

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANA BİLİM DALI**

**PARANAZAL SİNÜS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
TETKİKLERİNDE YÜKSEK PİTCH KULLANIMININ
RADYASYON DOZU ÜZERİNE ETKİSİ**

Dr. Tijen CANKURTARAN

**UZMANLIK TEZİ
olarak hazırlanmıştır**

**ANKARA
2014**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANA BİLİM DALI**

**PARANAZAL SİNÜS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
TETKİKLERİNDE YÜKSEK PİTCH KULLANIMININ
RADYASYON DOZU ÜZERİNE ETKİSİ**

Dr. Tijen CANKURTARAN

**UZMANLIK TEZİ
olarak hazırlanmıştır**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Erhan AKPINAR**

**ANKARA
2014**

TEŞEKKÜR

Radyoloji eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak eğitimime katkıda bulunan başta Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakóltesi Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. O. Macit ARIYÜREK'e ve şahsında bölümün tüm öğretim üyelerine; eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık tezimin oluşumunun her aşamasında hiçbir yardımını esirgemeyen Prof. Dr. Erhan AKPINAR'a gerek uzmanlık tezim için harcadığı zaman ve emek, gerekse de radyoloji eğitimime katkıları sebebi ile çok teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanmasında çok değerli katkılarından dolayı Biyoistatistik Bölümü'nden Doç. Dr. Erdem KARABULUT'a teşekkür ederim. Radyoloji Anabilim Dalı teknikeri Ahmet SOYBİLGİN şahsında, eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım tüm teknisyen, hemşire ve diğer çalışanlara yardımları ve emekleri için teşekkür ederim.

Tüm hayatım boyunca bana her zaman destek olan aileme ve dostlarıma gösterdikleri anlayış ve sevgi için teşekkür ederim.

ÖZET

Cankurtaran, T.: Paranasal Sinüs Bilgisayarlı Tomografi Tetkiklerinde Yüksek Pitch Kullanımının Radyasyon Dozu Üzerine Etkisi, Hacettepe Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2014.

Bu çalışmanın amacı paranasal sinüs BT incelemelerinde yüksek pitch modu kullanımının radyasyon dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkilerini incelemektir. Çalışma için 64 dedektörlü birinci jenerasyon çift tüp BT cihazı (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) ile 13 kadavra başına hastanemizde rutin uygulanan düşük pitch modunda ve farklı tüp akım ve kilovolt değerlerinde yüksek pitch modunda (pitch:3) paranasal sinüs BT çekimleri yapıldı. Standart paranasal sinüs BT protokolünde tüp kilovoltaj ve akımı 120 kV/80 mAs, pitch 1.2'ydi. Yüksek pitch modunda (pitch:3) paranasal sinüs BT tetkiklerinin tüp kilovoltaj ve akım değerleri 120 kV/80 mAs, 100 kV/50 mAs, 80 kV/50 mAs, 120 kV/20 mAs, 100 kV/20 mAs ve otomatik tüp modülasyon sistemi aktifken referans tüp akımı 50 mAs'da 80 kV, 100 kV ve 120 kV'du. Değerlendirme kalitatif ölçümler (iki ve üç boyutlu görüntülerin tanısal kaliteleri ve osseöz anatomik yapıların tanısal yeterliliği semi-kantitatif skorlama sistemiyle değerlendirilerek) ve kantitatif ölçümler (radyasyon dozu ve objektif gürültü, sinyal ve sinyal/gürültü oranları) üzerinden yapıldı. Her tetkik sonrası bilgisayar tarafından otomatik olarak hesaplanarak doz raporunda verilen CTDIvol ve DLP değerleri, uygun fantoma göre düzeltildi. Etkatif dozlar yeniden hesaplanılan DLP değerleri ile (*the American Association of Physicists in Medicine*) tarafından 204 no'lu raporda verilen konversiyon katsayısı çarpılarak hesaplandı. Karşılaştırmalar ve istatiksels analizler ağırlıklandırılmış *kappa* testi, *Wilcoxon testi* ve *Friedman* testleri kullanılarak yapıldı.

Görüntülerin tanısal kalitesi, osseöz anatomik yapıların gösterilmesinde tanısal yeterlilik, objektif gürültü ve sinyal/gürültü oranlarına bakıldığında on protokolü üç farklı gruba ayırdık. Tanısal kalitenin çok iyi/iyi olduğu ilk grupta standart protokol, 120 kV/80 mAs ve 120 kV/50 mAs protokolleri yer almaktaydı. Yüksek pitch ile osseöz anatomik yapıların ideal kalitede görüntülenmesi minimum tüp akımı 50 mAs'da mümkün olup 120 kV/50mAs protokolü standart protokol ile

eşdeğer protokol olarak belirlendi. Görüntülerin tanısal kalitesinin iyi olduğu ve çoğu osseöz anatomik yapının yeterli tanısalılıkta değerlendirildiği protokoller 100 kV/50 mAs, 80 kV/50 mAs, 120 kV/20 mAs ve 120 kV CARE 50 protokolleri idi. Bu protokoller ile uygun klinik endikasyonlarda tanısal görüntüleme sağlanabileceği ön görüldü. 80 kV CARE 50, 100 kV CARE 50 ve 100 kV/20 mAs protokolleri tanısal açıdan yetersiz protokollerdi. 1. jenerasyon ÇTBT cihazı ile aynı kilovolt ve tüp akımında yüksek ve düşük pitchte paranazal sinüs BT görüntüleme arasında tanısal kalite açısından fark yokken, gürültüyü azaltan filtre sisteminin olmayışı nedeni ile dozda %5 civarında artış izlendi. Sonuç olarak, ÇTBT ile paranazal sinüs görüntüleme radyasyon dozu ve pitch arasında ilişki yoktur.

Anahtar kelimeler: Paranazal sinüs BT, yüksek pitch, düşük radyasyon dozu.

ABSTRACT

Cankurtaran, T.: The effects of high pitch on radiation dose of paranasal sinus computed tomography, Hacettepe University Faculty of Medicine, Thesis in Radiology, Ankara, 2014.

The aim of this study is to assess the effects of high pitch on radiation dose reduction and image quality of paranasal sinus CT examinations. The skulls from 13 cadavers were examined with a standard low-pitch protocol and different high-pitch (pitch:3) protocols on a 64-detector first generation dual tube CT (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany). On standard paranasal sinus CT protocol, tube voltage and tube current were 120 kV/80 mAs and pitch value was 1.2. High-pitch paranasal sinus CT protocols were conducted using various tube voltages and tube current preferences (120 kV/80 mAs, 100 kV/50 mAs, 80 kV/50 mAs, 120 kV/20 mAs, 100 kV/20 mAs, and 80 kV, 100 kV, 120 kV with automatic tube current modulation set as active). Assessments were performed by use of qualitative (semi-quantitative scoring systems for diagnostic qualities of 2 and 3 planes images and osseous anatomic structures) and quantitative (radiation dose, objective noise, signal, signal/noise ratio) metrics. CTDI_{vol} and DLP values, automatically calculated by computer and presented on dose reports for each examination, were corrected according to appropriate phantom. Effective dose was calculated by using conversion coefficients given by AAPM at Report no:204. Comparisons and statistical analyses were made by using weighted kappa test, Wilcoxon test and Friedman test.

Based on the level of objective noise, diagnostic qualities, signal to noise ratios, the ten protocols were grouped in three subgroups. Standard protocol, 120 kV/80mAs and 120 kV/50 mAs high-pitch protocols were included in the group which had the best diagnostic imaging qualities. Ideal imaging of osseous anatomic structures was performed with 50 mAs tube current at minimum and the 120 kV/50 mAs high-pitch protocol was equivalent to the standard protocol. The second best group in terms of good diagnostic image quality, were 100 kV/50 mAs, 80 kV/50 mAs, 120 kV/20 mAs and 120 kV CARE 50 high-pitch protocols. Under appropriate

clinical indications, these protocols can provide sufficient diagnostic scans. Imaging paranasal sinuses with high-pitch using first generation dual source CT, provides similar diagnostic image quality but increases radiation dose, probably because of the absence of noise-reducing-filters. There is no relation between radiation dose and pitch on DSCT in paranasal sinus imaging.

Keywords: Paranasal sinus CT, high pitch, low radiation dose.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
GRAFİKLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Bilgisayarlı Tomografi Teknolojisinin Evrimi.....	4
2.2. Çift Tüplü BT Teknolojisi ve Teknik Prensipleri	6
2.3. Çift Tüplü Çok Kesitli BT'nin Avantajları	8
2.3.1. Yüksek Pitch.....	8
2.3.2. Yüksek Temporal Rezolüsyon	8
2.4. BT ile İlişkili Radyasyon Maruziyeti ve Kanser Riski.....	9
2.5. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon ve Doz Düşürme Stratejileri.....	10
2.5.1. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunun Hesaplanması ve Doz Raporu	10
2.5.2. Bilgisayarlı Tomografide Doz Düşürme Stratejileri ve Görüntü Kalitesi Üzerine Etkileri.....	12
2.6. Paranasal Sinüs Anatomisi, Paranasal Sinüs BT ve Diğer Görüntüleme Yöntemleri.....	13
2.6.1. Paranasal Sinüs Anatomisi	13
2.6.2. Paranasal Sinüs Patolojilerinde Paranasal Sinüs BT ve Diğer Görüntüleme Yöntemlerinin Yeri.....	17
3. GEREÇ VE YÖNTEM	19
3.1. Materyal ve BT protokolü	19

3.2. Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi	20
3.2.1. Subjektif (Kalitatif) Değerlendirme.....	20
3.2.2. Objektif (Kantitatif) Değerlendirme	22
3.3. İstatiksel Analiz	22
4. BULGULAR	24
4.1. Anatmik Değerlendirme	24
4.2. Protokollerin tanısal kalitesi ve radyasyon dozu	29
4.2.1. Standart, 120 kV/80 mAs, 120 kV/50mAs protokolleri.....	30
4.2.2. 100kV/50 mAs, 80 kV/50mAs, 120kV/20mAs ve 120 kV CARE 50 protokolleri.....	33
4.2.3. 80 kV CARE 50, 100 kV CARE 50 ve 100 kV/20mAs protokolleri	35
5. TARTIŞMA	38
6. ÇALIŞMANIN LİMİTASYONLARI	45
7. SONUÇ	46
8. KAYNAKLAR	47
9. EKLER.....	58
Ek 1. Olgu Örnekleri	58
Ek 2. Etik Kurul Onayı.....	62

SİMGELER VE KISALTMALAR

ALARA:	<i>As low as reasonable achievable</i>
BT:	Bilgisayarlı tomografi
CARE:	<i>Combined Applications to Reduce Exposure</i>
CTDIvol:	Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi, <i>Volume computed tomography dose index</i>
ÇKBT:	Çok kesitli Bilgisayarlı Tomografi
ÇTBT:	Çift tüplü Bilgisayarlı Tomografi
CBBT:	Cone beam Bilgisayarlı Tomografi
DLP:	Doz uzunluk çarpımı, <i>Dose length product</i>
ED:	Efektif doz
FOV:	Görüntüleme alanı, <i>Field of view</i>
HU:	Hounsfield Ünitesi, <i>Hounsfield Unit</i>
ROI:	<i>Region of interest</i>
SD:	Standart sapma, <i>standard deviation</i>
SI:	Uluslararası birim sistemi
S/G:	Sinyal gürültü oranı, <i>signal to noise ratio</i>
SPSS:	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 2.1. Çift tüplü BT sistemlerinin geometrisi	7
Şekil 2.2. Paranasal sinüs ve nazal kavite anatomisini gösteren diyagram	15
Şekil 2.3. Aksiyal planda (Şekil A) ve koronal planda (Şekil B) paranasal sinüs BT görüntüleri	16
Şekil 9.1. Aynı kadavra için on farklı protokolde çekilmiş iki ve üç boyutlu BT görüntüleri.....	58-61

GRAFİKLER DİZİNİ

Sayfa No:

- Grafik 1.1.** Amerikan Ulusal Radyasyondan Koruma ve Ölçümleri Konseyi tarafından yayınlanan 160 numaralı rapora göre Amerika Birleşik Devletleri'nde tıbbi görüntülemeye bağlı iyonizan radyasyon kaynaklarının dağılımı..... 3
- Grafik 4.1.** Tüm protokollerde havada ortalama gürültü ve sinyal gürültü oranlarına ait grafik..... 31
- Grafik 4.2.** Tüm protokollerde kemik ve yumuşak dokuda ortalama S/G oranları ile ortalama efektif dozların ilişkisi..... 32
- Grafik 4.3.** Standart protokol, 120 kV/80 mAs ve 120 kV/50 mAs protokollerinde DLP değerlerinin dağılımları 32
- Grafik 4.4.** Yüksek pitch modunda (pitch:3), tüp akımı 50 mAs iken 120 kV, 100 kV ve 80 kV tüp voltajlarında DLP değerlerinin dağılımları..... 34
- Grafik 4.5.** Tüp akımı 20 mAs iken 120 kV ve 100 kV tüp voltajlarında ve otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu 120 kV ve 100 kV tüp voltajlarında DLP dağılımları 34
- Grafik 4.6.** Görüntülerin genel tanısal kalitesi 36
- Grafik 4.7.** Otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu 120 kV, 100 kV, 80 kV protokollerinde DLP değerlerinin dağılımları 36
- Grafik 4.8.** Havada tüm protokollerde ortalama sinyal gürültü oranları (S/G) ile ortalama DLP ilişkisini gösterir grafik 37

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 3.1.	Çalışmada kullanılan paranazal sinüs BT protokolleri	20
Tablo 3.2.	Aksiyal planda görüntüler ve bunlardan elde edilmiş iki boyutlu rekonstrüksiyon görüntüler ile üç boyutlu VRT görüntülerin tanısal kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan 5 puanlı semi-kantitatif skorlama cetveli	21
Tablo 3.3.	Değerlendirilen yirmi osseöz anatomik yapı	21
Tablo 3.4.	Osseöz anatomik yapıların tanısal yeterliliğinin değerlendirilmesinde kullanılan 3 puanlı semi-kantitatif skorlama cetveli	21
Tablo 4.1.	Gross ve paranazal sinüs alt gruplarında osseöz anatomik yapılara ait veriler	27
Tablo 4.2.	Temporal kemik ve nazal kavite alt gruplarında osseöz anatomik yapılara ait veriler	28
Tablo 4.3.	Görüntülerin genel tanısal kalitelerine verilen ortalama puanlar.....	29
Tablo 4.4.	Tüm protokollerde hava, kemik ve yumuşak dokuda hesaplanan ortalama sinyal, gürültü ve sinyal gürültü oranları.....	29
Tablo 4.5.	Tüm protokollere ait DLP ve efektif dozlara ait veriler	30

1. GİRİŞ ve AMAÇ

İyonizan radyasyonun, 1895'te Wilhelm Röntgen tarafından bir deney esnasında keşfiyle başlayan ve 1972'de ilk bilgisayarlı tomografi (BT) cihazının geliştirilmesi ile giderek artan oranlarda tıbbi görüntülemelerde kullanılması, beraberinde radyasyon ile ilişkili yan etkilerin yeniden gözden geçirilmesine ve radyasyonla ilgili birimlerde radyasyon dozunun azaltılmasına yönelik çalışmaların hızlanmasına zemin hazırlamıştır.

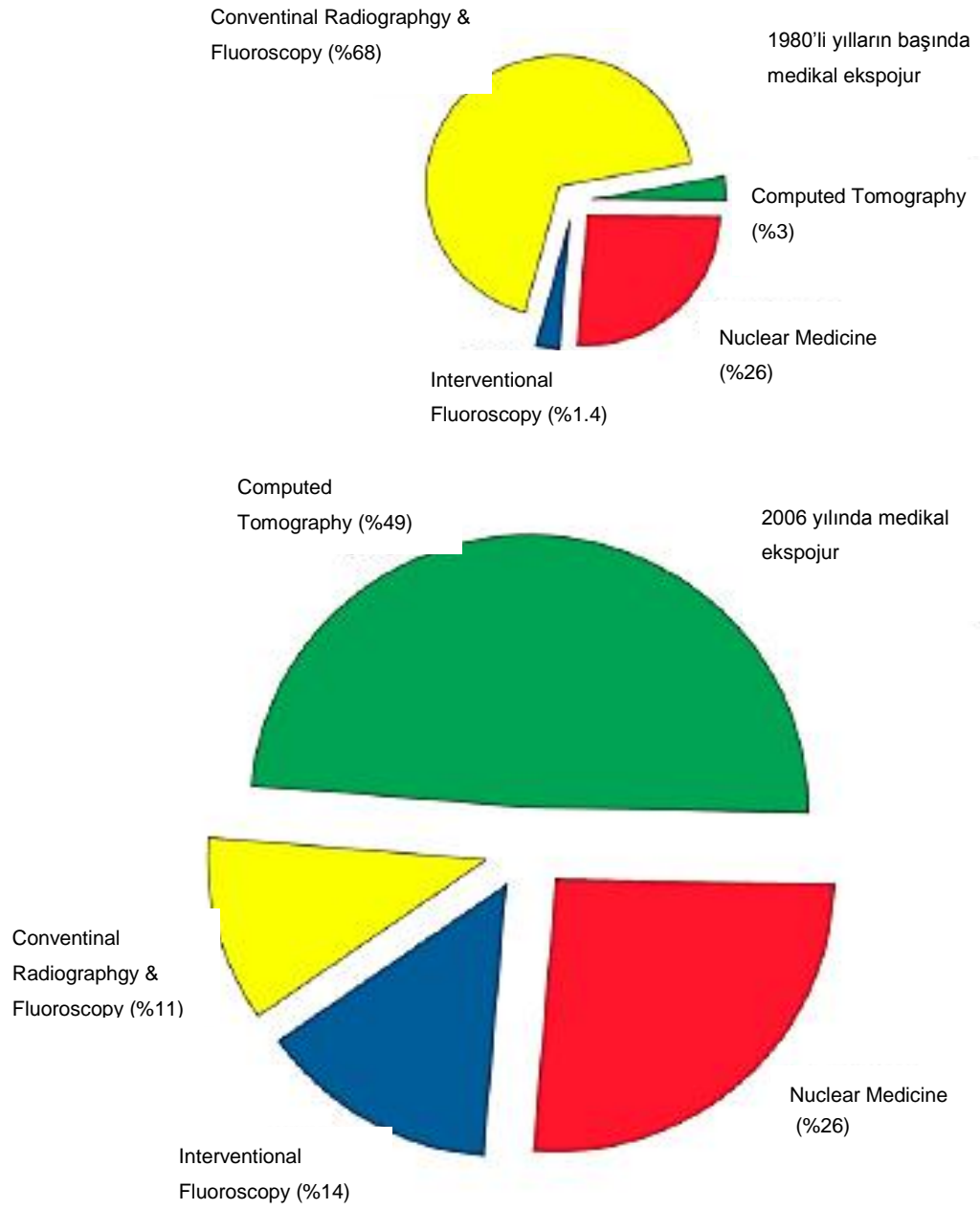
Amerikan Ulusal Radyasyondan Koruma ve Ölçümleri Konseyi (*the National Council on Radiation Protection and Measurements, NRC*), Amerika Birleşik Devletleri'nde iyonizan radyasyon maruziyeti üzerine 2009 yılında yayınladığı 160 numaralı raporunda, doğal kaynaklara bağlı radyasyon miktarında belirgin değişiklik olmamasına rağmen, 1980'lerin başlarında medikal radyasyon maruziyetinin genel radyasyon maruziyetine oranının %15'den 2006 yılında (raporun 2009 yılında yayınlanmasına rağmen çoğu datanın 2006 yılında kaydedilmiş olmasına dayanılarak) %48'e; medikal radyasyon kaynakları içerisinde BT'ye bağlı radyasyon maruziyetinin ise %3'den %49'a artış gösterdiğini kaydetmiştir (1) (Grafik 1.1). Özellikle çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) kullanımının ikibinli yıllardan itibaren giderek artan kullanımı ile birlikte, dünya genelinde görüntülemeye bağlı radyasyon dozu miktarında belirgin artış izlenmiş olup, bu artış gelişmiş ülkelerde daha çarpıcıdır (2). Diğer yandan Dr. N Brown ve Dr. L Jones 2012 yılında radyologların da dahil olduğu farklı uzmanlık alanlarından doktorlar ve tıp öğrencileri arasında yaptıkları anket çalışmasında, çalışmaya katılanların sadece %17,3'nün radyasyon dozu ile BT arasındaki ilişkiyi doğru değerlendirdiklerini, %10'nuna yakınının BT'ye bağlı radyasyon dozunun uzun dönemde artmış kanser riski ile ilişkisi olmadığına inandıklarını tespit etmiştir (3). Bununla birlikte tıbbi görüntülemeye bağlı radyasyon maruziyeti ile artmış kanser riski hakkında bir çok çalışma vardır. Dr. Jeong Suk Oh ve Dr. Jonathan B Koea'nın bu konu üzerine 2014 yılında yayınladıkları derleme dikkat çekicidir. Derlemede, PubMed and Cochrane kütüphanesinde "iyonizan radyasyon, radyasyonla tetiklenmiş neoplaziler, BT" gibi anahtar kelimeler kullanılarak Aralık 2012 tarihine kadar son on yılda yayınlanmış 344 çalışmadan, önceden belirlenmiş kriterlere dayanılarak seçilmiş 36 tanesinin ve

BEIR VII (*Biologic effects of ionization radiation VII*) raporunun sonuçlarına ilişkindir. Sonuçta, 36 makaleden 34'ünde tıbbi görüntüleme ile ilişkili radyasyon maruziyeti ile artmış kanser riski arasında pozitif ilişki belirlenmiş, artmış kanser riskinin özellikle pediatrik popülasyonda daha fazla olduğu gösterilmiştir (4, 5).

Bilgisayarlı tomografi, teknolojiadaki hızlı gelişmeler, kolay ulaşılabilir olması, tetkik süresinin kısa olması gibi avantajları nedeniyle teşhis ve tedavinin planlanması, tedavi süresince ve sonrasında hastalıkların izlem ve kontrolünde klinisyenler açısından en çok tercih edilen kesitsel görüntüleme yöntemlerinden biridir. İyonizan radyasyon kaynağı olduğu bilinmesine rağmen BT kullanımının giderek artışı ise hasta ve toplum sağlığı açısından endişe vericidir. Bu nedenle ALARA (*As low as reasonably achievable*) ilkelerine paralel olarak doğru klinik endikasyon ile uygun protokolle mümkün olan en düşük dozda incelemenin yapılması esastır (6).

Bugüne kadar yapılan bir çok çalışma çift tüplü BT (ÇTBT) ile yüksek pitch modunda görüntülemenin radyasyon dozunu etkin şekilde düşürdüğünü göstermiştir. Bu çalışmanın amacı ÇTBT teknolojisi ile yüksek pitch modunda farklı protokollerde yapılan paranazal sinüs incelemeleri ile hastanemizde rutin protokolle uygulanan paranazal sinüs BT incelemesi ile karşılaştırarak yüksek pitch kullanımının radyasyon dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkisini incelemek; ALARA esaslarına dayanarak paranazal sinüs BT incelemesinde tanısal kaliteden ödün vermeden en düşük dozda en güvenli protokolü saptamaktır.

Hipotez: Paranazal sinüs BT incelemelerinde yüksek pitch kullanımı ile yeterli tanısal kalitede ve düşük dozda görüntü elde etmek mümkün müdür?



Grafik 1.1. Amerikan Ulusal Radyasyondan Koruma ve Ölçümleri Konseyi tarafından yayınlanan 160 numaralı rapora göre Amerika Birleşik Devletleri'nde tıbbi görüntülemeye bağlı iyonizan radyasyon kaynaklarının dağılımı (1).

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayarlı Tomografi Teknolojisinin Evrimi

Konvansiyonel ekran/film radyografisinin; X-ışınının düşük etkin kullanımı, geniş X-ışını demeti kullanılmasına bağlı yüksek oranda saçılma ve buna bağlı subje kontrastında düşme, süperpozisyona bağlı değerlendirmedeki güçlükleri, radyografik filmlerde düşük optik dansite gibi limitasyonları bulunmaktadır. Tomografik görüntü rekonstrüksiyonun matematiksel olarak 1917’de tanımlanması ve 1940’lı yıllarda medikal görüntüleme kullanılmaya başlanmasının ardından ilk modern BT cihazı İngiliz mühendis Godfrey Hounsfield tarafından 1967’de icat edilmiştir. BT’nin icadı ile birlikte radyasyon kaynağının ince kolimasyonu ile kesitsel görüntüleme elde edilerek süperpozisyona bağlı sorunlar aşılmış, saçılma azaltılmış ve kontrast çözünürlüğünde iyileşme sağlanmıştır (7-9).

Hounsfield’in geliştirdiği birinci jenerasyon BT cihazı, birbirine bağlı dedektörler ve ince lineer kolimasyonlu (*pencil-beam*) X-ışını demeti üreten tüpten oluşmaktadır. Tüp ve dedektör aksiyal planda hareket ederek (*translate*) tarama yaparken, her taramada her bir projeksiyon için birer derece açıyla hasta etrafında dönmektedir (*rotate-translate*). Tarama süresinin çok uzun olması ve gönderilen X-ışınının efektif kullanılmaması ise en büyük dezavantajlarıdır. 1974 yılında geliştirilen ikinci jenerasyon BT cihazları çok sayıda dedektör ve yaklaşık 10 derecelik X-ışını demeti üreten X-ışını tüpünden oluşan, ancak birinci jenerasyon BT cihazlarının tarama teknolojisini kullanan (*rotate-translate*) cihazlardır. Böylece tetkik süresi dedektör sayısı oranında azaltılmıştır. X-ışınının kolimasyonu genişletildiği için saçılma artmış, buna karşılık X-ışınından daha fazla oranda yararlanılmıştır. Üçüncü jenerasyon BT cihazlarında yelpaze şeklinde daha geniş açılı X-ışını gönderen tüp kullanılmış, buna karşılık gelen dedektör sayısı arttırılmıştır. Hem tüpün hem de dedektörün hasta etrafında 360 derece dönüşü ile her projeksiyonda tüm ölçümler aynı anda yapılmaktadır. *Rotate-rotate* tarama teknolojisi ile çalışan bu cihazlar tarama süresini ortalama 5 dakikadan 5 saniyeye indirmiştir. Dedektör arızası nedeni ile görüntüde oluşan ‘*ring*’ artifaktlar, daha

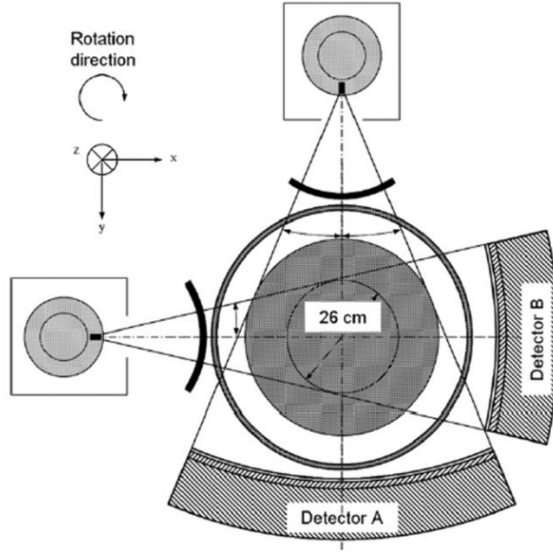
fazla alanın ışınlaması ve saçılmada artış ise dezavantajlarıdır. Dördüncü jenerasyon BT cihazlarında ise gantriye 360 derece halkasal şeklinde yerleştirilmiş dedektör dizaynı ve dedektör halkası içinde dönen X-ışını tüpü kullanılmıştır (*station-rotatory*). Fakat geniş dedektör halkasının kullanılma zorunluluğu, dedektör boyutu nedeni ile sınırlı sayıda dedektör kullanımının getirdiği düşük uzaysal çözünürlük, saçılma gibi problemler dördüncü jenerasyon cihazlarının piyasadan çekilmelerine neden olmuştur. Dördüncü jenerasyon cihazlarından sonra BT teknolojisi 1987’de geliştirilen *slip ring* teknolojisine kadar durağanlaşmıştır. *Slip ring* teknolojisi öncesi üretilen BT cihazlarında gantrinin her 360 derecelik turu sırasında cihazın dönen elemanlarına bağlı kablolar tüpün rahat dönüşünü engellemekte, dolayısıyla her tarama başlangıcında tüp tersine dönüş yapmak zorundadır. Ayrıca bu BT cihazlarında “*step and shoot*” adı verilen, ardışık iki tarama arasında masa hareketine bağlı belirli bir süre gerekmektedir. Taramalar arası gecikme nedeni ile düşük temporal çözünürlük ve tetkik süresinde uzama gibi sorunlar 1990’lu yıllarda “*slip ring*” adı verilen kablosuz teknolojinin, helikal (spiral) BT cihazlarına entegre edilmesiyle çözülmüştür. Slip ring teknolojisi sayesinde tüpün devamlı dönüşüyle eş zamanlı masanın aksiyal planda hareketi sağlanmakta böylece tarama süresince sürekli data elde edilebilmekte, tarama süresi kısaltmakta ve tek nefes tutumunda geniş bir alan incelenebilmektedir (7, 10-12).

Helikal BT’nin giderek artan kullanımı süresince, *slip ring* teknolojisinin çok fazla enerji harcaması ve X-ışını tüpünde aşırı ısınmaya bağlı problemler sık gözlenir olmuştur. Kaliteli reformat görüntülerin elde edilebilmesi tarama alanının daraltılması ya da incelemenin sınırlandırılması ile sağlanabilmektedir. Tüpün aşırı ısınmasını önlemek amacıyla tüp akımını azaltmak diğer bir alternatif olsa da, gürültüde artışa ve düşük tanısal kaliteye neden olmaktadır. X-ışını tüpünün ısınmasının önlenmesi ve sistem için gerekli enerjinin azaltılmasına yönelik diğer bir yöntem ise X-ışının daha efektif kullanımınıdır. X-ışının efektif kullanımı birim sürede aynı X-ışınından daha fazla sayıda datanın kaydedilmesi anlamına gelir. Bu amaçla çok sıralı dedektör dizaynına sahip çok kesitli BT (ÇKBT) cihazları geliştirilmiştir. Yelpaze şeklinde X-ışını yerine konik şeklinde ışın demeti (*cone beam*) kullanması, çok sıralı dedektör dizaynı ve hızlı gantri dönüşü ile ÇKBT, aynı anda daha fazla datayı işleyerek tarama süresini belirgin kısaltmakta, temporal ve uzaysal

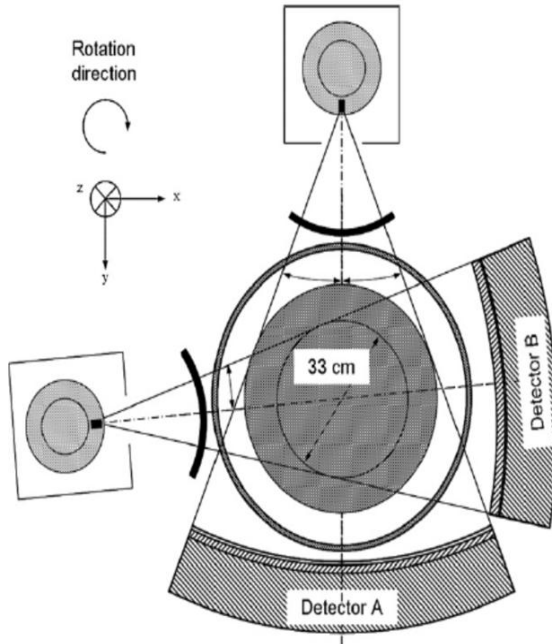
çözünürlüğü iyileştirmektedir. ÇKBT teknolojisi, daha kaliteli reformatların oluşturulmasına, harekete bağlı artefaktların azaltılmasına, kontrast madde ile çok fazla inceleme yapılabilmesine, daha az miktarda kontrast madde kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır. 1992 yılında iki sıra dedektörlü helikal tarayıcıların ÇKBT'nin öncülü olarak geliştirilmesinin ardından, 1998 yılında 4 sıra dedektörlü ve 2000'li yıllarda ise giderek artan dedektör sayısı (8, 16, 64, 128 ve 256) ile ÇKBT hızla spiral BT'nin yerini almıştır (13-15).

2.2. Çift Tüplü BT Teknolojisi ve Teknik Prensipleri

2006 yılında, teknik prensipleri belirlenmesinin ardından, 3. jenerasyon BT cihazı gantrisine birbirine 90 derece dik düzlemde yerleştirilmiş iki adet X-ışını tüpü ve bunlara karşılık gelen dedektörlerin yerleştirilmesi ile ilk çift tüplü BT (ÇTBT) cihazı dizayn edilmiştir (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany). Birinci X-ışını tüpüne karşılık gelen dedektör (A) 50 cm, diğer tüpe karşılık gelen dedektör (B) ise 26 cm görüntüleme alanını kapsayacak şekilde, 40 sıradan oluşan adaptif dizilime sahiptir. Her dedektör 32x0,6 dedektör diziliminde olup z-flying fokal spot tekniği ile 0,3 mm örnekleme aralığına inebilmekte, z aksında üst üste binen 64 projeksiyon alınabilmektedir. Gantri rotasyon süresi 0,33 sn, temporal çözünürlük ise 83 msn'dir. Birinci jenerasyon ÇTBT sistemlerinde dedektör B'nin görüntüleme alanının (26 cm) kardiyak incelemelerde yeterli olmasına rağmen dual-enerji görüntüleme ve diğer uygulama alanlarında yeterli olmaması nedeni ile geliştirilen ikinci jenerasyon ÇTBT cihazlarında X-ışını tüpleri arasındaki açı 4 derece artırılarak sistem geometrisi değiştirilmiş, dedektör B'nin görüntüleme alanı 26 cm'den 33 cm'ye çıkartılmış, buna karşılık temporal rezolüsyonu korumak amacı ile gantrinin dönüş süresi 16 msn daha azaltılmıştır (Definition Flash, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) (16, 17) (Şekil 2.1).



A



B

Şekil 2.1. Çift tüplü BT sistemlerinin geometrisi

Üstte (A) birinci kuşak ÇTBT, altta (B) ise ikinci kuşak ÇTBT sistemi gösteriliyor (16).

2.3. Çift Tüplü Çok Kesitli BT'nin Avantajları

2.3.1. Yüksek Pitch

ÇTBT sistemleri beraberinde yüksek pitch kavramını getirmiştir. Pitch, spiral BT'nin kullanılma girmesi ile tanımlanan bir kavram olup, gantrinin tek rotasyonu (360 derece) süresince masanın kat ettiği mesafenin kesit kalınlığına bölümüdür. Çok sıralı dedektör kullanımı ile beraber ÇKBT cihazları için farklı pitch tanımlamaları kafa karışıklığına neden olmakla beraber, kabul gören tanımlama gantrinin tek rotasyonu süresince masanın kat ettiği mesafenin X-ışını demeti kalınlığına bölümüdür (18).

Tek tüplü çok sıra dedektörlü BT sistemlerinde z aksında aralıksız örnekleme için maksimum pitch değeri 1.5 ile sınırlanmıştır. Daha yüksek pitch değerlerinde tarama alanında boşluklar oluşmakta, bu da görüntüde distorsiyona yol açmaktadır. ÇTBT cihazında ise sisteme dahil ikinci dedektör sayesinde yüksek pitch değerlerinde ($\text{pitch} > 1.5$) tek tüplü cihazlarda atlanılan alanlar da taranarak distorsiyonsuz görüntü elde edilebilmektedir (16).

Yüksek pitch modunda tarama süresi azalmakta dolayısıyla radyasyona maruziyet azalmaktadır. Yüksek pitch kullanımı ile hızlı tarama ve azalmış radyasyon maruziyeti güncel bir konu olup bu konuda bir çok çalışma vardır. Sedlic ve arkadaşlarının kendi acil departmanlarında oluşturdukları RIPIT (*the rapid imaging protocol in trauma*) adlı protokol ile kliniği ağır politravmalı hastalara ÇTBT ile tüm vücut BT çekerek yaptıkları çalışma dikkat çekicidir. Çalışma sonuçlarına göre RIPIT protokolü ile acil departmanında harcanılan zamanda %53,7, görüntüleme sırasında harcanılan zamanda %25, ortalama efektif dozda %24,5 oranında azalma sağlanmıştır (19).

2.3.2. Yüksek Temporal Rezolüsyon

Temporal rezolüsyon, özellikle kardiyak görüntülemelerde önemli bir parametre olup, hareketli bir objenin tek siklusunu görüntülemek için gereken zaman ile ilişkilidir. ÇTBT iki X-ışını tüpü ve bunlara denk gelen dedektör dizaynı ile tek tüp BT sistemine göre aynı gantri dönüş zamanında daha geniş alan tarayabilmektedir.

Böylece 180 derece parsiyel tarama rekonstrüksiyonunda her tüp, gerekli datanın dörtte birini sağlayarak tek tüplü sisteme göre temporal rezolusyonu iki kat iyileştirmektedir (20).

Yüksek pitch ve iyileşmiş temporal rezolüsyon sayesinde, ÇTBT solunuma ve harekete bağlı artefaktları azaltarak nefes tutamayan hastalarda ve çocuklarda abdominal ve torasik görüntüleme, EKG tetiklemesiz kardiyak incelemede düşük dozda hareketten bağımsız görüntüleme imkanı sunmaktadır (21-23).

2.4. BT ile İlişkili Radyasyon Maruziyeti ve Kanser Riski

2006 yılında iyonizan radyasyonun biyolojik etkileri üzerine yayınlanan BİER VII (*Biologic effects of ionization radiation VII*) adlı raporda (24) 1945 yılında Hiroşima ve Nagazaki'ye atılan atom bombası sonrası kazazedeler ve düşük düzeyde medikal radyasyona maruz kalan bireyler üzerindeki incelemelere dayanılarak "*lineer no-threshold*" adlı risk modeli tanımlanmıştır. Bu risk modeline göre düşük dozlarda dahi radyasyon ile ilişkili kanser riski bulunmaktadır. Örneğin aynı risk modeline dayanarak, Brenner ve arkadaşları Amerika Birleşik Devletleri'nde yakın gelecekteki kanserlerin %1,5-2'nin BT ile ilişkili olabileceğini öne sürmektedir. Berrington de González ve arkadaşları ise BT incelemeleri sonucu her yıl 29000 yeni kanser vakası ve 14500 kansere bağlı ölüm olacağını ön görmüşlerdir (25, 26).

Tıbbi görüntülemelere ilişkin radyasyonun büyük çoğunluğunu giderek artan oranlarda kullanılan bilgisayarlı tomografi tetkikleri oluşturmaktadır. Bilgisayarlı tomografi, tanısal radyolojide dokuda en fazla radyasyon maruziyeti oluşturan görüntüleme yöntemi olup, derideki absorbe doz miktarı 20-30 mGy düzeylerine ulaşmaktadır (27). Brenner ve arkadaşları yaptıkları çalışmada pediatrik yaşta beyin BT tetkiklerine bağlı radyasyon maruziyeti ile ömür boyu lösemi riskinin 10000'de bir, beyin tümörü riskinin ise 2000'de bir olduğunu göstermişlerdir (25). Buna rağmen 2011 yılında yayımlanan, 2007-2009 yılları arası 40 ülkeyi kapsayan bir çalışmada pediatrik BT sıklığının %4,3 oranında en düşük Avrupa'da, %12,2 oranında en yüksek Asya'da olduğu ve pediatrik grupta %75 oranında en sık beyin BT tetkikinin yapıldığı gösterilmiştir. Aynı çalışmada BT incelemelerinin bir çoğunun verilen kılavuzlara uygun yapılmadığı, önceki incelemelerin olmaması nedeni ile tetkiklerin 1/3'nün gereksiz yere tekrarlandığı kaydedilmiştir. BT çekilme

kararını vermede asıl sorumlu görevlinin radyolog olduğu bilgilendirilmesine rağmen, çalışmanın yapıldığı kliniklerde radyologların gerçekleştirilen tetkikler üzerindeki rolünün sadece %6,3 olduğu izlenmiştir (28).

Artmış kanser riski, tıbbi görüntülemeye bağlı düşük doz radyasyon maruziyeti nedeni ile tartışmalara açık olsa da (29), kabul edilen ortak görüş ALARA, ASARA (*As safe as reasonably achievable*) ve AHARA (*As high as reasonably achievable*) prensiplerine dayanılarak, tanısal kaliteden ödün vermeden olabildiğince güvenli tarafta kalınarak mümkün olan en düşük dozda görüntüleme yapmaktır. Bu bilgiler ışığında klinisyen ve radyologların esas görevi ‘‘nce zarar verme’’ ilkesiyle; BT ile ilişkili radyasyon maruziyeti ve kanser riski konusunda bilgilenmek, gereksiz klinik endikasyonlar ve uygun olmayan BT çekimlerini engellemektir. Radyolog ise iyonizan radyasyon kullanılan tetkiklerde doz düşürmeye yönelik güncel gelişmeleri takip etmeli, kanıta dayalı tıpa dayanarak rutin pratiğinde kullanmalıdır.

2.5. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon ve Doz Düşürme Stratejileri

2.5.1. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunun Hesaplanması ve Doz Raporu

Radyasyon dozunu düşürmeye yönelik stratejilerin uygulanabilmesi için öncelikle BT ile ilgili teknik parametrelerin bilinmesi ve radyasyon dozu üzerine etkilerinin anlaşılabilmesi gerekmektedir

BT cihazı, tetkike ait doz parametreleri ile ilişkili verileri otomatik olarak vermektedir. Bu veriler ‘‘doz raporu’’ adıyla, tetkik ile birlikte verilmekte ve PACS sisteminde arşıvlenebilmektedir. Doz raporunda tetkike ait tp kilovoltaj, tp akım ve pitch gibi teknik parametrelerin yanı sıra, radyasyon dozu hakkında fikir edinmemizi sağlayan hacimsel BT doz indeksi (*CT volume dose index,CTDIvol*) ve DLP (*dose length product*) değerleri de verilir (30).

CTDIvol, gantrinin rotasyon aksı boyunca (z aksı) BT cihazı tarafından hastaya yönlendirilen radyasyonun kesit başına ortalama miktarını temsil eder, birimi miligray (mGy)'dir (31). CTDIvol, referans fantomda farklı BT cihazları arasındaki

radasyon çıkış miktarlarını karşılaştırmamızı sağlayan bir kavramdır. CTDI_{vol}, uygulanan protokolün pik tüp kilovoltajı, tüp akımı, gantri hızı, filtre ve ekspozür süresine bağlı olup hastanın kalınlığı yada tarama uzunluğundan bağımsızdır. Ekspozür süresince radyasyona bağlı maruz kalınan total enerji ise DLP ile temsil edilir. DLP hem BT doz parametreleri hem de z aksı boyunca tarama uzunluğuna bağlı bir değişken olup CTDI_{vol} ve tarama uzunluğunun çarpımı ile ölçülür, birimi miligray.cm'dir (32).

CTDI_{vol} ve DLP üretilen radyasyon miktarına ilişkin parametreler olmakla birlikte hasta dozunu temsil etmezler (33, 34). İyonizan radyasyonun kullanıldığı tüm görüntüleme yöntemlerinde, deri yüzeyi hastanın en fazla radyasyona maruz kaldığı bölge olup radyasyonun sitokastik etkisi ile direkt ilişkilidir. DLP deri giriş ekspozür (entrance skin exposure) ile bağlantılı bir parametredir. Ancak DLP ve diğer görüntüleme tekniklerinde kullanılan parametreler (radyografide havada deri giriş kerması, floroskopide kerma-alan ölçümü) arasında karşılaştırma yapılamaz. Efektif doz ise tüm görüntüleme yöntemlerinde hesaplanabilir bir parametre olup, tıbbi ve doğal iyonizan radyasyon kaynaklarına bağlı maruziyetleri kıyaslayabilmemizi sağlar. Efektif doz, konversiyon faktörü (k) ile DLP değerinin çarpılması ile hesaplanır (Efektif doz = DLP x k). Konversiyon faktörü, Uluslararası Radyasyondan Koruma Komisyonu (İRCP, International Commission on Radiological Protection) tarafından radyosensitif organ varlığı, hastanın yaşı gibi özellikler üzerinden hesaplanan, radyasyona duyarlılığını numerik olarak belirleyen bir katsayıdır. Efektif doz popülasyon riskini gösteren genel bir tanımlamadır, tanısız görüntülemelerde kesin riskin tahmininde kullanılamaz (33, 35, 36).

BT cihazında radyasyon dozu ölçümünde silindirik şekilli, 14cm uzunluğunda ve polimetilmetakrilat (PMMA)'dan yapılmış standardize edilmiş iki farklı fantom kullanılmaktadır (32). 16 cm çaplı baş fantomu tüm beyin-boyun çekimleri, pediyatrik popülasyon ve düşük ağırlıklı erişkinlerde kullanılırken, 32 cm gövde fantomu erişkinlerde baş-boyun bölgesi hariç çekimlerde kullanılmaktadır (37). Doz raporu değerlendirilirken kullanılan fantom dikkate alınmalıdır. 16 cm ve 32 cm fantoma göre hesaplanmış CTDI_{vol} değerleri üretici firmanın belirlediği çevirme

katsayısı(d) kullanılarak $CTDI_{vol}(16 \text{ cm fantom}) = d \times CTDI_{vol}(32 \text{ cm fantom})$ formülüne göre birbirine çevrilebilir (38).

BT’de radyasyon dozlarına baktığımızda; tetkik başına düşen ortalama efektif doz, 1990-1997’li yılları arasında 8.8 mSv, 1997-2007 yıllarında ise 7.4 mSv’dir (39). AAPM 96 nolu raporda belirtilen efektif doz değerleri ise beyin BT çekimleri için 1-2 mSv, abdominopelvik BT incelemeleri için 8-14 mSv, toraks BT incelemeleri için 5-7 mSv olarak belirlenmiştir (37, 40). Diğer yandan Kaliforniya’da 4 enstitüde yapılan retrospektif bir çalışmada incelenen 120 beyin BT çekiminin ortalama efektif dozu 2 mSv (0,3-6 mSv) olmasına rağmen LAR (*lifetime attributable risk*) değeri 1000 hastada 0,023 kanser olarak bulunmuştur (LAR, 2006 yılında yayımlanan BEIR 7 raporunda tek ekspozürde maruz kalınan radyasyon dozu, hastanın yaşı ve cinsiyeti üzerinden hesaplanan ve bazal kanser riskine eklenmiş riski veren bir metoddur) (41). 2006 yılında yayımlanan başka bir çalışmada ise 633 adet beyin, toraks ve abdomen BT tetkiklerinde hesaplanan ortalama DLP değerlerinin, 2004 Avrupa BT Kalite Kriter kılavuzunda (*European Guidelines On Quality Criteria For Computed Tomography, 2004*) verilen tanısal referans değerlere göre çok düşük olduğu tespit edilmiştir (örneğin, kılavuzda beyin BT tetkiki için verilen referans değer 1050 mGy.cm (31) iken çalışmada hesaplanan ortalama DLP değeri 544 mGy.cm’dir) (42). Dolayısıyla kılavuzlarda belirlenen DLP ve efektif dozlar ‘ideal doz’ olmayıp, BT teknolojisindeki ilerlemelere paralel olarak güncellenmelidir.

2.5.2. Bilgisayarlı Tomografide Doz Düşürme Stratejileri ve Görüntü Kalitesi Üzerine Etkileri

BT’de radyasyon ile ilgili teknik parametreler kısaca tüp akımı (miliamper, mA), tüp akım miktarı (miliamper.saniye), X-ışını tüpü pik kilovoltajı (kVp), X-ışını tüpü rotasyon zamanı (ekspozür süresi), pitch, kesit kalınlığı, gürültü, otomatik ekspozüre kontrol sistemi, gürültüyü azaltan görüntü rekonstrüksiyon algoritmalarıdır.

Tüp akımı (mA) radyasyon dozu ile, gürültü ise tüp akımının kare kökü ile orantılı olup, tüp akımı %50 düşürüldüğünde doz yarıya düşerken gürültü yaklaşık %40 artar. Tüp pik kilovoltaj ile doz arasında ise ekspansiyonel ilişki olup hasta boyutu ile bağlantılı olarak ekspansiyonel kuvvet oranı 2,5-3,1 arasında değişir.

Kilovoltajda 140 kVp'dan 120 kVp'a azalma, dozu %28 ile 40 oranında azaltır. Tüp dönüş süresi, ekpojur süresi ile direkt ilişkilidir. Diğer parametreler sabit tutulduğunda tüpün rotasyon hızı arttırıldığında diğer bir deyişle tüp dönüş süresi azaltıldığında, ekspojur miktarı (doz) lineer olarak azalır. Masa hızı (cm/s) ile radyasyon dozu arasında ise ters orantı vardır (43-47).

BT'de radyasyon dozunun azaltılmasında en büyük sınırlılık gürültüdür. Örneğin tüp akımını düşürme dozda azalma sağlasa da artmış gürültüye neden olmaktadır. Bu nedenle gürültüyü azaltmaya yönelik programlar ve uygulamalar geliştirilmiştir. Otomatik tüp modülasyon sistemi adlı program, uygun tanısal kalite gözetmek koşulu ile tüp akımını taranmakta olan kesitin dansite ve boyut bilgilerine bağlı olarak olası en düşük seviyeye ayarlar. Objenin dansite ve boyut bilgileri tetkik başında alınan topogram (*scout*) görüntü üzerinden hem aksiyal (x ve y) hem de longitudinal (z) yönlerde elde edilir. Otomatik tüp modülasyon sistemi ile dozda %20-44 oranında azalma sağlanabilmektedir. Otomatik tüp modülasyon sisteminde gürültü; pik kilovoltaj, ilgilenilen anatomik bölge, kullanılan rekonstrüksiyon algoritmaları ile ilişkili iken kesit kalınlığı, pitch, X-ışını genişliği ve FOV'dan bağımsızdır. İteratif rekonstrüksiyon adı verilen diğer bir teknik ise ileri matematiksel uygulamalar kullanarak görüntüde gürültüye dair bilgileri azaltmakta, dolayısı ile düşük tüp akımında dahi yüksek kalitede imajlar oluşturabilmektedir. İteratif rekonstrüksiyonun modifiye versiyonu olan 'adaptif istatistiksel iteratif rekonstrüksiyon' ile dozda %32-65 oranında azalma sağlanabilmektedir (48-51).

2.6. Paranasal Sinüs Anatomisi, Paranasal Sinüs BT ve Diğer Görüntüleme Yöntemleri

2.6.1. Paranasal Sinüs Anatomisi

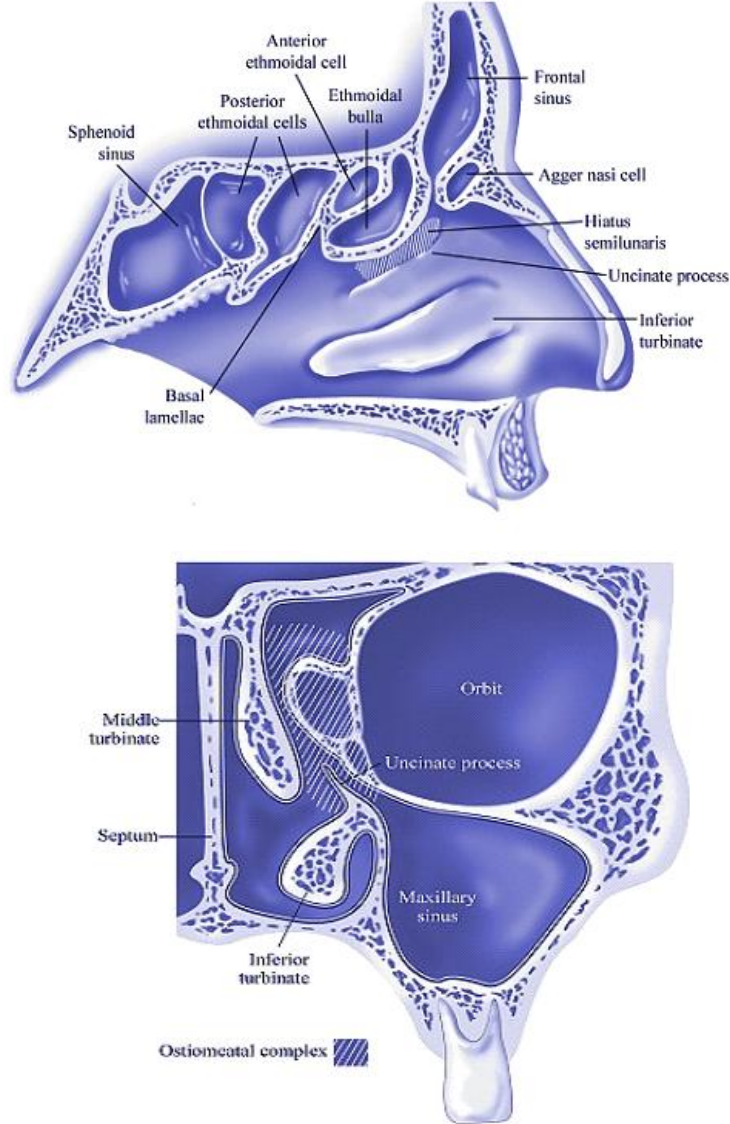
Paranasal sinüsler (maksillar sinüs, sfenoid sinüs, frontal sinüs, ethmoid sinüs) kompleks anatomik morfolojide 4 çift hava dolu boşluktur. Frontal sinüs, frontal kemik anterior ve posterior tabulası arasındaki potansiyel boşluk olup, tabanı orbita tavanının bir kısmını oluşturur. Maksiller sinüsün tabanını maksiller kemiğin alveolar prosesi, tavanını orbita tabanı oluşturur. Maksiller sinüsün posterior duvarı ise maksiller sinüsü posteromedyalde pterygomaksiller fossadan, posterolateralde ise

infratemporal fossadan ayırır. Ethmoid sinüs olfaktor kleft ve olfaktor fossa laterali ile medyal orbital duvar arasında uzanmaktadır. Bazal lamella ile ethmoid sinüs ön ve arka etmoid hücrelere ayrılır. Bazal lamella, fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisinde (FESS) anterior ethmoidektominin posterior sınırını belirleyen anatomik yapıdır. Ethmoid sinüsün tavanını ise frontal kemiğe ait yapı olan fovea ethmoidalis oluşturur. Sfenoid sinüs, kafa tabanı düzeyinde, ön ve orta kranial fossa arasında uzanır. Sfenoid sinüs çatısını sella tursikanın tabanı yapar. Sfenoid sinüsün posterolateral duvarı komşuluğunda karotid kanal bulunur. Sfenoid sinüsün posterosuperior köşesinden ise optik kanal geçer (52, 53).

Paranasal sinüsleri oluşturan kemik yapıların periostumu ile sinüslerin mukozası birbirine yapışık olup mukoperiostum adını alır. Mukoperiostum tarafından üretilen sekresyonlar ise ostium adlı bağlantılarla direkt yada indirekt olarak nazal kaviteye drene olur (54).

Nazal kavite, FESS sırasında cerrahın ilk karşılaştığı kavitedir. Nazal septum nazal kaviteyi ikiye böler. Nazal kavitenin lateral duvarından kaynaklanan konka adlı kemik yapılar ise nazal kavitenin her iki yarısını 4 meatusa böler. Üst ve orta konka (ayrıca daha nadir izlenen supreme konka), embriyolojik olarak konkal lamina adı verilen kribriform plate ve ethmoid tavan bileşkesine yapışık ortak bir yapıdan gelişirler. Bu konkalar ile sınırlanan superior ve supreme meatuslara sfenoethmoidal resess aracılığı ile sfenoid sinüs ve posterior ethmoid hücreler drene olmaktadır. Orta meatus, maksiller ve frontal sinüslerle anterior ethmoidal hücrelerin drenaj yollarını içeren osteomeatal kompleks adlı fonksiyonel yapıyı içermektedir. Osteomeatal kompleks, kronik sinüzitin patofizyolojisinde çok önemli bir yapı olup etmoid infundibulum, unsinat proses, hiatus semilunaris frontal reses, ön etmoid hücreler ve maksiller sinüs ostiumundan oluşmaktadır. Unsinat proses, lateral nazal duvardan posterior inferiora doğru uzanan hilal şeklinde kemik yapıdır. Unsinat prosesin konveks ön yüzü ostiomeatal kompleksin ön yüzünü oluşturarak FESS sırasında maksiller sinüs ostiumunun belirlenmesi açısından anatomik bir yer belirleyicidir. Hiatus semilunaris ise unsinat proses ve ethmoid bulla arasında kalan boşluktur. Unsinat proses ve nazal kavitenin lateral duvarı arasında kalan ethmoid infundibulum, ostiumlar ile birlikte sinüslerin drenaj yolunu oluşturur. Inferior konkanın embriyolojik gelişimi ise diğer konkalardan farklı olup, anteriorda maksilla

ve posteriyorda palatin kemiğe yapışıktr. Inferior meatus, inferior konka lateral yüzü ile maksiller sinüs medyal duvarı arasında, nazolakarimal duktusun drene olduğu boşluktur (55-58) (Şekil 2.2 ve 2.3).



Şekil 2.2. Paranasal sinüs ve nazal kavite anatomisini gösteren diyagram (105)



Şekil 2.3. Aksiyal planda (Şekil A) ve koronal planda (Şekil B) paranasal sinüs BT görüntüleri

Şekil A'da 1. Nazolakrimal kanal, 2. Zigomatik ark, 3. İnkudomalleal eklem, 4. İnternal akustik kanal, 5. Kohlea, 6. Mastoid hava hücreleri, Şekil B'de 7. Krista galli, 8. Fovea ethmoidalis, 9. Kribriform medyal lamellasi, 10. Lamina papisya, 11. Orta konka, 12. Nazal septum, 13. Orbita tabanı oklar ile gösteriliyor.

2.6.2. Paranasal Sinüs Patolojilerinde Paranasal Sinüs BT ve Diğer Görüntüleme Yöntemlerinin Yeri

Paranasal sinüs patolojilerini inflamatuvar, travmatik, neoplazik ve gelişimsel-yapısal olarak sınıflayabiliriz.

Kronik sinüzit, toplumda en sık izlenen kronik inflamatuvar hastalıklardan biridir. Amerika Birleşik Devletleri (ABD)'de popülasyonun %16'nı etkileyen bu hastalık aynı zamanda sinüs cerrahisinin en sık endikasyonudur (59). Medikal tedaviye cevapsız ya da dirençli sinüzit olgularında fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisi (FESS) ise sık tercih edilen cerrahi tekniktir. ABD'de yılda beş yüz binden fazla FESS operasyonu gerçekleştirilmektedir (60, 61). FESS, 1980-1990'lı yıllarda inflamatuvar paranasal sinüs hastalıklarının tedavisinde patofizyolojik mekanizmaya (sinüs çıkışlarını tıkayan mukozal ya da kemik patolojileri ortadan kaldırarak mukosilyer drenajın yeniden sağlanması) yönelik geliştirilmiştir (62, 63).

Paranasal sinüs BT, son yıllarda FESS ile birlikte "görüntüleme eşliğinde cerrahi" gündeme getirmiştir. Paranasal sinüs BT, paranasal sinüs anatomisi ve ilgili anatomik varyasyonların belirlenmesinde, altta yatan patofizyolojinin tanımlanmasında, uygun cerrahi yaklaşımın ve tekniğin belirlenmesinde, cerraha işlem için gerekli uzaysal oryantasyonun sağlanmasında, orbita, beyin ve diğer yumuşak doku yapıları ile ilgili ek bulguların tespitinde en uygun görüntüleme yöntemidir. Ayrıca paranasal sinüs BT, cerrahi işlem sonrası olası komplikasyonların tespiti, tedavinin etkinliği yönünden hastanın izleminde de tercih edilmektedir (60, 64-67).

Paranasal sinüs ve diğer baş-boyun bölgelerinin neoplazik hastalıklarının tanısı, yerleşimi ve uzanımının belirlenmesi ve uygun cerrahi yaklaşımın planlanmasında manyetik rezonans görüntülemenin yeri önemli olsa da, paranasal sinüs BT özellikle osseöz anatominin gösterilmesinde manyetik rezonansa üstündür (68, 69).

Paranasal sinüs BT, kesitsel görüntüleme yöntemi olması, hızlı ve kolay ulaşılır olması, eşlik edebilecek intrakranyal ve yumuşak dokuların da aynı incelemede değerlendirilebilmesi, kaliteli reformatların kolayca oluşturulabilmesi gibi avantajları sayesinde hızla düz radyogramların yerini almıştır (70-73).

Ağız ve maksillofasyal cerrahisi ve travmatolojisinde, objelerin bilgisayar teknolojisi tarafından üç boyutlu olarak görselleştirilmesine hızlı modelleme (*rapid prototyping*) denir. Hızlı modelleme, osteotomilerin modellenmesi, rezeksiyon tekniklerinin belirlenmesi, implantların yerleştirilmesi, osseöz defektlerin ve deformasyonların tedavisinde cerraha yol göstericidir. Maksillofasyal cerrahisinde çok kesitli BT ile görüntülemenin yeri önemli olsa da, cone-beam BT (CBBT) paranazal sinüsler dahil yüz, kafa tabanı ve diğer baş-boyun yapılarının görüntülenmesinde giderek kendine kullanım alanı bulmaktadır (74-76).

CBBT, ilk kez dental görüntüleme amacı ile 1998'de geliştirilmiştir. CBBT'de, dental panoramik radyografi cihazlarına benzer şekilde düşük enerjili anot tüpü hasta etrafında bir kez (180 ya da 360 derece) dönmekte olup, iki boyutlu flat panel detektör sistemi ile 0.4 mm ve altında izotropik çözünürlükte görüntüler elde edilebilmektedir. Böylece CBBT, gerçek üç boyutlu görüntüleme ve hızlı modelleme imkanı sunmaktadır (77). CBBT, ÇKBT'ye göre daha düşük radyasyon dozunda, daha az saçılma ile yüksek uzaysal çözünürlükte görüntüleme yapabilmektedir (78, 79). Cihazın küçük ve kolay ulaşılabilir olması, maliyet etkin olması ise diğer avantajlarıdır (80). CBBT, paranazal sinüs görüntüleme ve hava yollarının değerlendirilmesinde özellikle maksillofasyal cerrahide tercih edilebilir bir görüntüleme yöntemidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Materyal ve BT protokolü

Bu çalışmada üçü kadın onu erkek, yaşları 63-89 arasında değişen on üç kadavra başına 64 dedektörlü birinci jenerasyon çift tüp BT cihazı (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) ile 10 farklı protokolde toplam 130 adet paranazal sinüs BT tetkiki çekildi. Çalışma için etik kurulu onayı alınmış olup Ek 2'dedir.

Çalışmada kullanılan on protokolün birisi, hastanemizde rutin uygulanan paranazal sinüs BT protokolü (standart protokol) olup, tüp kilovoltaj ve tüp akım değerleri 120 kV/80mAs, pitch değeri ise 1,2'ydi. Yüksek pitch modunda (pitch:3) çekilen diğer dokuz protokolün üçünde ise otomatik tüp modülasyon sistemi aktifti. Otomatik tüp modülasyon sistemi olarak CARE 4D (Siemens) adlı lisanslı program kullanıldı, referans tüp akımı 50 mAs olarak belirlendi (81). Çalışma için çekilen protokoller Tablo 3.1'de özetlenmiştir.

Görüntüleme alanı, frontal sinüs tavanından maksiller alveolar prosese dek paranazal sinüsleri, fasyal kemikleri ve mastoid bölgeyi içine alacak şekilde seçildi. 1,5 mm ve 3 mm kesit kalınlığında, 0,6 mm kolimasyonda ve increment 0,8 mm olacak şekilde yumuşak ve kemik doku filtresinde görüntüler elde edildi. Standart protokolde 30 ve 60 kernel, yüksek pitch modu ile çekilen diğer tetkiklerde ise 30 ve 70 kernel filtre kullanıldı. Aksiyal planda 1.5 mm kesit kalınlığında kemik filtrede alınan görüntüler üzerinden koronal ve sagittal planda rekonstrüksiyon görüntüler oluşturuldu. 1,5 mm yumuşak doku filtresinde aksiyal görüntüler üzerinden ise volüm rendering tekniği (VRT) ile üç boyutlu görüntüler oluşturuldu. Değerlendirme subjektif kriterler (iki ve üç boyutlu görüntülerin genel tanısal kalitesi, osseöz anatomik yapıların tanısal yeterliliği) ve objektif kriterler (objektif gürültü, sinyal, sinyal/gürültü oranları, radyasyon dozu) üzerinden yapıldı.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan paranazal sinüs BT protokolleri

Parametreler	Standart Protokol	Yüksek Pitch	
Pitch	1,2	3	
Otomatik tüp modülasyon sistemi	İnaktif	İnaktif	Aktif
Kesit	64	64x2	64x2
Kolimasyon	0,6 mm	0,6 mm	0,6 mm
Tarama zamanı	1 sn	0,33 sn	0,33 sn
Tüp kilovoltaj/Tüp akımı	120 kV/ 80 mAs	120 kV/ 80 mAs 120 kV/50 mAs 100 kV/ 50 mAs 80 kV/ 50 mAs 120 kV/ 20 mAs 100 kV/ 20 mAs	120 kV CARE 50 100 kV CARE 50 80 kV CARE 50

3.2. Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi

3.2.1. Subjektif (Kalitatif) Değerlendirme

Görüntülerin genel tanısal kalitesi ve osseöz anatomik yapıların tanısal yeterliliği 4 ve 10 yıllık tecrübeye sahip iki radyolog tarafından çift kör tekniği ile subjektif olarak değerlendirildi. Aksiyal görüntüler ve bunlardan elde edilen iki ve üç boyutlu görüntülerin genel tanısal kaliteleri 1-5 puan aralığında değişen semi-kantitatif skorlama sistemi (Tablo 3.2) kullanılarak değerlendirildi. Toplam yirmi osseöz anatomik yapının (Tablo 3.3.) tanısal yeterliliği ise 1.5 mm kesit kalınlığında kemik filtrede alınan aksiyal görüntüler ve bunlardan elde edilmiş iki boyutlu reformat görüntüler incelenerek, 3 puanlı semi-kantitatif skorlama sistemi (Tablo 3.4) kullanılarak değerlendirildi.

Tablo 3.2. Aksiyal planda görüntüler ve bunlardan elde edilmiş iki boyutlu rekonstrüksiyon görüntüler ile üç boyutlu VRT görüntülerin tanısal kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan 5 puanlı semi-kantitatif skorlama cetveli

1	Kabul edilemez
2	Kötü kalitede / Artefakt çok
3	Orta kalitede / Artefakt az
4	İyi kalitede / Artefakt çok az
5	Çok iyi kalitede / Artefakt yok

Tablo 3.3. Değerlendirilen yirmi osseöz anatomik yapı

1.	Zigomatik ark	11.	Nazal kemik
2.	Medyal pterygoid plate	12.	Orta konka
3.	Lateral pterygoid plate	13.	Fovea ethmoidalis
4.	Mandibula kondili	14.	Krista galli
5.	Styloid proses	15.	Kribriiform plate medyal lamella
6.	Maksiller sinüs posteriyor duvar	16.	Mastoid hava hücreleri
7.	Orbita tabanı	17.	İnkudomalleolal eklem
8.	Lamina paprisya	18.	Kohlea bazal dönüş
9.	Nazolakrimal kanal	19.	Fasyal kanal
10.	Nazal septum	20.	İnternal akustik kanal

Tablo 3.4. Osseöz anatomik yapıların tanısal yeterliliğinin değerlendirilmesinde kullanılan 3 puanlı semi-kantitatif skorlama cetveli

0	Gösterilemedi
1	Gösterildi fakat yetersiz
2	Gösterildi ve yeterli

3.2.2. Objektif (Kantitatif) Değerlendirme

Objektif gürültü ve sinyalin kantitatif değerlendirilmesi amacı ile 3mm kalınlığında yumuşak doku filtredeki aksiyal görüntüler kullanıldı. Her tetkikte aynı düzlemden geçen görüntüler üzerinde belirlenen referans noktalara ROI (region of interest) yerleştirilerek hava, kemik ve yumuşak dokudan ikişer ölçüm alındı. Havada ortalama ROI alanı $1 \pm 0,1 \text{ cm}^2$, kemik yapıda $0.2 \pm 0,05 \text{ cm}^2$, yumuşak dokuda ise $0,5 \pm 0,05 \text{ cm}^2$ 'di. Elde edilen değerler Hounsfield Ünitesi (HU) biriminde attenüasyon ve standart sapma (SD) değerleri olarak kaydedildi. Her tetkikte alınan ikişer ölçümün ortalama attenüasyon değerleri 'sinyal', ortalama standart sapmaları 'gürültü (noise)' olarak belirlendi. Sinyalin gürültüye bölünmesi ile sinyal gürültü oranı (S/G) hesaplandı.

Her inceleme için otomatik hesaplanılan ve doz raporunda verilen tarama zamanı (saniye,s), CTDIvol ve DLP değerleri kaydedildi. Standart protokolde, 16 cm fantom referans alındığı için doz raporundaki veriler esas alındı. Yüksek pitch modunda çekilen tetkikler ise 32 cm fantom referans alındığından, CTDIvol değerleri üretici firmanın belirlediği katsayılar üzerinden 16 cm fantoma göre yeniden hesaplandı. Düzeltme $\text{CTDIvol}(16 \text{ fantom}) = \text{CTDI}(32\text{fantom}) \times \text{çevirme katsayısı}$ formülüne göre yapıldı. İlgili cihaz için üretici firma tarafından belirlenen çevirme katsayıları tüp voltajı 120 kV iken 2,3, 100 kV iken 2,4 ve 80 kV iken 2,5' du. DLP, CTDIvol ve tarama uzunluğunun çarpılmasıyla hesaplanıldığı için, doz raporunda verilen DLP değerleri de aynı çevirme katsayıları üzerinden yeniden hesaplandı. Efektif doz (ED), AAPM 204 no'lu raporunda 16 cm fantoma göre verilen konversiyon katsayısının (k) DLP değeri ile çarpılması ile elde edildi. Beyin ve paranasal sinüs tetkikleri için AAPM 204 no'lu raporunda belirlenen konversiyon katsayısı 0,0021 mSv/mGy.cm'dir (32).

3.3. İstatiksel Analiz

Anatomik yapılara ait subjektif değerlendirme ağırlıklandırılmış *kappa* testi kullanılarak, protokollere ait objektif gürültü, sinyal/gürültü oranları ve efektif dozlar *Wilcoxon* (ikili karşılaştırmalar için) ve *Freidman* testleri (çoklu karşılaştırmalar için) kullanılarak değerlendirildi. Karşılaştırmalar SSPS (Statistical Package for the Social Sciences, IBM, ABD) programı ile yapıldı. *Wilcoxon* ve *Freidman* testlerinde $p < 0,05$

değeri istatiksels olarak anlamlı kabul edildi. Ağırlıklandırılmış *kappa* değeri 1.0 (%100) iken tam uyum, 0,81-1,00 (%81-100) iken tama yakın mükemmel uyum, 0,6-0,80 (%61-80) iken iyi derecede uyum, 0,41-0,60 (%41-60) iken orta derecede uyum, 0,21-0,40 (%21-40) iken düşük derecede uyum, 0-0,20 (%0-20) iken kötü derecede uyum ve 0 altında değerler ise uyumsuz olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Anatomik Değerlendirme

13 kadavra üzerinden değerlendirilen 20 osseöz anatomik yapıyı, istatistiksel verilerin daha anlaşılır olması amacıyla gross yapılar, temporal kemik, paranasal sinüs ve nazal kaviteye ait yapılar olarak 4 alt gruba ayırdık (Tablo 4.1. ve Tablo 4.2).

Gross yapılar alt grubunda zigomatik arklar, medyal ve lateral pterygoid plateler, mandibula kondilleri, styloid prosesler ve krista galli yapıları değerlendirildi. Gözlemciler arası uyum en fazla bu alt gruptaydı. Tüm protokollerde mandibula kondilleri ve zigomatik arklarda gözlemciler arası uyum %100 olup, ağırlıklı kappma değeri istatikselsel olarak hesaplanamadı. 80 kV CARE 50 protokolü tüm protokoller içerisinde anatomik yapıların en düşük skorlandığı protokol olmasına rağmen ortalama puanların hiçbirisi 1'in (gösterildi fakat yetersiz) altında değildi. Gözlemciler arası en düşük uyum bu protokolda medyal pterygoid platede tespit edildi (%38,46). Krista galli hariç tüm anatomik yapılar 80 kV CARE 50 protokolü hariç diğer protokollerde tam puan (2 puan) aldı. Krista galli 80 kV CARE 50 protokolünde gözlemciler arası uyum %69 iken diğer tüm protokollerde %80'nin üzerindeydi (Tablo 4.1).

Paranasal sinüslere ait anatomik yapılardan maksilla arka duvarı, orbita tabanı, lamina paprisya, fovea ethmoidalis ve kribriform plate medyal lamellası seçildi. Her iki radyolog 80 kV CARE 50 protokolünde fovea ethmoidalis hariç tüm anatomik yapılara 1'in altında puan verdi. Tüm anatomik yapılar içerisinde gözlemciler arası uyum en fazla maksilla arka duvarında izlendi. Maksilla arka duvarına verilen en düşük puanlar radyolog 1 tarafından 80 kV CARE 50 ve 100 kV CARE 50 protokollerinde sırası ile 0,9 ve 0,7 olup gözlemciler arası uyum %91,76'idi. Lamina paprisya ve fovea ethmoidalis yapıları 80 kV CARE 50 hariç diğer tüm protokollerde 1'in üstünde ortalama puanlar alırken, orbita tabanını 100 kV CARE 50 protokolü hariç diğer tüm protokollerde 1'in üzerinde ortalama puanlar

aldı. Kribriiform plate medyal lamellası diğer anatomik yapılara görece gözlemciler arası uyumun en az olduğu ve en az puanların verildiği yapıydı (Tablo 4.1).

Temporal kemiğe ait belirlenen yapılar mastoid hava hücreleri, kohlea bazal dönüş, inkudomalleolal eklem, internal akustik kanal ve fasyal kanaldı. 80 kV CARE 50 protokolü anatomik yapıların en az skorlar aldığı protokolken, ortalama puanların en az olduğu anatomik yapı ise fasyal kanaldı. Gözlemciler arası en az uyum 120 kV CARE 50 protokolünde mastoid hava hücrelerinde tespit edilmesine rağmen bu anatomik yapıya verilen ortalama puanlar 1.5 ve üzeriydi (Tablo 4.2).

Nazal kaviteden seçilen yapılar nazal kemikler, nazal septum, orta konka ve nazolakrimal kanal olarak belirlendi. 80 kV CARE 50 protokolü en düşük ortalama puanları almakla beraber sadece orta konkayı göstermede yetersiz kaldı. Orta konka tüm anatomik yapılar arasında en az ortalama puanları alan anatomik yapı olup, otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu protokollerle tüp akımının 20 mAs olduğu diğer iki protokolde gösterilemedi (Tablo 4.2).

Genel bakıda, standart protokol, 120 kV/80 mAs, 120kV/50 mAs protokollerinde gözlemciler arası uyum yüksekti. Bu üç protokolde osseöz anatomik yapılara verilen ortalama puanlar içerisinde 1.5 altında puan alan tek anatomik yapı orta konkaydı. 120 kV/50 mAs protokolü, fasyal kanal, kribriiform plate medyal lamellası ve orbita tabanı yapılarında diğer iki protokole göre daha düşük skorlar almasına rağmen, gözlemciler arası uyum yüksek olup değerlendirmeyi etkilemedi.

100 kV/50 mAs protokolüne verilen ortalama puanlar, 120 kV/50mAs protokolüne göre düşük olmasına çoğu osseöz anatomik yapı tanısal yeterlilikte gösterildi. 80kV/50 mAs, 120 kV 20 mAs ve 120 kV CARE 50 protokollerinin tanısal yeterliliği ise 100 kV/50mAs protokolüne yakındı. Bu dört protokol çoğu osseöz anatomik yapıyı yeterli tanısalılıkta göstermesine rağmen bazı ince ve küçük osseöz yapılarda standart protokole göre düşük ortalama puanlar aldı.

80 kV CARE 50 ve 100 kV CARE 50 protokolü paranazal ve temporal kemik alt grubuna ait anatomik yapıların çoğunu gösteremedi. 100 kV/20 mAs protokolü bu iki protokolden daha yüksek ortalama puanlar almasına rağmen ince ve küçük osseöz yapılarda gözlemciler arası uyum düşüktü.

Anatomik yapılar içerisinde orta konka en düşük skorları alan yapıydı. Orta konka kadavraların bazılarında yapısal yada inflamatuvar değişikliklere bağlı olarak çok ince olup, değerlendirmesinde problem yaşandı. Lamina paprisya, orbita tabanı, maksilla arka duvarı ve kribriform plate medyal lamellası ise bazı kadavralarda yapısal olarak görece inceydi. Gözlemciler arası yüksek uyuma rağmen ağırlıklı kappa değeri değerlendirilen veri sayısının azlığı nedeni ile bazı anatomik yapılarda düşük çıktı ya da hesaplanamadı.

Tablo 4.1. Gross ve paranazal sinüs alt gruplarında osseöz anatomik yapılara ait veriler

		STD	120 Kv 80 mAs	120Kv 50 mAs	100 kv 50 mAs	80 kv 50 mAs	120 kv 20 mAs	100 kv 20 mAs	120Kv CARE 50	100Kv CARE 50	80 kv CARE 50
GROSS YAPILAR	GAU%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
ZİGOMATİK ARK	AK %	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
n=26	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	R2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
MEDYAL PTERYGOİD PLATE	GAU%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	38,46
n=26	AK %	100	100	100	100	100	100	100	100	100	7
	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,3
	R2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,9
LATERAL PTERYGOİD PLATE	GAU%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	53,85
n=26	AK %	100	100	100	100	100	100	100	100	100	H
	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,5
	R2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
MANDİBULA KONDİL	GAU%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
n=26	AK %	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	R2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
STYLOİD PROSES	GAU%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	92,31
n=26	AK %	100	100	100	100	100	100	100	100	100	H
	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,9
	R2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
KRİSTA GALLİ	GAU%	100	100	100	100	100	84,62	92,31	92,31	92,31	69,23
n=13	AK %	100	100	100	100	100	-8	H	H	H	29
	R1	2	2	2	2	2	1,9	1,9	1,9	1,9	1,8
	R2	2	2	2	2	2	1,9	2	2	2	1,6
PARANAZAL SİNÜS	GAU%	100	100	100	100	100	91,67	100	100	100	91,67
MAKSİLLA ARKA DUVARI	AK %	100	100	100	100	100	H	100	100	100	69
n=26	R1	1,8	1,8	1,8	1,7	1,6	1,6	1,5	1,2	0,9	0,7
	R2	2	2	2	1,8	1,6	1,8	1,6	1,5	1,3	0,9
ORBİTA TABAN	GAU%	76,92	100	76,92	69,23	92,31	84,62	100	84,62	100	65,38
n=26	AK %	H	100	H	16	71	64	100	63	100	9
	R1	1,8	1,8	1,8	1,7	1,6	1,6	1,5	1,2	0,9	0,7
	R2	2	2	2	1,8	1,6	1,8	1,6	1,5	1,3	0,9
LAMİNA PAPIRİSEA	GAU%	84,62	84,62	84,62	76,92	61,54	92,31	76,92	76,92	88,46	84,62
n=26	AK %	-8	-8	-8	-11	-14	67	36	43	61	55
	R1	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,8	1,5	1,6	1,3	0,9
	R2	1,9	1,9	1,9	1,8	1,7	1,6	1,4	1,2	1,2	0,6
FOVEA ETHMOİDALİS	GAU%	92,31	92,31	92,31	92,31	61,54	73,08	76,92	69,23	76,92	65,38
n=26	AK %	H	H	H	62	-14	H	2	16	23	-3
	R1	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,7	1,6	1,8	1,6	1,1
	R2	2	2	2	1,8	1,7	1,6	1,8	1,3	1,3	1,1
KRİBRİFORM PLATE	GAU%	84,62	84,62	61,54	69,23	80,77	76,92	53,85	76,92	80,77	76,92
MEDYAL LAMELLA	AK %	43	43	2	36	40	30	-21	37	23	49
n=26	R1	1,8	1,8	1,7	1,7	1,4	1,2	0,8	0,8	0,7	0,3
	R2	1,9	1,9	1,8	1,5	1,5	1,2	1,2	1,1	0,8	0,4

GAU%:Gözlemciler arası uyum, AK%: Ağırlıklı kappa yüzdesi, R1:Radyolog 1, R2:Radyolog 2, H: Hesaplanılmadı.

Tablo 4.2. Temporal kemik ve nazal kavite alt gruplarında osseöz anatomik yapılara ait veriler

		STD	120 kv 80 mAs	120kv 50 mAs	100 kv 50 mAs	80 kv 50 mAs	120 kv 20 mAs	100 kv 20 mAs	120kv CARE 50	100kv CARE 50	80 kv CARE F
TEMPORAL KEMİK	GAU%	84,62	84,62	84,62	84,62	92,31	61,54	69,23	38,46	61,54	96,15
MASTOİD HAVA	AK %	H	H	H	H	62	15	38	-18	21	83
HÜCRELERİ	R1	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	1,7	1,5	1,5	1,4	0,9
n=26	R2	2	2	2	2	1,9	1,6	1,5	1,8	1,5	0,8
KOHLEA BAZAL	GAU%	100	100	100	100	92,31	84,62	53,85	84,62	53,85	80,77
DÖNÜŞ	AK %	100	100	100	100	H	H	H	H	H	H
n=26	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1
	R2	2	2	2	2	1,9	1,8	1,5	1,8	1,5	0,8
İTERNAL AKUSTİK	GAU%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	61,54
KANAL	AK %	100	100	100	100	100	100	100	100	100	17
n=26	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,9
	R2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,5
İNKUDOMALLEAL	GAU%	100	100	92,31	84,62	92,31	76,92	61,54	61,54	76,92	38,46
EKLEM	AK %	100	100	H	8	H	11	19	19	2	13
n=26	R1	2	2	1,9	1,9	2	1,9	1,8	1,5	1,2	0,7
	R2	2	2	2	1,9	1,9	1,8	1,5	1,8	1,2	0,4
FASYAL KANAL	GAU%	92,31	92,31	76,92	46,15	69,23	88,46	76,92	73,08	76,92	84,62
n=26	AK %	H	H	-11	-2	18	36	-2	23	15	H
	R1	1,9	1,9	1,9	1,8	1,8	1,2	1	1	0,9	0,2
	R2	2	2	1,8	1,5	1,2	0,9	0,8	1	0,6	0
NAZAL KAVİTE	GAU%	100	100	100	100	92,31	84,62	92,31	92,31	92,31	76,92
NAZOLAKRİMAL	AK %	100	100	100	100	H	H	H	H	H	45
KANAL	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,8
n=26	R2	2	2	2	2	1,9	1,8	1,9	1,9	1,9	1,6
NAZAL SEPTUM	GAU%	92,31	92,31	92,31	92,31	84,62	69,23	61,54	76,92	92,31	50
n=13	AK %	H	H	H	H	H	H	H	H	H	3
	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,7
	R2	1,9	1,9	1,9	1,9	1,7	1,7	1,6	1,5	1,4	0,8
NAZAL KEMİKLER	GAU%	100	100	92,31	100	100	100	100	100	100	84,62
n=26	AK %	100	100	H	100	100	100	100	100	100	H
	R1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	R2	2	2	2	2	2	2	2	1,9	2	1,8
ORTA KONKA	GAU%	83,33	83,33	83,33	87,5	83,33	75	87,5	79,17	75	87,5
n=24	AK %	45	45	45	47	42	35	68	47	37	50
	R1	1,3	1,3	1,3	1,2	1,2	1	0,75	0,6	0,5	0,2
	R2	1,5	1,5	1,5	1,25	1	0,8	1	0,8	0,8	0,4

GAU%:Gözlemciler arası uyum, AK%: Ağırlıklı kappa yüzdesi, R1:Radyolog 1, R2:Radyolog 2, H: Hesaplanılmadı.

4.2. Protokollerin tanısal kalitesi ve radyasyon dozu

Genel tanısal kalite, ortalama sinyal, gürültü ve S/G değerleriyle ilgili bulgular anatomik değerlendirmeye ait bulgular ile paraleldi. Bu bulgular ve uygun referans fantoma göre hesaplanmış DLP ve ortalama efektif dozlarına göre on protokolü 3 alt grupta toplandı. Görüntülerin genel tanısal kalitesi ile ilgili veriler Tablo 4.3’de, protokollere ait hava, kemik ve yumuşak dokuda hesaplanılan ortalama sinyal, gürültü ve sinyal gürültü oranları Tablo 4.4’de, DLP ve efektif dozlara ait veriler ise Tablo 4.5’de verildi. Tarama süresi standart protokolde tüm kadavralarda 1sn, yüksek pitch modunun kullanıldığı diğer tüm protokollerde ise 0.33 sn idi.

Tablo 4.3. Görüntülerin genel tanısal kalitelere verilen ortalama puanlar

	STD.	120kV 80mAs	120kV 50mAs	100kV 50mAs	80kV 50mAs	120kV 20mAs	100kV 20mAs	120kV CARE50	100kV CARE50	80kV CARE50
R1	5,0	5,0	4,9	3,9	3,8	3,6	3,2	3,7	2,8	1,7
R2	4,9	4,9	4,8	4,1	3,5	3,5	3,1	3,7	2,8	1,5

R1: Radyolog 1, R2: Radyolog 2

Tablo 4.4. Tüm protokollerde hava, kemik ve yumuşak dokuda hesaplanılan ortalama sinyal, gürültü ve sinyal gürültü oranları

	HAVA			KEMİK			YUMUŞAK DOKU		
	Sinyal	Gürültü	S/G	Sinyal	Gürültü	S/G	Sinyal	Gürültü	S/G
STANDART	1009,7	5,7	178	1426,8	95,8	15,01	20,17	18,34	1,09
120 kV 80 mAS	1000,4	6,20	161	1276,6	89,5	14,33	21,35	17,20	1,24
120 kV 50 mAS	1000,2	7,1	141	1276,7	91,3	14,02	20,93	18,47	1,13
100 kV 50 mAS	1000,6	8,1	122	1426,1	97,8	14,70	27,38	21,48	1,27
80 kV 50 mAS	999,3	11,4	87	1699,2	111,4	15,30	21,92	28,92	0,75
120 kV 20 mAS	999,2	9,6	104	1284,4	85,2	15,10	23,73	21,90	1,08
100 kV 20 mAS	1000,9	10,9	91	1444,3	97,9	14,88	24,58	26,09	0,94
120 kV CARE 50	999,9	11,4	87	1274,9	86,5	14,81	23,39	24,88	0,94
100 kV CARE 50	997,1	14,9	66	1417,3	99,6	14,31	24,31	30,87	0,78
80 kV CARE 50	996,5	18,7	53	1719,7	105,6	16,37	28,84	48,02	0,60

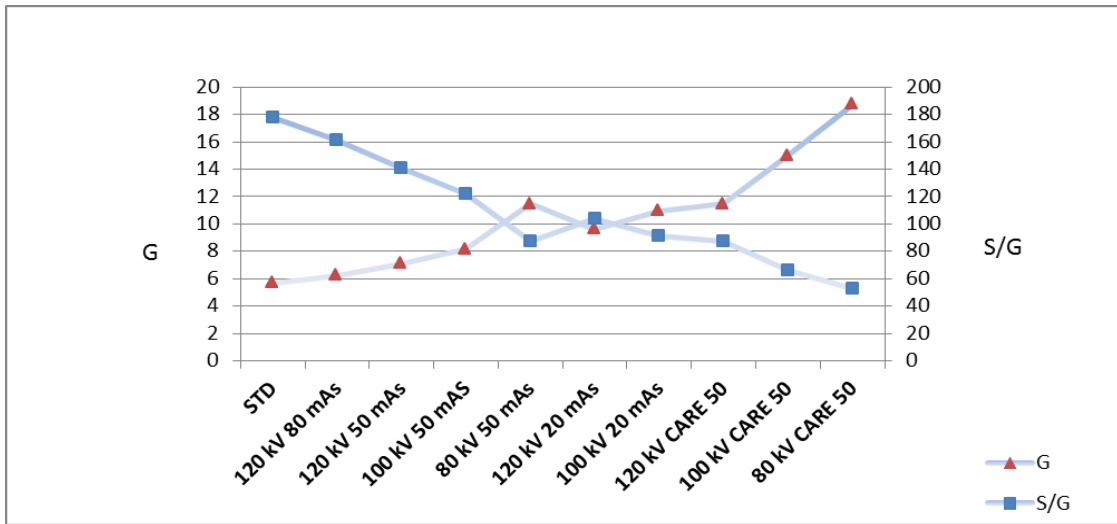
Tablo 4.5. Tüm protokollere ait DLP ve efektif dozlara ait veriler

DLP	Ortalama	Standart sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
STANDART	174	12,38	172	156	196
120 kV 80 mAs	190,2	13,16	188,6	170,2	216,2
120 kV 50 mAs	119,95	8,85	117,3	108,1	135,7
100 kV 50 mAs	72,92	4,95	72	64,8	81,6
80 kV 50 mAs	35	2,5	35	30	40
120 kV 20 mAs	47,06	3,34	46	41,4	52,9
100 kV 20 mAs	29,35	2,43	28,8	26,4	33,6
120 kV CARE 50	24,24	2,76	25,3	20,7	29,9
100 kV CARE 50	13,66	3	14,4	4,8	16,8
80 kV CARE 50	7,31	1,23	7,5	5	10
ED	Ortalama	Standart sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
STANDART	0,37	0,03	0,36	0,33	0,41
120 kV 80 mAs	0,4	0,03	0,4	0,36	0,45
120 kV 50 mAs	0,25	0,02	0,25	0,23	0,28
100 kV 50 mAs	0,15	0,01	0,15	0,14	0,17
80 kV 50 mAs	0,07	0,01	0,07	0,06	0,08
120 kV 20 mAs	0,1	0,01	0,1	0,09	0,11
100 kV 20 mAs	0,06	0,01	0,06	0,06	0,07
120 kV CARE 50	0,05	0,01	0,05	0,04	0,06
100 kV CARE 50	0,03	0,01	0,03	0,01	0,04
80 kV CARE 50	0,02	0	0,02	0,01	0,02

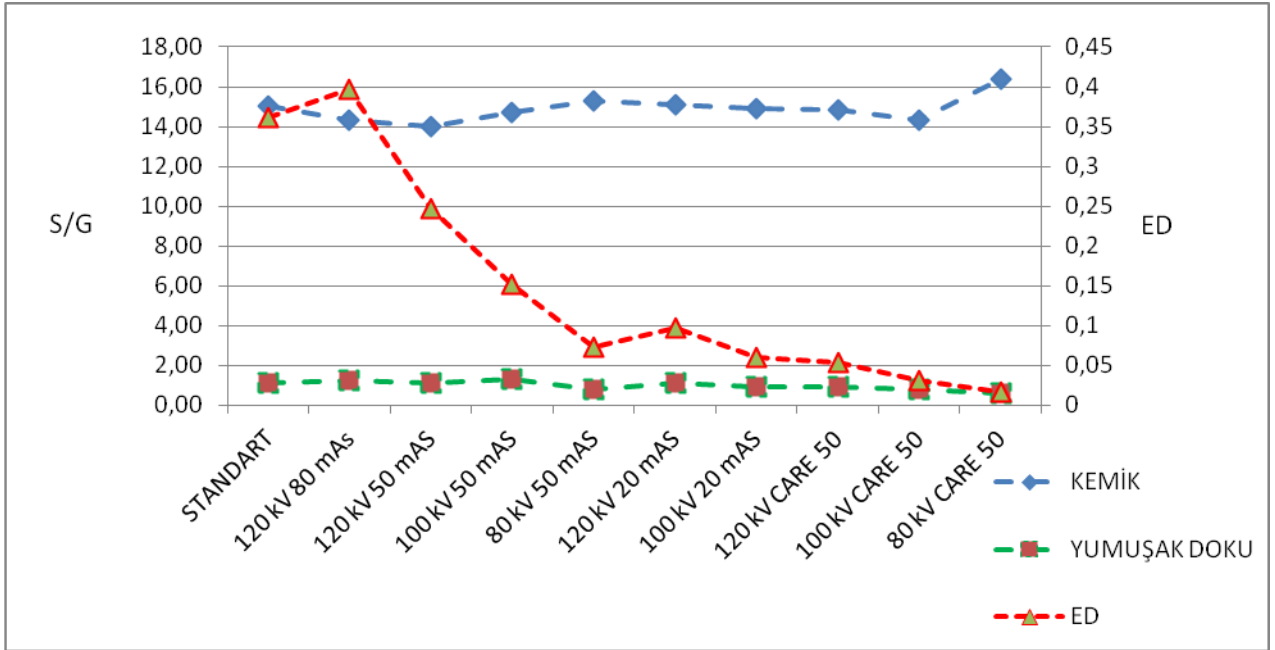
4.2.1. Standart, 120 kV/80 mAs, 120 kV/50mAs protokolleri

Görüntülerin genel tanısal kalitesi değerlendirildiğinde, tanısal kalitenin iyi/çok iyi olduğu ve artefaktların minimal ya da olmadığı protokoller standart protokol, 120 kV/80 mAs ve 120 kV/50 mAs protokolleri idi (Grafik 4.6). Bu üç protokolün tanısal kalitesi istatistiksel olarak benzerdi ($p=0,135$). Objektif gürültüye bakıldığında ise, havadaki gürültü ölçümlerinde; standart protokol ile 120 kV/80 mAs protokolü ($p=0,509$) ve 120 kV/80 mAs protokolü ile 120 kV/50 mAs protokolü ($p=0,15$) arasında anlamlı fark yoktu. Standart protokol ile 120 kV/50 mAs protokolleri arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlıydı ($p=0,03$). Her üç protokol

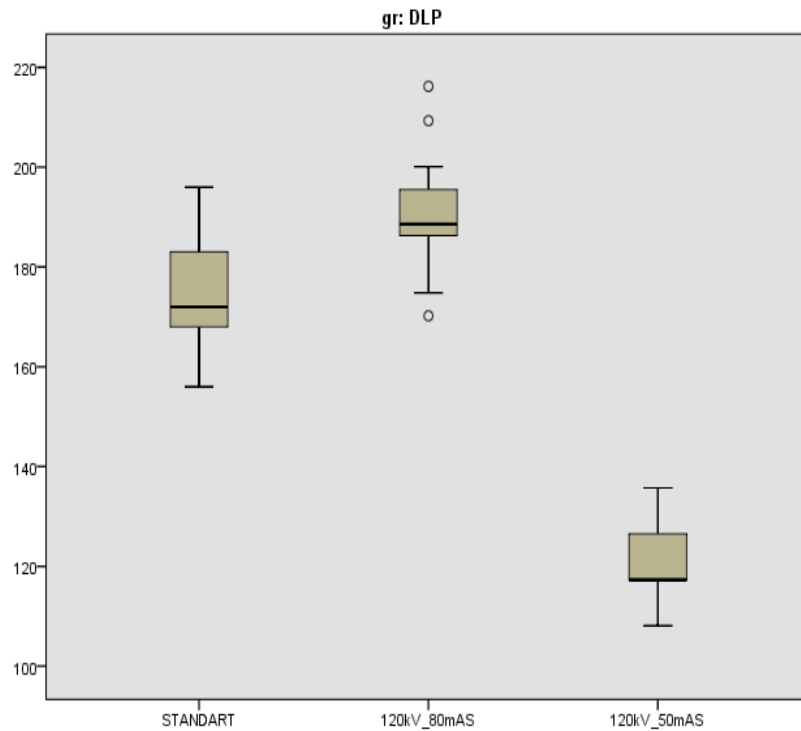
arasında kemik ve yumuşak dokudaki gürültüde ($p=0,509$) ve hava, kemik ve yumuşak dokuda S/G oranlarında anlamlı fark izlenmedi ($p=0,584$). Bu üç protokolün ikili kombinasyonları S/G oranı açısından karşılaştırıldığında, sadece havada standart protokol ile 120 kV/50 mAs arasında anlamlı fark bulundu ($p=0,01$, Grafik 4.1, Grafik 4.2). Radyasyon dozlarına baktığımızda, 120 kV/80 mAs protokolünün ortalama efektif dozu ($0,40 \pm 0,03$ mSv), standart protokole göre ($0,37 \pm 0,03$ mSv) yaklaşık %11 daha fazlaydı ($p=0,032$). 120 kV/50 mAs protokolünün ortalama efektif dozu ($0,25 \pm 0,02$ mSv) ise standart protokolün %67.5'iydi ($p=0,032$) (Grafik 4.3).



Grafik 4.1. Tüm protokollerde havada ortalama gürültü ve sinyal gürültü oranlarına ait grafik



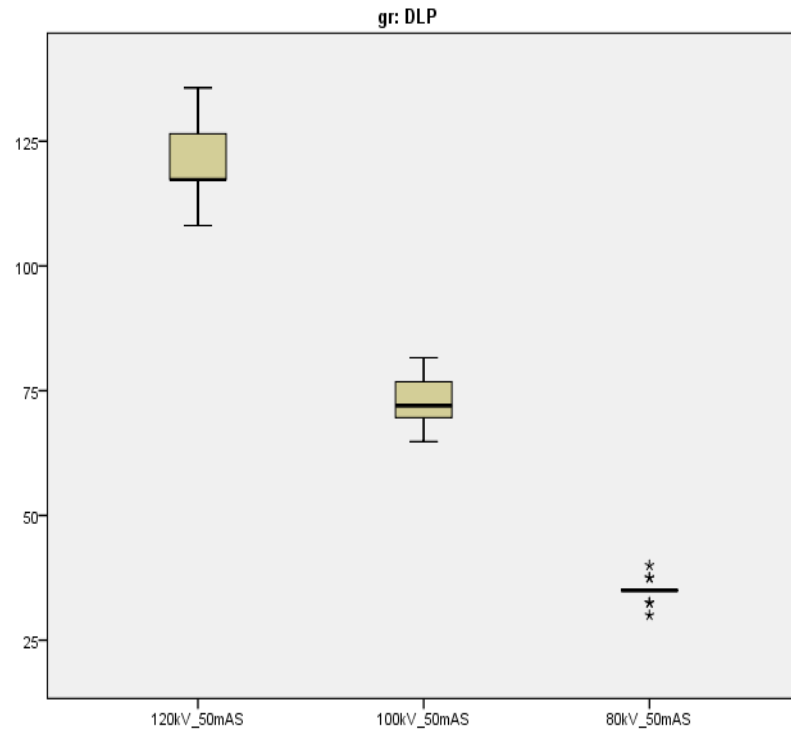
Grafik 4.2. Tüm protokollerde kemik ve yumuşak dokuda ortalama S/G oranları ile ortalama efektif dozların ilişkisi



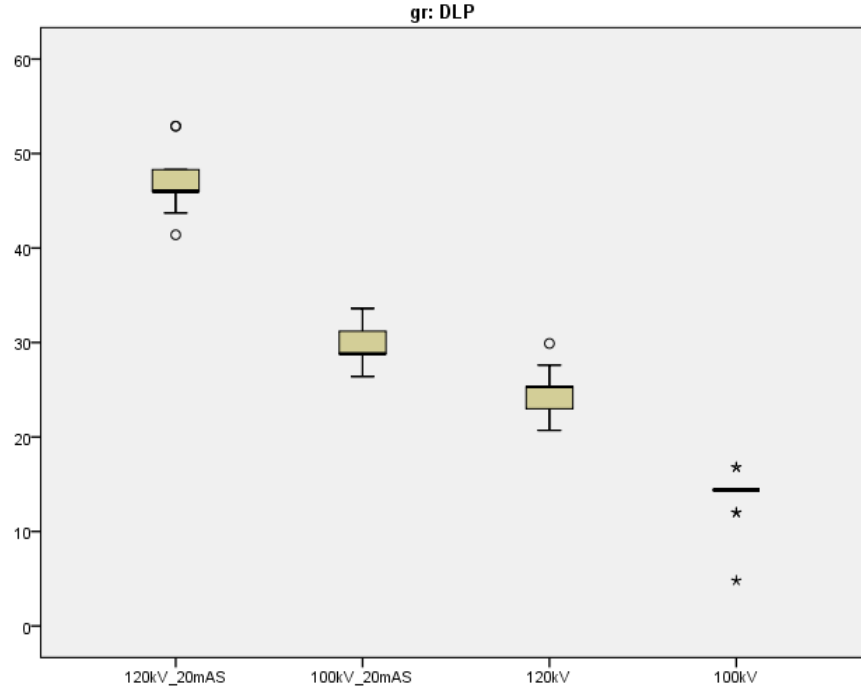
Grafik 4.3. Standart protokol, 120 kV/80 mAs ve 120 kV/50 mAs protokollerinde DLP değerlerinin dağılımları

4.2.2. 100kV/50 mAs, 80 kV/50mAs, 120kV/20mAs ve 120 kV CARE 50 protokolleri

Görüntü kalitesinin iyi ve artefaktların çok az olduğu protokoller 100 kV/50 mAs, 80 kV/50 mAs, 120 kV/20 mAs ve 120 kV CARE 50 protokolleriydi. Bu protokollere verilen ortalama skorlar 3,5-4,1 arasında olup, tanısal kalitede istatistiksel anlamlı fark izlenmedi ($p>0.5$, Tablo 4.3.) 100 kV/50 mAs protokolü bu dört protokol arasında en yüksek ortalama skorları alan protokoldü. 100 kV/50 mAs protokolünün tanısal kalitesi, 120 kV/50 mAs protokolüyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak benzerken ($p=0,424$), 120 kV CARE 50 protokolüne göre ($p=0,018$) ve 120 kV/20 mAs protokolüne göre ($p=0,023$) daha iyiydi. Objektif gürültüye bakıldığında, 100 kV/50 mAs protokolünde havada ölçülen gürültü 80 kV/50 mAs protokolüne ($p=0,05$) ve 100 kV/20 mAs protokolüne göre ($p=0$) anlamlı olarak düşüktü. 120 kV/20 mAs protokolü ile diğer üç protokolün (100 kV/20 mAs, 100 kV/50 mAs ve 80 kV/50 mAs) ikili karşıştırmalarında ise gürültüde anlamlı fark izlenmedi (sırasıyla 100 kV/20 mAs için $p=0,263$, 100 kV/50 mAs ve 80 kV/50 mAs protokolleri için $p=1$). S/G oranları, tüp akımının 50 mAs ve tüp kilovoltajlarının 120kV, 100kV, 80 kV olduğu üç protokolde hava, kemik ve yumuşak dokuda istatistiksel olarak benzerdi (sırasıyla $p=1$, $p=0,595$, $p=0,116$). S/G oranlarında, 120 kV/50 mAs, 120 kV/20 mAs, 100 kV/50 mAs ve 120 kV CARE 50 protokolleri arasında karşılaştırılma yapıldığında hava, kemik ve yumuşak dokuda istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmedi ($p>0,05$, Grafik 4.1 ve 4.2). Ortalama efektif dozlar 100kV/50 mAs protokolünde $0,15\pm 0,01$ mSv ve 80 kV/50 mAs protokolünde $0,07\pm 0,01$ mSv olup standart protokolün sırasıyla %40,5 ve %18,9'uydu. Bu iki protokolün efektif dozları kendi aralarında ($p=0,032$) ve 120 kV/50 mAs protokolüne göre ($p<0,05$) istatistiksel olarak farklıydı (Grafik 4.4). 120 kV/20 mAs ve 100 kV/20 mAs protokollerinin ortalama efektif dozları sırasıyla $0,1\pm 0,001$ mSv ve $0,06 \pm 0,001$ mSv olup standart protokolün sırasıyla %27 ve %16,2'ydi. Bu iki protokol arasında efektif dozda anlamlı fark izlenmedi ($p=0,20$). 120 kV/20 mAs ile 120 kV CARE 50 protokolleri ve 100 kV/20 mAs ile 100 kV CARE 50 protokollerinin efektif dozları ise istatistiksel açıdan farklıydı ($p=0,01$) (Grafik 4.5).



Grafik 4.4. Yüksek pitch modunda (pitch:3), tüp akımı 50 mAs iken 120 kV, 100 kV ve 80 kV tüp voltajlarında DLP değerlerinin dağılımları



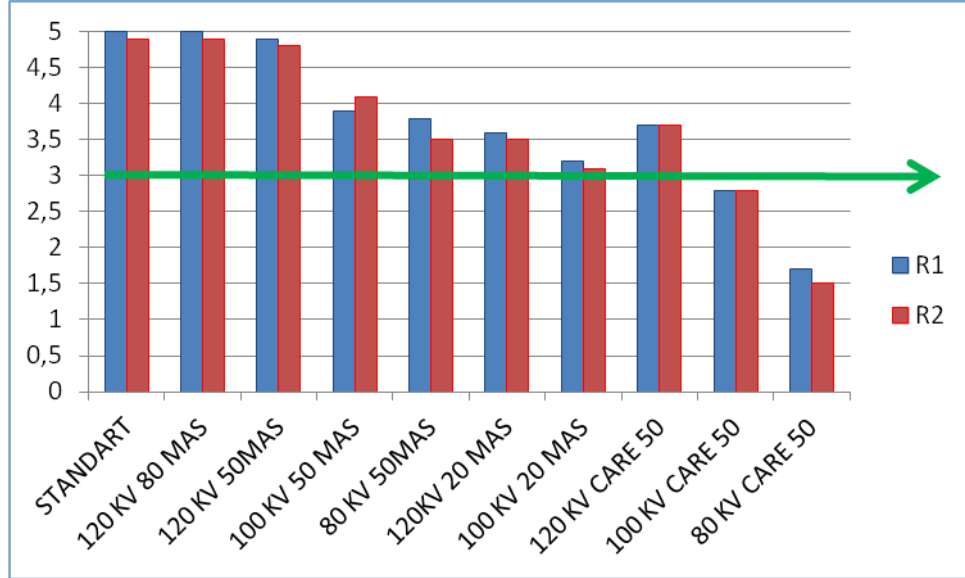
Grafik 4.5. Tüp akımı 20 mAs iken 120 kV ve 100 kV tüp voltajlarında ve otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu 120 kV ve 100 kV tüp voltajlarında DLP dağılımları

4.2.3. 80 kV CARE 50, 100 kV CARE 50 ve 100 kV/20mAs protokolleri

3 ve üzeri ortalama puanlar tanısal olarak yeterli kabul edildiğinde, 80 kV CARE 50 ve 100 kV CARE 50 protokolleri tanısal açıdan yetersizdi (Grafik 4.6). Bu iki protokolün görüntü kalitesi kötü/kabul edilemez olup görüntüler çok artefaktlıydı. 80 kV CARE 50 protokolünde radyolog 1 13 tetkikin 4'ünü, radyolog 2 ise 6'sını kabul edilemez olarak değerlendirdi. Her iki radyoloğun 100 kV/20 mAs protokolüne verdiği ortalama skorlar 3'ün üzerinde olmakla beraber istatistiksel olarak bu üç protokol benzer tanısal kalitedeydi ($p=0,442$, Tablo 4.3, Grafik 4.6). Otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu protokollerde gürültü diğer protokollere göre yüksekti. 80 kV CARE 50 protokolü hava ve yumuşak dokuda en yüksek gürültü ve en düşük S/G oranlarına sahipti (Grafik 4.1). Havada ölçülen gürültüde 80 kV CARE 50 ile 100 kV CARE 50 protokolleri arasında anlamlı fark izlenmezken ($p=0,233$), 120 kV CARE 50 protokolü ile diğer iki protokole göre daha az gürültülüydü ($p<0,05$). S/G oranları her 3 protokolde kemik dokuda benzerken ($p=0,146$), yumuşak dokuda aralarındaki fark anlamlıydı ($p=0,09$). 100 kV/20 mAs protokolünün S/G oranları, 80 kV CARE 50 ve 100 kV CARE 50 protokolleriyle kıyaslandığında kemik dokuda anlamlı fark yokken ($p=0,232$), hava ve yumuşak dokuda farklıydı ($p<0,05$). 100 kV CARE 50 ve 100kV/20 mAs protokolleri arasında S/G oranı açısından yumuşak dokuda anlamlı fark yokken ($p=1$), kemik dokudaki fark anlamlıydı ($p=0,01$, Grafik 4.1 ve 4.2). Otomatik tüp modülasyon sistemlerin kullanıldığı 80 kV, 100kV ve 120 kV tüp voltajlarında ortalama efektif dozlar en düşüktü. Bu protokollerde ortalama efektif dozlar sırasıyla $0,02 \pm 0,003$ mSv, $0,03 \pm 0,001$ mSv ve $0,05 \pm 0,001$ mSv olup standart protokolün %5,4, %8,1 ve %13,5'i idi. Otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu 120 kV CARE 50, 100 kV CARE 50, 80 kV CARE 50 protokollerinde ortalama mAs değerleri ise sırası ile 9.15 mAs, 8.9 mAs ve 9.4 mAs'di. 80 kV CARE 50 ve 100 kV CARE 50 protokolleri arasında efektif dozlarda istatistiksel olarak anlamlı fark izlenmezken ($p=0,093$), 120 kV CARE 50 protokolünde efektif doz diğer iki protokole göre yüksekti (sırasıyla $p=0$ ve $p=0,018$) (Grafik 4.7 ve 4.8).

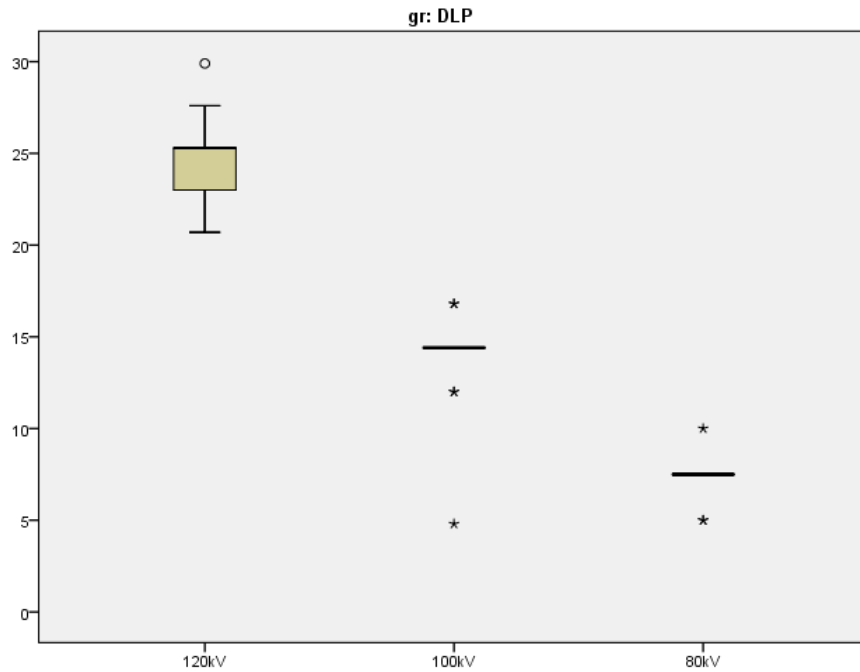
Volum rendering tekniği ile yapılan 3 boyutlu görüntülere bakıldığında her iki gözlemci arasında fark yoktu. Otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu

protokollerde görüntüler hafif granüllü olup görüntü kalitesi iyi, diğer protokollerde ise görüntü kalitesi çok iyiydi (Ek 1, Şekil 9.1.).

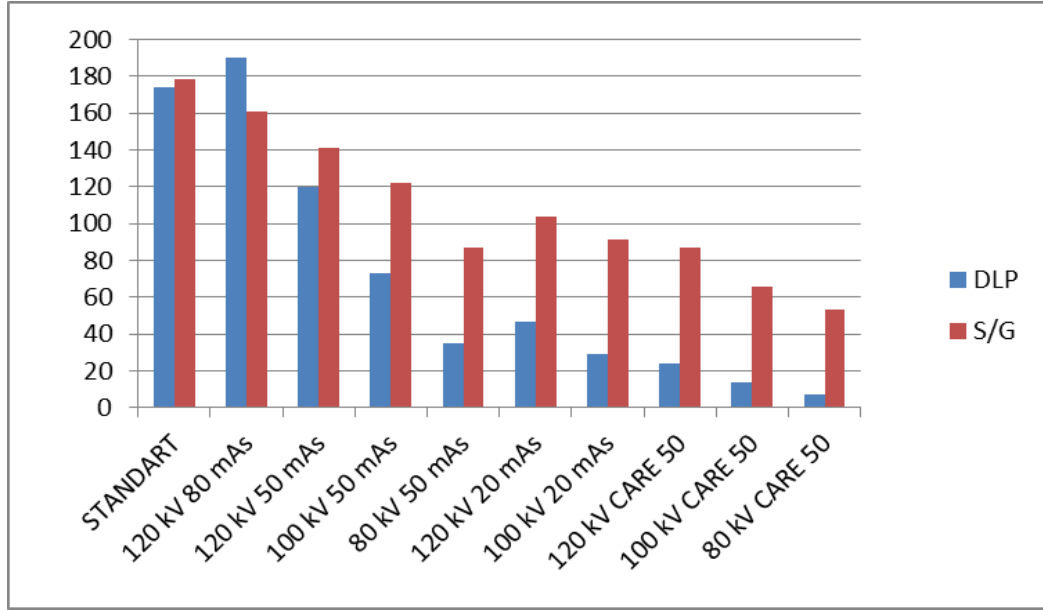


Grafik 4.6. Görüntülerin genel tanısal kalitesi

100 kV CARE 50 ve 80 kV CARE 50 protokolleri 3'ün altında ortalama puanlar aldı.
R1: Radyolog 1, R2: Radyolog 2.



Grafik 4.7. Otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu 120 kV, 100 kV, 80 kV protokollerinde DLP değerlerinin dağılımları



Grafik 4.8. Havada tüm protokollerde ortalama sinyal gürültü oranları (S/G) ile ortalama DLP ilişkisini gösterir grafik

5. TARTIŞMA

Tanısal kalite, osseöz anatomik yapıların tanısal yeterliliği, objektif gürültü, sinyal ve S/G değerlerine baktığımızda çalışmaya dahil on protokolü üç farklı grupta topladık.

Görüntülerin genel tanısal kalitesinin çok iyi/iyi, artefaktların minimal ya da az, objektif gürültünün diğer protokollerden düşük, S/G oranlarının ise yüksek olduğu ilk gruba standart protokol, 120 kV/80 mAs ve 120 kV/50 mAs protokolleri dahil edildi. 120 kV/50 mAs protokolü, standart protokol ile tanısal kalite açısından eşdeğer minimum radyasyon dozuna sahip protokoldü.

100 kV/50 mAs, 80kV/50 mAs, 120 kV/20 mAs ve 120 kV CARE 50 protokolleri ise iyi derecede tanısal kalitede ve artefaktların çok az olduğu protokoller olarak ikinci grupta toplandı. Bu gruptaki protokoller osseöz anatomik yapıları yeterli tanısallıkta göstermekle birlikte ince ve küçük osseöz yapıları göstermede ilk gruba göre zayıftılar. Bu dört protokol arasında tanısal kalite, gürültü ve S/G oranları açısından en iyi protokol 100 kV/50mAs protokolü, en kötü protokol ise 120 kV CARE 50 protokolüydü. 120kV/50mAs protokolünü standart protokol ile eş değer kalitede minimum radyasyon dozuna sahip protokol olarak kabul ettiğimizde, radyasyon dozları bu protokole göre 100kV/50 mAs protokolünde yaklaşık %40 ve 120 kV CARE 50 protokolünde ise yaklaşık %80 düşüktü. Dolayısıyla 100kV/50 mAs protokolü ve 120 kV CARE 50 protokolü, standarta yakın görüntüleme yapabildiğimiz maksimum ve minimum radyasyon dozunda protokollerdi.

Otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif olduğu 80 kV CARE 50 ve 100 kV CARE 50 protokolleri ile 100 kV/20 mAs protokolü görüntü kalitesinin çok kötü ya da kabul edilemez olduğu son grupta toplandı. Bu protokoller, küçük ve ince osseöz anatomik yapıların çoğunu gösteremedi. Bu protokollerde gürültü çok yüksek ve artefaktlar çok olup görüntüler tanısal yeterlilikte değildi.

Paranasal sinüs BT görüntüleme, radyosensitif dokuların (göz ve tiroid bezi) radyasyona maruziyeti nedeniyle doz önemlidir. FESS ve maksillofasyal rekonstrüktif cerrahi gereken olgularda tedavi ve takip süresince tekrarlayan BT çekimleri radyasyon maruziyetini kümülatif olarak arttırmaktadır. Radyasyon ile tetiklenmiş komplikasyonların en önemlisi gözde posteriyor subkapsüler katarakt (82, 83) ve tiroid bezinde ise tiroid kanseridir (84). Bu risk özellikle pediatrik popülasyonda daha fazla olup, radyasyonla tetiklenmiş katarakt çocuklarda 250 mGy, erişkinlerde ise 0,5-2 Gy radyasyon maruziyetinde ortaya çıkmaktadır (83, 85). Paranasal sinüs BT görüntüleme, tüp akımını düşürerek radyasyon dozunu azaltmaya yönelik bir çok çalışma vardır. Bu çalışmalara bakıldığında kemik yapılara ait detayların değerlendirilmesinde yeterli minimum tüp akım değerleri (30 mAs (86), 40 mAs (87, 88), 50 mAs (86)) birbirinden farklıdır. Marmolya ve arkadaşları sadece sinüzit değerlendiriliyorsa minimum 23 mAs tüp akımının yeterli olacağını (89), Hagtvedt ve arkadaşları ise 40 mAs'ın sinüzit için yeterli fakat genel değerlendirme için yetersiz kalacağını öne sürmüşlerdir (90). Otomatik tüp modülasyon sistemi aktif iken yapılan diğer bir çalışmada efektif tüp akımı 17 mAs iken dahi sinüs patolojilerinin tanısı ve karakterizasyonunun yapılabildiği öne sürülmüştür (91). Başka bir çalışmada ise osseöz yapılar için 67 mAs ve yumuşak dokular için 134 mAs tüp akımının ideal olduğu belirtilmiştir (85).

Çalışmamızda özellikle ince ve küçük osseöz anatomik yapılara ait sonuçlara baktığımızda, ideal görüntüleme minimum tüp akımı 50 mAs iken sağlanmaktadır. Dolayısıyla FESS ve maksillofasyal rekonstrüktif cerrahi öncesi değerlendirme gibi özellikle kemik anatomiyi göstermek amacıyla çekilen paranasal sinüs BT tetkikleri için 50 mAs üzeri tüp akımı, ek tanısal bilgi vermemenin yanı sıra gereksiz radyasyon maruziyetine neden olmaktadır. Tüp akımı 50 mAs iken tüp voltajının 120 kV'den 80 ve 100 kV'a düşürülmesi radyasyon dozunu azaltsa da, gürültüde bir miktar artışa ve çoğu anatomik yapının değerlendirilmesini etkilemeyecek şekilde tanısal kalitede bir miktar ödüne neden olmaktadır.

Çalışmamızda, tüp akımının 20 mAs ve altında olduğu iki protokolde de (120 kV CARE 50 ve 120 kV/20 mAs protokolleri) çoğu osseöz anatomik yapı yeterli olarak gösterilebilmiştir. Ancak bu protokoller temporal BT gibi küçük osseöz yapıların değerlendirilmesinde, FESS ve maksillofasyal cerrahi gibi kaliteli reformat

gerektiren işlem öncesi görüntülemelerde tanısal açıdan yetersiz kalabilir. 120 kV CARE 50 protokolünün ortalama efektif tüp akımı ve efektif dozu 120 kV/20 mAs protokolünün yaklaşık yarısı olmasına rağmen, bu protokolün görüntü kalitesi, sinyal/gürültü oranları ve gürültü değerleri 120kV/20 mAs protokolü ile istatistiksel açıdan benzerdir. Otomatik tüp modülasyon sistemi, referans aldığı tüp akımı ve kilovoltajda görüntülemeye göre benzer tanısal kalitede ancak daha düşük dozda görüntüleme imkanı sunmaktadır (84, 92).

CBBT ile 16 cm referans fantomda baş-boyun görüntüleme için verilen ortalama efektif doz 0,1-0,35mSv arasında değişmektedir (93, 94). Kennedy ve arkadaşları, CBBT ile intraoperatif paranazal sinüs görüntüleme üzerine yaptıkları çalışmada ortalama efektif dozu 0,2 mSv olarak vermiştir. Bu çalışmada ÇKBT ile paranazal sinüs görüntüleme için referans efektif doz 2 mSv kabul edilerek radyasyon dozu açısından CBBT'nin ÇKBT'ye üstün olduğunu öne sürmüştür (95). 120 kV CARE 50 protokolü ile CBBT karşılaştırdığımızda, çalışmamızın sonuçlarına göre 120 kV CARE 50 protokolü $0,05 \pm 0,01$ mSv ortalama efektif dozuyla, CBBT ile paranazal sinüs görüntülemeye göre radyasyon dozunda %75 azalma sağlamaktadır. Ayrıca 120 kV CARE 50 protokolü yüksek pitch avantajı sayesinde hasta yönetiminde hızlı olmanın önem kazandığı acil departmanlarında ve çocuk hastalar gibi harekete bağlı tekrar görüntülemenin olası olduğu diğer bazı durumlarda tercih edilebilir. Dolayısıyla CBBT ve yüksek pitchte ÇTBT ile paranazal sinüs görüntülemeyi karşılaştıran yeni çalışmalar gerekmektedir.

Paranasal sinüs BT'de yüksek pitch kullanımı ile ilgili literatürde mevcut iki çalışma vardır. B. Schulz ve arkadaşlarının çalışmasında yüksek pitch modunda (pitch: 3) biri 120 kV/50 mAs olmak üzere toplam 6 protokolde 15 kadavraya çekim yapılmıştır (96). B.Scheell ve arkadaşları ise 128 dedektörlü 2. jenerasyon çift tüp BT cihazı ile 120 kV/50 mAs tüp akımı ve tüp kilovoltajında, yüksek ve düşük pitchte (sırasıyla pitch 3 ve 0,9) 73 hastaya çekim yapmıştır (97). B. Schulz ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada radyasyon dozu termolusens dozimetreler üzerinden hesaplanmış olup düşük pitch modunda tetkikler çekilmemiştir. Bu nedenle çalışmamızı B. Scheell ve arkadaşlarının çalışması ile karşılaştırdık.

B. Scheell ve arkadaşları kendi çalışmalarına dayanarak yüksek pitch modunda görüntülemenin radyasyon dozunda %50 civarında düşme sağladığını iddia etmişlerdir. Ancak bu çalışmaya gönderilen iki adet düzeltme mektubu, çalışmada kullanılan referans fantomların göz ardı edildiğini belirterek dozun ancak %20 civarında düştüğünü ve dozdaki bu düşmenin pitchten bağımsız olduğunu öne sürmüşlerdir (98, 99). Çalışmamızda ise aynı kilovoltaj ve tüp akımında (120 kV/80 mAs) düşük ve yüksek pitch protokollerine baktığımızda, yüksek pitchte radyasyon dozunda beklenen düşmeyi göremedik.

ÇTBT'de yüksek pitchte rağmen dozda beklenen düşmenin olmayışı eklenmiş ikinci tüpe bağlı olabilir. Eklenmiş ikinci tüp, görüntülenen obje volümünü açısız olarak daha fazla kaplayarak temporal rezolüsyonu iyileştirmekte ancak saçılmada artışa neden olmaktadır. Saçılmada artışla birlikte artan gürültü ise kontrast/gürültü oranını azaltmaktadır (100). 2. jenerasyon ÇTBT cihazlarında ikinci tüpe bağlı saçılma çeşitli rekonstrüksiyon algoritmaları ve filtreler ile azaltılmaktadır. Nitekim, B. Scheell ve arkadaşlarının çalışmasında aynı tüp akımı ve kilovoltajda yüksek ve düşük pitch modunda en yüksek gürültü değerleri sırasıyla 40,6 HU ve 65 HU olup ÇTBT'de artması beklenen gürültü izlenmemiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan 1. jenerasyon ÇTBT cihazında ise bu ek filtreleme sistemi yoktur. Çalışmamızda standart protokolde ortalama gürültü değerleri, aynı tüp akımı ve tüp voltajda (120 kV/80 mAs) yüksek pitch modunda standart protokole göre hava ve yumuşak dokuda düşük ve kemik dokuda yüksektir. Ancak bu iki protokol arasındaki hava, kemik ve yumuşak dokuda izlenen gürültü farkı istatistiksel açıdan anlamlı olmayıp, subjektif değerlendirmeyi de etkilememiştir.

B. Scheell ve arkadaşlarının çalışması ile kendi çalışmamızı radyasyon dozları açısından her iki çalışmada kullanılan 120 kV/50 mAs protokolü üzerinden karşılaştırdık. 120 kV/50 mAs protokolü için doz raporundaki verilere bakıldığında B. Scheell ve arkadaşlarının çalışmasında ortalama CTDI_{vol} 2,77 mGy, ortalama DLP 51 mGy.cm iken bizim çalışmamızda ortalama CTDI_{vol} 3,51 mGy, ortalama DLP 52 mGy.cm'dir. Her iki çalışmada yüksek pitch modunda çekilmiş tetkiklerin 32 cm referans fantoma göre hesaplandığını göz önüne alarak, doz raporunda verilen CTDI_{vol} ve DLP değerlerini 16 cm referans fantoma göre düzelttik.

Yeniden hesaplanmış ortalama CTDIvol ve DLP değerleri ve bu d¼zeltmelere g¼re hesaplanmış efektif dozlara baktığımızda B. Scheell ve arkadaşlarının çalışmasında ortalama CTDI vol 6,37 mGy, ortalama DLP 117,3 mGy.cm, ortalama efektif doz 0,246 mSv ilen kendi çalışmamızda ortalama CTDIvol değeri 8,08 mGy, ortalama DLP değeri 120 mGy.cm ve ortalama efektif doz 0,25 mSv'dı.

Her iki çalışmada aynı kilovoltaj, t¼p akımı ve pitch değerinde çekilen iki protokol arasında CTDIvol'deki farklılık, farklı dedekt¼r sayısında BT cihazlarının kullanılmasına bağlıdır. B. Scheell ve arkadaşlarının çalışmasında 128 dedekt¼rl¼ 2. jenerasyon BT cihazı, kendi çalışmamızda 64 dedekt¼rl¼ 1. jenerasyon BT cihazı ile çekimler yapılmıştır. Farklı CTDIvol değerlerine rağmen benzer DLP değerleri ise farklı tarama uzunluklarında çekim yapıldığını göstermektedir. B. Scheell ve arkadaşlarının çalışmasında pitch 0,9 iken 120 kV 50 mAs protokol¼nde ortalama CTDIvol 7.22 mGy olup aynı kilovoltaj ve t¼p akımında d¼ş¼k ve y¼ksek pitch modunda radyasyon dozu ancak %12 oranında azalmıştır. Bizim çalışmamızda ise standart protokol ile aynı kilovoltaj ve mAs'da (120 kV/80 mAs) y¼ksek pitch modunda çekilen çekimler karşılaştırıldığında standart protokole ortalama CTDIvol değeri 12.17 iken y¼ksek pitch modunda 12.88 mGy olup dozda %5 civarında artış izlenmiştir. B. Scheell ve arkadaşlarının çalışmasında dozda %12 civarında azalmaya karşı kendi çalışmamızda %5 civarında artış, 2. jenerasyon BT cihazlarına eklenmiş ek filtre sisteminin kendi cihazımızda olmayışı nedeniyle dir. Üretici firmanın belirtğine g¼re bu ek filtre sistemi dozda %20 civarına dek azalma sağlamaktadır (98, 99).

Y¼ksek pitch modu kullanılarak EKG tetiklemez spiral BT görünt¼lemelerle yapılmış diğer literat¼r çalışmalarına baktığımızda, radyasyon dozu ile ilgili sonuçların birbirinden farklı olduğunu görd¼k. Örneğin boyun bölgesi üzerine yapılmış bir çalışmada, otomatik t¼p mod¼lasyon sistemi aktifken 120 kV t¼p voltajı ve 50mAs referans t¼p akımında ortalama CTDIvol değeri tek t¼p BT cihazı için 12,5 mGy (pitch: 0,6), çift t¼p BT'de 5,46 mGy (pitch: 2,14) olarak verilmiştir. Ancak baş çekimlerinde olduğu gibi boyun BT'de de 16 cm fantom referans alınmakta olup bu çalışmada da göz ardı edilmiştir. Gerekli d¼zeltme yapıldığında y¼ksek pitch modunda ortalama CTDI vol 12,55 mGy olup dozda d¼ş¼me olmamaktadır (101). 32 cm referans fantomda baş-boyun dışı v¼cut

görüntüleme üzerine yapılan çalışmalarda ise radyasyon dozunda farklı oranlarda azalma sağlanmıştır. Toraks bölgesi üzerine yapılan bir çalışmada pitch 3 kat arttırıldığında dozda %47,2 azalma (102) , tüm vücut BT ile yapılan bir çalışmada dozda %24,5 azalma (19), otomatik tüp modülasyon sisteminin aktif diğer bir çalışmada ise radyasyon dozunda toraks BT için %20, abdomen BT için %45 civarında azalma kaydedilmiştir (103).

Yüksek pitche rağmen radyasyon dozunda beklenen azalmanın olmayışı olası iki nedene bağlanabilir. Birincisi cihazın kullandığı çift tüpe bağlı saçılma nedeni ile kontrast/gürültü oranında azalma ve buna bağlı olarak tüp akımının cihaz yazılımı tarafından otomatik arttırılmasıdır. Klaus J. Engel ve arkadaşlarının tek ve çift tüp BT'de X-ışınlarının saçılması üzerine yaptıkları çalışmaya göre, z aksında 20 cm uzunluğunda referans fantomda aynı kontrast/gürültü oranını korumak için çift tüp BT'de (artmış saçılmaya bağlı) tek tüp BT'ye göre için %7 daha fazla doz gerekmektedir. (100). Diğer bir neden over-scanning ya da over-ranging olarak bilinen ve helikal taramada rekonstrüksiyon algoritmalarını oluşturmak için tarama alanın başından ve sonundan ek datanın elde edilmesi gerekliliğine dayanan etkidir. Over-scanning etkisi görüntüleme alanı dışında kalan alanların da taranmasıyla, tarama uzunluğunda dolayısıyla DLP ve radyasyon dozunda artışa neden olmaktadır. Masa hızındaki artışla (pitch) beraber over-scanning etkisi de artmaktadır. Dinamik ya da adaptif kolimasyon bu etkiyi azaltmaya yönelik geliştirilmiş, tarama uzunluğunu görüntüleme alanına sınırlamaya çalışan tekniklerdir (104). Her iki çalışmada DLP değerlerinin CTDIvol'e bölünmesi ile hesaplanan tarama uzunluklarına baktığımızda, yüksek ve düşük pitch arasında tarama uzunluklarındaki fark B. Scheell ve arkadaşlarının çalışmasında 5 cm (sırasıyla yaklaşık 18.4 cm ve 13.4 cm), kendi çalışmamızda ise yaklaşık 5 cm'dir (14,8cm ve 9,85 cm). Kendi çalışmamızda aynı kadavra başı için tüm protokollerdeki tetkikler aynı topogram üzerinden alınmış olup, cihazımızda dinamik kolimasyon sistemi yoktur. Buna göre ortalama tarama uzunluğu, düşük pitche taramaya göre yüksek pitche yaklaşık % 50,7 oranında artmıştır.

Yüksek pitch ile çekilmiş dokuz protokolde tüp akımı, tüp voltajı ve otomatik tüp modülasyon sisteminin radyasyon dozu üzerine etkileri beklenen şekilde izlendi. Radyasyon dozu, tüp akımı ile orantılı olup tüp akımı 50 mAs'dan 20 mAs'a

indirildiğinde doz 2.5 kat azalmaktadır. Çalışmamızda ortalama efektif dozlar 120 kV/50 mAs protokolünde 120 kV/20 mAs protokolüne göre 2.56 kat, 100 kV/50 mAs protokolünde 100 kV/20 mAs protokolüne göre yaklaşık 2.50 kat fazlaydı. Tüp pik kilovoltaj ile doz arasında eksponiyonel ilişki olup kabaca radyasyon dozu tüp voltajının karesi ile doğru orantılı olarak kabul edilmektedir. Örneğin kVp'yi 100'den 120'e çıkarttığımızda dozda yaklaşık 1.44 kat artış beklenilir. Çalışmamızda 120 kV/50 mAs ile 100 kV/50 mAs protokolleri ve 120 kV/20 mAs ile 100 kV/20 mAs protokollerine ait ortalama efektif dozların birbirine oranı sırasıyla 1.64 ve 1.60'dü. Otomatik tüp modülasyon sistemi aktifken referans tüp akımı 50 mAs olarak seçildiğinde 120, 100 ve 80 kV tüp kilovoltajlarında ortalama efektif mAs değerleri sırasıyla 9.15 mAs, 8.9 mAs ve 9.4 mAs olup radyasyon dozları %80, %82 ve %80 oranında azalmıştır.

6. ÇALIŞMANIN LİMİTASYONLARI

Subjektif değerlendirmede, yumuşak dokular bazı kadavralarda deforme olması nedeni ile değerlendirilemedi. Kadavraların çoğunda paranazal sinüslerde inflamatuvar değişiklikler olup özellikle orta konkanın değerlendirilmesinde zorluklar yaşandı. Osseöz anatomik yapıların bir kısmı (lamina paprisyca, kribriiform plate medyal tabaka, orta konka, orbita tabanı) bazı kadavralarda yapısal olarak ince olup, diğer anatomik yapıların yeterli izlendiği protokollerde dahi düşük skorlar aldı. Anatomik yapılarla ilgili istatistiksel değerlendirmede, gözlemciler arası uyumun yüksek olduğu bazı durumlarda veri azlığı nedeniyle ağırlıklı kappa değeri istatistiksel olarak hesaplanamadı. Çalışmada kadavra kullanılması nedeniyle yüksek pitchin diğer avantajları (solunum ve harekete bağlı artefaktlar, temporal rezolüsyon) değerlendirilemedi.

Objektif değerlendirmede, gürültü ve sinyali her tetkikte aynı referans noktalardan ölçmemize rağmen, ROİ'deki milimetrik sapmalar özellikle kemik ve yumuşak dokuda gürültüde farklılığa neden oldu. Ayrıca kemik ve yumuşak dokularda doku farklılıklarına bağlı ölçülen attenüasyon değerlerinde de kadavradan kadavraya değişkenlik izlendi. Bu nedenle kemik ve yumuşak dokuda, havada olduğu üzere (-1000 HU) referans sinyal belirlenemedi. Bu sınırlılıklara bağlı gelişebilecek hatalar, her tetkikte aynı nokta referans alınarak, parsiyel volüme dikkat edilerek ve ölçümlerin iki kez tekrarlanmasıyla azaltılmaya çalışıldı. Radyasyon dozuna ait istatistiksel analizler ve değerlendirmeler, BT cihazının otomatik hesapladığı doz raporlarındaki veriler baz alınarak yapıldı. Daha doğru değerlendirme için gerekli dozimetre ölçümü yapılmadı. Otomatik tüp modülasyonun aktif olduğu çekimlerde referans tüp akımı 80 mAs'da çalışma yapılmadığından 120 kV CARE 80 protokolünü düşük ve yüksek pitch modunda aynı tüp ve kilovoltajdaki protokollerle karşılaştırmadık.

7. SONUÇ

Paranasal ve maksillofasyal osseöz anatomik yapıların ÇTBT ile yüksek pitchte ideal tanısal kalitede görüntülenmesi, tüp akımı minimum 50 mAs iken olmaktadır. Ancak tüp akımının 20-50 mAs aralığında olduğu protokoller yeterli tanısal kalitede olup uygun klinik endikasyonlarda kullanılabilir. Otomatik tüp modülasyon sisteminde referans tüp akımı 50 mAs olarak alındığında 120 kV tüp voltajı ile minimum radyasyon dozunda yeterli tanısal kalitede görüntüleme sağlanabilmektedir.

Yüksek pitch modu kullanılarak çekilen paranasal sinüs BT incelemelerinde 1. jenerasyon ÇTBT cihazı - gürültüyü azaltan ek filtre olmadığı halde - standart protokolle benzer tanısal kalite, gürültü ve S/G değerlerine sahiptir. 2. jenerasyon ÇTBT cihazında kullanılan ek filtre gürültüde azalmanın yanı sıra radyasyon dozunda %12 oranında azalma sağlamaktadır. 1. jenerasyon ÇTBT cihazı ise bu ek filtrelemenin olmayışı nedeni ile dozda %5 civarında artışa neden olmaktadır.

Osseöz yapıların anatomisinin detaylı görüntülenmesi ön planda olduğu durumlarda, yüksek pitch modunda 120 kV/50 mAs protokolünü önermekteyiz. Travma hastalarında ise otomatik tüp modülasyon sistemi aktif iken 120 kV CARE 50 protokolü; düşük radyasyon dozunda, yeterli tanısal kalitede ve hızlı görüntüleme imkanı sunmaktadır.

Birinci jenerasyon ÇTBT cihazı ile yüksek pitch modunda paranasal sinüs görüntülemeye, standart protokolle karşılaştırıldığında tüp kilovoltajı ve tüp akımı aynı olduğu sürece radyasyon dozunda azalma olmamaktadır. Bu nedenle ÇTBT’de yüksek pitch kavramı ve yüksek pitch kullanımının radyasyon dozu üzerine etkisinin yeniden sorgulanması ve kanıta dayalı tıp eşliğinde yeni çalışmalarla incelenmesi gerekmektedir.

8. KAYNAKLAR

1. Bolus NE. NCRP Report 160 and What It Means for Medical Imaging and Nuclear Medicine. *Journal of nuclear medicine technology*. 2013;41(4):255-60.
2. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277-84.
3. Brown N, Jones L. Knowledge of medical imaging radiation dose and risk among doctors. *Journal of medical imaging and radiation oncology*. 2013;57(1):8-14.
4. Oh JS, Koea JB. Radiation risks associated with serial imaging in colorectal cancer patients: Should we worry? *World journal of gastroenterology : WJG*. 2014;20(1):100-9.
5. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680,000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *Bmj*. 2013;346:f2360.
6. Nievelstein RA, van Dam IM, van der Molen AJ. Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. *Pediatr Radiol*. 2010;40(8):1324-44.
7. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. *J Nucl Med Technol*. 2007;35(3):115-28; quiz 29-30.
8. Beckmann EC. CT scanning the early days. *The British Journal of Radiology*. 2006;79(937):5-8.
9. Robb WL. Perspective on the first 10 years of the CT scanner industry. *Acad Radiol*. 2003;10(7):756-60.
10. Alexander RE, Gunderman RB. EMI and the first CT scanner. *J Am Coll Radiol*. 2010;7(10):778-81.
11. Yang GZ, Firmin DN. The birth of the first CT scanner. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2000;19(1):120-5.

12. Wesolowski JR, Lev MH. CT: history, technology, and clinical aspects. *Semin Ultrasound CT MR*. 2005;26(6):376-9.
13. Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol*. 2008;36(2):57-68; quiz 75-6.
14. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schopf UJ, et al. [The technical bases and uses of multi-slice CT]. *Radiologe*. 1999;39(11):923-31.
15. Rogalla P, Kloeters C, Hein PA. CT technology overview: 64-slice and beyond. *Radiol Clin North Am*. 2009;47(1):1-11.
16. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol*. 2008;68(3):362-8.
17. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Suss C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*. 2006;16(2):256-68.
18. Mahesh M, Scatarige JC, Cooper J, Fishman EK. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;177(6):1273-5.
19. Sedlic A, Chingko CM, Tso DK, Galea-Soler S, Nicolaou S. Rapid imaging protocol in trauma: a whole-body dual-source CT scan. *Emerg Radiol*. 2013;20(5):401-8.
20. McCollough CH, Schmidt B, Yu L, Primak A, Ulzheimer S, Bruder H, et al. Measurement of temporal resolution in dual source CT. *Med Phys*. 2008;35(2):764-8.
21. Nakagawa J, Tasaki O, Watanabe Y, Azuma T, Ohnishi M, Ukai I, et al. Reduction of thoracic aorta motion artifact with high-pitch 128-slice dual-source computed tomographic angiography: a historical control study. *J Comput Assist Tomogr*. 2013;37(5):755-9.
22. Cao LX, Zhang H, Liu B, Yang WJ, Zhang YY, Pan ZL, et al. Evaluation of high-pitch flash scan for pulmonary venous CTA on a 128-slice dual source

- CT: compared with prospective ECG-triggered sequence scan. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2013;29(7):1557-64.
23. Kligerman SJ, White CS. Image Quality and Feasibility of an Ultralow-dose High-pitch Helical Triple-rule-out Computed Tomography Angiography Acquired in the Caudocranial Direction. *J Thorac Imaging*. 2014;29(1):50-9.
 24. Biologic effects of ionization radiation VII , BEIR VII Preliminary Report, 2006.
 25. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;176(2):289-96.
 26. Berrington de Gonzalez A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*. 2004;363(9406):345-51.
 27. Wiest PW, Locken JA, Heintz PH, Mettler FA, Jr. CT scanning: a major source of radiation exposure. *Semin Ultrasound CT MR*. 2002;23(5):402-10.
 28. Vassileva J, Rehani MM, Al-Dhuhli H, Al-Naemi HM, Al-Suwaidi JS, Appelgate K, et al. IAEA survey of pediatric CT practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America, and Africa: Part 1, frequency and appropriateness. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;198(5):1021-31.
 29. Hendee WR, O'Connor MK. Radiation risks of medical imaging: separating fact from fantasy. *Radiology*. 2012;264(2):312-21.
 30. Maldjian PD, Goldman AR. Reducing radiation dose in body CT: a primer on dose metrics and key CT technical parameters. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;200(4):741-7.
 31. European Guidelines On Quality Criteria For Computed Tomography. 2004.
 32. Medicine AAoPi. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations 2011;204.
 33. Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they? *Radiology*. 2011;258(1):236-42.

34. Seibert JA, Boone JM, Wootton-Gorges SL, Lamba R. Dose is not always what it seems: where very misleading values can result from volume CT dose index and dose length product. *J Am Coll Radiol*. 2014;11(3):233-7.
35. Nickoloff EL, Lu ZF, Dutta AK, So JC. Radiation dose descriptors: BERT, COD, DAP, and other strange creatures. *Radiographics*. 2008;28(5):1439-50.
36. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology*. 2008;248(3):995-1003.
37. Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;188(2):540-6.
38. Lell MM, May M, Deak P, Alibek S, Kuefner M, Kuettner A, et al. High-pitch spiral computed tomography: effect on image quality and radiation dose in pediatric chest computed tomography. *Invest Radiol*. 2011;46(2):116-23.
39. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;194(4):881-9.
40. The Measurement RaMoRdiCDICCC. The Measurement, Reporting and Management of Radiation dose in CT Diagnostic Imaging Council CT Committee. 2008;Report 96.
41. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med*. 2009;169(22):2078-86.
42. Tsapaki V, Aldrich JE, Sharma R, Staniszewska MA, Krisanachinda A, Rehani M, et al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT--IAEA-coordinated research project. *Radiology*. 2006;240(3):828-34.
43. Rehani MM. ICRP and IAEA actions on radiation protection in computed tomography. *Ann ICRP*. 2012;41(3-4):154-60.

44. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*. 2004;230(3):619-28.
45. Hara AK, Wellnitz CV, Paden RG, Pavlicek W, Sahani DV. Reducing body CT radiation dose: beyond just changing the numbers. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;201(1):33-40.
46. Coakley FV, Gould R, Yeh BM, Arenson RL. CT radiation dose: what can you do right now in your practice? *AJR Am J Roentgenol*. 2011;196(3):619-25.
47. O'Daniel JC, Stevens DM, Cody DD. Reducing radiation exposure from survey CT scans. *AJR Am J Roentgenol*. 2005;185(2):509-15.
48. Solomon JB, Li X, Samei E. Relating noise to image quality indicators in CT examinations with tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;200(3):592-600.
49. Hamberg LM, Rhea JT, Hunter GJ, Thrall JH. Multi-detector row CT: radiation dose characteristics. *Radiology*. 2003;226(3):762-72.
50. Smith AB, Dillon WP, Lau BC, Gould R, Verdun FR, Lopez EB, et al. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section. *Radiology*. 2008;247(2):499-506.
51. Gonzalez-Guindalini FD, Ferreira Botelho MP, Tore HG, Ahn RW, Gordon LI, Yaghmai V. MDCT of chest, abdomen, and pelvis using attenuation-based automated tube voltage selection in combination with iterative reconstruction: an inpatient study of radiation dose and image quality. *AJR Am J Roentgenol*. 2013;201(5):1075-82.
52. Reddy UD, Dev B. Pictorial essay: Anatomical variations of paranasal sinuses on multidetector computed tomography-How does it help FESS surgeons? *Indian J Radiol Imaging*. 2012;22(4):317-24.
53. Earwaker J. Anatomic variants in sinonasal CT. *Radiographics*. 1993;13(2):381-415.
54. Caylakli F, Yavuz H, Cagici AC, Ozluoglu LN. Endoscopic sinus surgery for maxillary sinus mucocoeles. *Head Face Med*. 2006;2:29.

55. Bolger WE, Butzin CA, Parsons DS. Paranasal sinus bony anatomic variations and mucosal abnormalities: CT analysis for endoscopic sinus surgery. *Laryngoscope*. 1991;101(1 Pt 1):56-64.
56. Lund VJ, Holmstrom M, Scadding GK. Functional endoscopic sinus surgery in the management of chronic rhinosinusitis. An objective assessment. *J Laryngol Otol*. 1991;105(10):832-5.
57. Cashman EC, Macmahon PJ, Smyth D. Computed tomography scans of paranasal sinuses before functional endoscopic sinus surgery. *World J Radiol*. 2011;3(8):199-204.
58. Hoang JK, Eastwood JD, Tebbit CL, Glastonbury CM. Multiplanar sinus CT: a systematic approach to imaging before functional endoscopic sinus surgery. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;194(6):W527-36.
59. Kaliner MA, Osguthorpe JD, Fireman P, Anon J, Georgitis J, Davis ML, et al. Sinusitis: bench to bedside. Current findings, future directions. *J Allergy Clin Immunol*. 1997;99(6 Pt 3):S829-48.
60. Krings JG, Kallogjeri D, Wineland A, Nepple KG, Piccirillo JF, Getz AE. Complications of primary and revision functional endoscopic sinus surgery for chronic rhinosinusitis. *Laryngoscope*. 2014;124(4):838-45.
61. Soler ZM, Mace J, Smith TL. Symptom-based presentation of chronic rhinosinusitis and symptom-specific outcomes after endoscopic sinus surgery. *Am J Rhinol*. 2008;22(3):297-301.
62. Kennedy DW, Zinreich SJ, Rosenbaum AE, Johns ME. Functional endoscopic sinus surgery. Theory and diagnostic evaluation. *Arch Otolaryngol*. 1985;111(9):576-82.
63. Mafee MF. Preoperative imaging anatomy of nasal-ethmoid complex for functional endoscopic sinus surgery. *Radiol Clin North Am*. 1993;31(1):1-20.
64. Moral AI, Kunkel ME, Tingelhoff K, Rilk M, Wagner I, Eichhorn KG, et al. 3D endoscopic approach for endonasal sinus surgery. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2007;2007:4683-6.

65. Basak S, Karaman CZ, Akdilli A, Mutlu C, Odabasi O, Erpek G. Evaluation of some important anatomical variations and dangerous areas of the paranasal sinuses by CT for safer endonasal surgery. *Rhinology*. 1998;36(4):162-7.
66. Hosemann W, Draf C. Danger points, complications and medico-legal aspects in endoscopic sinus surgery. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2013;12:Doc06.
67. Hosemann W. [Comprehensive review on danger points, complications and medico-legal aspects in endoscopic sinus surgery]. *Laryngorhinootologie*. 2013;92 Suppl 1:S88-136.
68. Sievers KW, Greess H, Baum U, Dobritz M, Lenz M. Paranasal sinuses and nasopharynx CT and MRI. *Eur J Radiol*. 2000;33(3):185-202.
69. Held P, Breit A. [Comparison of CT and MRI in diagnosis of tumors of the nasopharynx, the inner nose and the paranasal sinuses]. *Bildgebung*. 1994;61(3):187-96.
70. Castilla DM, Dinh CT, Younis R. Pediatric airway management in craniofacial trauma. *J Craniofac Surg*. 2011;22(4):1175-8.
71. Zilkha A. Computed tomography of blow-out fracture of the medial orbital wall. *AJR Am J Roentgenol*. 1981;137(5):963-5.
72. Kreipke DL, Moss JJ, Franco JM, Maves MD, Smith DJ. Computed tomography and thin-section tomography in facial trauma. *AJR Am J Roentgenol*. 1984;142(5):1041-5.
73. Buitrago-Tellez CH, Schilli W, Bohnert M, Alt K, Kimmig M. A comprehensive classification of craniofacial fractures: postmortem and clinical studies with two- and three-dimensional computed tomography. *Injury*. 2002;33(8):651-68.
74. Dahmani-Causse M, Marx M, Deguine O, Fraysse B, Lepage B, Escude B. Morphologic examination of the temporal bone by cone beam computed tomography: comparison with multislice helical computed tomography. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. 2011;128(5):230-5.

75. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2009;30(7):1285-92.
76. Primo BT, Presotto AC, de Oliveira HW, Gassen HT, Miguens SA, Jr., Silva AN, Jr., et al. Accuracy assessment of prototypes produced using multi-slice and cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(10):1291-5.
77. Guldner C, Ningo A, Voigt J, Diogo I, Heinrichs J, Weber R, et al. Potential of dosage reduction in cone-beam-computed tomography (CBCT) for radiological diagnostics of the paranasal sinuses. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2013;270(4):1307-15.
78. Palomo L, Palomo JM. Cone beam CT for diagnosis and treatment planning in trauma cases. *Dent Clin North Am*. 2009;53(4):717-27, vi-vii.
79. Brisco J, Fuller K, Lee N, Andrew D. Cone beam computed tomography for imaging orbital trauma--image quality and radiation dose compared with conventional multislice computed tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2014;52(1):76-80.
80. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol*. 2010;75(2):265-9.
81. Fill E, Borgstrom S, Larsson J, Starczewski T, Wahlstrom C, Svanberg S. xuv spectra of optical-field-ionized plasmas. *Phys Rev E Stat Phys Plasmas Fluids Relat Interdiscip Topics*. 1995;51(6):6016-27.
82. Wilde G, Sjostrand J. A clinical study of radiation cataract formation in adult life following gamma irradiation of the lens in early childhood. *Br J Ophthalmol*. 1997;81(4):261-6.
83. Hopper KD, Neuman JD, King SH, Kunselman AR. Radioprotection to the eye during CT scanning. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2001;22(6):1194-8.
84. Leswick DA, Hunt MM, Webster ST, Fladeland DA. Thyroid shields versus z-axis automatic tube current modulation for dose reduction at neck CT. *Radiology*. 2008;249(2):572-80.

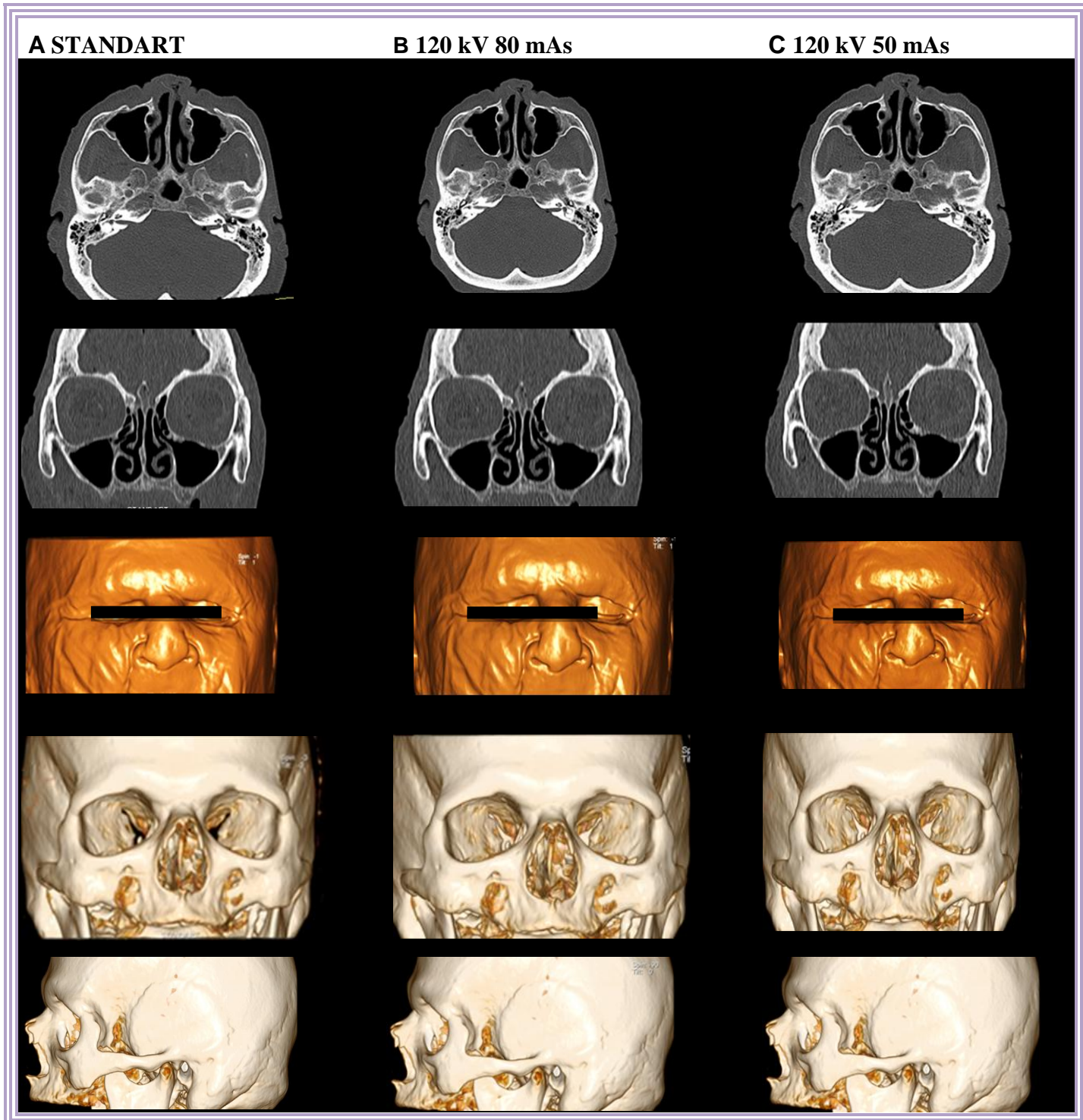
85. Brem MH, Zamani AA, Riva R, Zou KH, Rumboldt Z, Hennig FF, et al. Multidetector CT of the paranasal sinus: potential for radiation dose reduction. *Radiology*. 2007;243(3):847-52.
86. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA, Keene MH, Kenyon GS, Reznek RH. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol*. 2001;74(878):157-61.
87. Lam S, Bux S, Kumar G, Ng K, Hussain A. A comparison between low-dose and standard-dose non-contrasted multidetector CT scanning of the paranasal sinuses. *Biomed Imaging Interv J*. 2009;5(3):e13.
88. Kearney SE, Jones P, Meakin K, Garvey CJ. CT scanning of the paranasal sinuses--the effect of reducing mAs. *Br J Radiol*. 1997;70(838):1071-4.
89. Marmolya G, Wiesen EJ, Yagan R, Haria CD, Shah AC. Paranasal sinuses: low-dose CT. *Radiology*. 1991;181(3):689-91.
90. Hagtvedt T, Aalokken TM, Notthellen J, Kolbenstvedt A. A new low-dose CT examination compared with standard-dose CT in the diagnosis of acute sinusitis. *Eur Radiol*. 2003;13(5):976-80.
91. Abul-Kasim K, Strombeck A, Sahlstrand-Johnson P. Low-dose computed tomography of the paranasal sinuses: radiation doses and reliability analysis. *Am J Otolaryngol*. 2011;32(1):47-51.
92. Lee K, Lee W, Lee J, Lee B, Oh G. Dose reduction and image quality assessment in MDCT using AEC (D-DOM & Z-DOM) and in-plane bismuth shielding. *Radiat Prot Dosimetry*. 2010;141(2):162-7.
93. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2009;30(6):1088-95.
94. King E, Daly MJ, Chan H, Bachar G, Dixon BJ, Siewerdsen JH, et al. Intraoperative cone-beam CT for head and neck surgery: feasibility of clinical implementation using a prototype mobile C-arm. *Head Neck*. 2013;35(7):959-67.

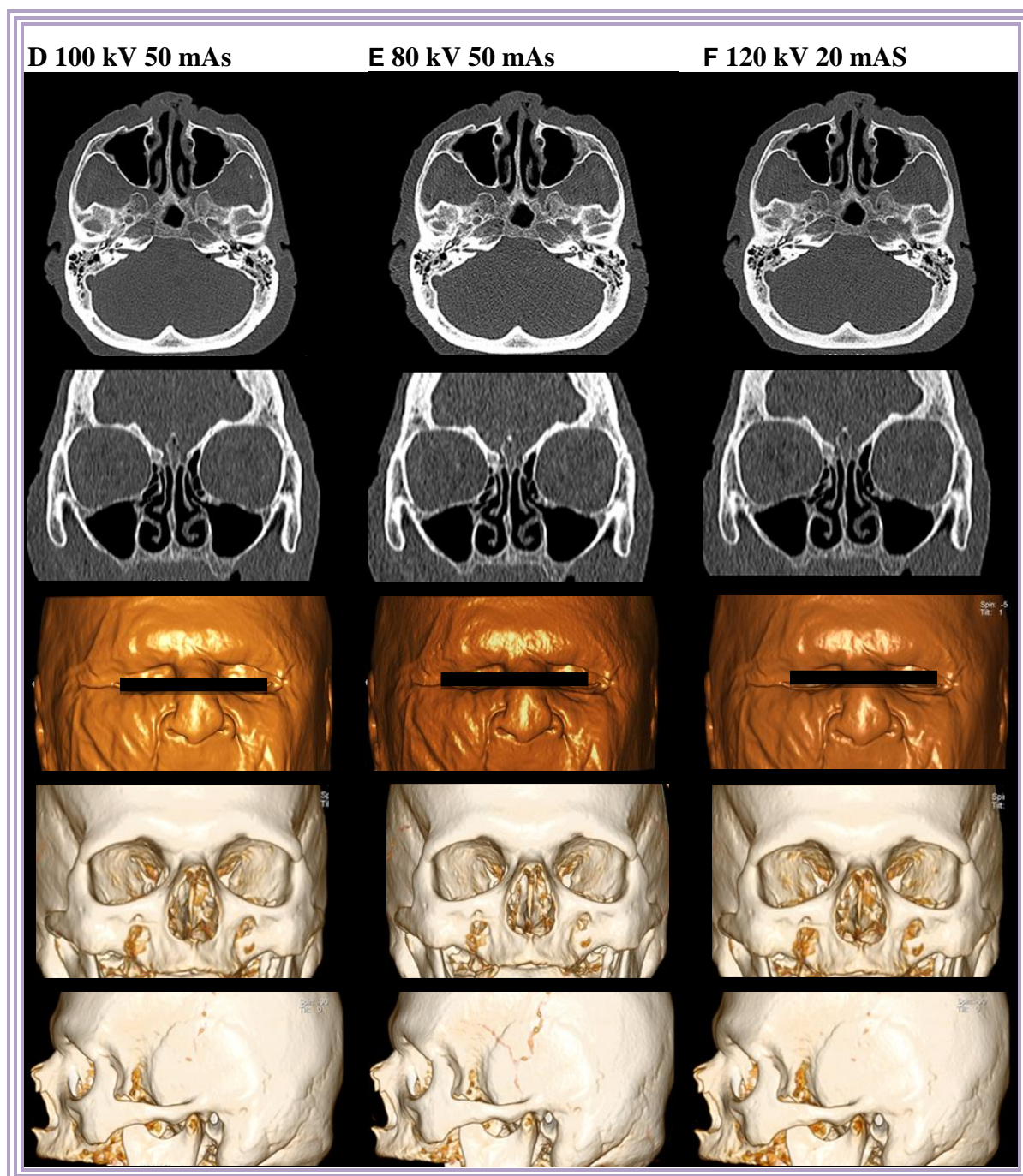
95. Jackman AH, Palmer JN, Chiu AG, Kennedy DW. Use of intraoperative CT scanning in endoscopic sinus surgery: a preliminary report. *Am J Rhinol.* 2008;22(2):170-4.
96. Schulz B, Potente S, Zangos S, Friedrichs I, Bauer RW, Kerl M, et al. Ultra-low dose dual-source high-pitch computed tomography of the paranasal sinus: diagnostic sensitivity and radiation dose. *Acta Radiol.* 2012;53(4):435-40.
97. Schell B, Bauer RW, Lehnert T, Kerl JM, Hambek M, May A, et al. Low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system--first clinical results. *Eur Radiol.* 2011;21(1):107-12.
98. Yang WJ, Chen KM. Letter to the editor re: low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system--first clinical results. *Eur Radiol.* 2011;21(7):1449-50; author reply 51.
99. Bulla S, Blanke P, Langer M, Pache G. Letter to the editor re: low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system--first clinical results. *Eur Radiol.* 2011;21(7):1447-8; author reply 51.
100. Engel KJ, Herrmann C, Zeitler G. X-ray scattering in single- and dual-source CT. *Med Phys.* 2008;35(1):318-32.
101. Paul J, Mbalisike EC, Nour-Eldin NE, Vogl TJ. Dual-source 128-slice MDCT neck: radiation dose and image quality estimation of three different protocols. *Eur J Radiol.* 2013;82(5):787-96.
102. Hou DJ, Tso DK, Davison C, Inacio J, Louis LJ, Nicolaou S, et al. Clinical utility of ultra high pitch dual source thoracic CT imaging of acute pulmonary embolism in the emergency department: are we one step closer towards a non-gated triple rule out? *Eur J Radiol.* 2013;82(10):1793-8.
103. Amacker NA, Mader C, Alkadhi H, Leschka S, Frauenfelder T. Routine chest and abdominal high-pitch CT: an alternative low dose protocol with preserved image quality. *Eur J Radiol.* 2012;81(3):e392-7.

104. van der Molen AJ, Geleijns J. Overranging in multisection CT: quantification and relative contribution to dose--comparison of four 16-section CT scanners. *Radiology*. 2007;242(1):208-16.
105. <http://www.marylandent.com/questions-about-sinusitis/>

9. EKLER

Ek 1. Olgu Örnekleri

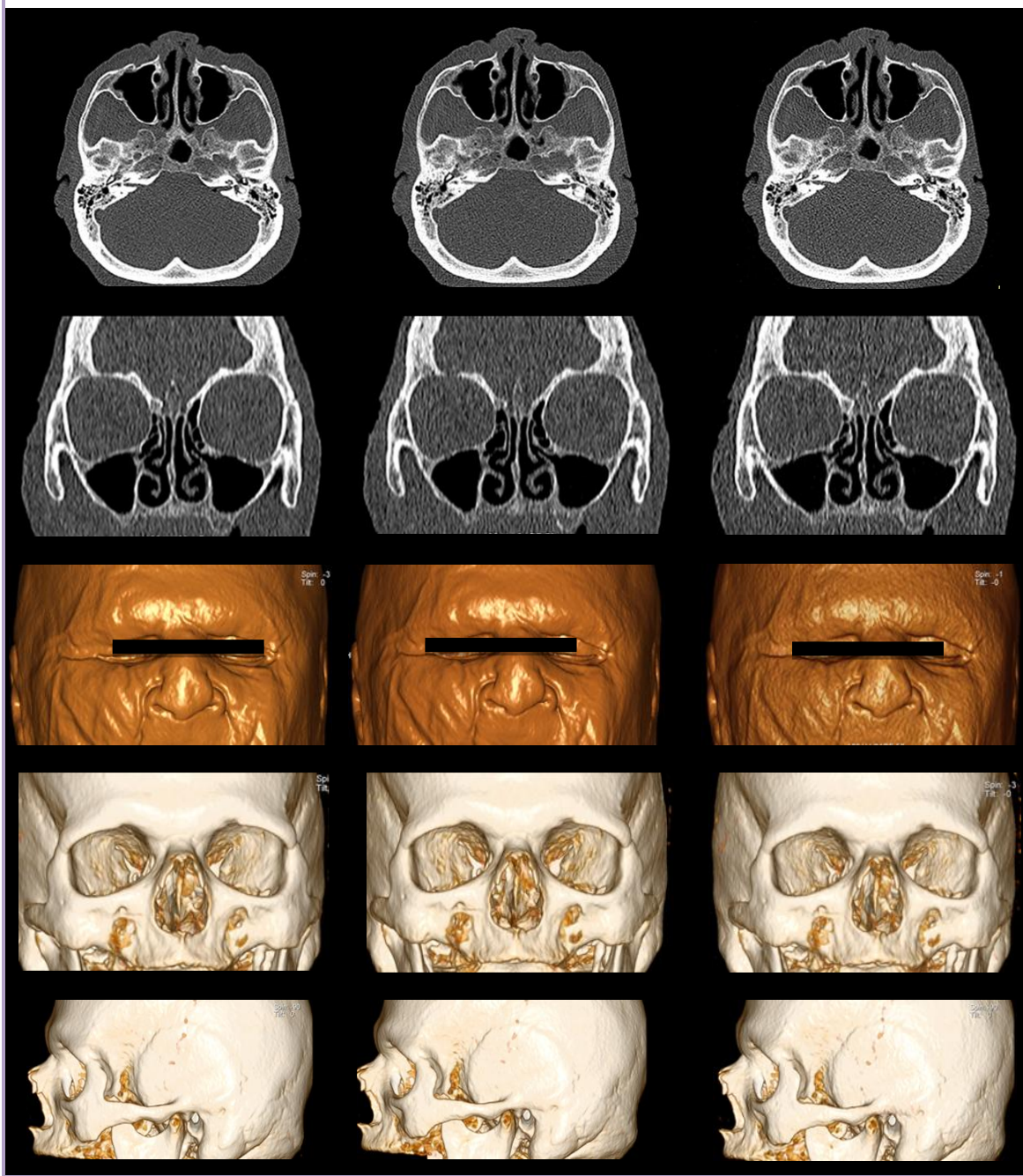


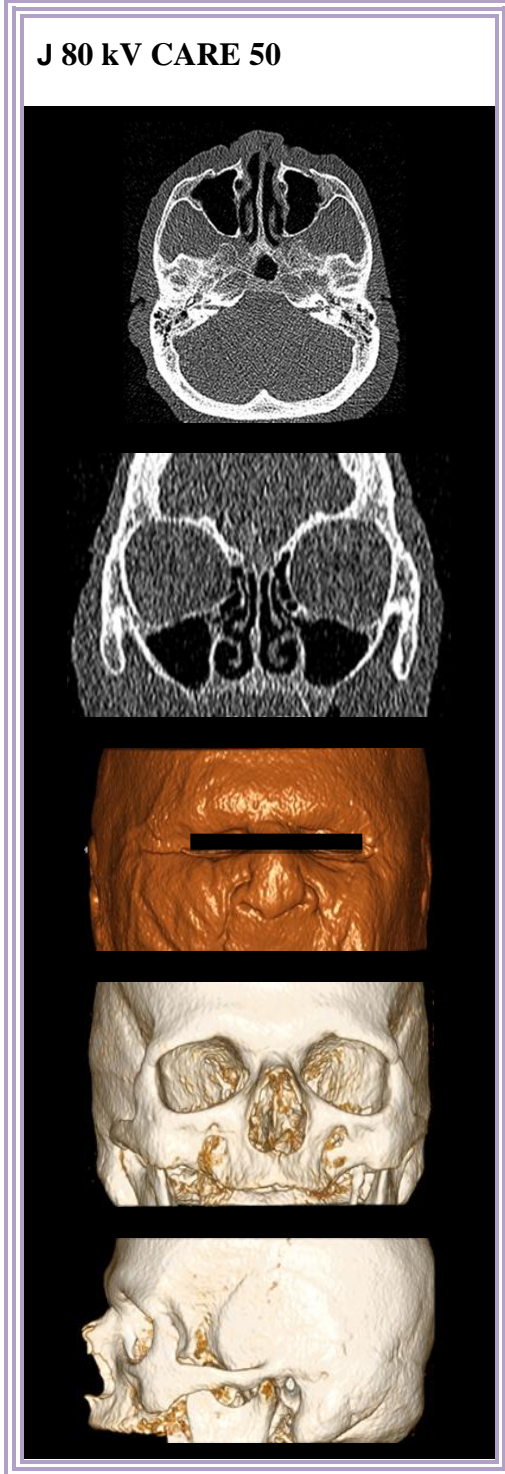


G 100 kV 20 mAS

H 120 kV CARE 50

I 100 kV CARE 50





Şekil 9.1. Aynı kadavra için on farklı protokolde çekilmiş iki ve üç boyutlu BT görüntüleri

Ek 2. Etik Kurul Onayı



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

06100 Sıhhiye-Ankara
 Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580
 E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Sayı: 16969557 - 525

14 Mayıs 2013

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 24.04.2013 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2013/08
Proje No : GO 13/200 (Değerlendirme Tarihi (13.03.2013))
Karar No : GO 13/200 - 23

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç.Dr.Erhan AKPINAR'ın sorumlu araştırmacı olduğu Prof.Dr.Oğuz ÖĞRETMENOĞLU, Doç.Dr.İlkan TATAR ve Uzm.Dr.Bülent ERBİL ile birlikte çalışacakları Dr.Tijen CANKURTARAN'ın tezi olan GO 13/200 kayıt numaralı ve "**Baş ve Boyun Bölgesinde Yüksek Pitch Kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi Çekilmesinin Radyasyon Dozu Üzerine Etkisi**" başlıklı proje önerisi Kurulumuzda değerlendirilmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1.Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan) | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye) |
| GÖREVLİ | GÖREVLİ |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye) | 10. Prof. Dr. Cansın Şaçkesen (Üye) |
| 3. Prof. Dr. Yıldırım Sara (Üye) | İZİNLİ |
| 4. Prof. Dr. Seyda F. Müftüoğlu (Üye) | 11. Doç. Dr. R. Köksal Özgül (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmenşier (Üye) | 12. Doç. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | GÖREVLİ |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizoğlu (Üye) | 13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye) |
| KATILMADI | 14. Doç. Dr Leyla Dinç (Üye) |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye) | 14. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| | 15. Av. Meltem Onurlu (Üye) |