



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
KARDİYOPULMONER FİZYOTERAPİ ANABİLİM DALI

**ANTERO-POSTERİOR AKCİĞER GRAFİLERİNDEN  
ÖLÇÜLEN AKCİĞER İZDÜŞÜM ALANLARININ  
BİLGİSAYARLI TORAKS TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ  
ÜZERİNDEN ÖLÇÜLEN AKCİĞER HACİMLERİ İLE  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Aysun YAĞCI ŞENTÜRK**

**Samsun**

**Aralık-2014**





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
KARDİYOPULMONER FİZYOTERAPİ ANABİLİM DALI

**ANTERO-POSTERİOR AKCİĞER GRAFİLERİNDEN  
ÖLÇÜLEN AKCİĞER İZDÜŞÜM ALANLARININ  
BİLGİSAYARLI TORAKS TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ  
ÜZERİNDEN ÖLÇÜLEN AKCİĞER HACİMLERİ İLE  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Aysun YAĞCI ŞENTÜRK**

**Danışman**

**Doç.Dr.Ayşen TASLAK ŞENGÜL**

**Samsun**

**Aralık-2014**

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aysun YAĞCI ŞENTÜRK tarafından Doç.Dr.Ayşen TASLAK ŞENGÜL danışmanlığında hazırlanan "Antero-posterior akciğer grafilerinden ölçülen akciğer izdüşüm alanlarının bilgisayarlı toraks tomografi görüntüleri üzerinden ölçülen akciğer hacimleri ile karşılaştırılması" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 22/12/2014 tarihinde yapılan sınav ile Kardiyopulmoner Fizyoterapi Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Doç.Dr. Ayşen TASLAK ŞENGÜL, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye: Prof.Dr. İsmail Serhat KOCAMANOĞLU, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye: Yrd.Doç.Dr. Yasemin BİLGİN BÜYÜKKARABACAK, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

ONAY:

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

22/12/2014

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

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisansım boyunca eğitimime katkıda bulunan hocalarıma, başta tezime katkılarından dolayı Doç.Dr.Ayşen TASLAK ŞENGÜL'e, tez çalışmam boyunca yardımını esirgemeyen üniversitemiz Rektör Yardımcısı Prof.Dr. Bünyamin ŞAHİN'e, katkılarından dolayı Emrah AKMAN'a, tez çalışmam boyunca hoşgörü ve manevi desteğinden dolayı Zehra ŞAHİN'e, değerli eşim Hüseyin ŞENTÜRK'e ve bugüne gelmemde en büyük paya sahip olan aileme şükran ve saygılarımla...

Fzt. Aysun YAĞCI ŞENTÜRK

## ÖZET

### SAĞLIKLI BİREYLERDE AKCİĞER HACMİ İLE İZDÜŞÜM ALANININ KARŞILAŞTIRILMASI (CAVALİERİ PRENSİBİ)

**Amaç:** Akciğer hastalıklarının tanı ve tedavisinde akciğer radyolojisi önemli bir yer tutar. Literatürde; BT görüntüleri üzerinden akciğer hacimleri ve izdüşüm alanları arasındaki ilişkiyi açıklayan çalışmalara rastlanmamıştır. Bu tez çalışmasında BT üzerinden hesaplanan akciğer hacim değerleri ile A-P akciğer grafilерinden hesaplanan akciğer izdüşüm alanları arasındaki ilişki araştırıldı. İlişki varlığı durumunda direk grafilерden elde edilen hesapların hacim karşılıkları tespit edilmeye çalışıldı.

**Materyal ve Metot:** Çalışmada 2009-2014 yılları arasında OMÜ Göğüs Cerrahisi Anabilim Dalına başvuran ve akciğerinde herhangi bir patolojiye rastlanmayan, toraks BT'si çekilmiş 25 erkek ve 10 kadın çalışmaya dahil edildi. Veriler toraks BT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi kullanılarak elde edildi. Verilerin analizi için SPSS 16.0 programında Pearson korelasyon ve Regresyon analizleri kullanıldı.

**Bulgular:** Yapılan çalışmada sırasıyla sağ ve sol akciğer hacim ortalaması (ortalama±SS)  $2080743,3145 \pm 636035,54907 \text{mm}^3$  ve  $1769115,1994 \pm 597552,23945 \text{mm}^3$  olarak hesaplandı. BT üzerinden hacim hesaplamasında hata katsayısı; sağ akciğer için 0,138; sol akciğer için 0,158 olarak hesaplandı. Çalışmaya dahil edilen bireylerin sağ akciğer izdüşüm alanlarının ortalaması (ortalama±SS)  $11299616,3774 \pm 6860311,92023 \text{mm}^2$ , sol akciğer izdüşüm alanlarının ortalaması  $9218010,9974 \pm 5876119,80583 \text{mm}^2$  olarak bulundu.

**Sonuç:** Akciğer hacmi ile izdüşüm alanı arasında orta düzeyde korelasyon ve regresyon bulundu. BT üzerinden hesaplanan hacim değerleri için hata katsayılarının kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü. Yapılan çalışmaya göre akciğer hacmi ve izdüşüm alanını hesaplamak için Cavalieri Prensibinin etkin bir yöntem olduğu görüldü.

**Anahtar Kelimeler:** Akciğer; bilgisayarlı tomografi; cavalieri; hacim; izdüşüm; stereoloji

Aysun YAĞCI ŞENTÜRK (Yüksek Lisans Tezi)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Aralık-2014

## ABSTRACT

### COMPARISON OF THE LUNG PROJECTION AREA AND LUNG VOLUME IN HEALTHY INDIVIDUALS (CAVALIERI PRINCIPLE)

**Aim:** Thorax radiology is very important in diagnosis and treatment of lung diseases. To our knowledge, no study has yet evaluated this relation between lung volumes and projection area by using computed tomography scans. In this study we aimed to estimate lung volumes on CT scans and lung projection area on A-P lung graphies. In case of a relation, we evaluate the responses of volumes on estimated projection areas.

**Material and Method:** The research was done on 35 individuals who had any lung pathologies and applied to Ondokuz Mayıs University thoracic surgery department, between 2009-2014. This study includes 25 male and 10 female. CT examination was applied all the individuals. Data were acquired on CT scans by using stereological methods. Data analysis was carried out through Pearson correlation and Regression analysis in SPSS 16.0.

**Results:** The mean volume of right lung was estimated as  $2080743.3145 \pm 636035.54907 \text{mm}^3$  and the mean volume of left lung was estimated as  $1769115.1994 \pm 597552.23945 \text{mm}^3$ . The coefficient of the error of the right volume estimation was 0.138 and it was 0.158 for left volume estimation. The mean projection area of right lung was estimated as  $11299616.3774 \pm 6860311.92023 \text{mm}^2$  and it was  $9218010.9974 \pm 5876119.80583 \text{mm}^2$  for the left lung.

**Conclusion:** There were correlation and regression between volume and projection area of the lungs. The coefficient of the errors of lungs were within acceptable range. Our results are showed that the combination of the CT images and the Cavalieri principle can efficiently and safely be used to estimate lung volumes. Also the combination of the A-P graphies and the Cavalieri principle can efficiently be used to estimate projection area.

**Keywords:** Cavalieri; computed tomography; lung; projection; stereology; volume;

Aysun YAĞCI ŞENTÜRK (Master Thesis)  
Ondokuz Mayıs University - Samsun, December-2014

## SİMGELER VE KISALTMALAR

- ABD: Amerika Birleşik Devletleri  
Akc: Akciğer  
A-P: AnteroPosterior  
BT: Bilgisayarlı Tomografi  
Cm: Santimetre  
CO<sub>2</sub>: Karbondioksit  
DICOM: The Digital Imaging and Communications in Medicine  
H.K.: Hata Katsayısı  
İzd.: İzdüşüm  
Kv: Kilovolt  
L<sub>i</sub>: Sol akciğer izdüşüm alanı  
mAs: Miliamper saniye  
mGy: Miligray  
ml: Mililitre  
mm: Milimetre  
mm<sup>2</sup>: Milimetrekare  
mm<sup>3</sup>: Milimetreküp  
mSv: Milisievert  
N: Kişi sayısı  
O<sub>2</sub>: Oksijen  
OMÜ: Ondokuz Mayıs Üniversitesi  
R<sup>2</sup>: Belirtme katsayısı  
R<sub>i</sub>: Sağ akciğer izdüşüm alanı  
Sv: Sievert  
SS: Standart Sapma  
t: Aralık  
YRBT: Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi  
% : Yüzde  
>: Büyüktür  
± : artı eksi



## İÇİNDEKİLER

|  |     |
|--|-----|
| <b>ÖZET</b> .....                                      | iv  |
| <b>ABSTRACT</b> .....                                  | v   |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....                   | vi  |
| <b>İÇİNDEKİLER</b> .....                               | vii |
| <b>1. GİRİŞ</b> .....                                  | 1   |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....                         | 3   |
| 2.1. Akciğer Anatomisi .....                           | 3   |
| 2.1.1. Solunum Mekanığı .....                          | 4   |
| 2.1.2. Solunum Kasları .....                           | 5   |
| 2.2. Akciğer Hacim ve Kapasiteleri .....               | 5   |
| 2.2.1. Akciğer Hacimleri .....                         | 5   |
| 2.2.2. Akciğer Kapasiteleri.....                       | 6   |
| 2.3. Stereoloji .....                                  | 6   |
| 2.3.1. Tarafsızlık.....                                | 7   |
| 2.3.2. Etkinlik/Verimlilik .....                       | 7   |
| 2.3.3. Cavalieri Prensibi İle Hacim Hesaplanması ..... | 8   |
| 2.3.4. Hata Katsayısının Hesaplanması .....            | 10  |
| 2.4. Akciğer Grafisi.....                              | 10  |
| 2.5. Bilgisayarlı Tomografi .....                      | 11  |
| <b>3. MATERYAL VE METOT</b> .....                      | 13  |
| <b>4. BULGULAR</b> .....                               | 25  |
| <b>5. TARTIŞMA</b> .....                               | 32  |
| <b>6. SONUÇ</b> .....                                  | 37  |
| <b>KAYNAKLAR</b> .....                                 | 38  |
| <b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....                                  | 42  |

## 1. GİRİŞ

Akciğer radyografisinin göğüs hastalıklarının tanısında ve ayırıcı tanısında, olguların takibinde önemli bir yeri vardır. Solunum sistemi ile ilgili semptomlar ve anormal fizik muayene bulguları minimal derecede veya olmadığı zaman akciğer radyografisi gerçek ve objektif bulguları gösterebilir (Özlü ve ark., 2010).

Akciğer grafisi, toraks boşluğunun görüntülenmesinde sık kullanılan yöntemlerin başında gelir. Akciğer direk grafisinde hastadan geçen X ışınları röntgen filmi üzerine düşürülerek görüntü elde edilir. X-ışınları iyonize radyasyon kaynağı olarak kullanılır ve projeksiyon radyografi şeklinde iki boyutlu görüntü sağlar (Çimşit ve Ergelen, 2013).

Olguların tanı ve takibinde akciğer grafisinin yetersiz kaldığı durumlarda kullanılan diğer bir inceleme yöntemi bilgisayarlı tomografidir (BT). BT ile yapılar üç boyutlu olarak görüntülenmektedir (Ödev, 2010).

Akciğer hastalıklarının tanı ve tedavisinde önemli parametrelerden biri de akciğer hacmidir. Bu nedenle akciğer hacminin en doğru şekilde ölçülmesi oldukça önemlidir. Akciğer hacim ölçümü için günümüzde birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan biri de stereolojik yöntemlerdir. Modern stereolojik yöntemler, doku ve organların hacimlerinin rutin kesitsel radyolojik görüntülerden hesaplanabildiğini ortaya koymuştur (Şahin ve ark., 2003). Stereolojik yöntemlerin uygulanması için ileri düzey araç ve gereç ihtiyacı bulunmadığından rutin filmler üzerinden niceliksel verileri elde etme olanağı bulunmaktadır (Akbaş ve ark., 2004; Bilgiç ve ark., 2005). Bu nedenle stereolojik yöntemler son dönemlerde yaygın olarak kullanılmaktadır (Emirzeoğlu ve ark., 2005).

Stereolojik yöntemler içinde sıklıkla kullanılan Cavalieri Prensibi; klinik uygulamalarda radyolojik tetkiklerden elde edilen görüntüler üzerinden hacim hesaplama yöntemi olarak bilinmektedir.

Hacim hesaplamalarında farklı görüntü analiz programları kullanılmaktadır. Bunların içerisinde en yaygın olarak kullanılan programlar; ImageJ ve benzeri Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (DICOM) Görüntü Analizi ve görüntüleme programlarıdır. Literatüre göre, bu programlar aracılığıyla yapılan hacim hesaplamaları doğru sonuçlar vermektedir (Şahin ve ark., 2006; Acer ve ark., 2007). Bilgisayarlı

tomografi ile incelenen bir yapıdan birbirine paralel ve eşit kalınlıkta kesit görüntüleri elde edilebilmektedir. Görüntülerin bu özelliği incelenen yapının hacminin Cavalieri prensibi ile hesaplanmasına olanak vermektedir. BT görüntülerinden sağ ve sol akciğer hacmi bu şekilde kolayca hesaplanabilir ve bu görüntüler ImageJ programı aracılığıyla antero-posterior (A-P) direk grafisine dönüştürülebilir. Bu sayede akciğer A-P direk grafilere üzerinden akciğerlerin izdüşüm alanları hesaplanabilir (Şahin ve ark., 2006).

Akciğerlerin hacmi; yaş, cinsiyet, vücut ağırlığı gibi değişkenlere bağlı olarak farklılık göstermektedir. Guyton (1998) akciğer hacminin erkeklere oranlandığında, kadınlarda % 20-25 daha düşük olduğunu bildirmiştir. İri ve atletik kişilerde ise akciğer hacminin küçük ve zayıf kişilerden daha yüksek olduğu belirtilmektedir (Guyton,1998). Benzer çalışmalara literatürde sıkça rastlanmaktadır.

Yapılan literatür taramasında sağ ve sol akciğer hacimleri ile bunların izdüşümleri arasındaki ilişkiyi açıklayan çalışmalara rastlanmamıştır. Bu tez çalışmasında BT görüntüleri üzerinden hesaplanan hacim değerleri ile A-P akciğer direk grafilere üzerinden ölçülen akciğer izdüşüm alanları arasındaki ilişki araştırıldı. İlişki varlığı durumunda direk grafilere üzerinden elde edilen hesapların hacim karşılıkları tespit edilmeye çalışıldı.

## 2. GENEL BİLGİLER

“Solunum fonksiyonu iki şekilde tanımlanabilir.

- 1- Hücresel düzeyde; hücresel oksidatif metabolizma
- 2- Organizma düzeyinde; gaz değişim yüzeylerinin yani akciğerlerin hava ile dolması” (Guyton’dan 1998).

Solunum sistemi, dolaşım sisteminin atmosferle olan bağlantısını sağlar. Akciğer hastalıklarının teşhis ve tedavisinde en önemli aşama solunum sisteminin fizyolojisini anlamaktır. Solunum sisteminin asıl amacı dokulara oksijen sağlamak ve karbondioksidi uzaklaştırmaktır. Ayrıca vücut asit-baz dengesini korumak, savunma mekanizmalarına destek olmak, kan dolaşımını filtre etmek ve bazı hormonların düzenlenmesi ile endokrin sisteme yardım etmek solunum sisteminin diğer işlevleridir (Bilgin Büyükkarabacak, 2006). Solunum sistemi burun, farinks, larinks, trakea, bronşlar ve respiratuar bronşiollerin bulunduğu iletili bölüm ile akciğerlerden oluşur.

### 2.1. Akciğer Anatomisi

Akciğer, göğüs kafesi içerisine yerleşmiş olan bir çift solunum organıdır. Akciğerler sağ ve sol olmak üzere iki adettir. Sol tarafta kalp bulunduğu için bu taraftaki akciğer sağdakinden biraz daha küçüktür. Akciğerlerin tepesi (apex pulmonis), clavicuların orta kısmının 1-2 santimetre (cm) kadar üzerine çıkarak boyun köküne doğru girer. Akciğer tabanı (basis pulmonis) ise diyafram kasının üzerine oturur. Akciğerlerin kostalara bakan yüzü facies costalis adını alırken, iç yüzü mediastinumu baktığı için facies mediastinalis adını alır (Yıldırım, 2012).

Dış yüzün ortalarında hilus pulmonis (akciğer kapısı) bulunur. Bu açıklıktan bronchus principalisler, arteria pulmonalis, vena bronchialis, vena pulmonalis, arteria bronchialis, lenf damarları ve sinirler akciğerin içine girer. Sağ akciğer eğik olarak seyreden fissura obliqua ile horizontal seyreden fissura horizontalis tarafından üç ayrı loba ayrılır. Buna göre; fissura horizontalis ve fissura obliqua’nın üst yarısının üzerinde kalan kısım lobus superior, fissura horizontalis ile fissura obliqua’nın alt yarımının arasında kalan kısım lobus medius, fissura obliqua’nın alt ve arkasında kalan kısma ise lobus inferior denilir. Sol akciğerde ise sadece fissura obliqua bulunur. Bu yarığın üst-önünde kalan kısım lobus superior, alt-arkasında kalan kısım ise lobus inferior adını alır. Sol akciğerin iç yüzü kalp ile komşuluktur. Akciğerlerin bu şekilde loblara ayrılmalarına ilave olarak her bir lob da bağımsız üniteler olan segmentlere

ayrılmaktadır. Sağ akciğerde 10 segment , sol akciğerde 8 segment bulunmaktadır (Yıldırım, 2012).

Akciğerlere kalpten gelen arteria pulmonalisler; karbondioksitten (CO<sub>2</sub>) zengin, oksijenden (O<sub>2</sub>) fakir olan kanı akciğerlere getirirler. Vena pulmonalisler ise akciğerlerde oksijenlenmiş kanı kalbe taşırlar. Arteria bronchialis adını alan damarlar ise akciğerin kendi dokusunun beslenmesini sağlayan kan damarlarıdır (Yıldırım, 2012).

### **2.1.1. Solunum Mekanığı**

Akciğerler ve akciğerlerin içinde bulunduğu göğüs kafesi elastiki yapılardır. Aslında akciğerleri göğüs kafesine bağlayan herhangi bir yapı yoktur. Akciğerleri göğüs kafesine doğru çeken ve onların göğüs duvarından ayrılmalarını engelleyen güç, iki plevra yaprağı arasında bulunan sıvı ve negatif basınçtan kaynaklanır. Plevra; akciğerlerin üzerini kaplayan iki yapraklı bir zardır. Plevranın dıştaki yaprağına parietal plevra, içteki yaprağına ise visseral plevra denilmektedir. Visseral plevra; akciğerlerin üzerini çevrelerken, parietal plevra; göğüs duvarına yapışıktır. Plevra yaprakları arasındaki negatif basınç soluk verme sırasında akciğerlerin göğüs kafesinden daha fazla ayrılmalarına izin vermez ve akciğerleri tekrar göğüs duvarına doğru çeker. Akciğerler iki şekilde genişleyip daralırlar:

1. Diyaframın göğüs boşluğunu vertikal ekseninde uzatıp kısaltmak üzere aşağı yukarı hareketi:

Normal sakin solunumda inspirasyonun büyük bir kısmı diyaframın kasılmasıyla meydana gelir. İspirasyon sırasında diyafram kası kasılarak akciğerlerin alt yüzünü aşağı doğru çeker. Ekspirasyon sırasında ise bunun tam tersi gerçekleşir yani diyafram gevşer, akciğerler ve göğüs çeperi esneklikleri sayesinde eski durumlarına döner. Bu sayede normal sakin ekspirasyon aktif kas kullanımı olmadan gerçekleşir. Derin solunum sırasında ise bu esnek güçler yeterli olmaz, karın kaslarının kontraksiyonu ile abdominal yapılar diyaframı yukarı doğru iter ve hızlı ekspirasyon sağlanır (Guyton, 1998).

2. Kostaların aşağı ve yukarı hareketi:

Kostaların aşağı, yukarı hareketi ile birlikte göğüs kafesinin ön-arka çapı artar, böylece akciğerler genişlemiş olur. İstirahat halinde kostaların eğimi aşağıya doğru olduğundan, sternum geride, vertebraya doğru çekilmiş gibidir. Kostaların düzleşmesi sırasında sternum vertebralardan uzaklaşarak toraksın ön arka çapını artırır. Maksimum

inspirasyonda bu genişleme ekspirasyondaki çapın %20'sini bulur. Solunumun başlangıcında, torasik kavitenin içindeki ve dışındaki basınçlar eşit olduğundan, akciğerlerin içine veya dışına hava akımı olmaz. Göğüs boşluğu genişleyince akciğerler ile plevral boşluklar da genişler. Bu durumda akciğer içi basınç düşer. Akciğer içi basınç atmosfer basıncından düşük olacağından atmosferdeki hava solunum yollarına girmeye başlar. Hava akımı, iki ortamdaki basınç eşitleninceye ve göğüs boşluğunun genişlemesi tamamlanincaya kadar devam eder. Göğüs boşluğunun hacmi azalınca, akciğer içi basınç artarak solunum yollarındaki havanın dışarı atılması sağlanır (Guyton, 1998).

### **2.1.2. Solunum Kasları**

İnspirasyon aktif bir olaydır. İnspirasyon sırasında kullanılan ve göğüs kafesinin hacmini arttıran kasların en önemlisi diyafram kasıdır. Bunun dışında inspirasyon sırasında kullanılan yardımcı solunum kasları; sternumu yukarı kaldıran sternocleidomastoid, kostaları yukarı kaldıran serratus anterior ve ilk iki kostayı yukarı kaldıran scalen kaslardır. Ekspirasyon; istirahatte pasif olarak gerçekleşmekle beraber, zorlu ekspirasyonda internal interkostal kaslar ve abdominal kaslar kullanılmaktadır (Yıldırım, 2012).

### **2.2. Akciğer Hacim ve Kapasiteleri**

Normal bir ekspirasyon sonunda göğüs kafesinin bütün kasları gevşer ve hava akımı durur, bu duruma istirahat düzeyi denir. Bu durumda akciğerler alabilecekleri veya atabilecekleri hava miktarına göre alt bölümlere ayrılırlar. Bu alt bölümler akciğer kapasiteleri ve akciğer hacimleri olarak tanımlanırlar.

#### **2.2.1. Akciğer Hacimleri**

**Soluk Hacmi (tidal volüm):** Sakin solunum sırasında her bir inspirasyonda akciğerlere giren veya her bir ekspirasyonla akciğerlerden çıkan hava miktarıdır. Bu hacim ortalama 500 mililitre (ml)'dir.

**İnspirasyon yedek hacmi:** Normal bir inspirasyondan sonra derin inspirasyonla alınabilen hava hacmidir, yaklaşık 3000 ml'dir.

**Ekspirasyon yedek hacmi:** Normal bir ekspirasyondan sonra, zorlu bir ekspirasyonla çıkarılan hava hacmidir. Yaklaşık değeri; 1100 ml'dir.

**Rezidüel volüm:** Zorlu bir ekspirasyondan sonra akciğerlerde kalan hava hacmidir. Yaklaşık değeri; 1200 ml'dir. Rezidüel hacim, soluklar arasında alveollerde kalarak gaz değişimini devam ettirmesi sebebiyle çok önemlidir (Guyton, 1998).

### 2.2.2. Akciğer Kapasiteleri

**İnspirasyon Kapasitesi:** Tidal volüm ile inspirasyon yedek hacminin toplamına eşittir. Normal ekspirasyondan sonra yapılan maksimum inspirasyonla alınan hava hacmidir. Değeri; 3500 ml'dir.

**Fonksiyonel Rezidüel Kapasite:** Ekspirasyon yedek hacmi ile rezidüel kapasitenin toplamıdır. Normal bir ekspirasyondan sonra akciğerde yaklaşık 2300 ml hava kalır.

**Vital Kapasite:** İnspirasyon yedek hacmi ile ekspirasyon yedek hacminin toplamıdır. Maksimum inspirasyondan sonra maksimum ekspirasyonla çıkarılan hava hacmini gösterir. Yaklaşık değeri 4600 ml'dir. Vital kapasite kişinin anatomik yapısı dışında ölçüm sırasında; kişinin durumu, solunum kaslarının gücü, akciğerler ve toraks duvarının kompliyansı gibi birçok faktörden etkilenir. Akciğerlerin gerilebilme kabiliyetini kısıtlayan her faktör vital kapasiteyi düşürür. Tüberküloz, kronik astım, akciğer kanseri, kronik bronşit akciğer kompliyansını dolayısıyla vital kapasiteyi azaltır.

**Total Akciğer Kapasitesi:** Akciğerlerin mümkün olan en geniş inspirasyon hareketi ile gerilmesinden sonraki maksimum hacimdir. Yaklaşık 5800 ml'dir. Vital kapasite ile rezidüel kapasitenin toplamına eşittir (Guyton, 1998).

### 2.3. Stereoloji

Stereoloji, üç boyutlu yapılardan elde edilen iki boyutlu kesitler kullanılarak yapı hakkında bilgi edinmeye yarayan bilimdir. Elde edilen kesitlerin, herhangi bir yapının içinden geçen ve yapının bileşenleri ile kesişen düzlemler oldukları düşünülürse, ilgili yapının her bir bileşeni, bu kesitlerde sayısı, kapladığı uzunluk, büyüklüğü, alan ve hacim oranıyla ilişkili bir biçimde izdüşümler oluşturur. Bu izdüşümler ilgili yapının içerdiği bileşenler hakkında bilgi edinmek üzere kullanılabilir (Howard ve Reed., 1998). Stereolojik yöntemlerle birlikte yapıların hacim, hacim oranları, yüzey yoğunluğu, yüzey alanı ve hücre sayıları gerçeğe en yakın olacak şekilde hesaplanabilir (Roberts ve ark., 2000; Odacı ve ark., 2005).

Stereolojik yöntemlerle elde edilen sonuçlar gerçek değerlerden sapma göstermediğinden tarafsız sonuçların elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Tarafsız

olmaları nedeniyle bu yöntemler kullanılarak hesaplanan değerler hesaplayıcılar arasında farklılıklar göstermemektedir (Gundersen ve Jensen, 1987).

### **2.3.1. Tarafsızlık**

Gerçek değerden istatistiksel olarak sapma göstermeyen hesaplamaları tanımlamak için kullanılan bir terimdir. Örneklemeye ile çalışılan bir ölçüm yönteminde, doğru sonuçların alınabilmesi için uygulamanın tarafsız olması gerekir. Eğer uygulamada kullanılan yöntemden kaynaklanan doğruluğu tam olarak bilinmeyen ön kabuller varsa, bu çalışma gerçek değerden sistematik bir sapma gösteriyordur, yani çalışma taraflıdır. Çalışılan yapının gerçek değeri bilinmediği için yöntemin sebep olduğu taraflılık ve sonuçların gerçek değerden ne kadar saptığı tespit edilemez. (Howard ve Reed, 1998; Odacı ve ark., 2005).

Rutin uygulamalarda tanı için kullanılan BT ve direk grafi görüntülerinin elde edilme tekniği incelendiğinde tarafsızlık ilkesinin kendiliğinden gerçekleştiği görülecektir. Bilgisayarlı tomografi ve direk grafi görüntüleri elde edilirken ilk görüntünün başlangıç noktası rastgele seçilir ve böylece stereolojinin tarafsızlık ilkesi göz ardı edilmemiş olur. Görüntüler elde edilirken ne kadar aralıkla (t) alınacağı önceden bilinmelidir. Tarama yapılırken BT cihazında görüntüler birbirine paralel olarak elde edilir. Bu özellikler topluca göz önüne alındığında tarafsızlık ilkesine bağlı kalınarak birbirine paralel elde edilmiş ve aralarında belli bir mesafe bulunan BT görüntülerine Cavalieri prensibi kolayca uygulanabilir (Gundersen ve Jensen, 1987; Howard ve Reed, 1998; Gundersen ve ark., 1999; Canan ve ark., 2002; Odacı ve ark., 2005).

### **2.3.2. Etkinlik-Verimlilik**

Stereolojik yöntemlerin bir avantajı da; iş yükünü azaltarak, istenen doğrulukta sonuçların kısa sürede elde edilmesini sağlamaktır. Örneğin, bir organ içerisindeki hücrelerin tamamını teker teker saymak, bazı küçük organlar için mümkün olsa da çoğu yapıda bu işlemi gerçekleştirmek oldukça zahmetli bir iştir. Böyle bir yöntemle sayımı gerçekleştirmek yerine sayımı yapılacak organdan yeterli sayıda örnek alarak bu değerleri tespit etmek hem zaman kaybını önler, hem de rutinde kullanılmasına imkan sağlar (Howard ve Reed, 1998).

Örneklemeye yoluyla herhangi bir niceliği hesaplamak; yapının tamamını temsil edebilecek küçük bir parça üzerinde ölçümler yapmak ve bu ölçümün tüm yapıya olan



oranına bakarak hesaplamaktır. Örnekleme ile yapılan hesaplamalar doğal olarak gerçek değerden belli bir farklılık gösterecektir. Bu farklılıklar istatistiksel bakımından kabul edilebilir sınırlar içerisinde tutulduğu sürece elde edilen hesaplama değeri güvenilir bir sonuç olarak kabul edilir (Howard ve Reed, 1998).

Bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinde yapılan Cavalieri hacim hesaplamaları incelendiğinde, sonuçların gerçek değerden istatistiksel anlamda bir farklılık göstermediği hesaplanmıştır. Yöntemin uygulanma süresinin ilgilenilen yapının büyüklüğüne göre değişmesi ve düşük sayıda görüntüde uygulanabilir olması, bu yöntemin uygulanmasında etkinlik prensibinin yerine getirildiğini göstermektedir (Şahin ve ark., 2003).

### **2.3.3. Cavalieri Prensibi İle Hacim Hesaplanması**

Küp, silindir gibi düzenli veya simetrik bir şekle sahip nesnelerin hacimleri aşağıdaki formül aracılığıyla kolayca hesaplanabilir. (Howard ve Reed, 1998; Şahin ve ark., 2003).

$$V = t \times a \quad (1)$$

Formüldeki (V) nesnenin hacmini, (t) nesnenin yüksekliğini ve (a) ise nesnenin taban alanını tanımlar.

İncelenen yapı, çevresindeki diğer organ veya yapılardan izole edilebilecek makroskobik yapılanmaya sahipse bu yapının hacmini hesaplamak için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan en çok bilineni Arşimet Prensibi'dir. Howard ve Reed (1998) bu yöntemde incelenen nesnenin içi su dolu bir dereceli silindire daldırıldığında nesnenin taşıdığı ya da yükselttiği su miktarının nesnenin hacmine eşit olduğunu bildirmiştir. Ancak canlılarda herhangi bir yapı ya da organın hacmi hesaplanmak istendiği zaman, ilgilendiğimiz yapı çevresindeki bileşenlerden izole edilemeyeceğinden daha değişik yöntemler kullanılmak zorundadır. İtalyan matematikçi Bonoventura Cavalieri tarafından geliştirilen bir yöntemle düzensiz şekle sahip nesnelerin hacmi hesaplanabilmiştir (Canan ve ark., 2002). Daha sonraki yıllarda bu yöntem biyoloji, metalürji ve jeoloji gibi değişik alanlarda da kullanılmıştır (Howard ve Reed, 1998). Non-invaziv yöntemlerle yani görüntüleme yöntemleri aracılığıyla ilgilenilen nesne ya da organı baştan sona kapsayacak şekilde kesit görüntüleri alınarak bu görüntüler üzerinden hacim hesaplamaları oldukça yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Pakkenberg, 1992; Mayhew ve Olsen, 1991; Mackay ve ark. 1999).

Cavalieri, düzenli bir geometrik şekle sahip olmayan üç boyutlu nesnelerin hacimlerinin birbirine paralel dilimlere ayrılarak hesaplanabileceğini ortaya koymuştur (Şahin ve ark., 2003). Tarafılığı ortadan kaldırmak için ilk kesit, kesit kalınlığı mesafesindeki herhangi bir noktadan rastgele olarak alınmalı ve sistematik olarak eşit aralıklı kesitler alınacak şekilde işleme devam edilmelidir. Daha sonra her bir dilimin aynı yöne bakan yüzeylerinin alanları uygun bir yöntemle hesaplanır. Aşağıdaki formül yardımıyla tüm dilimlerden elde edilen toplam yüzey alanı değeri, ortalama dilim kalınlığı ile çarpılarak, yapının toplam hacmi tarafsız bir şekilde hesaplanır.

$$V_{ref} = \sum a_i \cdot \bar{t} \quad (2)$$

Burada  $V_{ref}$  ilgilenilen yapının toplam hacmini;  $\sum a_i$  izdüşümlerin toplam yüzey alanını;  $\bar{t}$  ise ortalama kesit veya dilim kalınlığını belirtir. Bu yöntemle etrafındaki yapılara bakılmaksızın, sınırları yeterli kesinlikte belirlenebilen her türlü yapının hacmi rahatlıkla hesaplanabilir (Canan ve ark., 2002).

Cavalieri hacim hesaplama yönteminde öncelikle yapılması gereken ilgilenilen bölgenin izdüşüm alanlarını hesaplamaktır. Hacim hesaplamaları nokta sayım yöntemi veya planimetri teknikleri kullanılarak yapılmaktadır (Şahin ve Ergur 2006; Acer ve ark., 2008). Nokta sayım yönteminde planimetri yöntemine göre daha az zaman harcanır ve nokta sayım yöntemi daha ucuz bir yöntemdir; ancak planimetri yöntemi ile daha net sonuçlar elde edildiği için bu yöntem daha çok tercih edilmektedir (Şahin ve Ergur 2006).

Cavalieri yöntemi ile hacim hesaplamalarında, bilgisayar destekli görüntü analiz cihazları ile planimetrik olarak izdüşüm alanları doğrudan ölçülmektedir. Bu yöntemde uygun biçimde kalibrasyonu yapılmış mikroskop görüntüleri veya radyolojik görüntülerini işlemek üzere tasarlanmış bilgisayar yazılımı programları ile sınırları belirlenmiş yüzeylerin alanları ölçülebilir. Osirix, Onis ve ImageJ gibi programlar planimetrik ölçümlerde kullanılabilir (Canan ve ark., 2002).

#### **2.3.4. Hata Katsayısının Hesaplanması**

Yapılacak olan analizlerde kesit sayısının yeterli olup olmadığını sorgulamak amacıyla verilerin hata katsayısı (HK) hesaplanır. Hata katsayısı %5 veya %5'in altında ise yapılan analizlerin doğru olduğu sonucuna varılır. Gundersen ve Jensen (1987)

tarafından geliştirilen formül ile hata katsayısı hesaplanabilir, ancak planimetri yöntemi kullanıyorsa hata katsayısı aşağıdaki formül ile hesaplanır (Mazonakis ve ark., 2002):

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

(3)

Formüldeki  $\sum A$  kesitlerdeki toplam alanı ifade eder.  $i=1,2,3,\dots,n$  kesit sayısını gösterir, diğerleri ise sabit rakamlardır.

Hesaplama sonrasında hata katsayısı değeri %5 ve altında ise örnekleme stratejisinin uygun olduğuna karar verilir. Hata katsayısının %5'ten büyük olduğu durumlarda kullanılan kesit sayısı artırılarak hedeflenen hata katsayısı elde edilir (Canan ve ark., 2002; Odacı ve ark., 2005; Şahin ve Elfaki, 2012).

#### 2.4. Akciğer grafisi

Akciğer grafisi, temel tanı yöntemlerinden ilkidir, radyolojik incelemelerin %30-50'sini oluşturur (Ödev, 2010). Direk grafi uygulamalarında kullanılan ışın X ışımıdır. X-ışınları 1895 yılında Alman fizik profesörü Wilhelm Kodrad Röntgen tarafından bulunmuş ve isimlendirilmiştir. Daha sonra bu ışınlar, keşfinden dolayı, 'Röntgen Işınları' adı verilmiştir.

X-ışınları, bir ucunda radyo dalgaları diğer ucunda kozmik ışınlar bulunan, içerisinde görülebilen ışığın da bulunduğu elektromanyetik radyasyon spektrumunda yer alır. Hızları ışık hızına eşit olan elektromanyetik radyasyonlar geçtikleri ortama enerji transfer ederler. Enerjileri; frekansları ile doğru, dalga boyları ile ters orantılıdır. Boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılan bu ışınların şiddetleri, maddeyi geçerken absorpsiyon ve yön değiştirme (saçılma) nedeniyle azalır (Osma, 2000).

X-ışınları, elektrik enerjisinin kinetik enerjiye çevrilmesi ile elde edilir. Şehir şebekesinden alınan alternatif akım, transformatörlerle yükseltilir ve rektifiye edilerek doğru akıma çevrilir. Bu yüksek gerilim, havası boşaltılmış bir cam tüp içerisindeki bir flaman (katot) ile karşısına konmuş anot arasına uygulanırsa, hızla anoda çarpan elektronların kinetik enerjilerinin büyük bir bölümü ısıya, çok az bir bölümü de X ışını enerjisine dönüşür. X ışınlarının diyagnostik radyolojide kullanılmalarını sağlayan temel özellik, dokuyu geçebilme yetenekleridir. Flouresans ve fotografik özellikleri ise

görüntünün elde edilmesini sağlar. İnsan vücudunun değişik atom ağırlığında ve değişik kalınlık ve yoğunlukta dokulardan yapıldığından, X ışınının absorpsiyonu da farklı olacaktır. Farklı absorpsiyon ve girginlik sonucu, röntgen filmi (röntgenogram) üzerine değişik oranlarda düşen X ışınları geçtikleri vücut parçasının bir görüntüsünü oluştururlar. Bu görüntü, siyahtan (film üzerine düşen ışın fazla) beyaza (film üzerine düşen ışın az) kadar değişen gri tonlardan oluşur (Ünal, 2008).

Akciğer grafisi: tanı, ayırıcı tanı, bilinen bir anormalliğin takibi, risk gruplarında gelişebilecek akciğer hastalıklarını tarama ve sağlıklı bireylerdeki kontrol muayenelerinde çekilmektedir ( Şahin ve ark., 1998).

## **2.5. Bilgisayarlı tomografi**

BT; toraks radyolojisinde direk grafiden sonra en çok kullanılan görüntüleme yöntemidir (Özlü ve ark., 2010). Bilgisayarlı tomografi, X ışınlarının doku tarafından tutulması ilkesine dayanan kesitsel bir görüntüleme yöntemidir. 1970'li yıllardan beri akciğer ve mediasten hastalıklarının teşhisinde oldukça önemli bir yer edinmiştir. Çok kesitli BT sistemleri, BT'nin tanısallık potansiyelinde bir devrim niteliğindedir. Çok kesitli BT sistemlerinin kullanımının artmasıyla yapılan BT incelemelerinin sayısı da artış göstermiştir. Teknolojik gelişmeler sonucu günümüzde giderek daha hızlı, daha yüksek görüntü kalitesine sahip BT sistemleri üretilmektedir (Erbaş, 2011). Bu hızlı sistemlerin sağladığı "izometrik" görüntüleme ile BT, klasik tanımında olduğu gibi "aksiyel kesitsel" bir görüntüleme yöntemi olmaktan çıkmış, üç boyutlu ve çok planlı (multiplanar) bir görüntüleme yöntemi haline gelmiştir. Bu sistemlerle tek bir nefes tutma süresinde tüm vücudu taramak, daha ince kesitler almak, multifazik-dinamik incelemeler yapmak mümkün hale gelmiştir. Görüntüde bozulmaya yol açan hareket artefaktları hızlı sistemlerle daha az görülmektedir. Bu sistemler kullanılan kontrast madde miktarının da azaltılabilmesini sağlamaktadır (Ögüş ve ark., 2003).

Toraks BT'den en iyi sonucu almak için, normal anatomi , anatomik varyasyonlar, fizyopatoloji, BT tekniği ve BT ile ilişkili risklerin iyi bilinmesi gereklidir (Roberts ve ark., 2000).

BT incelemede normal akciğerin görünümü pencere aralığına göre değişmektedir. Akciğer penceresinde parankim alanları siyah olarak görülür. Ancak bu siyahlık trakea ve bronşlardaki hava kadar siyah değildir. Parankim ve hava arasındaki attenüasyon yönünden farklılık pencere aralığına göre iyi düzenlenmelidir. Akciğerler

çok yüksek pencere aralığında incelenirse çok siyah görülür ve parankimle ilgili ayrıntı kaybolur. Parankimde lokalize yumuşak doku ve lüsent yapıların gösterilmesi zordur. Örneğin; bül gibi lezyonlar gözden kaçabilir. Çok düşük pencere aralığının seçilmesi halinde ise parankimdeki yumuşak doku yapıları (damarlar veya nodüler lezyonlar) abartılı olarak görülür.

### 3. MATERYAL METOT

Bu çalışma, Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi İlaç Dışı Araştırmalar İnsan Etik Kurulu'ndan onay alındıktan sonra Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Göğüs Cerrahisi bölümünde yapıldı. Çalışmada kullanılan görüntüler alınan onay çerçevesinde Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Radyoloji Anabilim Dalı'na ait radyolojik görüntüleme merkezinden elde edildi. Sağlıklı bireylerin akciğer hacimleri ile akciğer izdüşüm alanları arasındaki ilişki üzerine kurgulanmış olan araştırma çalışmasında rastgele örnekleme yöntemi ile 25 erkek ve 10 kadın gönüllü olmak üzere toplam 35 bireye ait BT görüntüleri çalışmada kullanıldı. Hasta bilgilerinin yazıldığı form aşağıda verilmiştir (Tablo 1).

**Tablo 1.** Hasta bilgileri yazılan form

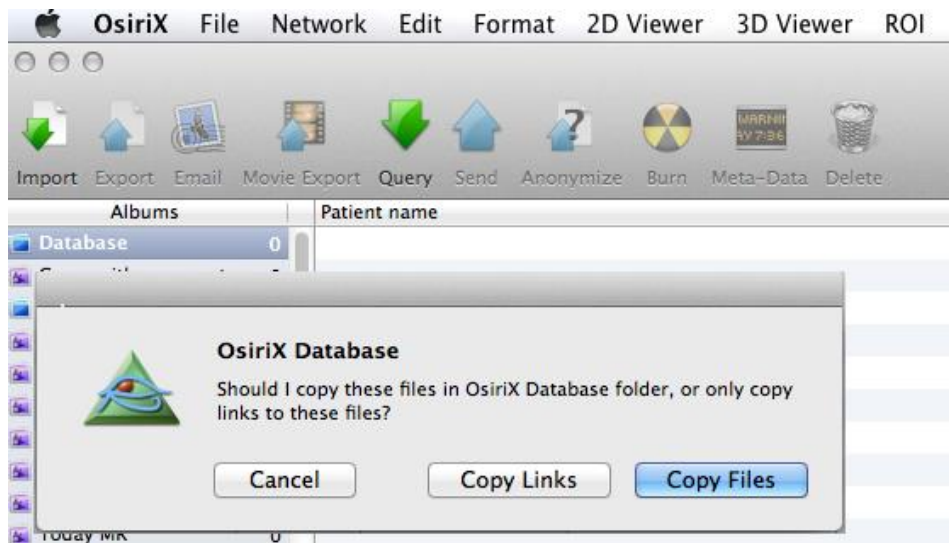
|                             |                         |
|-----------------------------|-------------------------|
| <b>Adı-Soyadı :</b>         | <b>Dosya numarası :</b> |
| <b>Yaşı :</b>               | <b>Giriş Tarihi :</b>   |
| <b>Cinsiyeti :</b>          |                         |
| <b>Özgeçmişi :</b>          |                         |
| <b>Toraks Tomografisi :</b> |                         |

Çalışmada BT görüntüleri üzerinden, sağ ve sol akciğer hacimleri Cavalieri prensibi kullanılarak hesaplandı. Akciğer izdüşüm yüzey alanları ise BT görüntülerinden elde edilen A-P direk grafileleri üzerinden hesaplandı. Sağlıklı bireylere ait 1 milimetre (mm) kalınlığında ardışık kesitlerden oluşan toraks BT görüntüleri,

OsiriX programıyla açıldı, ardından görüntüler ImageJ programına aktarıldı ve 1/10 oranında sistematik rastgele örneklendi. Sağ ve sol akciğer hacimleri yarı otomatik planimetri yöntemi ile hesaplandı.

BT görüntüleri Toshiba Aquilon, Japonya 16 dedektörlü tomografi scanner cihazı kullanılarak elde edildi ( 120 kilovolt (Kv), 250miliamper saniye (mAs), 1 saniye scan time).

BT görüntüleri DICOM formatında kaydedildi. DICOM formatlı görüntülerin düzenlenmesi ve işlenmesi amacıyla çözünürlük kalitesi iyi olan, Macintosh işletim sistemi altında çalışan OsiriX programı tercih edildi. Flash disk ortamında temin edilen BT görüntüleri OsiriX programına aktarıldı. Bu görüntülerini OsiriX programının içine almak için Import >copy files sekmeleri kullanıldı ve görüntüler OsiriX programının arşivine eklendi (Şekil 1). DICOM formatında kaydedilen görüntüler OsiriX programında açıldı (Şekil 2). Elde edilen görüntülerden akciğer sınırlarının daha net görülebildiği 1mm'lik kesit aralığında olan görüntüler tercih edildi. Ayrıca masa hareketinin (location) 1mm'lik aralıkta olmasına dikkat edildi.

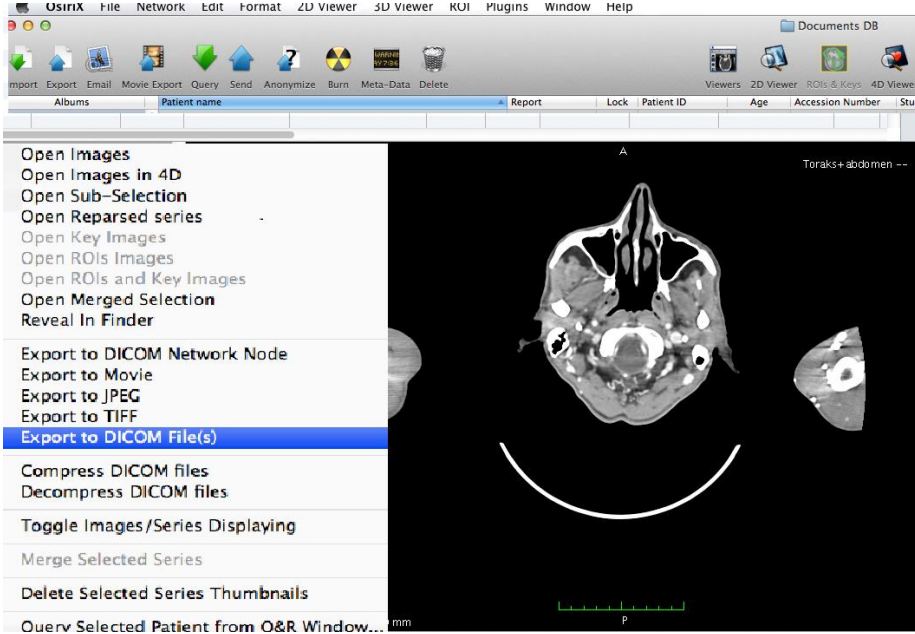


Şekil 1. BT görüntüsünün OsiriX programının içine alınması



Şekil 2. Akciğerin DICOM formatında kaydedilmiş BT görüntüsünün OsiriX programında açılması

Tüm bunlar dikkate alınarak görüntü ‘File > Export > Export to DICOM Files’ sekmeleri kullanılarak OsiriX programından dışarı çıkarıldı ve masaüstüne kaydedildi (Şekil 3).



Şekil 3. BT görüntüsünün OsiriX'ten dışarı çıkarılması



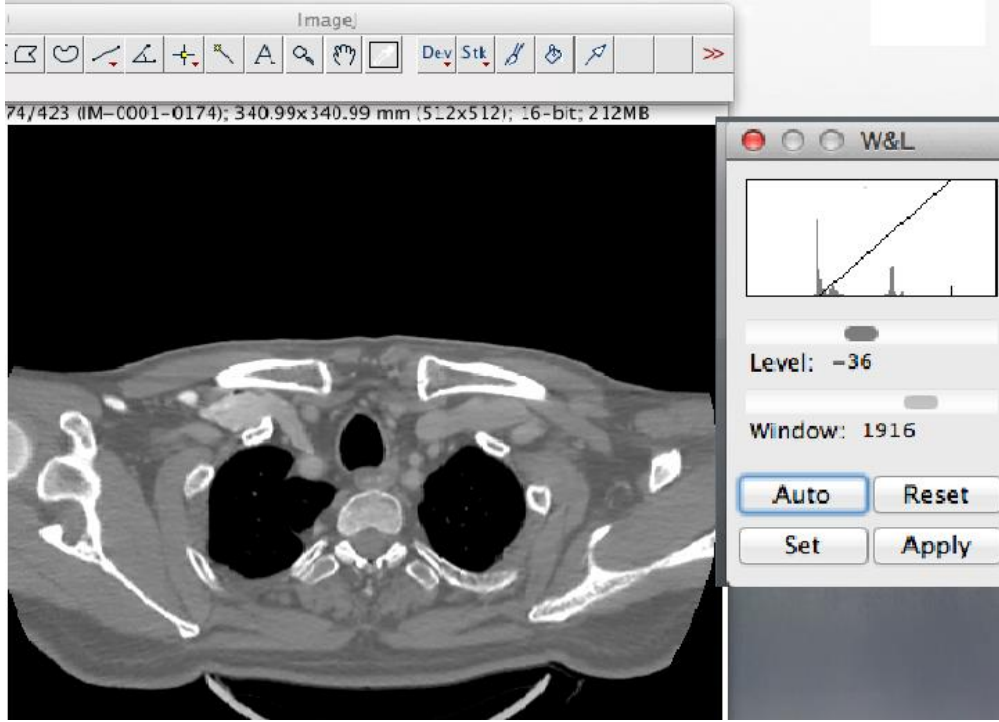
Ardından ImageJ programı açıldı ve OsiriX'ten dışarı çıkararak masaüstüne kaydedilen görüntü 'sürükle bırak' yöntemi ile ImageJ programına aktarıldı (Şekil 4).



Şekil 4. ImageJ programına aktarılan BT görüntüsü

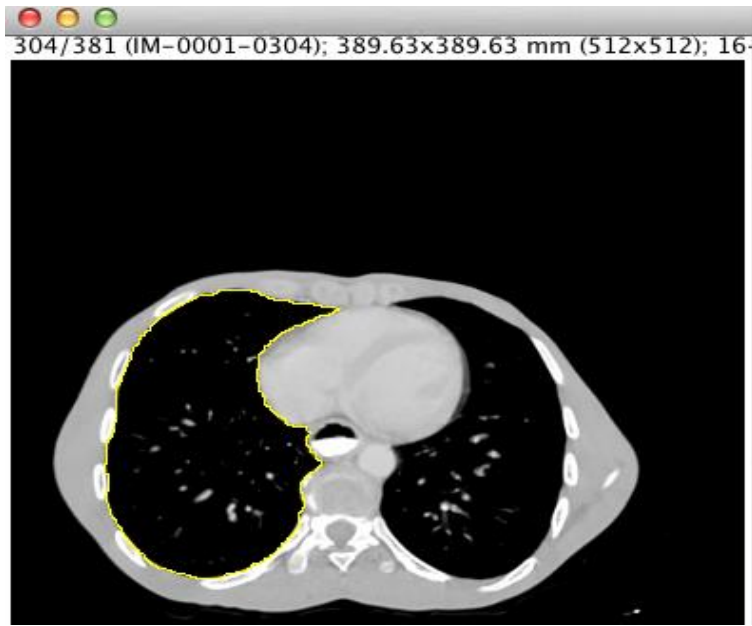
ImageJ programına aktarılan görüntüler üzerinden öncelikle sağ ve sol akciğer hacimleri hesaplandı. Bunun için 'etrafını çevirme yöntemi' tercih edildi, böylece bronşlar da hesaplamaaya dahil edilmiş oldu.

Hacim hesaplamasından önce 'Image > Adjust > Window/Level' sekmeleri sırayla seçilerek ImageJ programında açılan BT görüntüsüne bir pencereleme yapıldı ve akciğer sınırlarının iyi görüldüğü bir pencere oluşturuldu (Şekil 5).



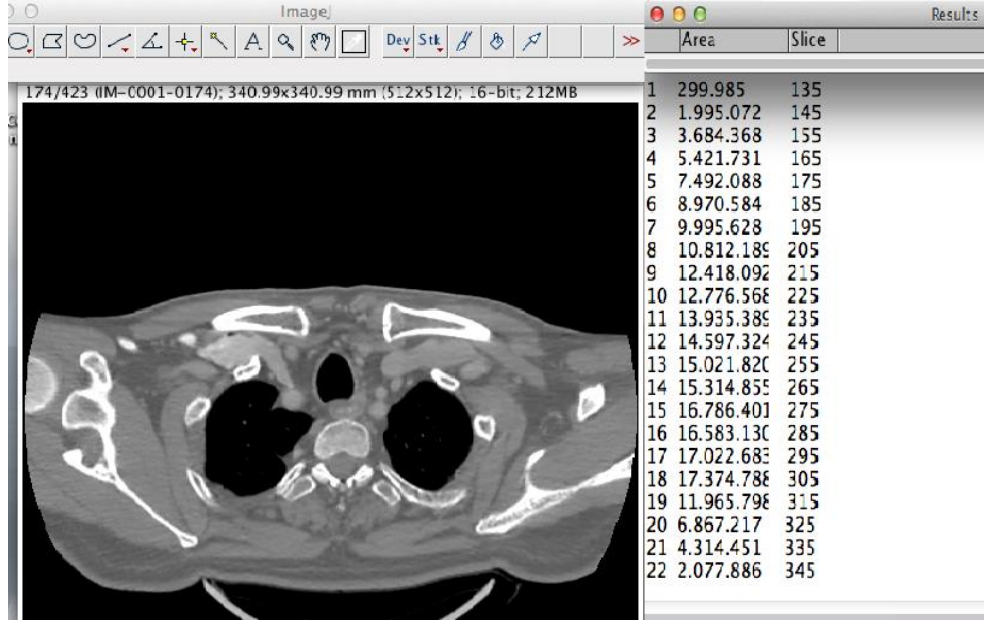
Şekil 5. ImageJ programında pencerelemesi yapılan BT görüntüsü

Akciğerlerin en iyi görüntüsü elde edildiğinde; 'Free hand selection' sekmesi seçildi. Fare (mouse) aracılığıyla 'etrafını çevirme yöntemi' ile sağ akciğerin sınırları çizildi (Şekil 6).



Şekil 6. Etrafını çevirme yöntemi ile sağ akciğerin sınırlarının çizilmesi

Akciğer sınırları çizildikten sonra klavyede 'M' tuşuna basılarak otomatik olarak o kesite ait hacim değeri hesaplandı. Akciğerin ilk görüldüğü kesitten son görüldüğü kesite kadar her 10 kesitte 1'inden aynı şekilde hacim hesaplaması yapılarak sonuçlar kaydedildi ( Şekil 7).



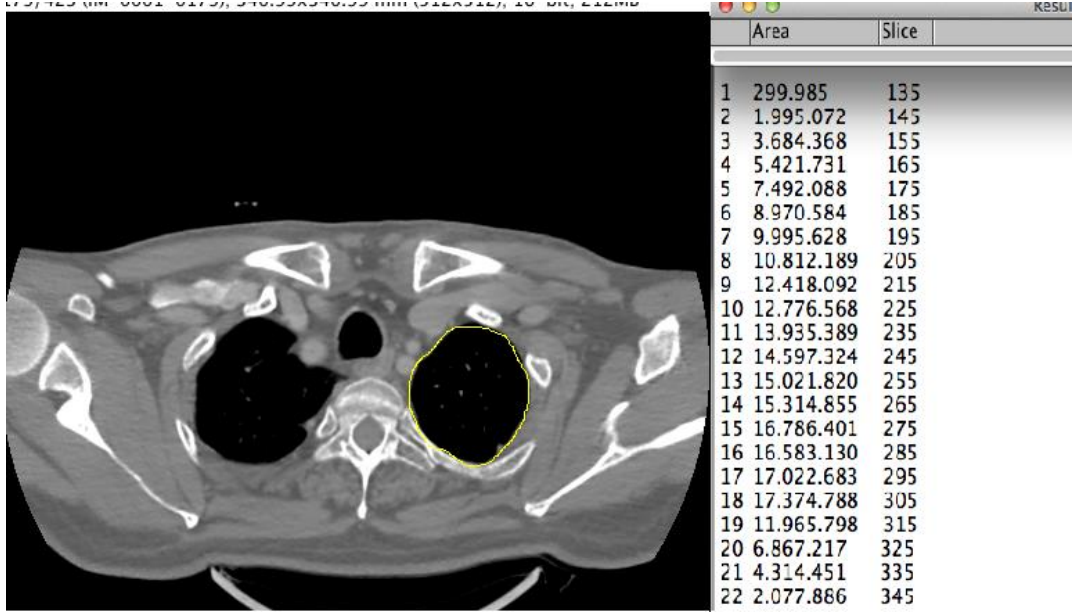
Şekil 7. Sağ akciğerin her 10 kesitte 1'inden hesaplanan hacim değerleri

Elde edilen hacim değerleri kopyalayıp yapıştırmak suretiyle daha önce Microsoft Excel programında hazırlanan şablondaki yerine aktarıldı. Aralık ve kesit kalınlığı değerleri; excel şablonundaki yerlerine sırasıyla 9 mm ve 1mm olmak üzere yazıldı (Şekil 8). Böylece excelen girilen formül aracılığıyla sağ akciğer için toplam hacim değeri ve hata katsayısı değeri hesaplandı.

| E38 |                             |           |         |        |            |     |
|-----|-----------------------------|-----------|---------|--------|------------|-----|
| A   | B                           | C         | D       | E      | F          |     |
| 2   | Hastanın Adı                | G. Ş.     |         |        |            |     |
| 3   | Yapı                        | Sağ AC    | Sol AC  |        |            |     |
| 4   | Kesit Kalınlığı             | 1         | 1       |        |            |     |
| 5   | Aralık                      | 9         | 9       |        |            |     |
| 6   | Kesit                       | Alan      | Alan    | Sağ AC |            |     |
| 7   | 1                           | 299985    | 0       | 1      | 299.985    | 135 |
| 8   | 2                           | 1995072   | 0       | 2      | 1.995.072  | 145 |
| 9   | 3                           | 3684368   | 0       | 3      | 3.684.368  | 155 |
| 10  | 4                           | 5421731   | 0       | 4      | 5.421.731  | 165 |
| 11  | 5                           | 7492088   | 0       | 5      | 7.492.088  | 175 |
| 12  | 6                           | 8970584   | 0       | 6      | 8.970.584  | 185 |
| 13  | 7                           | 9995628   | 0       | 7      | 9.995.628  | 195 |
| 14  | 8                           | 10812189  | 0       | 8      | 10.812.189 | 205 |
| 15  | 9                           | 12418092  | 0       | 9      | 12.418.092 | 215 |
| 16  | 10                          | 12776568  | 0       | 10     | 12.776.568 | 225 |
| 17  | 11                          | 13935389  | 0       | 11     | 13.935.389 | 235 |
| 18  | 12                          | 14597324  | 0       | 12     | 14.597.324 | 245 |
| 19  | 13                          | 15021820  | 0       | 13     | 15.021.820 | 255 |
| 20  | 14                          | 15314855  | 0       | 14     | 15.314.855 | 265 |
| 21  | 15                          | 16786401  | 0       | 15     | 16.786.401 | 275 |
| 22  | 16                          | 16583130  | 0       | 16     | 16.583.130 | 285 |
| 23  | 17                          | 17022683  | 0       | 17     | 17.022.683 | 295 |
| 24  | 18                          | 17374788  | 0       | 18     | 17.374.788 | 305 |
| 25  | 19                          | 11965798  | 0       | 19     | 11.965.798 | 315 |
| 26  | 20                          | 6867217   | 0       | 20     | 6.867.217  | 325 |
| 27  | 21                          | 4314451   | 0       | 21     | 4.314.451  | 335 |
| 28  | 22                          | 2077886   | 0       | 22     | 2.077.886  | 345 |
| 29  | 23                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 30  | 24                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 31  | 25                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 32  | 26                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 33  | 27                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 34  | 28                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 35  | 29                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 36  | 30                          | 0         | 0       |        |            |     |
| 37  | Toplam                      | 225728047 | 0       |        |            |     |
| 38  | Hata Katsayısı (%)          | 0,150     | #DIV/0! |        |            |     |
| 39  | Hacim mm <sup>3</sup>       | 2257280,5 | 0,0     |        |            |     |
| 40  | Yüzey Alanı mm <sup>2</sup> | 0,0       | 0,0     |        |            |     |

**Şekil 8.** Sağ akciğer kesitlerinden hesaplanan hacim değerlerinin (mm<sup>3</sup>) Microsoft Excel programında hazırlanan şablona aktarılması

Bu işlem aynı şekilde sol akciğer için de tekrarlandı. ImageJ programında pencerelemesi yapılan akciğer BT görüntüsü üzerinden bu kez de sol akciğer hacmi hesaplandı. Sağ akciğer de olduğu gibi sol akciğerin de her 10 kesitte 1'inden hacim hesaplaması 'etrafını çevirme' yöntemi kullanılarak yapıldı (Şekil 9).



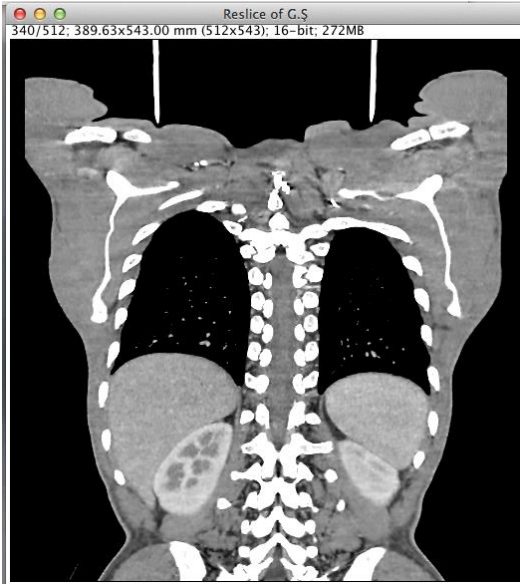
Şekil 9. Sol akciğerin her 10 kesitte 1'inden hesaplanan hacim değerleri

Hesaplanan sol akciğer hacim değerleri excel şablonundaki yerine kaydedildi (Şekil 10).

|    | A                           | B         | C         | D      | E          | F   | G      | H          | I   |
|----|-----------------------------|-----------|-----------|--------|------------|-----|--------|------------|-----|
| 2  | Hastanın Adı                | G.İ Ş.    |           |        |            |     |        |            |     |
| 3  | Yapı                        | Sağ AC    | Sol AC    |        |            |     |        |            |     |
| 4  | Kesit Kalınlığı             | 1         | 1         |        |            |     |        |            |     |
| 5  | Aralık                      | 9         | 9         |        |            |     |        |            |     |
| 6  | Kesit                       | Alan      | Alan      | Sağ AC |            |     | Sol AC |            |     |
| 7  | 1                           | 299985    | 283190    | 1      | 299.985    | 135 | 1      | 283.190    | 136 |
| 8  | 2                           | 1995072   | 1543937   | 2      | 1.995.072  | 145 | 2      | 1.543.937  | 146 |
| 9  | 3                           | 3684368   | 3116250   | 3      | 3.684.368  | 155 | 3      | 3.116.250  | 156 |
| 10 | 4                           | 5421731   | 4748213   | 4      | 5.421.731  | 165 | 4      | 4.748.213  | 166 |
| 11 | 5                           | 7492088   | 6270722   | 5      | 7.492.088  | 175 | 5      | 6.270.722  | 176 |
| 12 | 6                           | 8970584   | 7379160   | 6      | 8.970.584  | 185 | 6      | 7.379.160  | 186 |
| 13 | 7                           | 9995628   | 8448217   | 7      | 9.995.628  | 195 | 7      | 8.448.217  | 196 |
| 14 | 8                           | 10812189  | 9242192   | 8      | 10.812.189 | 205 | 8      | 9.242.192  | 206 |
| 15 | 9                           | 12418092  | 9776721   | 9      | 12.418.092 | 215 | 9      | 9.776.721  | 216 |
| 16 | 10                          | 12776568  | 9996208   | 10     | 12.776.568 | 225 | 10     | 9.996.208  | 226 |
| 17 | 11                          | 13935389  | 9641786   | 11     | 13.935.389 | 235 | 11     | 9.641.786  | 236 |
| 18 | 12                          | 14597324  | 10444447  | 12     | 14.597.324 | 245 | 12     | 10.444.447 | 246 |
| 19 | 13                          | 15021820  | 10093500  | 13     | 15.021.820 | 255 | 13     | 10.093.500 | 256 |
| 20 | 14                          | 15314855  | 10177472  | 14     | 15.314.855 | 265 | 14     | 10.177.472 | 266 |
| 21 | 15                          | 16786401  | 10315882  | 15     | 16.786.401 | 275 | 15     | 10.315.882 | 276 |
| 22 | 16                          | 16583130  | 9863010   | 16     | 16.583.130 | 285 | 16     | 9.863.010  | 286 |
| 23 | 17                          | 17022683  | 9305316   | 17     | 17.022.683 | 295 | 17     | 9.305.316  | 296 |
| 24 | 18                          | 17374788  | 8709401   | 18     | 17.374.788 | 305 | 18     | 8.709.401  | 306 |
| 25 | 19                          | 11965798  | 8988537   | 19     | 11.965.798 | 315 | 19     | 8.988.537  | 316 |
| 26 | 20                          | 6867217   | 7110448   | 20     | 6.867.217  | 325 | 20     | 7.110.448  | 326 |
| 27 | 21                          | 4314451   | 3715061   | 21     | 4.314.451  | 335 | 21     | 3.715.061  | 336 |
| 28 | 22                          | 2077886   | 2445628   | 22     | 2.077.886  | 345 | 22     | 2.445.628  | 346 |
| 29 | 23                          | 0         | 1075428   |        |            |     | 23     | 1.075.428  | 356 |
| 30 | 24                          | 0         | 0         |        |            |     |        |            |     |
| 31 | 25                          | 0         | 0         |        |            |     |        |            |     |
| 32 | 26                          | 0         | 0         |        |            |     |        |            |     |
| 33 | 27                          | 0         | 0         |        |            |     |        |            |     |
| 34 | 28                          | 0         | 0         |        |            |     |        |            |     |
| 35 | 29                          | 0         | 0         |        |            |     |        |            |     |
| 36 | 30                          | 0         | 0         |        |            |     |        |            |     |
| 37 | Toplam                      | 225728047 | 162690726 |        |            |     |        |            |     |
| 38 | Hata Katsayısı (%)          | 0,150     | 0,121     |        |            |     |        |            |     |
| 39 | Hacim mm <sup>3</sup>       | 2257280,5 | 1626907,3 |        |            |     |        |            |     |
| 40 | Yüzey Alanı mm <sup>2</sup> | 0,0       | 0,0       |        |            |     |        |            |     |

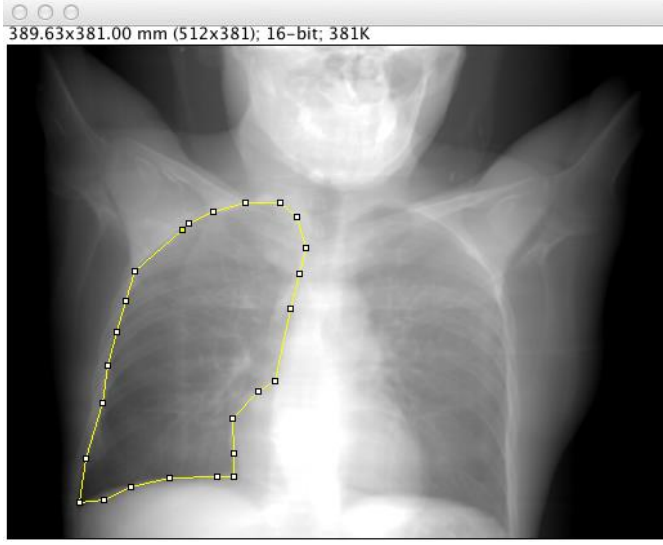
Şekil 10. Sol akciğer hacim değerlerinin excele aktarılması

Sağ ve sol akciğer hacim hesaplamaları tamamlandıktan sonra ikinci aşamaya yani akciğer izdüşüm alanı hesaplamasına geçildi. Daha önce ImageJ programında açılan BT görüntüsü yine bu program aracılığıyla akciğer A-P direk grafisine dönüştüldü. ImageJ programında sırayla 'Image > Stacks > Reslice' sekmeleri seçildi, böylece yukarıdan aşağıya 1mm kalınlığında kesitler alındı, yani aksiyel kesitler koronal kesitlere dönüştürülmüş oldu (Şekil 11).



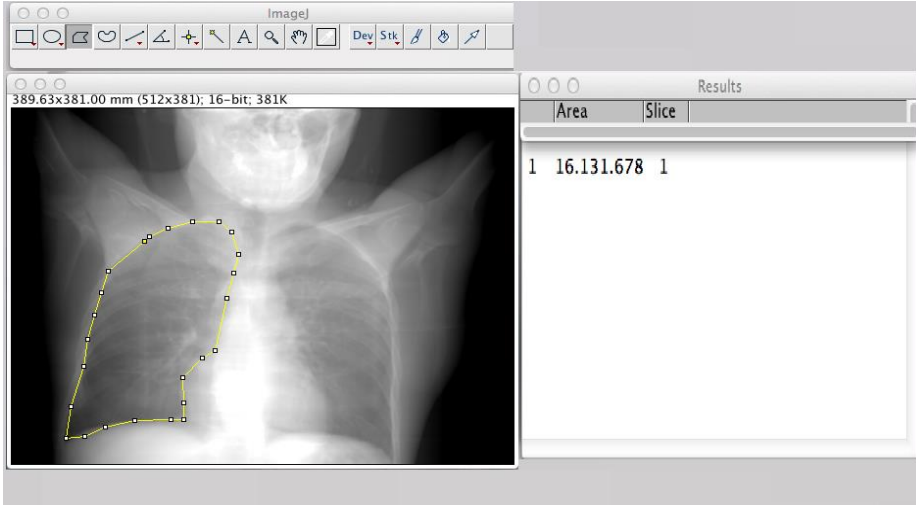
Şekil 11. Aksiyal kesitlerden elde edilen koronal görüntü

Elde edilen koronal görüntü X-ray'e çevrildi. Bunun için 'Image > Stacks > Z Project' sekmeleri seçildi, böylece akciğer A-P direk grafisi elde edildi. 'Image > Adjust > Window /Level' sekmeleri seçilerek akciğerlerin en iyi görüldüğü pencereleme yapıldı. Öncelikle sağ akciğer izdüşüm alanı hesaplandı. Bunun için 'Polygon selection' sekmesi seçilerek akciğer sınırları çizildi (Şekil 12).



Şekil 12. Sağ akciğerin sınırlarının belirlenmesi

Ardından klavyede 'M' tuşuna basılarak  $\text{cm}^2$  cinsinden akciğer izdüşüm alanı elde edildi (Şekil 13)



Şekil 13. Sağ akciğer izdüşüm alanının hesaplanması

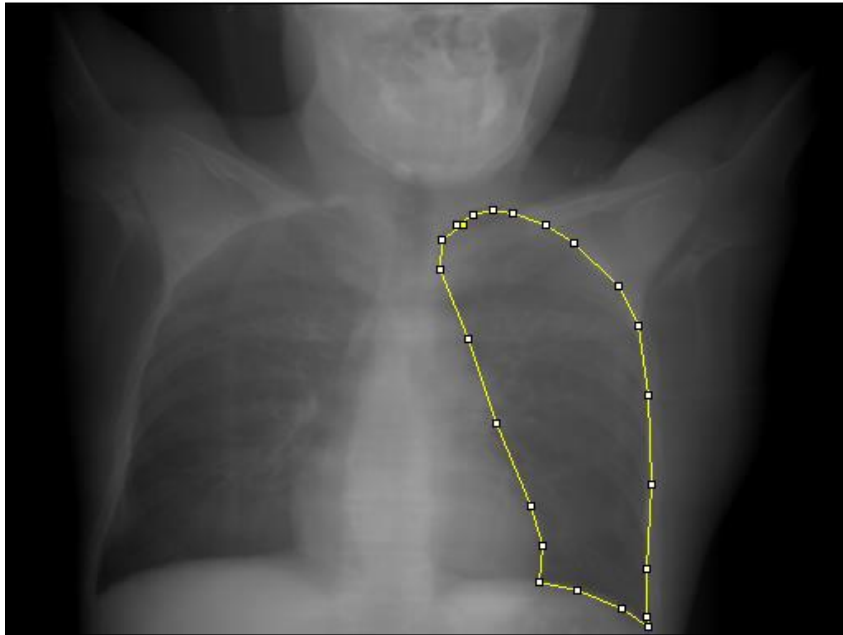
Hesaplanan sağ akciğer izdüşüm alanı excel şablonuna aktarıldı (Şekil 14).

|    | A                           | B         | C         | D      | E          | F      | G  | H          | I   | J               | K          |
|----|-----------------------------|-----------|-----------|--------|------------|--------|----|------------|-----|-----------------|------------|
| 2  | Hastanın Adı                | G. Ş.     |           |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 3  | Yapı                        | Sağ AC    | Sol AC    |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 4  | Kesit Kalınlığı             | 1         | 1         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 5  | Araık                       | 9         | 9         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 6  | Kesit                       | Alan      | Alan      | Sağ AC |            | Sol AC |    |            |     | Sağ AC İzdüşümü |            |
| 7  | 1                           | 299985    | 283190    | 1      | 299.985    | 135    | 1  | 283.190    | 136 | 1               | 16.131.678 |
| 8  | 2                           | 1995072   | 1543937   | 2      | 1.995.072  | 145    | 2  | 1.543.937  | 146 |                 |            |
| 9  | 3                           | 3684368   | 3116250   | 3      | 3.684.368  | 155    | 3  | 3.116.250  | 156 |                 |            |
| 10 | 4                           | 5421731   | 4748213   | 4      | 5.421.731  | 165    | 4  | 4.748.213  | 166 |                 |            |
| 11 | 5                           | 7492088   | 6270722   | 5      | 7.492.088  | 175    | 5  | 6.270.722  | 176 |                 |            |
| 12 | 6                           | 8970584   | 7379160   | 6      | 8.970.584  | 185    | 6  | 7.379.160  | 186 |                 |            |
| 13 | 7                           | 9995628   | 8448217   | 7      | 9.995.628  | 195    | 7  | 8.448.217  | 196 |                 |            |
| 14 | 8                           | 10812189  | 9242192   | 8      | 10.812.189 | 205    | 8  | 9.242.192  | 206 |                 |            |
| 15 | 9                           | 12418092  | 9776721   | 9      | 12.418.092 | 215    | 9  | 9.776.721  | 216 |                 |            |
| 16 | 10                          | 12776568  | 9996208   | 10     | 12.776.568 | 225    | 10 | 9.996.208  | 226 |                 |            |
| 17 | 11                          | 13935389  | 9641786   | 11     | 13.935.389 | 235    | 11 | 9.641.786  | 236 |                 |            |
| 18 | 12                          | 14597324  | 10444447  | 12     | 14.597.324 | 245    | 12 | 10.444.447 | 246 |                 |            |
| 19 | 13                          | 15021820  | 10093500  | 13     | 15.021.820 | 255    | 13 | 10.093.500 | 256 |                 |            |
| 20 | 14                          | 15314855  | 10177472  | 14     | 15.314.855 | 265    | 14 | 10.177.472 | 266 |                 |            |
| 21 | 15                          | 16786401  | 10315882  | 15     | 16.786.401 | 275    | 15 | 10.315.882 | 276 |                 |            |
| 22 | 16                          | 16583130  | 9863010   | 16     | 16.583.130 | 285    | 16 | 9.863.010  | 286 |                 |            |
| 23 | 17                          | 17022683  | 9305316   | 17     | 17.022.683 | 295    | 17 | 9.305.316  | 296 |                 |            |
| 24 | 18                          | 17374788  | 8709401   | 18     | 17.374.788 | 305    | 18 | 8.709.401  | 306 |                 |            |
| 25 | 19                          | 11965798  | 8988537   | 19     | 11.965.798 | 315    | 19 | 8.988.537  | 316 |                 |            |
| 26 | 20                          | 6867217   | 7110448   | 20     | 6.867.217  | 325    | 20 | 7.110.448  | 326 |                 |            |
| 27 | 21                          | 4314451   | 3715061   | 21     | 4.314.451  | 335    | 21 | 3.715.061  | 336 |                 |            |
| 28 | 22                          | 2077886   | 2445628   | 22     | 2.077.886  | 345    | 22 | 2.445.628  | 346 |                 |            |
| 29 | 23                          | 0         | 1075428   |        |            |        | 23 | 1.075.428  | 356 |                 |            |
| 30 | 24                          | 0         | 0         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 31 | 25                          | 0         | 0         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 32 | 26                          | 0         | 0         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 33 | 27                          | 0         | 0         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 34 | 28                          | 0         | 0         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 35 | 29                          | 0         | 0         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 36 | 30                          | 0         | 0         |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 37 | Toplam                      | 225728047 | 162690726 |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 38 | Hata Katsayısı (%)          | 0,150     | 0,121     |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 39 | Hacim mm <sup>3</sup>       | 2257280,5 | 1626907,3 |        |            |        |    |            |     |                 |            |
| 40 | Yüzey Alanı mm <sup>2</sup> | 161316,8  | 0,0       |        |            |        |    |            |     |                 |            |

Şekil 14. Hesaplanan sağ akciğer izdüşüm alanının excelle aktarılması

Aynı şekilde sol akciğerin etrafı da ‘Polygon selection’ sekmesi seçilerek çizildi, ‘M’ tuşuna basılarak sol akciğer izdüşüm alanı hesaplandı (Şekil 15). Hesaplanan akciğer izdüşüm alanı excelde hazırlanan şablona aktarıldı (Şekil 16).

389.03X381.00 mm (312X381); 10-DIC; 381K



Şekil 15. Sol akciğer izdüşüm alanının hesaplanması



|    | A                           | B         | C         | D      | E          | F      | G  | H               | I   | J               | K          | L | M | N          | O |
|----|-----------------------------|-----------|-----------|--------|------------|--------|----|-----------------|-----|-----------------|------------|---|---|------------|---|
| 2  | Hastanın Adı                | G. S.     |           |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 3  | Yaşı                        | Sağ AC    | Sol AC    |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 4  | Kesit Kalınlığı             | 1         | 1         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 5  | Aralık                      | 9         | 9         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 6  | Kesit                       | Alan      | Alan      | Sağ AC |            | Sol AC |    | Sağ AC İzdüşümü |     | Sol AC İzdüşümü |            |   |   |            |   |
| 7  | 1                           | 299985    | 283190    | 1      | 299.985    | 135    | 1  | 283.190         | 136 | 1               | 16.131.678 | 1 | 1 | 11.351.076 | 1 |
| 8  | 2                           | 1995072   | 1543937   | 2      | 1.995.072  | 145    | 2  | 1.543.937       | 146 |                 |            |   |   |            |   |
| 9  | 3                           | 3684368   | 3116250   | 3      | 3.684.368  | 155    | 3  | 3.116.250       | 156 |                 |            |   |   |            |   |
| 10 | 4                           | 5421731   | 4748213   | 4      | 5.421.731  | 165    | 4  | 4.748.213       | 166 |                 |            |   |   |            |   |
| 11 | 5                           | 7492088   | 6270722   | 5      | 7.492.088  | 175    | 5  | 6.270.722       | 176 |                 |            |   |   |            |   |
| 12 | 6                           | 8970584   | 7379160   | 6      | 8.970.584  | 185    | 6  | 7.379.160       | 186 |                 |            |   |   |            |   |
| 13 | 7                           | 9995628   | 8448217   | 7      | 9.995.628  | 195    | 7  | 8.448.217       | 196 |                 |            |   |   |            |   |
| 14 | 8                           | 10812189  | 9242192   | 8      | 10.812.189 | 205    | 8  | 9.242.192       | 206 |                 |            |   |   |            |   |
| 15 | 9                           | 12418092  | 9776721   | 9      | 12.418.092 | 215    | 9  | 9.776.721       | 216 |                 |            |   |   |            |   |
| 16 | 10                          | 12776568  | 9996208   | 10     | 12.776.568 | 225    | 10 | 9.996.208       | 226 |                 |            |   |   |            |   |
| 17 | 11                          | 13935389  | 9641786   | 11     | 13.935.389 | 235    | 11 | 9.641.786       | 236 |                 |            |   |   |            |   |
| 18 | 12                          | 14597324  | 10444447  | 12     | 14.597.324 | 245    | 12 | 10.444.447      | 246 |                 |            |   |   |            |   |
| 19 | 13                          | 15021820  | 10093500  | 13     | 15.021.820 | 255    | 13 | 10.093.500      | 256 |                 |            |   |   |            |   |
| 20 | 14                          | 15314855  | 10177472  | 14     | 15.314.855 | 265    | 14 | 10.177.472      | 266 |                 |            |   |   |            |   |
| 21 | 15                          | 16786401  | 10315882  | 15     | 16.786.401 | 275    | 15 | 10.315.882      | 276 |                 |            |   |   |            |   |
| 22 | 16                          | 16583130  | 9863010   | 16     | 16.583.130 | 285    | 16 | 9.863.010       | 286 |                 |            |   |   |            |   |
| 23 | 17                          | 17022683  | 9305316   | 17     | 17.022.683 | 295    | 17 | 9.305.316       | 296 |                 |            |   |   |            |   |
| 24 | 18                          | 17374788  | 8709401   | 18     | 17.374.788 | 305    | 18 | 8.709.401       | 306 |                 |            |   |   |            |   |
| 25 | 19                          | 11965798  | 8988537   | 19     | 11.965.798 | 315    | 19 | 8.988.537       | 316 |                 |            |   |   |            |   |
| 26 | 20                          | 6867217   | 7110448   | 20     | 6.867.217  | 325    | 20 | 7.110.448       | 326 |                 |            |   |   |            |   |
| 27 | 21                          | 4314451   | 3715061   | 21     | 4.314.451  | 335    | 21 | 3.715.061       | 336 |                 |            |   |   |            |   |
| 28 | 22                          | 2077886   | 2445628   | 22     | 2.077.886  | 345    | 22 | 2.445.628       | 346 |                 |            |   |   |            |   |
| 29 | 23                          | 0         | 1075428   |        |            |        | 23 | 1.075.428       | 356 |                 |            |   |   |            |   |
| 30 | 24                          | 0         | 0         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 31 | 25                          | 0         | 0         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 32 | 26                          | 0         | 0         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 33 | 27                          | 0         | 0         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 34 | 28                          | 0         | 0         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 35 | 29                          | 0         | 0         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 36 | 30                          | 0         | 0         |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 37 | Toplam                      | 225728047 | 162690726 |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 38 | Hata Katsayısı (%)          | 0,150     | 0,121     |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 39 | Hacim mm <sup>3</sup>       | 2257280,5 | 1626907,3 |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 40 | Yüzey Alanı mm <sup>2</sup> | 161316,8  | 113510,8  |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |
| 41 |                             |           |           |        |            |        |    |                 |     |                 |            |   |   |            |   |

Şekil 16. Hesaplanan sol akciğer izdüşüm alanının excelde aktarılması

#### 4. BULGULAR

Çalışma 2009-2014 yılları arasında Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Göğüs Cerrahi Kliniğine başvuran ve akciğerinde herhangi bir patolojiye rastlanmayan 35 birey üzerinde gerçekleştirildi.

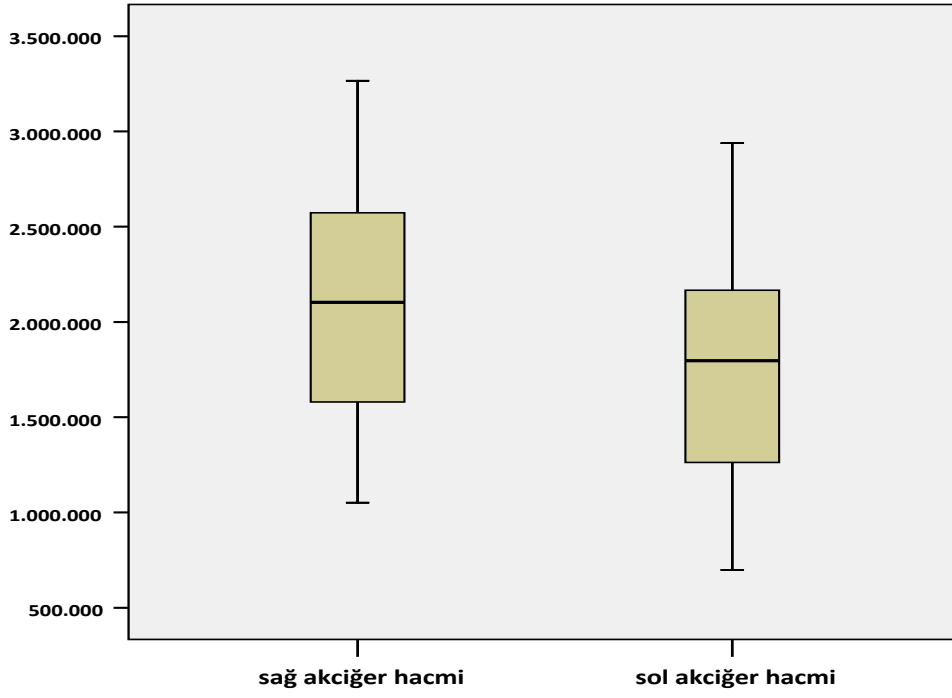
Çalışmada 25 erkek ve 10 kadın olmak üzere toplam 35 bireye ait BT görüntüsü kullanıldı. Bu görüntülerden elde edilen verilerin istatistiksel sonuçları üç bölümde aktarıldı. Öncelikle akciğer hacimleri ile izdüşüm alanlarının; ortalama, en düşük ve en yüksek değerleri ile standart sapma (SS) değerleri hesaplandı. İkinci bölümde hesaplanan akciğer hacimleri ile akciğer izdüşüm alanları arasındaki ilişkinin derecesine ve yönüne bakıldı. Üçüncü bölümde ise akciğer hacimleri ile izdüşüm alanları arasında bir ilişkinin bulunup bulunmadığına bakıldı.

**Tablo 2.** Çalışmamızdaki bireylerin tanımlayıcı bilgileri **izd:** İzdüşüm; **N:** Kişi sayısı, **mm<sup>2</sup>:** Milimetrekare, **mm<sup>3</sup>:** Milimetreküp

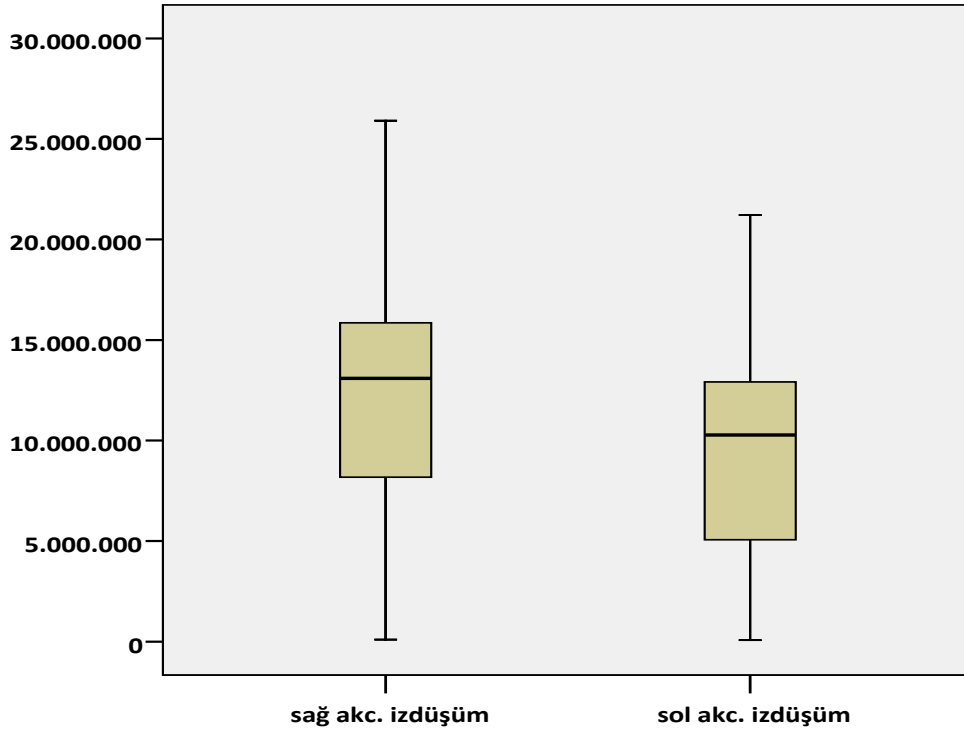
|  | N  | Minimum   | Maksimum   | Ortalama     | Standart sapma |
|--|----|-----------|------------|--------------|----------------|
| Sağ akciğer hacmi(mm <sup>3</sup> )    | 35 | 1051497,3 | 3266603,50 | 2080743,314  | 636035,54907   |
| Sol akciğer hacmi(mm <sup>3</sup> )    | 35 | 698623,2  | 2938462,70 | 1769115,199  | 597552,23945   |
| Sağ akciğer izd.alan(mm <sup>2</sup> ) | 35 | 98913,65  | 25912799,0 | 11299616,37  | 6860311,92023  |
| Sol akciğer izd.alan(mm <sup>2</sup> ) | 35 | 70344,17  | 21217427,0 | 9218010,9974 | 5876119,80583  |

Çalışmaya dahil edilen bireylerin sağ akciğer hacim ortalamasının (ortalama±SS) 2080743,3145±636035,54907 mm<sup>3</sup>, sol akciğer hacim ortalamasının 1769115,1994±597552,23945 mm<sup>3</sup> olduğu tespit edildi (Tablo 2). Ayrıca çalışmaya dahil edilen bireylerin sağ akciğer izdüşüm alanlarının ortalaması (ortalama±SS) 11299616,3774 ± 6860311,92023 mm<sup>2</sup>, sol akciğer izdüşüm alanlarının ortalaması 9218010,9974±5876119,80583 mm<sup>2</sup> olarak bulundu ( Tablo 2). Elde edilen sonuçlara

göre sağ akciğer ortalama hacmi, sol akciğer ortalama hacminden fazla bulundu. Ayrıca sağ akciğer ortalama izdüşüm alanının, sol akciğer ortalama izdüşüm alanından fazla olduğu görüldü.



Şekil 17. Sağ ve sol akciğer ortalama hacimleri (mm<sup>3</sup>)



Şekil 18. Sağ ve sol akciğer ortalama izdüşüm alanları(mm<sup>2</sup>) **akc** : akciğer

Tablo 3. Sağ akciğer hacmi (mm<sup>3</sup>) ile sağ akciğer izdüşüm alanı (mm<sup>2</sup>) korelasyon tablosu **akc.:** akciğer, **izd.:** izdüşüm

|                | Sağ<br>akc.hacmi           | Sağ akc İzd.<br>alanı |
|----------------|----------------------------|-----------------------|
| Sağ akc. Hacmi | <b>Pearson Correlation</b> | <b>0,538**</b>        |
|                | Sig. (2-tailed)            | 0,001                 |
|                | N                          | 35                    |

p= 0,01=>\*\*

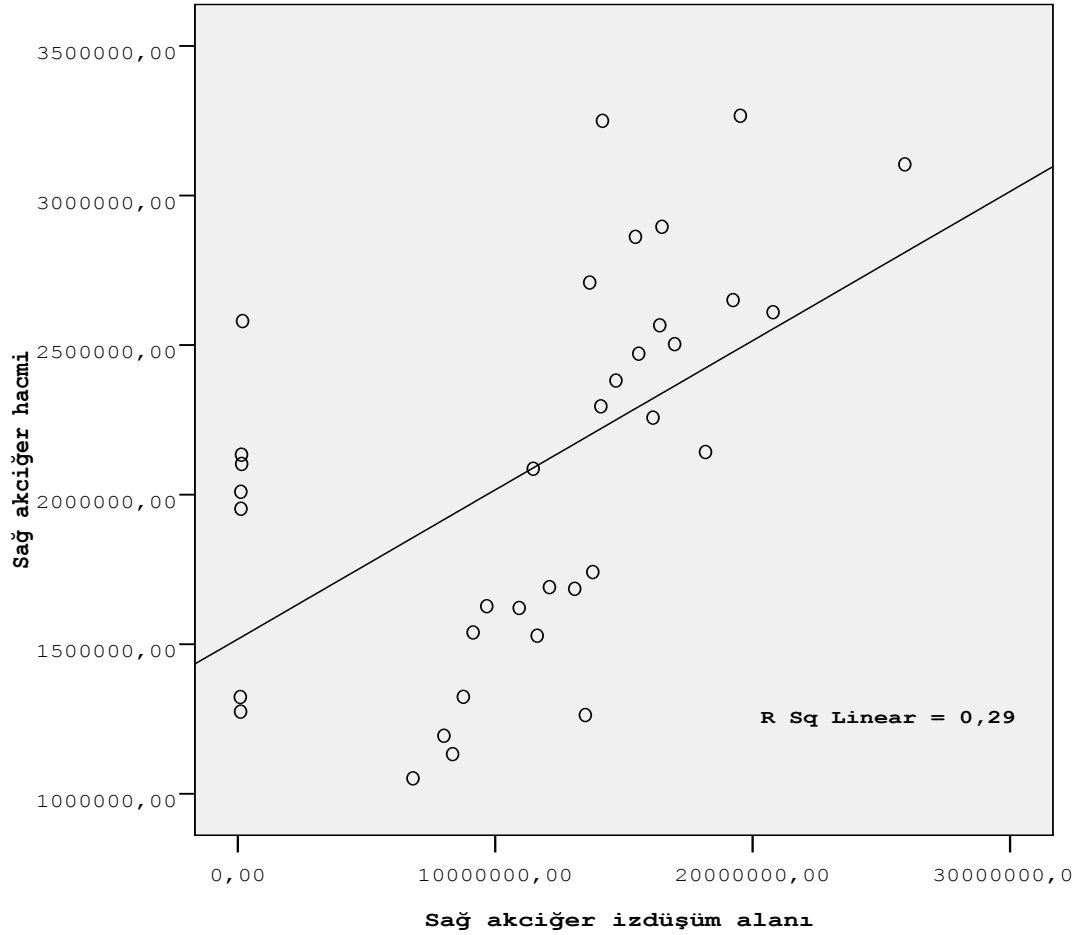
Sağ akciğer hacmi ile sağ akciğer izdüşüm yüzey alanı arasında pozitif yönde orta düzeyde bir ilişki görüldü (p<0,01; r= 0,538; Tablo 3).

**Tablo 4.** Sağ akciğer hacmi (mm<sup>3</sup>) ile sağ akciğer izdüşüm alanı (mm<sup>2</sup>) korelasyon tablosu **akc.:** akciğer, **izd.:** izdüşüm

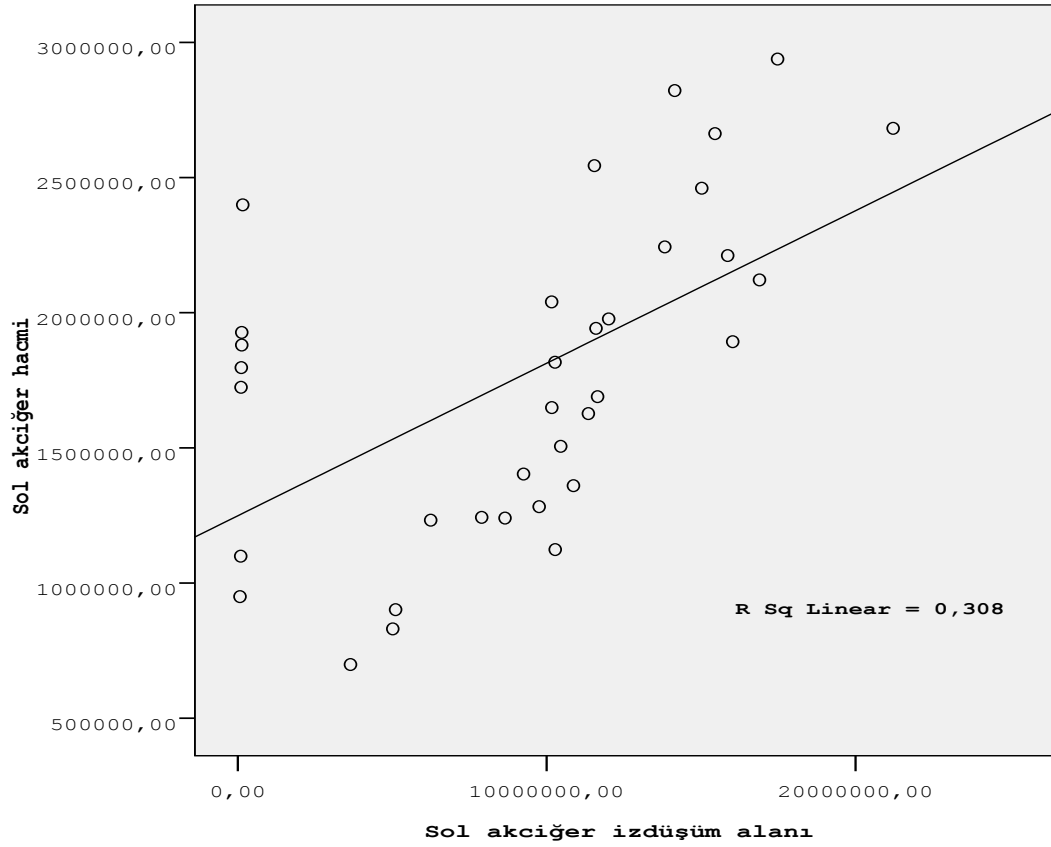
|               | Sol akc.hacmi              | Sol akc İzd. alanı |
|---------------|----------------------------|--------------------|
| Sol akc.Hacmi | <b>Pearson Correlation</b> | <b>0,555**</b>     |
|               | Sig. (2-tailed)            | 0,001              |
|               | N                          | 35                 |

p= 0,01=>\*\*

Sol akciğer hacmi ile sol akciğer izdüşüm yüzey alanı arasında pozitif yönde orta düzeyde bir ilişki görüldü (p<0,01; r= 0,555; Tablo 4).



**Şekil 19.** Sağ akciğer hacmi (mm<sup>3</sup>) ve sağ akciğer izdüşüm alanı(mm<sup>2</sup>) arasındaki korelasyon grafiği



Şekil 20. Sol akciğer hacmi (mm<sup>3</sup>) ve sol akciğer izdüşüm alanı (mm<sup>2</sup>) arasındaki korelasyon grafiği

Tablo 5. Sağ akciğer izdüşüm alanının sağ akciğer hacmi üzerine etkisi (n=35) **akc.:** Akciğer, **İzd.:** İzdüşüm

| Etkileyen değişken  | B           | Std.hata   | Beta (β) | t     | Sig.  |
|---------------------|-------------|------------|----------|-------|-------|
| Sabit               | 1517064,388 | 179136,978 |          | 8,469 | 0,000 |
| Sağ akc. İzd. alanı | 0,050       | 0,014      | 0,538    | 3,667 | 0,001 |

Regresyon analizi ; Bağımlı değişken: sağ akciğer hacmi (mm<sup>3</sup>)

$$R^2 = 0,538 \times 0,538 = 0,289 \quad (R^2 : \text{belirtme katsayısı})$$

Sağ akciğer izdüşüm alanı (X) ile sağ akciğer hacmi (Y) arasında bulunan korelasyondan yola çıkılarak kurulan regresyon modeli aşağıdaki gibidir:

$$Y = 1517064,388 + (0,05 \times R_i) \quad (R_i : \text{sağ akciğer izdüşüm alanı}) \quad (4)$$

Bu modele göre sağ akciğer izdüşüm alanındaki her bir birimlik artış sağ akciğer hacminde 0,05 birim artışa neden olur. Örneğin;  $R_i = 13792860 \text{ mm}^2$  olduğunda beklenen sağ akciğer hacim değeri (Y) aşağıdaki gibi olur:

$$Y = 1517064,388 + ( 0,05 \times 13792860 ) = 2206707,388 \text{ mm}^3$$

**Tablo 6.** Sol akciğer izdüşüm alanının, sol akciğer hacmi üzerine etkisi (n=35)

| Etkileyen değişken           | B           | Std. hata  | Beta ( $\beta$ ) | T     | Sig.  |
|------------------------------|-------------|------------|------------------|-------|-------|
| Sabit                        | 1248882,235 | 160312,015 |                  | 7,790 | 0,000 |
| Sol akciğer<br>İzdüşüm alanı | 0,056       | 0,015      | 0,555            | 3,832 | 0,001 |

Regresyon analizi; Bağımlı değişken: sol akciğer hacmi

$$R^2 = 0,555 \times 0,555 = 0,30$$

Sol akciğer izdüşüm alanı(X) ile sol akciğer hacmi (Y) arasındaki ilişki için basit doğrusal regresyon formülü ise aşağıdaki gibidir :

$$Y=1248882,235+(0,056 \times L_i) \quad (L_i: \text{sol akciğer izdüşüm alanı}) \quad (5)$$

Yukarıdaki modele göre sol akciğer izdüşüm alanındaki her bir birimlik artış sol akciğer hacminde 0,056 birimlik artışa neden olur. Örneğin ;  $L_i = 7895430 \text{ mm}^2$  olduğunda beklenen sol akciğer hacim değeri(Y) aşağıdaki gibi olur:

$$Y = 1248882,235 + ( 0,056 \times 7895430 ) = 1691026,315 \text{ mm}^3$$

### Hata Katsayısı Hesaplamaları

BT kesitlerinden hesaplanan hacim ölçümlerinin doğruluğunu tespit etmek amacıyla hata katsayısı hesaplandı. Cavalieri prensibinde kullanılan hata katsayısı hesaplamasına göre sağ akciğer hacim ölçümü sonucunda bulunan ortalama hata katsayısı % 0,138'tir (Tablo 7). Sol akciğer hacim ölçümü sonucunda bulunan ortalama hata katsayısı ise % 0,158 olarak hesaplanmıştır (Tablo 7).

**Tablo 7.** Cavalieri prensibi ile yapılan hacim hesaplamasının ortalama hata katsayıları (%)

| <b>Akciğer hacmi (%)</b> |       |
|--------------------------|-------|
| <b>Sağ akciğer</b>       | 0,138 |
| <b>Sol akciğer</b>       | 0,158 |



## 5. TARTIŞMA

Akciğer patolojilerinin tanı ve tedavisindeki önemli adımlardan birini de akciğer radyolojisi oluşturur. Bunun için ilk basamakta kullanılan yöntem akciğer direk grafisidir. Kolay elde edilebilir olması nedeniyle ilk tercih edilen yöntemdir. Bilgisayarlı tomografi ise kullanıma girdiği 1970'li yılların sonundan itibaren sıklıkla akciğer hastalıklarının tanısında kullanılmıştır. Akut ve kronik solunum semptomları veya diffüz parankimal akciğer hastalıklarının araştırılmasında önemli bir araçtır (Gotway ve ark., 2005).

Literatürde çok farklı metotlar kullanılarak hacim hesaplamaları yapıldığı görülmüştür. Bir nesnenin geometrik ve istatistiksel yapısı hakkında nicel bilgileri elde etmek için nesnenin kesitlerini kullanan bir yöntem olan stereoloji bu yöntemlerden biridir (Cruz-Orive, 1993).

Literatüre göre stereolojik yöntemlerden Cavalieri prensibi kullanılarak, düzensiz bir şekil ya da boyuta sahip bir yapının hacmi, hassas ve etkin bir biçimde ölçülebilir (Jelsing ve ark., 2005)

Biyolojik yapıların (akciğer, karaciğer, dalak, beyin ventrikülleri vs.) hacimleri Cavalieri prensibi ile radyolojik görüntüleme tekniklerinin kombinasyonu sayesinde hesaplanabilir ve güvenilir verilere ulaşılabilir (Basoglu ve ark., 2007). Bu nedenle son yıllarda sıkça kullanılan stereolojik yöntemlerden Cavalieri prensibi ile akciğer ölçümleri yapıldı. Yapılan literatür araştırmasında daha önce Cavalieri yöntemi ile akciğer hacminin hesaplandığı çalışmalara rastlandı, ancak hesaplanan akciğer hacimleri ile akciğer izdüşüm yüzey alanları arasındaki ilişkiyi araştıran bir çalışmaya rastlanmadı.

Literatürde DicomWorks veya ImageJ gibi görüntü analiz yöntemleriyle hacim değerinin doğru bir şekilde ölçülebileceği belirtilmiştir. (Acer ve ark., 2007) Bilgisayar destekli sistemlerin kullanıldığı çalışmalarda, kullanıcı hatası önemli derecede azaltılmış olur. Bu sayede yapılan çalışmanın hem güvenilirliği hem de tekrarlanabilirliği artar (Howard ve Reed, 1998).

BT görüntüleri üzerinden; sınırları çevresindeki diğer yapılardan ayırt edilebilen tüm yapı ve organların hacmi tarafsız ve etkin bir şekilde Cavalieri prensibi ile hesaplanabilir (Canan ve ark., 2004). Cavalieri prensibi kullanılarak organların

hacim hesabının yapıldığı çok sayıda çalışma mevcuttur (Roberts ve ark., 2000; Şahin ve ark., 2003a; 2003b)

Cavalieri prensibi ile kesinlik ifade eden ve kişisel taraflılıktan uzak sayısal değerler elde edilir ve elde edilen bu veriler son derece güvenilir ve tarafsızdır (Black, 1999). Ancak, örneklemede taraflılığı ortadan kaldırmak için ilk kesit, kesit kalınlığı mesafesindeki herhangi bir noktadan rastgele olarak alınmaya başlanmalı ve eşit aralıklı kesitler alınacak şekilde kesme işlemine devam edilmelidir (Şahin ve Elfaki, 2012). Bu işlem sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli nokta ilgilenilen yapıdan yeterli miktarda görüntü elde edilmesi için görüntülerin ne kadar aralıkla alınacağına tespiti, görüntülerin birbirine paralel olması ve ilgilenilen yapının hepsinin örneklenmesidir (Şahin ve ark., 2003). Bu bağlamda yapılan çalışmada akciğerin ilk görüldüğü kesitten son görüldüğü kesite kadar her 10 kesitte 1'inden hacim hesaplaması yapılarak tüm akciğer hacmi örneklendi.

Odacı ve ark. (2003) yaptıkları bir çalışmada hacim ölçümünde kullanılan BT görüntü düzlemlerinin farklı olmasının yapılan hacim ölçümü sonuçlarında istatistiksel olarak fark yaratmadığı sonucuna ulaşmışlardır. Elde edilen kesit sayısının miktarı hacim değerinin olduğundan az veya fazla hesaplanmasına neden olurken kesitlerin yönü ise tarafsızlığı etkilememektedir.

Literatüre baktığımızda hacmi hesaplanacak yapının bilgisayar ekranı üzerinde görüntü sınır hattının karmaşık olmadığı durumlarda, yarı otomatik planimetri yönteminin nokta sayım yönteminden daha etkin olduğu bildirilmiştir. (Şahin ve Elfaki, 2012) Bu nedenle bu çalışmada kullanılan toraks BT görüntülerinde akciğer sınırları net bir şekilde ayırt edilebildiğinden dolayı akciğer hacim ve izdüşüm alanı ölçümlerinde planimetri yöntemi tercih edilmiştir. Bu yöntem aracılığıyla; ortalama sağ akciğer hacmi 2080743,3145 mm<sup>3</sup>, ortalama sol akciğer hacmi ise 1769115,1994 mm<sup>3</sup> olarak hesaplanmıştır. Buna göre sağ akciğer hacmi, sol akciğer hacminden %14,9 daha fazla bulunmuştur. Ayrıca ortalama sağ akciğer izdüşüm alanı 11299616,3774 mm<sup>2</sup> iken ortalama sol akciğer izdüşüm alanı da 9218010,9974 mm<sup>2</sup> olarak hesaplanmıştır. Sağ akciğer izdüşüm alanı, sol akciğer izdüşüm alanından %18,4 daha fazla bulunmuştur.

Cavalieri prensibinin doğruluğunun değerlendirilmesinde ve elde edilen kesit sayısının yeterli olup olmadığını sorgulamak amacıyla hata katsayısı kullanılır.

Planimetri yöntemi ile hata katsayısını hesaplamak amacıyla Mazonakis ve ark. (2002) tarafından aktarılan formül kullanılabilir. Hata katsayısı %5 ve daha altında ise kesit örneklemesinin yeterli olduğuna karar verilir, aksi durumda kesit sayısı artırılmalıdır. Bu çalışmada her bir denek için kesit sayısının yeterliliği bahsedilen formül yardımı ile hesaplanmıştır ve ortalama hata katsayısı sağ ve sol akciğerler için sırasıyla % 0,138 ve % 0,158 olarak bulundu. Böylece çalışmada kullanılan kesit sayısının yeterli olduğu sonucuna varıldı. Yapılan çalışmada BT üzerinden hesaplanan sağ akciğer hacmi ile A-P direk grafisi üzerinden hesaplanan sağ akciğer izdüşüm alanı arasında orta düzeyde bir korelasyon ve regresyon bulundu, aynı şekilde sol akciğer hacmi ile sol akciğer izdüşüm alanı arasında da orta düzeyde bir korelasyon ve regresyon varlığı tespit edildi.

Hastalıkların tanı ve tedavisinde sıkça kullanılan BT, direk grafi gibi radyolojik yöntemler, sağladıkları birçok avantajın yanında oluşturdukları radyasyon yükü nedeniyle de sorgulanmaktadırlar. Bu amaçla hastaların maruz kaldığı radyasyon miktarını azaltmaya yönelik çalışmalar gün geçtikçe önem kazanmaktadır.

Günümüzde tıbbi görüntüleme için kullanılan X ışınları akciğer direk grafilerinin yanı sıra BT cihazlarında da kullanılmaktadır. Akciğer grafisi iki boyutlu görüntü sağlar ve görüntüdeki anatomik oluşumlar birbirinin üzerinde temsil edilir. Süperpozisyon denen bu durum akciğer direk grafilerinin en önemli devavantajıdır. Bilgisayarlı tomografide ise kesitsel görüntü alınır, bu nedenle süperpozisyon sorunu yoktur. Akciğer grafisinin yeterli olmadığı durumlarda kullanımı gittikçe artan toraks tomografi görüntüleri istenir. 2007 yılında Amerika Birleşik Devletler’inde (ABD) yapılan bir çalışmada yıllık çekilen BT sayısının 72 milyon olduğu belirtilmiş ve bu sayının 1990’lı yıllar ile karşılaştırıldığında üç kat arttığı görülmüştür ( Berrington de Gonzalez ve ark., 2005). BT teknolojisindeki hızlı teknik gelişim ve klinik uygulamalardaki yaygın kullanım bu artışın nedenleri olarak gösterilmektedir. Çok kesitli BT sistemleri sayesinde BT’nin tanı amaçlı kullanımı artmış ve hacim verileri rahatlıkla elde edilebilir hale gelmiştir.

Bilgisayarlı tomografi tetkikleri, direk grafi tetkikleri ile karşılaştırıldığında, BT’den çok daha fazla radyasyon dozu alındığı görülmektedir. Örneğin bir akciğer direk grafisinde organ dozu yaklaşık 0.01-0.15 miligray (mGy) iken toraks BT’de 10-20 mGy ‘dir. BT’de alınan organ dozu miktarı; hasta boyutu, vücut ağırlığı, kesit

sayısı, kesit kalınlığı, pitch değeri gibi birçok faktöre bağılı olarak değişir (Gökçe, 2013). Her BT çekiminde belirtilen bu değişkenlere göre doz miktarı ayrı ayrı ayarlanmalıdır. Ancak yoğun iş akışı esnasında bu uygulamayı yerine getirmek mümkün olamamaktadır (Paterson ve ark., 2001).

X işınlarının kullanıldığı bilgisayarlı tomografi çekimleri sırasında bireyler iyonizan radyasyona maruz kalırlar. Tıpta kullanılan iyonizan radyasyonun hem tanı hem tedaviye sağladığı katkı tartışılmazdır, ancak bunun yanı sıra doku ve organ hasarları gibi bazı riskler de oluşabilmektedir. Yüksek dozda maruz kalınan (> 2 Gray) X işınları çok sayıda hücre ölümüne ve organ-sistemlerde fonksiyon bozukluğuna yol açar (Valentin, 2000). Bir iyonizan radyasyon türü olan X işınlarının bu özelliğinden kanser radyoterapisinde yararlanılmaktadır. Tanısal görüntüleme sırasında maruz kalınan radyasyon bu etkileri oluşturabilecek düzeyin çok altındadır. İyonizan radyasyon maruziyetinin yarattığı bir diğer etki, DNA mutasyonlarına bağlı karsinogenez ve genetik etkilerdir. Maruz kalınan radyasyon dozu ile bu etkinin ortaya çıkma olasılığı doğru orantılı kabul edilmektedir. Bu etkinin kesin bir eşik değeri yoktur, ortaya çıkması için yıllar gerekir. Maruz kalınan her bir Sievert(Sv) dozun, bu etkilerin oluşması için %5 olasılık yarattığı tahmin edilmektedir (Tsalafoutas ve Koukourakis, 2010).

Radyasyon dozunun fazla olması, insanların hayatları boyunca BT'ye birçok kez maruz kalması gibi nedenlerle insanlar üzerinde oluşan radyasyon yükünde en önemli paya sahip olan görüntüleme yöntemi bilgisayarlı tomografidir (Tsalafoutas ve , Koukourakis, 2010).

BT; X işınlarının kullanıldığı görüntüleme yöntemlerinin %5-13'ünü oluşturmasına rağmen tıbbi görüntülemeden kaynaklanan radyasyonun %34-67'sinden sorumludur (Payne, 2005).

Amerika'da yapılan bir çalışmada, BT incelemesi 1980 yılında tüm radyolojik incelemelerin %1-2'sini oluştururken, bu oran 2000'li yıllarda %13'e yükselmiştir. Ayrıca maruz kalınan total radyasyon dozunun ise tüm incelemelerin %30'unu oluşturduğu belirtilmektedir (Nickoloff ve Alderson, 2001).

Yüksek dozda iyonizan radyasyonun kullanıldığı tanıya yönelik bir inceleme olan BT işleminde radyasyona maruz kalınan dozun fazla olma nedeni, çekim işleminin

normal akciğer grafisine göre daha uzun sürmesiyle açıklanmaktadır (DiMarco ve Renston,1994; Dixon ve Dendy, 1998; Trigaux ve Lacrosse, 1999).

İki yönlü akciğer direk grafisinin çekilmesi ile maruz kalınan radyasyon miktarı 0.006-0.25 milisievert (mSv) iken konvansiyonel BT de 3-27 mSv olarak belirtilmektedir (Diederich ve Lenzen, 2000). Bu da BT incelemesinde maruz kalınan radyasyon dozunun 50 ile 500 adet akciğer grafisinin çekilmesiyle alınan radyasyona eşdeğer olduğu anlamına gelir (DiMarco ve Renston, 1994; Naidich ve ark., 1994; Trigaux ve Lacrosse, 1999).

Yapılan bir çalışmada normal teknikle çekilen yüksek rezolüsyonlu bilgisayarlı tomografide (YRBT) radyasyon dozunun 10 ile 20 adet akciğer grafisine eşdeğer olduğu bildirilmektedir (Naidich ve ark.,1994; Reuter ve ark., 2002).

Yapılan bu çalışmaya göre önerilen yöntemle akciğer hacmi ve izdüşüm alanı tarafsız ve etkin bir şekilde hesaplanabilir. Direk grafiler üzerinden hesaplanan izdüşüm alanıyla hacim verisine dair fikir yürütülebilir ve hastalar üzerinde oluşan radyasyon yükü azaltılabilir.

## 6. SONUÇ

Bu çalışma ile stereolojik yöntemlerle BT görüntüleri üzerinden akciğer hacminin, direk grafiyer üzerinden de izdüşüm alanının doğru ve etkin bir biçimde hesaplanabileceği sonucuna varılmıştır. Cavalieri yöntemi kullanılarak elde ettiğimiz veriler tekrarlanabilir ve yöntem açısından tarafsız sonuçlardır. Cavalieri yöntemi kullanılarak görüntü analiz sistemleriyle yapılan ölçümlerin eğitimli personel gerektirmemesi, ilave bir masrafa yol amaması bu yöntemin avantajlarıdır. Bu yöntemle yapılan akciğer hacim hesaplamalarında, her iki akciğere ait hacimleri hesaplamak 20-30 dakika arasında bir süre almaktadır, oysa ki direk grafiyer üzerinden akciğer izdüşüm alanını hesaplamak her iki akciğer için ortalama 1-3 dakika sürmektedir. Elde edilen sonuçlar gerçek değerden sistematik sapma göstermediğinden hesaplamalar tamamen tarafsızdır.

Hastalıkların teşhisinde veya acil durumlarda BT çekiminin uzun sürmesi nedeniyle daha kısa sürede elde edilebilen direk grafiyer tercih edilebilir.

BT üzerinden hacim hesaplaması yapmak zaman alacağından akciğer direk grafiyer üzerinden izdüşüm alanı hesaplanarak akciğer hacimleri hakkında bir fikir edinilebilir. Böylece; hastalar direk grafi ile bilgisayarlı tomografiye kıyasla daha az radyasyona maruz kalır ve radyasyondan kaynaklanan etkilerden daha az zarar görür. Ayrıca direk grafi ile hem zamandan tasarruf sağlanır hem de daha ucuz bir yöntem olduğundan maliyet düşürülür.

Direk grafinin yeterli olmadığı durumlarda ise ileri tetkik için BT görüntüleme yöntemleri tercih edilebilir.

## KAYNAKLAR

- Akbaş H, Şahin B, Eroğlu L, Odacı E, Bilgiç S, Kaplan S, Uzun A, Ergür H, Bek Y. Estimation of the breast prosthesis volume by the Cavalieri Principle using magnetic resonance images. *Aesthetic Plast Surg.* 2004; 28:275-280.
- Basoglu A, Buyukkarabacak Y, Sahin B, Kaplan S. Volumetric evaluation of the lung expansion following resection: a stereological study. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2007;31:512-517.
- Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP, Bhargavan M, Lewis R, Mettler F, Land C. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med.* 2009;169(22):2071-2077.
- Bilgiç S, Şahin B, Sönmez OF, Odacı E, Çolakoğlu S, Kaplan S, Ergür H. A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri principle and computed tomography images. *Clin Neurol Neurosurg.* 2005; 107:282-288.
- Bilgin Büyükkarabacak Y. Akciğer rezeksiyonu sonrası gelişen doku hacim değişikliklerinin stereolojik metodlar ile değerlendirilmesi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Uzmanlık Tezi,2006;14-16.
- Black KJ. On the efficiency of stereologic volumetry as commonly implemented for three-dimensional digital images. *Psychiatry Res.* 1999;90(1):55-64.
- 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. *T Klin Tıp Bilimleri.* 2002;22:7-14.
- Cruz-Orive LM. Systematic sampling in stereology. *Bull. Intern. Statis. Inst.* 1993;55(2):451-468
- Çimşit NÇ, Ergelen R. Posteroanterior akciğer grafisi: optimal teknik ve yorumlama. *Toraks cerrahisi bülteni.* 2013;4(3):122-123.
- Diederich S, Lenzen H. Radiation exposure associated with imaging of the chest. *Cancer* 2000; 89: 2457-60.
- Dimarco A, Renston JP. In search of the appropriate use of chest computed tomography. *Chest* 1994;106:332-3.
- Dixon A, Dendy P. Spiral CT: How much does radiation matter? *The Lancet* 1998;352: 1083.
- Emirzeoğlu M, Şahin B, Selcuk MB, Kaplan S. The effects of section thickness on the estimation of live volume by the Cavalieri

- principle using computed tomography images. Eur J Radiol. 2005;56:391-397.
- Erbaş G. Adım adım akciğer bilgisayarlı tomografisi: Bölüm 1. Yoğun bakım dergisi. 2011;10:2-4
- Gotway MB, Reddy GP, Webb WR, Elicker BM, Leung JW. High-resolution CT of the lung: patterns of disease and differential diagnoses. Radiol Clin North Am. 2005;43(3):513-42
- Gökçe E. Obezite ve tanısal radyoloji. Çağdaş Tıp Dergisi. 2013;3(3):218-226
- Gundersen HJG, Jensen EB. The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. J Microsc. 1987;147:229-263.
- Gundersen HJG, Jensen EBV, Kieu K, Nielsen J. The efficiency of systematic sampling in stereology – reconsidered. J Microsc, 1999;193:199-211.
- Guyton AC. Textbook of medical physiology (Tıbbi fizyoloji). Çeviren: Çavuşoğlu HA, 8. baskı, cilt 1, İstanbul, Nobel Yayınevi. 1998; 436-437.
- Howard CV, Reed MG. Unbiased stereology. Three-dimensional measurement in microscopy. J Anat. 1999;194:55-68
- Jelsing J, Rostrup E, Markenroth K, Paulson OB, Gundersen HJG, Hemmingsen R, Pakkenberg B. Assessment of in vivo MR imaging compared to physical sections in vitro: A quantitative study of brain volumes using stereology. Neuroimage, 2005;26(1):57-65.
- Mackay CE, Pakkenberg B, Roberts N. Comparison of Compartment volumes estimated from MR images and physical sections of formalin fixed cerebral hemispheres. Acta Stereol. 1999;149-159
- Mayhew TM, Olsen DR. Magnetic Resonance Imaging (MRI) and model free estimates of brain volumes determined using the Cavalieri Principle, J Anat. 1991;133-144
- Mazonakis M, Damilakis J, Maris T, Prassopoulos P, Gourtsoyiannis N. Comparison of two volumetric techniques for estimating liver volume using magnetic resonance imaging. J Magn Reson Imaging. 2002;15: 557-563.
- Naidich DP, Pizzarello D, Goray SM, Müller N. Is thoracic CT performed often enough? Chest 1994;106:331-322.
- Nickoloff EL, Alderson PO. Radiation exposures to patients from CT: reality, public perception, and policy. AJR Am J Roentgenol 2001; 177:285-7.
- Osma E. Solunum Sistemi Radyolojisi Normal ve Patolojik. 1. Baskı, İzmir, Armoni Kitapevi 2000; 35-57.



- Ödev K. Toraks Radyolojisi, 2.baskı, İstanbul,Nobel Tıp Kitapevleri. 2010; 13-15
- Ögüş C, Ket S, Özdemir T. Toraksın radyolojik görüntülenmesinde radyasyon riski. Toraks Dergisi, 2003;4(2):205-207.
- Özlü T, Metintaş M, Karadağ M, Kaya A. Solunum Sistemi Hastalıkları. 1.baskı, İstanbul, İstanbul Tıp Kitapevi. 2010; 650-653
- Pakkenberg B. Stereological quantitation of human brains from normal and schizophrenic individuals. ActaNeurol Scand. 1992; 20-33
- Paterson A, Frush DP, Donnelly LF. Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? AJR Am J Roentgenol. 2001;176:297-301.
- Payne T. CT radiation dose and image quality. Radiol Clin North Am 2005;43:953-962. [Özet]
- Reuter M, Opperman HC, Ankermann T. High resolution computed tomography of the lungs in pediatric patients. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2002;174:684-95.
- Roberts N, Puddephat MJ, McNulty V. The benefit of stereology for quantitative radiology. Br J Radiol. 2000;73(871):679-697.
- Şahin A, Çöplü L, Emri S, Kalyoncu AF, Selçuk ZT. Solunum hastalıkları temel yaklaşım. 3.baskı, Ankara, Atlas Kitapçılık LTD. ŞTİ. 1998; 37-38.
- Şahin B, Alper T, Kökçü A, Malatyalı E, Kosif R. Estimation of the amniotic fluid volume using the Cavalieri method on ultrasound images. Int J Gynaecol Obstet. 2003;82:25-30.
- Şahin B, Emirzeoğlu M, Uzun A, İncesu L, Bek Y, Bilgiç S, Kaplan S. Unbiased estimation of the liver volume by the Cavalieri principle using magnetic resonance images. Eur J Radiol. 2003;47:164-170.
- Şahin B, Ergur H. Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: A stereological gold standard study. Eur J Radiol. 2006; 57:96-101.
- Şahin B, Elfaki A. Estimation of the Volume and Volume Fraction of Brain and Brain Structures on Radiological Images. Neuroquantology. 2012;10: 87-97.
- Trigaux JP, Lacrosse M. Radiation exposure and computed tomography. Rev Mal Respir 1999;16 (2):127-36.
- Ünal D. Tıpta kullanılan görüntüleme teknikleri. Gazi Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Yüksek Lisans Tezi, 2008;6-11.
- Tsalafoutas IA, Koukourakis GV. Patient dose considerations in computed tomography examinations. World J Radiol. 2010;2:262-268.

Valentin J. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Ann ICRP. 2000;30:7-67.

Yıldırım M. İnsan Anatomisi. 7.baskı, İstanbul, Nobel tıp kitapevi. 2010; 170-210.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Aysun YAĞCI ŞENTÜRK

Doğum Yeri: Trabzon

Doğum Tarihi: 19.08.1986

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl): Dokuz Eylül Üniversitesi - Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, 2009

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

Fizyotem Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Dal Merkezi (2009-2012);

İnciler Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi (2012);

Sevgi Seli Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi (2012-...)

E-posta: fzt.aysun.61@hotmail.com