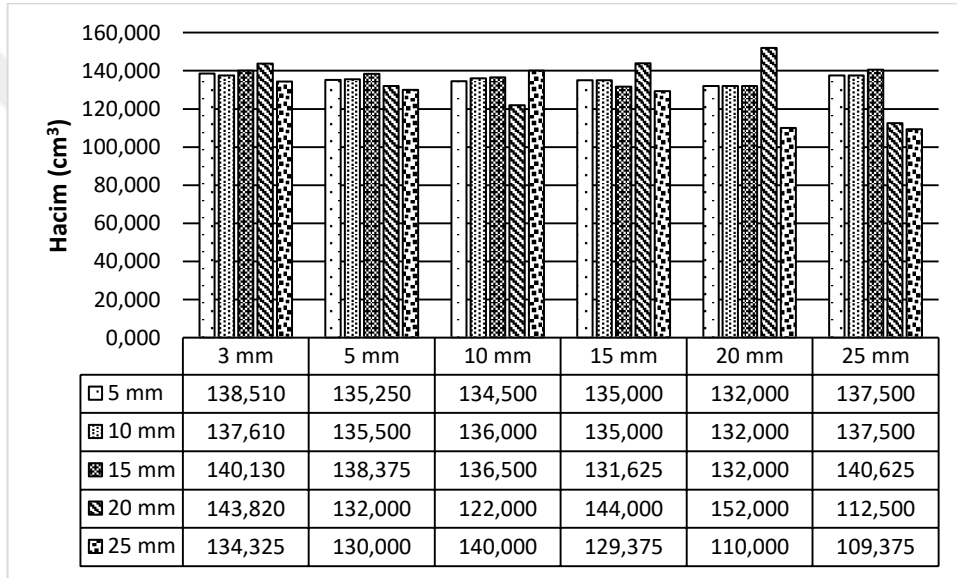


**Şekil 52.** MR ve BT görüntüleri üzerinde yapılan hesaplamaların sürelerinin karşılaştırılması.

#### 4.4. Fiziksel Olarak Dilimlenmiş Dalak Kesitleri Üzerinde Yapılan Hesaplamaların Sonuçları

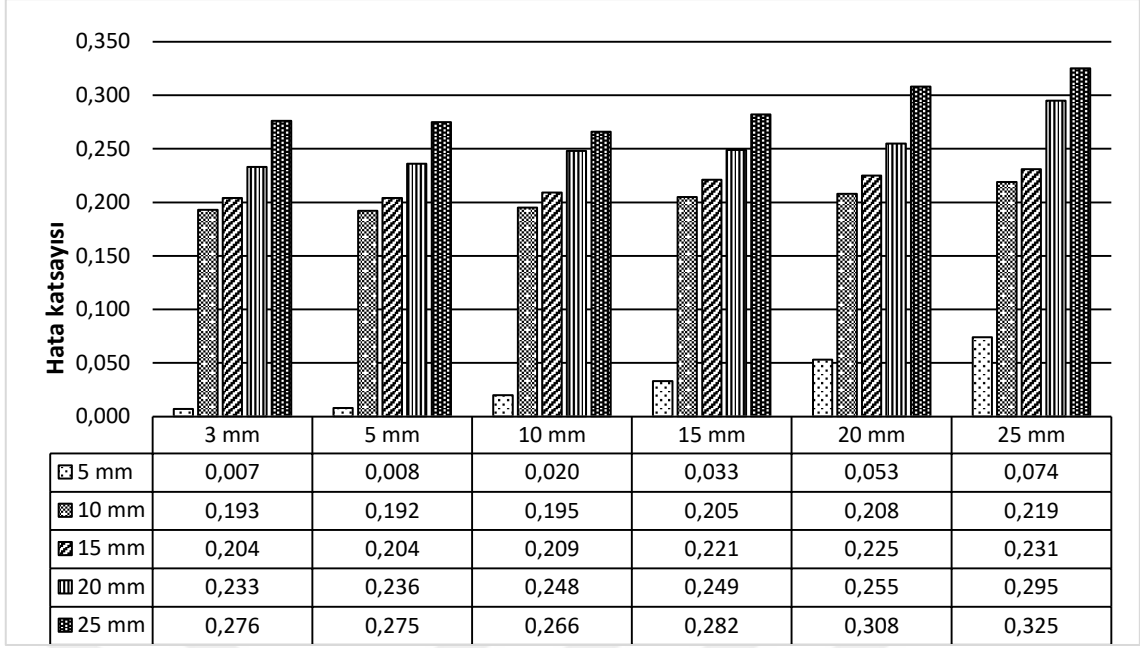
Fiziksel olarak 5 mm olarak dilimlenen dalak üzerinden 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında yapılan hacim hesaplaması ile MR ile 5 mm kesit kalınlığında alınmış görüntüler üzerinden, aynı NAÖC sıklığı ile hesaplanmış hacim değeri, hata katsayısı ve süre elde edildi.

Fiziksel olarak aksiyal yönde 5 mm kalınlığında dilimlenen dalak üzerinden, farklı NAÖC ile yapılan hacim hesaplamalarında elde edilen sonuçlar 109.375 cm<sup>3</sup> ile 152.000 cm<sup>3</sup> arasında değişmekteydi (Şekil 53).



Şekil 53. Fiziksel olarak 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm kesit kalınlığı elde edilen dalak üzerinden, NAÖC sıklığı 3 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm olan cetvellerle yapılan hacim hesaplamaları.

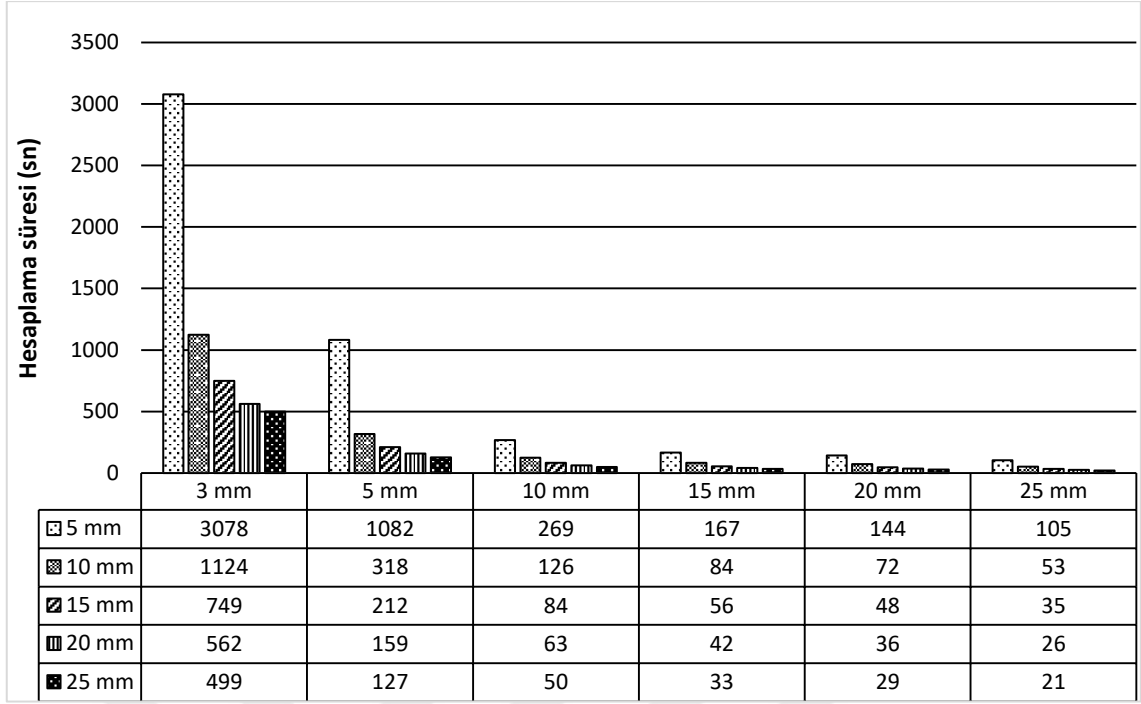
Fiziksel olarak aksiyal yönde 5 mm kalınlığında dilimlenen dalak üzerinden, farklı NAÖC ile yapılan hacim hesaplamalarından elde hata katsayıları 0.007 ile 0.325 arasında değişmekteydi (Şekil 54).



**Şekil 54.** Fiziksel olarak 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm kesit kalınlığı elde edilen dalak üzerinden, NAÖC sıklığı 3 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm olan cetvellerle yapılan hesaplamaların hata katsayısı.

Fiziksel olarak aksiyal yönde 5 mm kalınlığında dilimlenen dalak üzerinden, farklı NAÖC ile yapılan hacim hesaplamalarının süresi 21 sn ile 3078 sn arasında değişmekteydi (**Şekil 55**).

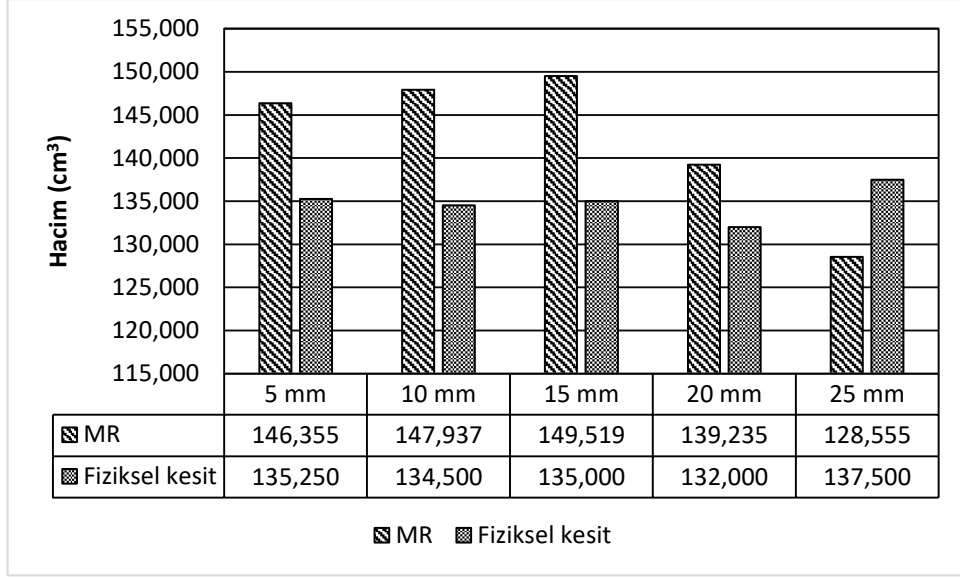




**Şekil 55.** Fiziksel olarak 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm kesit kalınlığı elde edilen dalak üzerinden, NAÖC sıklığı 3 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm olan cetvellerle yapılan hesaplamaların süreleri.

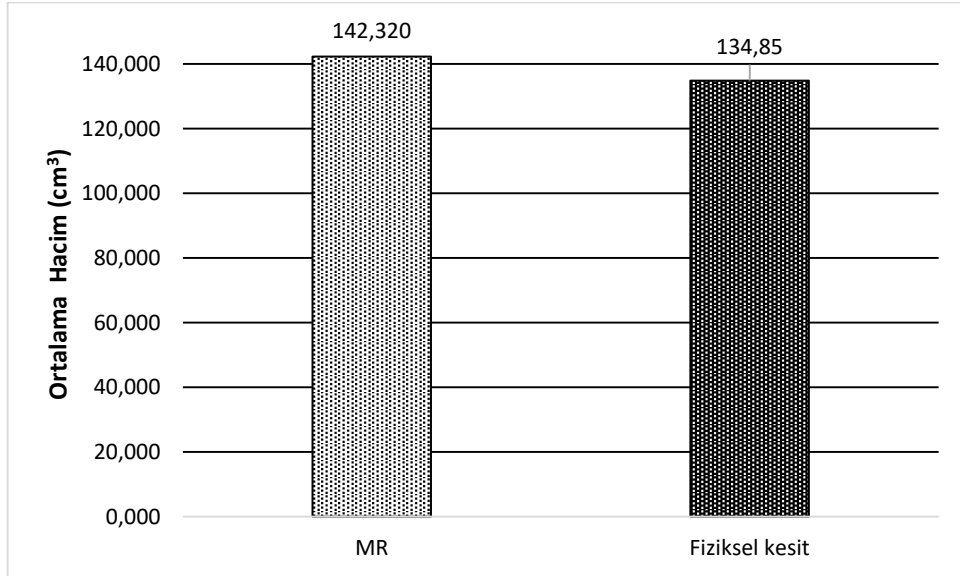
#### 4.5. MR ve Fiziksel Kesitlerde Aynı Değişkenlerde Yapılan Hesaplamaların Sonuçları

Fiziksel olarak 5 mm olarak dilimlenen dalak üzerinden 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında yapılan hacim hesaplaması ve MR ile 5 mm kesit kalınlığında alınmış görüntüler üzerinden, aynı NAÖC sıklığı ile hesaplanmış hacim değeri aşağıdaki grafikte verilmiştir (**Şekil 56**).



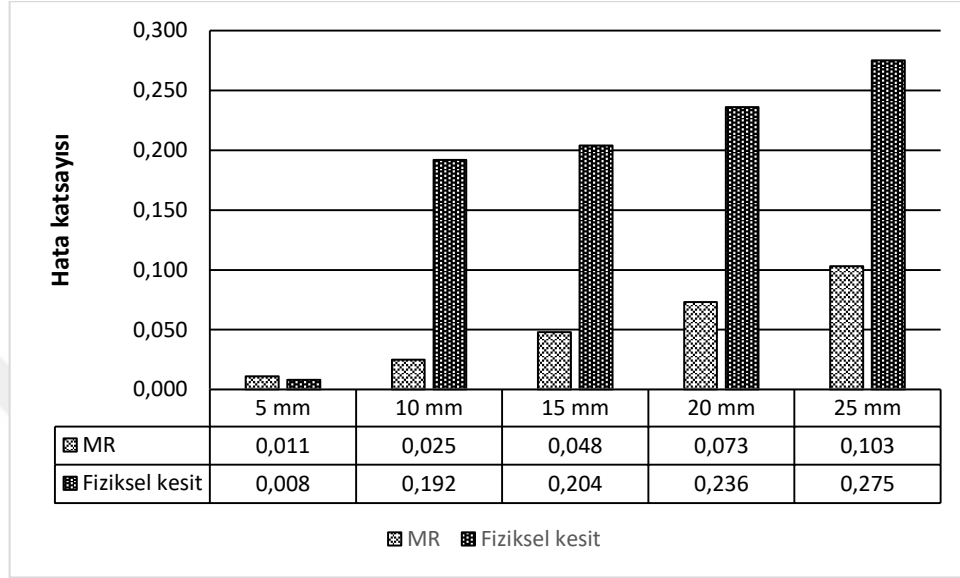
Şekil 56. Fiziksel olarak dilimlenen dalak ile MR görüntüleri üzerinden hesaplanan hacimler.

Fiziksel olarak 5 mm kalınlığında dilimlenen dalak üzerinden 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında yapılan hacim hesaplamalarının ortalaması  $134.850 \text{ cm}^3$  idi. MR ile 5 mm kesit kalınlığında alınmış görüntüler üzerinden, aynı nokta sıklığında yapılan hesaplamaların ortalaması  $142.320 \text{ cm}^3$  idi (Şekil 57).



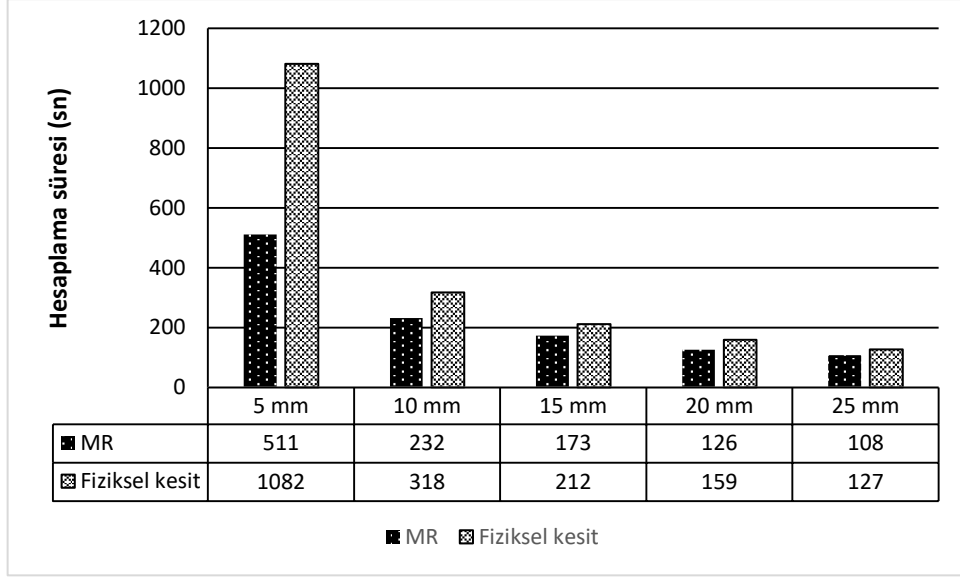
Şekil 57. MR ve fiziksel kesitten elde edilen hacimlerin ortalamaları.

Fiziksel olarak 5 mm olarak dilimlenen dalak üzerinden 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında yapılan hacim hesaplaması ve MR ile 5 mm kesit kalınlığında alınmış görüntüler üzerinden, aynı NAÖC sıklığı ile hesaplanmış hata katsayıları aşağıdaki grafikte verilmiştir (Şekil 58).



Şekil 58. Fiziksel olarak dilimlenen dalak ile MR görüntüleri üzerinden hesaplanan hata katsayılarının karşılaştırılması.

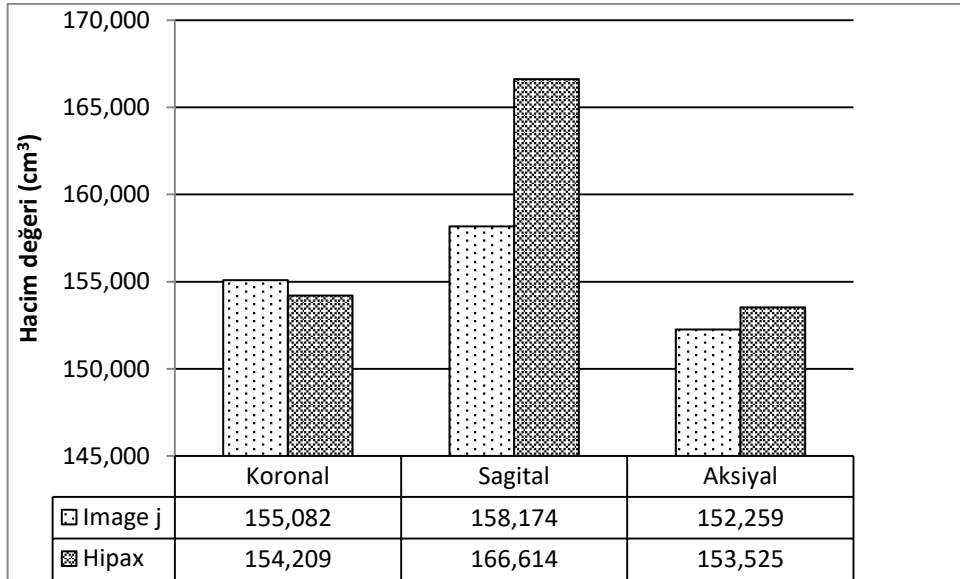
Fiziksel olarak 5 mm olarak dilimlenen dalak üzerinden 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC sıklığında yapılan hacim hesaplaması ile MR ile 5 mm kesit kalınlığında alınmış görüntüler üzerinden, aynı NAÖC sıklığı ile yapılan hesaplamaların süreleri aşağıdaki grafikte verilmiştir (Şekil 59).



Şekil 59. Fiziksel olarak dilimlenen dalak ile MR görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamaların sürelerinin karşılaştırılması.

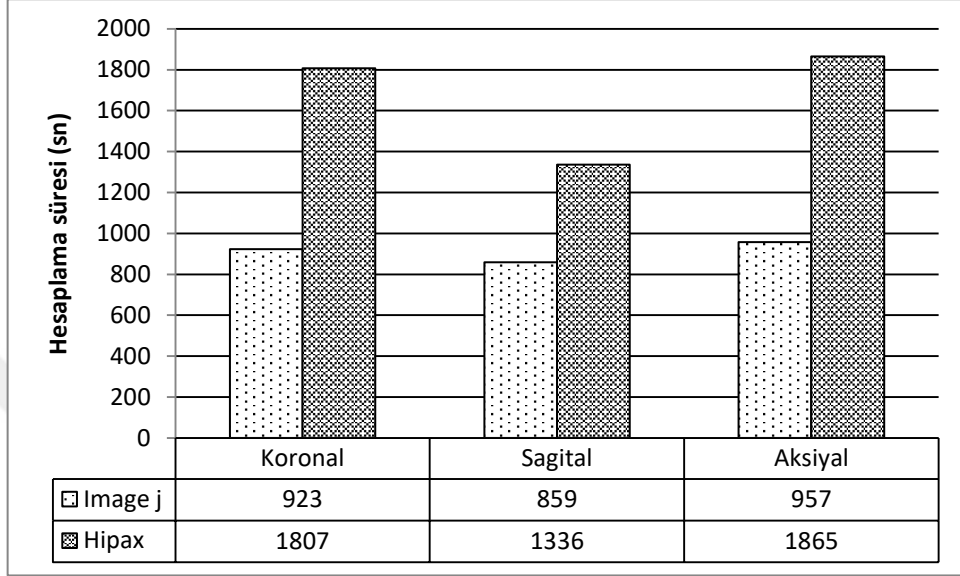
#### 4.6. Planimetri Yöntemi Kullanılarak Yapılan Hesaplama Sonuçları

MR görüntülerinde, 5 mm kesit kalınlığında koronal, sagittal ve aksiyal yönde ImageJ® Version1.52a Java 1.8.0\_144 (64bit) ve Hipax Patient CD Wiewer V2.4.6 programı kullanılarak dalak hacimleri hesaplanmış ve hesaplama süreleri her bir program ve yön için kaydedilmiştir. Elde edilen hacim değerleri Şekil 60’de verilmiştir.



Şekil 60. Image j ve Hipax programı kullanılarak elde edilen hacimlerin karşılaştırılması.

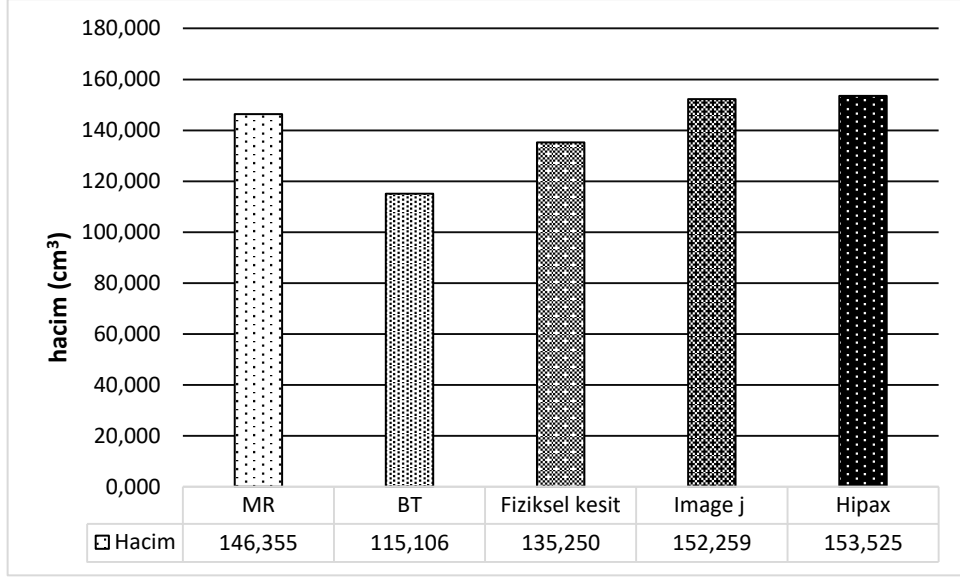
MR görüntülerinde, 5 mm kesit kalınlığında koronal, sagital ve aksiyal yönde ImageJ® Version1.52a Java 1.8.0\_144 (64bit) ve Hipax Patient CD Wiewer V2.4.6 programı kullanılarak yapılan hacim hesaplamalarının sürelerinin karşılaştırılması **Şekil 61**'de verilmiştir.



**Şekil 61.** Image j ve Hipax programı kullanılarak yapılan hesaplamaların sürelerinin karşılaştırılması.

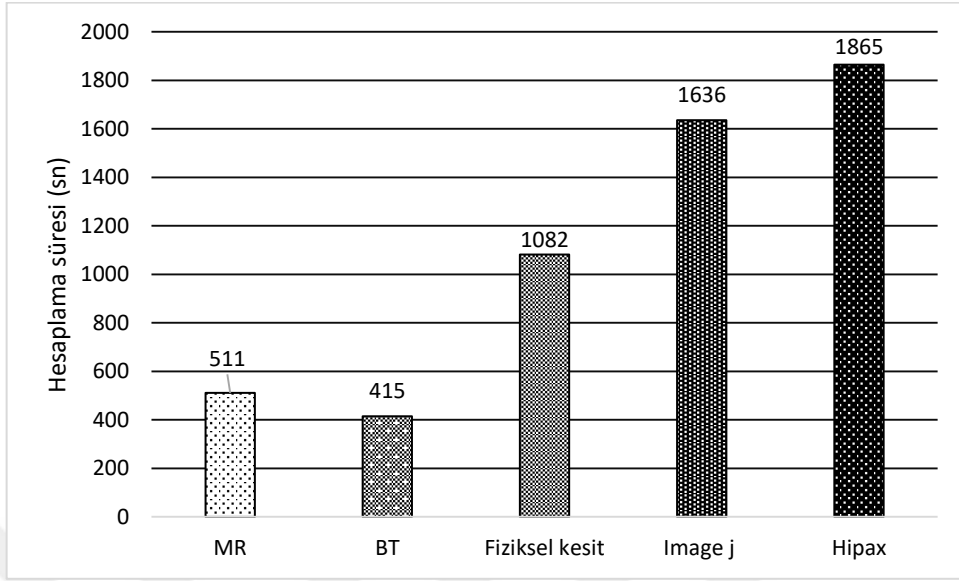
#### 4.7. Beş Farklı Yöntemle Elde Edilen Sonuçların Grafikte Gösterilmesi

MR, BT ve fiziksel kesitte, aksiyal yönde 5 mm kesit kalınlığında, 5 mm NAÖC sıklığı ile hesaplanan dalak hacimleri ve 5 mm kesit kalınlığında ve aksiyal yönde Image J ve Hipax programları ile hesaplanan hacim değerleri **Şekil 62**'deki grafikte verilmiştir.



Şekil 62. MR, BT, fiziksel kesit, Image J ve Hipax ile elde edilen hacimlerin grafikte gösterilmesi.

MR, BT ve fiziksel kesitte, aksiyal yönde 5 mm kesit kalınlığında, 5 mm NAÖC sıklığı ile hesaplamaların süreleri ve 5 mm kesit kalınlığında ve aksiyal yönde Image J ve Hipax programları ile hesaplama süreleri Şekil 63'deki grafikte verilmiştir.



**Şekil 63.** MR, BT, fiziksel kesit, Image J ve Hipax programı ile yapılan hesaplamaların sürelerinin grafikte gösterilmesi.

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Dalak yaklaşık 150 gr ağırlığındadır ve yaşlanma ile birlikte hacmi azalmaktadır.<sup>2</sup> Yaşlanmanın dışında dalağın hacmini etkileyen birçok patolojik etken vardır.<sup>3-9,28,33</sup> Bu hacim değişiklikleri tanı koymada önemli bir faktördür.<sup>3</sup> Splenomegalide dalak hacminin hesaplanması, splenomegali derecesi hakkında sayısal bir veri sağlayabilir. Bu veri, tedavi sonrası hesaplanan hacim ile karşılaştırılarak tedavinin etkinliğin değerlendirilmesini kolaylaştırabilir.<sup>20,40</sup>

MR görüntüleme yöntemi, büyük bir mıknatıs ve radyo dalgaları aracılığı ile sıvı moleküllerine manyetik dalgalar gönderilerek görüntüler elde edilen bir yöntemdir. Özellikle beyin, kas-iskelet sistemi ve batin içi organlar gibi solid organların değerlendirilmesinde etkin şekilde kullanılır.<sup>35,36</sup> BT görüntüleme tekniğinde ise x-ışın demetleri vücuda gönderilir. Dedektör tarafından yoğunluk farkına dayalı olarak algılanan sinyaller görüntülere dönüştürülür.<sup>34</sup> Bu görüntüleme yöntemi özellikle kanser araştırmalarında ve BT-kolonografi, akciğer tarama, kardiyak tarama ve tüm vücut taramalarında kullanılmaktadır.<sup>37</sup>

Stereoloji, ilgilenilen bir yapının sayı, uzunluk ve hacim gibi özellikleri ile ilgilenen ve yapıların iki boyutlu kesit görüntüsü üzerinden üç boyutlu yapısı hakkında bilgi edinilmesini sağlayan bir yöntemler bütünüdür.<sup>39</sup>

Stereoloji, tarafsızlık ve etkinlik temellerine dayanmaktadır. Tarafsızlık; tekrarlayan ölçümler sonucunda giderek doğru sonuca yaklaşmayı, etkinlik ise en kısa sürede kabul edilebilir bir hata katsayısı ile doğru sonuçlara ulaşabilmeyi ifade etmektedir.<sup>39</sup>

Stereolojik bir yöntem olan Cavalieri prensibi ile rastgele bir noktadan başlanarak paralel ve eşit aralıklı dilimlere ayrılan nesnenin, aynı tarafa bakan kesit yüzleri üzerinde NAÖC kullanılarak hacim hesaplaması yapılabilmektedir. Yöntem pilot çalışma ile önceden belirlenebilen bir hata katsayısı ile hacim hesaplaması yapabilmeyi sağlamaktadır.<sup>41</sup>

Cavalieri prensibini uygularken, BT ve MR görüntülerinin tekniğinden kaynaklanan bazı hata kaynakları ortaya çıkmaktadır. Bu görüntüleme yöntemlerinde üç boyutlu bir yapının kesit kalınlığı boyunca alt ve üst yüzleri birleştirilerek iki boyutlu tek bir görüntü elde edildiğinden, fazla yansıma veya az yansıma (overprojection-underprojection) neden olarak hesaplamalarda hataya yol açmaktadır. Hesaplama yapılırken bu hata nedeni göz



önünde bulundurulmalıdır. Çalışmamızda MR görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamalarda fazla yansıma (overprojection), BT görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamalarda ise az yansıma (underprojection) vardı.

Odacı ve ark. yaptıkları çalışmada BT ve MR görüntüleme yöntemleri ile kesit kenarlarının yeterli bir şekilde görüntülediği takdirde ve 8-15 kesit sayısı elde edildiğinde etkin bir hesaplama yapılabileceğini göstermişlerdir.<sup>11</sup> Ayrıca Şahin ve ark. yaptıkları çalışmada, ultrason cihazı ile 5 mm aralıklarla görüntü elde etmiş ve Cavalieri metodu ile amniyon sıvısının hacmini hesaplamışlardır.<sup>15</sup> Bu durum yöntemin BT ve MR dışında, ultrason cihazı ile elde edilen görüntüler üzerinden de uygulanabileceğini göstermektedir.

Literatürde Cavalieri metodu kullanılarak birçok farklı çalışmada dalak hacmi hesaplanmıştır. Çağlar ve ark. sağlıklı bireyler ile splenomegali tanısı almış kişilerin dalak hacimlerini ve üç ekseninde ölçülen uzunluklarını karşılaştırmıştır. Dalak hacimleri ile uzunluklar arasında yüksek uyum bulmuşlardır.<sup>20</sup> Adam ve ark. 36 hastada, 7 mm kesit kalınlığındaki MR görüntüleri üzerinden yaptıkları çalışmada, dalak hacimlerini Cavalieri metoduyla, ardından Schlesinger ve ark. tarafından tarif edilen geleneksel formül ile ( $V = 0,67 (L \times W \times T) + 7,52$ ) hesaplamıştır. İki yöntem ile elde edilen hacimler arasında iyi derecede uyum görülmüştür ( $r=0,82$ ).<sup>18,42</sup> Betal ve ark. ise beslenme öncesi ve sonrası oluşan hacim değişikliklerini incelemiştir.<sup>40</sup>

Duran ve ark. 36 karaciğer donörü üzerinde yaptığı çalışmada intraoperatif elde edilen hacimleri, Cavalieri metodu ve MDCT ile elde edilen hacimler ile karşılaştırılmıştır.<sup>12</sup> Cavalieri metodu ile yapılan hesaplamanın, intraoperatif elde edilen hacime daha yakın olduğu görülmüştür.

Odacı ve ark. beş farklı lumbal vertebranın hacimlerini BT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi ile hesaplamış ve gerçek hacimleri ile karşılaştırmıştır.<sup>25</sup> Bu çalışmada hesaplamalar 3 mm ve 5 mm kesit kalınlığında, koronal, sagittal ve aksiyal yönde yapılmış ve kesit kalınlığının ve yönelimin hesaplanan hacim üzerine etkisi incelenmiştir.

Şahin ve ark. beş farklı karaciğer üzerinde bir altın standart çalışması gerçekleştirmişlerdir. MR görüntüleri üzerinden, Cavalieri metodu ve planimetri ile karaciğer hacimlerini hesaplamışlar ve gerçek hacimleri ile karşılaştırmışlardır. En etkin kesit kalınlığının 4 mm ve 5 mm olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca Cavalieri metodu ile yapılan hesaplamaların süresinin, planimetri yönteminden çok daha az olduğu

görmüşlerdir.<sup>13</sup> Dalak ile yaptığımız çalışmada ise 5 mm kesit kalınlıklarında etkin hesaplama yapılabileceği görülmüştür.

Literatürde Cavalieri metodu ile yapılan hacim hesaplamasında yönelimin, kesit kalınlığının ve NAÖC nokta sıklığının irdelendiği çalışmalar bulunmaktadır.<sup>13,16,19,21</sup> Fakat bu değişkenlerin dalak hacmi hesaplaması üzerine etkisi ve birbiri ile olan ilişkisinin incelendiği bir çalışma bulunmamıştır. Çalışmamızda bu alanda eksikliği gidermek ve yöntemi irdelemek amacıyla, NAÖC nokta sıklığı ve kesit kalınlığı değiştirilerek hacim, hata katsayısı ve hesaplama süresi incelenmiştir. Aynı zamanda farklı kesit alma yöntemleri ile elde edilen hacimler incelenmiş ve dalak için doğru hesaplama yöntemi araştırılmıştır.

Üç eksen üzerinde kesit kalınlığı 1 mm olan görüntülerde, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 25 mm NAÖC nokta sıklığında yapılan hesaplamalarda, nokta sıklığı azaldıkça elde edilen hacim değerinin arttığı ve gerçek değerden uzaklaştığı görülmektedir. Aynı zamanda nokta sıklığının azalmasıyla birlikte hata katsayısının arttığı fakat kabul edilen hata oranının altında olduğu görülmektedir. Nokta sıklığının HK üzerindeki bu etkisi, kesit kalınlığı değiştirilmeden de HK'nın azaltılabileceğini göstermektedir.

Kesit kalınlığı 3 mm olan görüntüler üzerinde yapılan hesaplamalarda NAÖC nokta sıklığının azalmasıyla hacimlerde tutarlı bir artış veya azalma görülmemiştir. Fakat her kesit yönünde 10 mm ve 15 mm nokta sıklığının kullanıldığı hesaplamaların uygun hata katsayısı dahilinde (%5) olduğu, sagittal yönde ise bunlara ek olarak 20 mm nokta sıklığının da uygun hata katsayısı sınırları içinde olduğu görülmüştür. Üç yönde de 20 mm nokta sıklığında yapılan hesaplamalarda sayılan toplam nokta sayısına bakıldığında, sagittal yönde sayılan nokta sayısının 75 (HK 0,047), koronal yönde sayılan nokta sayısının 72 (HK 0,055) ve aksiyal yönde sayılan nokta sayısının 44 olduğu (HK 0,073) görülmüştür. Bu durum sayılan nokta sayısının hata katsayısını doğrudan etkilediğini göstermektedir.

Kesit kalınlığı 5 mm olan görüntüler üzerinden yapılan hesaplamalarda, nokta sıklığının azalmasıyla hacimlerde tutarlı bir artış veya azalma görülmemiştir. Her üç yönelimde de 10 mm ve 15 mm nokta sıklığının uygun hata katsayısı dahilinde hesaplama yapıldığı görülmüştür. Nokta sıklığı azaltılarak 20 mm ve 25 mm NAÖC ile yapılan hesaplamada koronal, sagittal ve aksiyal yönde de hata katsayısının % 5'ten fazla olduğu görülmüştür.

Kesit kalınlığı 10 mm olan görüntüler üzerinden yapılan hesaplamalarda ise sonuçların gerçek hacimden uzak olduğu (overprojection-underprojection) görülmüştür. Koronal ve aksiyal yönde, 10 mm nokta sıklığında yapılan hesaplamaların ise belirlenen hata katsayısının altında olduğu görüldü.

Konveks bir yapı opak bir bileşene gömüldüğünde (üst yüz küçük, alt yüz büyük) alt yüzden verilecek ışık, nesnenin üstten bakılarak gözlenen izdüşümün gerçek izdüşümünden daha büyük olmasına neden olacaktır (overprojection).<sup>26</sup> Fazla yansıma taraflılığından kaçınmanın en iyi yolu, kesit düzlemlerini mümkün olduğunca ince almaktır.<sup>43</sup> Elde edilen değerlerinden dolayı 10 mm kesit kalınlığının yeterli incelikte olmadığı anlaşılmaktadır.

Üç düzlemde yapılan hesaplamaların süreleri incelendiğinde, kesit kalınlığı arttıkça ve nokta sıklığı azaldıkça hesaplama süresi de azalmaktadır.

İki nokta arasındaki mesafe azaldıkça, hesaplama yüzeyine rastgelecek nokta sayısı artacaktır. Bu durum daha hassas bir hesaplama yapılmasını sağlayacaktır. Ardışık iki kesit arasındaki mesafenin az olması ise kenar varyasyonundan kaynaklanabilecek hatayı azaltacaktır.<sup>11,26,41</sup> Fakat bu iki durum hesaplama süresini arttıracığı için etkinlik prensibine uygun kesit kalınlığı ve nokta sıklığı seçilmelidir.

MR görüntüleri üzerinden yapılan hesaplamalar, etkinlik prensibi açısından değerlendirildiğinde 5 mm kesit kalınlığının ve 15 mm nokta sıklığının % 5'lik hata katsayısı sınırlarında olduğu görülmektedir. Hesaplama süresinin, diğer hata katsayısı dahilinde olan kesit sayısı ve nokta sıklığı değişkenlerine göre daha kısa olduğu görülmektedir. Fakat hassas bir hesaplama yapılacak ise araştırmacı için yeterli olacak süreye göre kesit kalınlığının azaltılması ve nokta sıklığının artırılması önerilmektedir.

Canan ve ark. yaptıkları çalışmada verilen nomograma göre, dalak ve benzer sınır karmaşıklığına sahip bir yapının, % 5 hata katsayısı dahilinde etkin bir hacim hesaplaması yapılabilmesi için 30-40 noktanın yeterli olacağı bildirilmiştir.<sup>26</sup> Odacı ve ark. ise BT ve MR görüntüleri kullanılarak yapılacak olan herhangi bir hacim hesaplaması için 8-15 kesit sayısını ile etkin bir hesaplama yapılabileceğini savunmuşlardır.<sup>11</sup> Fakat dalak için özel bir kesit sayısı belirtilmemiştir. Bulduğumuz etkin hesaplama yöntemimizde bu değişkenler incelendiğinde, sayılan nokta sayısının farklı yönlerde 84-93 arasında olduğunu ve kesit sayısının 14-20 arasında olduğu görmekteyiz. Hesaplamalarımız arasında tarif edilen aralıkta olan, sagittal yönde 5 mm kesit kalınlığında, 25 mm nokta

sıklığında yapılan hesaplamaların hata katsayısının 0,084 olduğu görmekteyiz (kesit sayısı 14, nokta sayısı 33). Bu durum dalak hacmi hesaplarken sayılan toplam nokta sayısının arttırılması gerektiğini göstermektedir. Ayrıca kesit sayısının arttırılması ya da kesit sayısı fazla olan yönelimin seçilmesi gerekmektedir.

Odacı ve ark. tarafından yapılan altın standart çalışmasında, farklı gözlemciler tarafından 3 mm ve 5 mm kesit kalınlığında yaptığı hesaplamalarda yüksek bir korelasyon olduğu görülmüştür ( $r=0,881$ ).<sup>25</sup> Çalışmamızda ise 6 farklı gözlemci tarafından 5 mm kesit kalınlığında ve 5 mm NAÖC nokta sıklığında hacim hesaplaması yapılmış ve elde edilen sonuçlar yüksek uyumlu görülmüştür ve kabul edilen hata katsayısı (% 5) dahilindedir ( $r=0.976$ ). Hesaplamalarımızda sagittal yönde yapılan hesaplamaların ortalaması, koronal ve aksiyal yönde yapılan hesaplamaların ortalamasına göre daha fazla olduğu görülmüştür. Bunun nedeni ise kenar karmaşıklığının diğer yönlere göre fazla olmasıdır. Hesaplanan hacmin, bu durumdan etkilenmemesi için daire ve dikdörtgen gibi kesit görüntüsü elde edilebilecek kesit yönü seçilmesi önerilmektedir.<sup>26</sup> Bu durum ele alındığında dalak için uygun kesitlerin aksiyal yönde alınması gerekmektedir.

Farklı gözlemciler arasında yüksek uyumun ortaya çıkması, Cavalieri metodu ile yapılan hacim hesaplamasının uygun kesit kalınlığı ve uygun NAÖC sıklığı seçildiğinde, bu konuda uzman olmayan kişiler tarafından yapıldığında da doğru sonuç verebildiğini göstermektedir.

Cavalieri metodu ile BT görüntüleri üzerinde yapılan hesaplamalarda elde edilen hata katsayısı kabul edilebilir değer aralığında olmasına rağmen, elde edilen hacimler her yönelimde gerçek hacimden uzaktı. MR görüntüleri ile aynı kesit kalınlığında ve aynı NAÖC sıklığında yapılan hesaplamaların gerçek hacme daha yakın olduğu görülmektedir. Bu durum BT görüntüleme tekniğinin dalak gibi solid organların kesit görüntüsünün kenarlarını yeterli bir şekilde görüntüleyemediğini, MR görüntüleme yönteminin hacim hesaplaması için daha uygun bir yöntem olduğunu göstermektedir. Odacı ve ark. tarafından BT görüntüleme tekniği kullanılarak Cavalieri metodu ile vertebra gövdelerinin hacimleri hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar gerçek hacim ile uyumlu olduğu görülmüştür.<sup>25</sup> Bu durum, BT görüntüleme tekniğini kullanılarak kemik yapılar üzerinde yapılacak olan hesaplamaların doğru sonuç verebileceğini göstermektedir. Fiziksel kesitler üzerinden yapılan hesaplamalar incelendiğinde, kesit kalınlığı ve nokta sıklığı 15 mm olan hesaplamalarda bile gerçek hacme çok yakın değerler elde edildiği

görülmüştür. Fakat hata katsayısının 5 mm kesit kalınlığında ve 3 mm, 5 mm, 10 mm ve 15 mm nokta sıklığında uygun aralıkta olduğu görülmüştür. Bu durum kabul edilen hata katsayısının arttırıldığında bile gerçek hacme yakın değerler elde edilebileceğini göstermektedir.

Aynı değişkenler ile MR görüntüleri ve fiziksel kesitler üzerinden yapılan hacim hesaplaması incelendiğinde fiziksel kesit ile yapılan hesaplamaların, 25 mm nokta sıklığında bile gerçek hacme çok yakın olduğu görülmüştür. MR görüntüleri ile farklı NAÖC sıklığında yapılan hesaplamaların ortalamasının  $142.320 \text{ cm}^3$ , fiziksel kesit ile yapılan hacim hesaplamalarının ortalamasının  $134.850 \text{ cm}^3$  olduğu görülmüştür. Bu durum MR görüntülerinde fazla yansıma (over projection) etkisinin olduğunu göstermektedir.

Farklı kesit alma yöntemleri ile Cavalieri metodu kullanılarak yapılan hesaplamalar ile planimetri yöntemi kullanılarak yapılan hesaplamaların sonuçları incelendiğinde, fiziksel kesitler üzerinde yapılan hacim hesaplarının gerçek hacme daha yakın olduğu görülmüştür. Fakat klinikte bu kesit alma yöntemi kullanılamayacağı için fiziksel kesitlerden sonraki gerçek hacme en yakın sonuçlar veren MR görüntüleme yöntemi kullanılmalıdır.

Çalışmamızda çeşitli parametreleri ile irdelediğimiz Cavalieri metodunun, çeşitli fizyolojik ve patolojik durumlara bağlı olarak ortaya çıkan dalak hacmi değişikliklerini belirlemeyi gerektiren retrospektif ve prospektif çalışmalarda, tarafsız ve etkin sonuçlar elde etmede kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Sonuç olarak, Cavalieri prensibi ile dalak hacmi hesaplanırken, özel geliştirilmiş bilgisayar programlarına ve bu alanda uzmanlaşmış kişilere gerek olmadığı ve MR görüntüleri üzerinden etkin ve tarafsız bir hesaplamanın ( $SL/SU=0.795$ ) 5 mm kesit kalınlığında ve 15 mm nokta sıklığında yapılabileceği görülmüştür.

## 6. KAYNAKLAR

1. Ergun KM, Hayran M, Demiryürek D, Bayramođlu A. Anatomi. Ankara: MN & Nobel Tıp Kitabevi, 2014: s.443-445.
2. Kaplan A, Alaittin E. Anatomi. Ankara: 6.Baskı, Güneş Tıp Kitabevi, 2016: s.104- 106.
3. Kumar V, Cotran RS, Robbins SL, 2000, Robbins Basic Pathology. Robbins Temel Patoloji, 7.Baskı, Çevikbaş U, İstanbul, 2003: s.450-451.
4. Avcu F, U AU. Kronik lenfositer lösemi. Türkiye klinikleri Journal of Internal medical sciences. 2007;3(2):74-80.
5. İnan AŞ, Erdem İ, Engin DÖ, Hitit G, Ceran N, Şenbayrak S, Özyürek SÇ, Karagül E, Göktaş P. Sıtma: 40 olgunun değerlendirilmesi. Türkiye Parazitoloji Dergisi. 2010;34(3):147-151.
6. Kazancı NO, Ozer S, Yılmaz R, Karaaslan E. Çocukluk çağında splenomegali. Pediatric Practice and Research. 2013;1(1):10-16.
7. Özderya A, Dellal FD, Çeviker T, Posta R, Niyaziođlu M, Kaya FÖ, Burhan B. Bir olgu nedeniyle hairy cell lösemnin gözden geçirilmesi. İstanbul Tıp Dergisi. 2006;2:31-33
8. Şereflican M, Yurttaş V, Seyhan S, Şereflican B, Dağlı M. Enfeksiyöz mononükleoz. Entcase [Electronic Journal]. <http://entcase.net/public/pdf/2015-1-56-enfeksiyoz-mononukleoz.pdf>. Temmuz 2015;1:56.
9. Tugcu D, Karakas Z, Gökçe M, Agaoglu L, Ünüvar A, Saribeyoglu E, Akçay A, Devecioglu Ö. Talasemi Intermedia ve akut lenfoblastik lösemi rastlantısal çift tani mi? Turkish Journal of Hematology. 2014;31(3):311-312.
10. Weledji EP. Benefits and risks of splenectomy. International Journal of Surgery. 2014;12(2):113-119.
11. Odacı E, Bahadır A, Yıldırım Ş, Şahin B, Canan S, Baş O, Bilgiç S, Kaplan S. Cavalieri prensibi kullanılarak bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleri üzerinden hacim hesaplanması ve klinik kullanımı. Türkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences. 2005;25(3):421-428.
12. Duran C, Aydınli B, Tokat Y, Yuzer Y, Kantarci M, Akgun M, Polat KY, Unal B, Killi R, Atamanalp SS. Stereological evaluation of liver volume in living donor

- liver transplantation using MDCT via the Cavalieri method. *Liver transplantation*. 2007;13(5):693-698.
13. 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. *European journal of radiology*. 2006;57(1):96-101.
  14. Silverman S, DeNardo GL, Siegel E. Determination of spleen size by scintigraphy. *Cancer biotherapy & radiopharmaceuticals*. 1999;14(5):407-411.
  15. Sahin B, Alper T, K k u A, Malatyalioglu E, Kosif R. Estimation of the amniotic fluid volume using the Cavalieri method on ultrasound images. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*. 2003;82(1):25-30.
  16. Bas O, Acer N, Mas N, Karabekir HS, Kusbeci OY, Sahin B. Stereological evaluation of the volume and volume fraction of intracranial structures in magnetic resonance images of patients with Alzheimer's disease. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2009;191(2):186-195.
  17.  aęlar V, Alko  OA, Uygur R, Tuętaę B,  z aęlayan  . Normal dalak ile splenomegalinin karęılařtırılması ve v cut kom-pozisyonu ile ilişkileri. *Genel Tip Dergisi*. 2014;24(2):64-68.
  18. Adam G, İmamoğlu T, Yařar F, Erdoęan N. Kesitsel g r nt lerde dalak hacminin cavalieri y ntemiyle saptanması ve form le dayalı y ntemlerle kıyaslanması. *İzmir Tepecik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Dergisi*. 2010;20(2):63-69.
  19. Bilgic S, Sahin B, Sonmez OF, Odaci E, Colakoglu S, Kaplan S, Ergur H. A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri principle and computed tomography images. *Clinical neurology and neurosurgery*. 2005;107(4):282-288.
  20.  aęlar V, Alko  OA, Uygur R, Tuętaę B,  z aęlayan  . Normal dalak ile splenomegalinin karęılařtırılması ve v cut kom-pozisyonu ile ilişkileri. *Genel Tip Dergisi*. 2014;24(2):64-68.
  21. Ekinci N, Acer N, Akkaya A, Sankur Ő, Kabadayi T, Sahin B. Volumetric evaluation of the relations among the cerebrum, cerebellum and brain stem in young subjects: a combination of stereology and magnetic resonance imaging. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2008;30(6):489.

22. Kaner T, Songur A, Toktaş M, Alkoc OA, Eser O, Efendioğlu M. Comparison of disc and body volumes in degenerated and nondegenerated lumbar discs: a stereological study. *Turkish journal of medical sciences*. 2014;44(2):237-242.
23. Mazonakis M, Sahin B, Pagonidis K, Damilakis J. Assessment of left ventricular function and mass by MR imaging: A stereological study based on the systematic slice sampling procedure. *Academic radiology*. 2011;18(6):738-744.
24. Milićević N, Cuschieri A, Xuereb A, Milićević Z. Stereologic study of splenic tissue compartments from traumatically injured and cancer patients. *General & diagnostic pathology*. 1996;142(1):41-44.
25. Odacı E, Sahin B, Sonmez OF, Kaplan S, Bas O, Bilgiç S, Bek Y, Ergür H. Rapid estimation of the vertebral body volume: a combination of the Cavalieri principle and computed tomography images. *European journal of radiology*. 2003;48(3):316-326.
26. Canan S, Şahin B, Odacı E, Ünal B, Aslan H, Bilgiç S, Kaplan S. Toplam hacim, hacim yoğunluğu ve hacim oranlarının hesaplanmasında kullanılan bir stereolojik yöntem: Cavalieri prensibi. *THBV Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri Dergisi*. 2002;22:7-14.
27. Paulsen F, Waschke J. Sobotta İnsan Anatomisi Atlası, İç Organlar. 7. baskı. Elhan A, Karahan ST (Editörler). İstanbul: Beta Basım Yayım Dağıtım A.Ş.,2011: s.128-129.
28. Huseynov H. Çocukluk Dönemi Splenomegali İle Seyreden Hastalıklarda Parankimal EKO Paterninin Klinik Bulgular İle Korelasyonu. 2015, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Radyoloji uzmanlık tezi, 46 sayfa, İstanbul, (Prof.DR. Ensar YEKELER).
29. Moore KL, Dalley AF, 1999, *Clinically Oriented Anatomy. Kliniğe Yönelik Anatomi*, 4. Baskı, Şahinoğlu K, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2007: s.259
30. Moore KL, Persaud T, 2008, *The developing Human: Clinically Oriented Embryology. Klinik yönleri ile insan embriyolojisi*, 2.Baskı, Yıldırım M, Dalçık H, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2009: s.223-224.
31. Junqueira CL, Carneiro J, 2003, *Basic Histology. Temel Histoloji*, 10. Baskı,. Aytekin Y, Solakoğlu , Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2006: s.285.



32. Waschke J, Böckers TM, Paulsen F, Winkler S, Dalkowski K, Mair J, Klebe S, 2015, Sobotta Anatomie Das Lehrbuch. Sobotta Anatomi Konu Kitabı, 1.Baskı, Sargon MF, Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, 2015: s.343.
33. Djokic M, Plesnik B, Petric M, Trotovek B. Massive splenomegaly due to B-cell lymphoma: A case report. International journal of surgery case reports. 2018;48:76-78.
34. Karagöz İ, Eroğlu O. Tıbbi Görüntüleme Teknikleri. Ankara: Elma Teknik Basım Matbaacılık, 1998: s.91-216
35. Herek D, Karabulut N. Manyetik rezonans görüntüleme. TTD Toraks Cerrahisi Bülteni. 2010;1(3):214-222.
36. Yakinci ZD. Süper İletkenlik ve manyetik rezonans cihazı. İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi. 2013;4(2):4-9.
37. Işık Z, Selçuk H, Albayram S. Bilgisayarlı tomografi ve radyasyon, [http://www.klinikgelisim.org.tr/kg23\\_2/4.pdf](http://www.klinikgelisim.org.tr/kg23_2/4.pdf), Erişim tarihi: 24 Mart 2019.
38. Çolakoğlu S. Boyun Omurlarının (C3-C7) Gövde Hacimlerinin Stereolojik Yöntemlerle Hesaplanması. 2006, Elazığ: Fırat Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 117 sayfa, Elazığ, (Doç.Dr. İlter KUŞ).
39. Altunkaynak BZ, Onger ME, Altunkaynak ME, Ayrancı E, Canan S. A brief introduction to stereology and sampling strategies: Basic concepts of stereology. NeuroQuantology. 2012;10(1):31-43.
40. Betal D, Hughes ML, Whitehouse GH, Roberts N. Postprandial decrease in splenic volume demonstrated by magnetic resonance imaging and stereology. Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists. 2000;13(6): 404-9.
41. Howard CV, Reed MG. Unbiased Stereology: Tree dimensional measurement in microscopy. UK: Bios Scientific Publishers Guildford; 1998: p.39-64.
42. Schlesinger AE, Hildebolt CF, Siegel MJ, Pilgrim TK. Splenic volume in children: Simplified estimation at CT. Radiology. 1994;193(2):578-80.
43. Nyengaard JR. Stereologic methods and their application in kidney research. Journal of the American Society of Nephrology. 1999; 10(5): 1100-1123.

44. Acer N, Sahin B, Bas O, Ertekin T, Usanmaz M. Comparison of three methods for the estimation of total intracranial volume: stereologic, planimetric, and anthropometric approaches. *Annals of plastic surgery*. 2007; 58(1): 48-53.



## ÖZGEÇMİŞ

10 Kasım 1991 tarihinde Karaman'ın Sarıveliler ilçesinde doğdum. İlk ve ortaokulu Çukurbağ Köyü İlköğretim Okulu'nda bitirdim. Lise öğrenimini Konya'da ŞÖANÖL'de, lisans öğrenimini Akdeniz Üniversitesi Antalya Sağlık Yüksekokulu hemşirelik bölümünde tamamladım. Yüksek lisans öğrenimine 2016 bahar döneminde Düzce Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi AD başladım ve 2019 yılı nisan ayında bitirdim. 2013-2014 yılları arasında Özel Yaşam Hastanesi'nde ameliyathane hemşiresi olarak, 2014-2015 yılları arasında Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Tuncer Karpuzoğlu Organ Nakli Enstitüsü'nde organ nakli hemşiresi olarak, 2015'ten bu yana da Düzce Üniversitesi SUAM'da yoğun bakım hemşiresi olarak görev yapmaktayım.

