



RECEP TAYYİP
ERDOĞAN
ÜNİVERSİTESİ

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

DUAL ENERJİ TORAKOABDOMİNAL BT ANJİOGRAFİNİN
KONVANSİYONEL TORAKOABDOMİNAL BT ANJİOGRAFI
İLE KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Dr. Adem SAVUR

Tez Danışmanı: Dr.Öğr.Üyesi Nurgül ORHAN METİN

RİZE, 2018

TEŞEKKÜR

Radyoloji eğitim sürecinde bilgi ve deneyimlerinden her zaman yararlandığım farklı bakış açısıyla bana her konuda yol gösteren en başta radyoloji kliniğimiz bölüm başkanı değerli hocam Prof.Dr.Mehmet Masum ŞİMŞEK ve mesleki gelişimimde katkısı olan tüm hocalarıma,

Asistanlığım başlangıcında bana radyolojiyi sevdiren Balıkesir Üniversitesi'ndeki çok değerli hocalarım Prof.Dr.Bahar YANIK KEYİK,Doç.Dr.Gülen DEMİRPOLAT ve Dr.Öğr.Üyesi Erdogan BÜLBÜL ile kıdemli asistan arkadaşlarım Dr.Behiye ORAL,Dr.Vildan KÖKSAL ve Dr.Hüseyin ÇELİK'e,

Bu tezin hazırlanmasında katkılarıyla beni sürekli yönlendirip destekleyen Dr.Öğr.Üyesi Nurgül ORHAN METİN ve Dr.Öğr.Üyesi Yavuz METİN'e,

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği'nde özellikle bende yeri her zaman farklı olan, desteğini bana her zaman hissettiren, eğlenceli karakteriyle yorucu iş yükünü hafifleten, insani yönü ve karakteriyle çok farklı çok değerli hocam Dr.Öğr.Üyesi Oğuzhan ÖZDEMİR'e,

Radyoloji Kliniği'nde çok keyifli zamanlar geçirdiğim çalışma arkadaşım Dr. Mustafa BAŞARAN, sekreter arkadaşlarım ve girişimsel radyolojideki teknisyen ve hemşire arkadaşlarıma,

Sadece asistanlık değil tüm eğitim hayatımda bana her zaman koşulsuz güvenen ve desteklerini her zaman hissettiğim babam Osman SAVUR, annem Nazmiye SAVUR ile kardeşlerim Aydın SAVUR ve Kübra SAVUR'a teşekkür ederim.

Dr. Adem SAVUR

ÖZET

Dual Enerji Torakoabdominal BT Anjiografinin Konvansiyonel Torakoabdominal BT Anjiografi ile Karşılaştırılması

Giriş ve Amaç: Çift enerji bilgisayarlı tomografi düşük ve yüksek enerjili iki foton spektrumu kullanılarak, iki farklı enerji düzeyinde görüntü datası alınması ve bunların rekonstrükte edilmesi prensibine göre çalışan bir görüntüleme yöntemidir. Aslında, konvansiyonel bilgisayarlı tomografi, aorta ve dallarının hastalıklarının tanısı için kullanılan etkili bir görüntüleme yöntemi olsa da, ışın sertleşmesi tipindeki artefaktlara yatkın olması ve dansite farklarını ayırt etmekteki yetersizliği nedeniyle çift enerji bilgisayarlı tomografi geliştirilmiştir. Çalışmamızın amacı, çift enerji BT anjiografi ile konvansiyonel yöntemine göre daha düşük radyasyon düzeyi ve daha düşük iyotlu kontrast madde ile kalitatif ve kantitatif olarak tanı açısından daha iyi sonuçlar alınıp alınmadığının gösterilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Hastanemiz radyoloji kliniği bilgisayarlı tomografi ünitesinde 1 Mayıs 2016-1 Mayıs 2017 tarihleri arasında yapılan çift enerji (DEBT) ve konvansiyonel torakoabdominal BT (MEBT) anjiografi tetkikleri incelenmiş ve 36 hasta araştırmaya dahil edilmiştir.

Bulgular: Çalışmamızda vasküler görüntülemelerde, DEBT görüntülemenin subjektif tanısal doğruluğu, MEBT görüntülemeden daha yüksek bulunmuştur ($p<0.001$) ve 60 keV'de oluşturulan DEBT görüntülerinin subjektif tanı doğruluğu diğer enerji spektrumlarına kıyasla daha yüksek bulunmuştur. MEBT için kullanılan kontrast maddedeki iyot miktarı DEBT için kullanılanlardan anlamlı derecede daha fazladır ($p<0.001$). DEBT ve MEBT yöntemleri arasında radyasyon dozları açısından CTDI ($p=0.484$) ve total DLP ($p=0.202$) değerleri arasında farklılık izlenmemiştir.

Sonuç: Dual enerji BT görüntüleme, tanısal doğruluğunun daha fazla olması ve kullanılan iyot miktarının az olması nedeniyle vasküler görüntülemelerde tek enerji BT görüntülemeye iyi bir alternatif oluşturmaktadır.

ABSTRACT

Comparison of Dual Energy Thoracoabdominal CT Angiography and Conventional Thoracoabdominal CT Angiography

Introduction and Objectives: Dual energy CT is a method of imaging based on the principle of taking and reconstructing image data at two different energy levels. Conventional CT is an effective imaging modality for the diagnosis of diseases of the aorta and its branches but the single-energy method is susceptible to beam hardening and insufficient to distinguish differences in densities, therefore dual energy CT has been developed. The aim of our study was to determine whether better results were obtained qualitatively and quantitatively with a lower radiation level and lower iodinated contrast material than conventional imaging with dual energy CT angiography. The aim of our study was to demonstrate that whether dual energy CT angiography produces better results with lower radiation level and lower iodinated contrast material than the conventional method.

Materials and Methods: We analyzed the results of dual energy (DECT) and mono energy CT (MECT) angiography performed May 1, 2016 - May 1, 2017 and included 36 patients in the study.

Results: In our study, the subjective diagnostic accuracy of DECT for the vascular imaging was higher than MECT ($p < 0.001$) and the subjective diagnostic accuracy of the DECT images generated at 60 keV was found to be higher than other energy spectra. The amount of iodine in contrast media used for the MECT is significantly higher than that used for the DECT ($p < 0.001$). There was no difference for radiation dose indices such as CTDI ($p = 0.484$) and total DLP ($p = 0.202$) between DECT and MECT.

Conclusion: Dual energy CT is a good alternative to single energy CT in vascular imaging because of its higher diagnostic accuracy and the lower iodine levels used.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER	viii
TABLolar.....	ix
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2. 1. Anatomi.....	2
2. 2. Aorta ve dallarının hastalıkları	6
2. 2. 1. Aort anevrizması.....	6
2. 2. 2. Aort diseksiyonu.....	8
2. 2. 3. Splenik arter anevrizması	10
2. 2. 4. Renal arter anevrizması.....	12
2. 2. 5. Mezenterik iskemi	13
2. 3. Bilgisayarlı Tomografi	14
2. 3. 1. Tarihçe.....	14
2. 3. 2. Bilgisayarlı tomografinin komponentleri.....	15
2. 3. 2. 1. Tarayıcı	15
2. 3. 2. 2. Bilgisayar	17
2. 3. 2. 3. Görüntüleme ünitesi	18
2. 3. 3. Bilgisayarlı tomografinin gelişimi ve jenerasyonları.....	19
2. 3. 4. Çift enerji bilgisayarlı tomografi	23
3. GEREÇ YÖNTEM.....	25
3. 1. Araştırmanın yeri.....	25

3. 2. Araştırmanın tipi.....	25
3. 3.Araştırmaya dahil edilen hastalar	25
3. 4. Araştırmanın gerçekleştirilmesinde kullanılan yöntemler	25
3. 5. Araştırma verilerinin analizi	26
3. 6. Etik kurul onayı.....	26
4. BULGULAR.....	27
5. TARTIŞMA.....	47
6. SONUÇ.....	55
KAYNAKLAR	56
EKLER.....	63



KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı Tomografi

HU: Hounsfield Ünitesi

kVp: Kilovoltage peak

FOV: Field of View

DEBT: Dual (Çift) Enerji Bilgisayarlı Tomografi

MEBT: Mono (Tek) Enerji Bilgisayarlı Tomografi

keV: Kiloelektron Voltaj

mGy: Miligray

CTDI: Computed Tomography Dose Index

DLP: Dose Length Product

CNR: Contrast to Noise Ratio

SNR: Signal to Noise Ratio

GFR: Glomerüler Filtrasyon Hızı

ŞEKİLLER

Şekil 1. Bilgisayarlı tomografinin mucidi Sir Godfrey Hounsfield	15
Şekil 2. Birinci jenerasyon cihazların çalışma şekli	19
Şekil 3: İkinci jenerasyon cihazların çalışma şekli.....	20
Şekil 4: Üçüncü jenerasyon cihazların çalışma şekli	21
Şekil 5: Dördüncü jenerasyon cihazların çalışma şekli	22
Şekil 6: Çift enerji bilgisayarlı tomografi çeşitleri.....	24
Şekil 7.Torakoabdominal BT anjiyografisi tetkiki yapılan hastalarda tanılarının dağılımı.....	27
Şekil 8. Farklı keV değerlerinde DEBT subjektif tanı değeri	28
Şekil 9. DEBT ve MEBT subjektif diyagnostik değerlerinin analizi	29
Şekil 10. Sağ eksternal iliak arter atenüasyon değerleri	30
Şekil 11. Sağ internal iliak arter atenüasyon değerleri.....	31
Şekil 12. Sol eksternal iliak arter atenüasyon değerleri	32
Şekil 13. Sol internal iliak arter atenüasyon değerleri	33
Şekil 14. Sağ renal arter atenüasyon değerleri	34
Şekil 15. Sol renal arter atenüasyon değerleri	35
Şekil 16. Sağ ana iliak arter atenüasyon değerleri	36
Şekil 17. Sol ana iliak arter atenüasyon değerleri	37
Şekil 18. Çıkan aort atenüasyon değerleri.....	39
Şekil 19. İnen aort atenüasyon değerleri	40
Şekil 20. Abdominal aort atenüasyon değerleri.....	41
Şekil 21. Çölyak trunkus atenüasyon değerleri	42
Şekil 22. DEBT ve MEBT yöntemlerinin CNR değerleri.....	44
Şekil 23. DEBT için farklı keV değerlerinde CNR analizi.....	45
Şekil 24. DEBT ve MEBT için kullanılan total iyot miktarları.....	45

TABLolar

Tablo 1. Vasküler yapıların iyot atenüasyon değerlerinin MEBT ile değerlendirilmesi	29
Tablo 2. Sağ eksternal iliak arterin DEBT ile değerlendirilmesi.....	30
Tablo 3. Sağ internal iliak arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi. 31	
Tablo 4. Sol eksternal iliak arterin DEBT ile değerlendirilmesi.....	32
Tablo 5. Sol internal iliak arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi..	33
Tablo 6. Sağ renal arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi	34
Tablo 7. Sol renal arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi	35
Tablo 8. Sağ ana iliak arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi	36
Tablo 9. Sol ana iliak arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi	37
Tablo 10. Çıkan aortun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi	38
Tablo 11. İnen aortun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi	40
Tablo 12. Abdominal aortun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi.....	41
Tablo 13. Çölyak trunkusun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi	42
Tablo 14. DEBT ve MEBT'in atenüasyon değerlerinin karşılaştırılması	43
Tablo 15. DEBT yöntemi, farklı enerji seviyelerinde CNR seviyeleri	44
Tablo 16. DEBT ve MEBT radyasyon doz indeksleri	46

1.GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi modern tıpta, tanı ve takip süreçlerinde önemli yer tutan, geçmişten günümüze, teknolojik gelişmeye paralel olarak sürekli gelişen bir görüntüleme metodudur.

80' li yıllarda, helikal bilgisayarlı tomografinin icadından sonra, aort ve dallarının anevrizma, diseksiyon, stenoz gibi hastalıklarında bilgisayarlı tomografinin kullanımı gittikçe yaygınlaşmıştır [1].

Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi, aorta ve dallarının hastalıkları için iyi bir görüntüleme yöntemi olsa da, ışın sertleşmesi tipindeki artefaktlara yatkın olması ve dansite farklarını ayırt etmekteki yetersizliği nedeniyle çift enerji bilgisayarlı tomografi geliştirilmiştir[2].

Çift enerji bilgisayarlı tomografi düşük ve yüksek enerjili iki foton spektrumu kullanılarak, iki farklı enerji düzeyinde görüntü datası alınması ve bunların rekonstrükte edilmesi prensibine göre çalışan bir görüntüleme yöntemidir. Çift enerji bilgisayarlı tomografide aynı anatomik bölgenin iki farklı x – ray spektrumu ile iki farklı datası alınmaktadır. Bu da, bu anatomik bölgedeki maddelerin farklı enerji düzeylerinde oluşturdukları attenüasyon miktarlarının analizini sağlamaktadır. Yüksek enerji seviyesinde benzer attenüasyon gösteren iki doku, düşük enerji seviyesinde farklı bir attenüasyon gösterebilmektedir, bu da konvansiyonel yöntemde ayırt edilemeyen doku değişikliklerinin çift enerji yönteminde ayırt edilebilmesini sağlamaktadır [3-5].

Çalışmamızda, çift enerji BT anjiografi ile konvansiyonel yöntemle göre daha düşük radyasyon düzeyi ve daha düşük iyotlu kontrast madde ile kalitatif ve kantitatif olarak tanı açısından daha iyi sonuçlar alındığının gösterilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2. 1. Anatomi

Kalp iki ventrikül ve iki atriumdan oluşan, akciğerlerde oksijenize olan kanı, sol ventrikülden vücuda pompalayan bir organdır. Kanın bu vücuda pompalanma işinde, vazgeçilemez rolü olan damar ise aortadır.

Aorta, sol ventrikül üzerindeki, aortik orifisten çıkmaktadır. Buradan çıktıktan sonra, aortik arka kadar olan ve pulmoner trunkus ile birlikte seyreden kısmına asendan aorta denilmektedir[6]. Aorta, 2. sternokostal eklem hizasına kadar asendan aorta olarak isimlendirilmektedir ve bu seviyeden sonra aortik arkus gelmektedir. Aortik arkus öncelikle süperiora, daha sonra sola ve posteriora, en son da inferiora doğru giden bir seyir göstermektedir.T4 vertebra seviyesinde aortik arkus sonlanmaktadır ve desendan aorta ya da daha yaygın kullanılan ismiyle, torasik aorta olarak devam etmektedir[7, 8].

Asendan aorta, sol ventrikülden çıktığı yerden hemen sonra, ilk dallarını vermektedir. Bu dallar koroner arterlerdir. Koroner arterler, kalbin kendi arteriyel kanını sağlamaktadır[9]. Bundan sonra, aorta, arkusu üzerinde, ilk olarak brakiosefalik arter adı verilen dalını vermektedir. Bu arter, sağ subklaviyen arter ve sağ ana karotid arter olmak üzere iki dal vermektedir. Bu dallardan sağ subklaviyen arter sağ üst ekstremitenin arteriyel kanlanmasını sağlarken, sağ ana karotid arter baş ve boyun bölgesinin arteriyel kanlanmasını sağlamaktadır[10, 11].

Aorta brakiosefalik arter dalını verdikten sonra, sırasıyla sol ana karotid arter ve sol subklaviyen arter dallarını vermektedir.Sol subklaviyen arter, sol üst ekstremitenin arteriyel kanlanmasını sağlarken, sol ana karotid arter, sağ ana karotid arter ile birlikte baş ve boyun bölgesinin arteriyel kanlanmasını sağlamaktadır[12].

Torasik aorta, T4 vertebra seviyesinden T12 vertebra seviyesine kadar, omurganın anterior ve sol lateral yanında seyretmektedir. T12 seviyesine kadar ki

inişi sırasında sırasıyla verdiği dallar, bronşial arterler, mediastinal arterler, özofageal arterler, perikardiyel arterler, süperior frenik arterler ve interkostal ile subkostal arterlerdir[6]. Bronşiyal arterlerden sol taraftaki genellikle, torasik aortadan direkt olarak çıkmaktayken, sağ taraftaki genellikle üçüncü posterior interkostal arterin bir dalı olarak çıkmaktadır. Bronşiyal arterler, bronşiyal ve peribronşiyal dokuları ve visseral plevrayı beslemektedir[13]. Mediastinal arterler posterior mediastinumdaki lenf bezlerini ve bağ dokusunu besleyen küçük arterlerdir. Özofageal arterler, özofagusu beslemek üzere anteriora doğru gitmektedirler. Perikardiyel arterler, perikardiyumun dorsal kısmının arteriyel kanlanmasını sağlamaktadır. Süperior frenik arterler, diyafragmanın süperior kısmının arteriyel kanlanmasını ve interkostal arterler ise interkostal aralıklarda seyrederek buranın arteriyel kanını sağlamaktadır[14].

Torasik aorta, aortik hiatustan geçtikten sonra abdominal aorta adını almaktadır. Abdominal aorta T12 vertebra hizasından başlayarak L4 vertebra hizasına kadar devam etmektedir. Bu seyri sırasında verdiği dallar, abdominal aorta, inferior frenik arterler, çölyak arter, süperior mezenterik arter, orta suprarenal arterler, renal arterler, gonadal arterler, inferior mezenterik arter, median sakral arter ve lumbar arterlerdir. Abdominal aorta, L4 seviyesinde bir bifürkasyon ile sonlanmaktadır, burada sağ ana iliak arter ve sol ana iliak arter adı verilen iki uç dala ayrılmaktadır[14].

İnferior frenik arterler, diyafragmanın inferiorunun arteriyel kanlanmasını sağlamak üzere çıktığı T12 seviyesinden posteriora ve süperiora doğru seyretmektedir. Yine T12 seviyesinde abdominal aortadan çıkan başka bir arter olan çölyak arter (çölyak trunkus olarak da bilinmektedir) abdomenin major arterlerinden biridir. Çölyak arter dalları ile birlikte, mide, abdominal özofagus, karaciğer, safra kesesi, dalak, duodenum ve pankreasın kanlanmasında rol oynamaktadır[15].

Çölyak arter, abdominal aortanın ikinci dalıdır. Aortanın anterior yüzünden doğmaktadır. Doğduktan ve yaklaşık olarak 1 cm ilerledikten sonra üç ana dala ayrılmaktadır. Bu dallar, sol gastrik arter, splenik arter ve ana hepatik arterdir. Sol gastrik arter bu üç ana dal arasında en küçüğüdür. Splenik arter, sol gastrik arterin

inferiorunda olacak şekilde, çölyak trunkustan doğmaktadır. Splenik arter, sol gastroepiploik arter, kısa gastrik arterler ve pankreatik dallarla birlikte, dalağın segmentlerinin beslenmesini sağlayan dallar vermektedir[16]. Çölyak trunkusun sağa doğru seyreden tek dalı olan ana hepatic arter, duodenumun superiorunda proper hepatic arter ve gastroduodenal arter olmak üzere iki dala ayrılmaktadır[16].

Proper hepatic arter, küçük omentum boyunca, karaciğere kadar çıkmaktadır ve bu sırada sağ gastrik arter, sağ ve sol hepatic arter ve sistik arter dallarını vermektedir (burada bahsedilen sistik arter, aslında sağ hepatic arterin bir dalıdır). Sağ gastrik arter, pilorun ve mide küçük kurvaturunun beslenmesini sağlamaktadır, sağ ve sol hepatic arterler karaciğerin loblarının beslenmesini sağlamaktadır ve sistik arter ise safra kesesinin arteriyel kanlanmasını sağlamaktadır[17].

Gastroduodenal arter, sağ gastroepiploik arter ve superior pankreatikoduodenal arter olmak üzere iki dala ayrılmaktadır. Sağ gastroepiploik arter midenin büyük kurvaturu boyunca ilerlemekte ve omentumun tabakaları arasında yer almaktadır, seyri sırasında bu yapıların arteriyel kanlanmasını sağlamaktadır. Superior pankreatikoduodenal arter, anterior ve posterior olmak üzere iki dala ayrılmaktadır. Bu dallar pankreasın baş kısmının arteriyel kanlanmasından sorumludur[18].

Kritik öneme sahip bir başka major abdominal arter olan superior mezenterik arter, çölyak trunkusun inferiorundan L1 vertebra seviyesinden doğmaktadır. Superior mezenterik arter, distal duodenumun, jejunumun, ileumun, çıkan kolonun ve transvers kolonun 2 / 3' lük kısmının arteriyel kanlanmasından sorumludur[15].

Superior mezenterik arter, seyri sırasında, inferior pankreatikoduodenal arter, jejunal ve ileal arterler, orta ve sağ kolik arter, son olarak da ileokolik arter dallarını vermektedir. Inferior pankreatikoduodenal arter superior mezenterik arterin ilk dalıdır. Inferior pankreatikoduodenal arter, anterior ve posterior dallara ayrılmaktadır. Anterior ve posterior dallar, çölyak trunkusun bir dalı olarak benzer şekilde anterior ve posterior dallara ayrılan superior pankreatikoduodenal arter ile anastomoz yaparak pankreas başı, uncinata proses ve duodenumu besleyen bir ağ oluşturmaktadır[16, 19].

Süperior mezenterik arterin jejunal ve ileal dalları mezenterin tabakaları arasında, anastomozlar yaparak kemerler oluşturmaktadır. Bu kemerlerden çıkan vasa recta adı verilen düz damarlar jejunum ve ileumu beslemektedir[14, 16].

Orta ve sağ kolik arterler, süperior mezenterik arterin sağ tarafından doğmaktadır ve kolonun arteriyel kanlanmasında rol oynamaktadır. Orta kolik arter transvers kolonu beslerken, sağ kolik arter ise çıkan kolonu beslemektedir. Sağ taraftan, sağ kolik arterin inferiorundan doğan ileokolik arter, ileum, çekum, apendiks ve çıkan kolona dallar vermektedir[19].

Abdominal aortanın dallarından biri olan orta suprarenal arter, L1 vertebra seviyesinde doğmakta ve adrenal glandların arteriyel kanlanmasını sağlamak üzere her iki tarafta posteriora doğru yol almaktadır. Renal arterler, L1 – L2 seviyesinden doğup laterale doğru gitmektedir, böbreklerin arteriyel kanlanmasını sağlamaktadır. Gonadal arterler, L2 seviyesinde doğmaktadır, erkekte testisin, kadında ise overlerin kanlanmasında görevlidirler[14, 15].

Abdominal organların kanlanmasında görevli bir başka major arter ise, inferior mezenterik arterdir. İ inferior mezenterik arter L3 seviyesinde, duodenumun inferior sınırına yakın, aort bifürkasyonundan 3 – 4 cm süperiorndan doğup sola ve anteriora doğru yol almaktadır. İ inferior mezenterik arter, distal 1 / 3 transvers kolon, splenik fleksura, inen kolon, sigmoid kolon ve rektumun kanlanmasını sağlamaktadır[20].

İ inferior mezenterik arterin üç tane ana dalı bulunmaktadır. Bunlar, sol kolik arter, sigmoid arterler ve süperior rektal arterdir. İ inferior mezenterik arterin ilk dalı sol kolik arterdir. Sol kolik arter, distal 1 / 3 transvers kolon ile inen kolonu beslemektedir. Sol kolik arter, inferior mezenterik arterden doğduktan sonra, psoas major kasının, sol üreterin, sol internal spermatik damarların anteriorunda seyretmektedir. Daha sonra da çıkan ve inen dallara ayrılmaktadır. Çıkan dal, sol böbreği önden çaprazlayarak, transvers kolonun mezenterine girmekte, sonra da süperiora doğru yol almaktadır. Çıkan dal transvers kolonun 1 / 3 distalini ve inen kolonun süperior kısımlarını beslemektedir. İnen dal ise, inferiora doğru gitmekte ve inen kolonun inferior kısımlarını beslemektedir. İnen dal süperior sigmoid arter ile anastomoz yapmaktadır[15].

İnferior mezenterik arterin bir başka dalı olan sigmoid arterler 2 – 4 daldan oluşmaktadırlar. Sigmoid arterlerin süperiordan kalan dalına süperior sigmoid arter denilmektedir. Sigmoid arterler doğdukları yerden başlayarak inferiora ve sola doğru çapraz olarak seyretmektedir. Sigmoid arterler, inen kolon ve sigmoid kolonun beslenmesinde rol oynamaktadır[16].

Süperior rektal arter, inferior mezenterik arterin uç dalıdır. Rektumun arteriyel kanlanmasında rol oynamaktadır. Seyri boyunca, pelvise inmekte, sol ana iliak arteri ve veni çaprazlamakta, sonuçta S3 vertebra hizasında iki uç dala ayrılmaktadır. Bu dalların ufak dallanmaları, orta rektal ve inferior rektal arterler ile ilişki içerisindedir[14].

Median sakral arter, abdominal aortadan L4 seviyesinde, yani bifürkasyon seviyesinde çıkan bir daldır. Bu dal, lumbar vertebralar, sakrum ve koksiksin beslenmesinde rol oynamaktadır. Lumbar arterler ise, L1 – L4 vertebralar seviyesinden doğup, posterolaterale doğru seyretmektedir. Abdominal duvarın ve vertebraların arteriyel kanlanmasında rol oynamaktadır[14].

2. 2. Aorta ve dallarının hastalıkları

2. 2. 1. Aort anevrizması

Aort anevrizmasının oluşumunda altta yatan olay, aortun media tabakasının dejenerasyonudur [21]. Kan basıncının da etkisi sonucunda dejenere olan aort segmenti zamanla genişlemekte ve aort anevrizması oluşmaktadır. Normal aorta çapının % 50' si kadar ya da daha fazla bir artış olması durumunda buna aort anevrizması denilmektedir [22].

Aort anevrizması için risk faktörleri yaş, erkek cinsiyet, sigara, hipertansiyon, obezite, dislipidemi, kronik obstrüktif akciğer hastalığı ve aile hikayesidir. Aort anevrizması, en sık olarak yaşlı erkekleri etkilemektedir [23]. Öyle ki, 65 yaş ve üzeri erkeklerde prevalansı % 1,7' ye kadar çıkmaktadır[24], oysa ki aynı yaşlardaki kadın popülasyonunda prevalans % 0,5' tir [25]. Sigara içen erkeklerde, aort anevrizması

prevelansı % 5 – 7,5 arasında değişmektedir. Sigara içen kadınlarda ise, % 1 – 2 arası sıklıkta aort anevrizması bulunmaktadır [26, 27].

Aort anevrizmasının sınıflandırılması, anevrizmanın bulunduğu yere göre yapılmaktadır. Torakal aortada bulunan anevrizmaya, torakal aort anevrizması ve abdominal aortada bulunan anevrizmaya, abdominal aort anevrizması denilmektedir. Hem toraksta hem abdomende bulunan diyafragmayı kat eden anevrizmalara ise, torakoabdominal aort anevrizması denilmektedir [28]. Crawford ve Coselli' nin yaptığı sınıflandırmaya göre, torakoabdominal aort anevrizmaları uzanımlarına göre dörde ayrılmıştır [29]. Bu sınıflamaya göre, aorta üzerinde, sol subklaviyen arterin doğduğu yerden başlayarak, torasik aortayı kaplayan ve abdominal aortanın suprarenal kısmına kadar uzanan torakoabdominal aort anevrizmasına tip I denilmektedir. Tip II' de de Tip I torakoabdominal aort anevrizmasına benzer şekilde, anevrizma, subklaviyen arterin doğduğu yerden başlamaktadır, ancak farklı olarak, aortoiliak bifürkasyona kadar uzanım göstermektedir. Tip III torakoabdominal aort anevrizması torasik aortanın distalinden başlamaktadır. Buradan, tip II gibi, aortoiliak bifürkasyona uzanmaktadır. Eğer, anevrizma, torakal aortanın distal ucundan başlayarak diyafragmayı geçerek, tip II ve tip III' te olduğu gibi aortoiliak bifürkasyona kadar uzanım gösteriyorsa buna tip IV torakoabdominal aort anevrizması denilmektedir [30].

Aort anevrizması, ruptüre olduğu takdirde, ani başlangıçlı şiddetli ağrıya prezente olabilmektedir[31]. Hastalarda ani hipotansiyon ve sonucu olarak bilinç değişiklikleri gelişebilmektedir [32]. Akciğerlere ve özofagusa ruptür sonucu hematemez, hemoptizi görülebilmektedir[33]. Nadiren asendan aortadaki ya da aort arkındaki bir anevrizmanın ruptürü sonucunda perikardiyel kavitede kanama ile birlikte hastalarda kardiyak tamponad oluşmasına neden olabilmektedir. Torakoabdominal ve abdominal aort anevrizmalarında bazen, abdominal organlar ruptüre olan yeri kapatıp hastalarda hemodinamik durumun stabil olmasını sağlayabilmektedir[34]. Bununla birlikte, aort anevrizması ruptürü, genel olarak, mortalitesi % 50' den fazla olan bir durumdur [35]. Bu da, aort anevrizması olan hastalarda, anevrizmanın erken tanısının hayati önem teşkil etmesine sebebiyet vermektedir.

Torasik aort anevrizmaları direkt grafide mediastinal silüette genişleme, aort topuzunda belirginleşme ya da trakeal deviasyon olarak görülebilirler. Bununla birlikte, bu hastalarda hiçbir direkt grafi bulgusu olmayabilir. Kontrastlı bilgisayarlı tomografi ve MR anjiografi, aortik anatominin belirlenmesi, torasik anevrizmanın tanısının konulması ve boyutlandırılması için tercih edilebilecek modalitelerdir. Anevrizmanın aort kökünde olması durumunda MR, BT' ye tercih edilir, çünkü bu bölgede BT' nin anevrizma çapını görüntülemeadaki başarısı daha düşüktür. Bilgisayarlı tomografi ile görüntüler 2 boyutlu olarak incelenebileceği gibi, günümüzde gelişen üç boyutlu rekonstrüksiyon yöntemi sayesinde (BT anjiografi) daha detaylı bir çap ölçümü mümkün olabilmektedir [36-39].

Abdominal aort anevrizmasının görüntülenmesinde en pratik yol abdominal ultrasonografidir. Ucuz olması ve kontrast madde kullanılmaması ultrasonografinin avantajlı yönleridir. Bilgisayarlı tomografi ultrasonografi ile karşılaştırıldığında, anevrizmanın şekli ve uzanımı ile ilgili daha net bilgi vermesi, anevrizmanın komşu anatomik yapılarla ilişkisinin daha iyi belirlenmesi açısından avantajlara sahiptir[40]. Ultrasonografiye göre dezavantajları ise, maliyeti, iyonizan radyasyon kullanılması ve kontrast madde kullanılmasıdır. Bilgisayarlı tomografi anevrizmanın boyutunun belirlenmesi yönünden başarılı bir yöntem olduğu için, anevrizma takibi sırasında ultrasonografiye nazaran daha iyi bir yöntemdir [41-44]. BT anjiografi ise, özellikle aortanın ve dallarının daha detaylı olarak görüntülenmesini sağlayabildiği için kullanışlı bir görüntüleme yöntemidir [45].

2. 2. 2. Aort diseksiyonu

Aort diseksiyonu, ağrının başlangıcından itibaren geçen zamana göre akut, subakut ve kronik olarak üçe ayrılmaktadır. Eğer ağrı başlangıcından itibaren iki hafta içerisinde diseksiyon oluşmuşsa buna akut aort diseksiyonu adı verilmektedir. Eğer ağrı başlangıcından itibaren iki ile altı hafta içerisinde diseksiyon oluşmuşsa buna subakut aort diseksiyonu denilmektedir. Eğer ağrının başlangıcından itibaren, diseksiyonun oluşmasına kadar 6 haftadan daha fazla zaman geçmişse buna kronik aort diseksiyonu denilmektedir [46].

Aort diseksiyonunun sınıflandırılması için, yaygın olarak kullanılan iki farklı sistem vardır. Bunlardan biri, The DeBakey sistemi, diğeri ise Stanford sistemidir. The DeBakey sistemi intimal yırtığın yerine ve diseksiyonun lokalizasyonuna göre aort diseksiyonunu üç sınıfa ayırmaktadır. Tip I aort diseksiyonunda, intimal yırtık asendan aorta üzerindedir, diseksiyon asendan aortadan arkus aortaya, oradan da desendan aortaya kadar uzanmaktadır. Tip II aort diseksiyonunda, intimal yırtık asendan aorta üzerindedir ancak buradan başlayan diseksiyon arkus aortaya uzanmamış, asendan aorta üzerinde sınırlı kalmaktadır. Tip III aort diseksiyonunda intimal yırtık desendan aortadadır, buradan diseksiyon süperiora doğru desendan aorta boyunca gelişmişse, buna tip IIIa aort diseksiyonu denilmektedir, eğer diseksiyon inferiora doğru, yani diyafragma doğru uzanıyorsa buna tip IIIb aort diseksiyonu denilmektedir [47].

Stanford sistemi, aort diseksiyonunu asendan aortanın hastalık tarafından etkilenip etkilenmemesine göre tip A ve tip B olarak iki grup olarak sınıflamaktadır. İntimal yırtığın nerede olduğuna bakılmaksızın, asendan aortanın etkilendiği durumda Stanford sistemi bunu tip A olarak isimlendirmektedir. Tip B' de ise asendan aorta etkilenmemiştir [48].

Aort diseksiyonu için en önemli risk faktörü kontrolsüz hipertansiyondur [36]. Diğer risk faktörleri, yaş, erkek cinsiyet, sigara, daha önceden var olan aortik hastalıklar ve aort kapak hastalığı, aortik hastalıklar için aile hikayesi olması, kardiyak cerrahi öyküsü, künt travma ve kokain, amfetamin gibi yasaklı maddelerin kullanımınıdır [37, 49].

Ani başlangıçlı şiddetli göğüs ve sırt ağrısı, aort diseksiyonunun en tipik semptomudur. Ağrı, yırtılma ve bıçak saplanır tarzdadır. Ani başlangıcı, en spesifik özelliğidir [36, 37]. Tip A diseksiyonu olan hastalarda, genel olarak göğüs ağrısı bulunurken, tip B diseksiyonu olan hastalarda, daha sıklıkla sırt ağrısı bulunmaktadır. Bu da ağrının yırtığın olduğu ve diseksiyonun yayılım gösterdiği bölgeyi yansıttığını göstermektedir [50].

Diseksiyonun yayılım göstermesi ile birlikte, hastalarda komplikasyonlar görülmektedir. Kardiyak komplikasyonlar daha sıklıkla tip A aort diseksiyonu olan kişilerde ortaya çıkmaktadır. Aort diseksiyonu olan hastalarda tespit edilen kardiyak

komplasyonlar, miyokardiyal iskemi ve enfakt, aort regürjitasyonu ve tamponattır. Özellikle aort regürjitasyonu sık saptanmaktadır, % 40 – 75 tip A aort diseksiyonunda regürjitasyon eşlik etmektedir. Miyokardiyal iskemi ve enfakt ise, aort diseksiyonunun koroner arter açıklığını tıkamasına bağılı olarak Tip A aort diseksiyonu olan hastaların % 10 – 15’ inde oluşabilmektedir. Kardiyak komplasyonu olan, yukarıda açıklanan durumları yaşayan hastalar, kliniğe sıklıkla kalp yetmezliğı ve kardiyojenik şok belirtileri ile başvururlar [51-53]. Bazı hastalarda, karotid arter ve vertebral artere giden kan akımının bozulması ile nörolojik semptomlar ortaya çıkabilir. Tip A aort diseksiyonu olan hastaların % 10 – 40’ ında nörolojik komplasyonlar saptanmaktadır. Nörolojik semptomlar, hastalarda, somnolanstan derin komaya kadar değışebilen bir yelpazede gerçekleşebilmektedir. Bu hastalarda gerçekleşen, bahsedilen bilinç değışikliklerinin nedeni serebral perfüzyonun yetersiz olması ve hipotansiyondur [54].

Nispeten az sayıdaki tip A ve tip B aort diseksiyonlu hastada mezenterik iskemi meydana gelebilmektedir. Mezenterik iskemi ağrısı, aort diseksiyonu ağrısına kıyasla, belirsiz ve nonspesifik karaktere sahip olduğı için, şüphelenilmediğı takdirde tanı konulması zor olabilmektedir [54].

2. 2. 3. Splenik arter anevrizması

Splenik arter çapının 1 cm’ den daha fazla genişlemesi olarak tanımlanan splenik arter anevrizması, nispeten az sıklıkta görülmesine rağmen, yaşamı tehdit eden bir durum olması nedeniyle önemlidir. Splenik arter anevrizması, intraabdominal anevrizmalar arasında, aort ve iliak arter anevrizmalarından sonra üçüncü sıklıkta gözlenen anevrizma çeşididir[55]. Hatta, otopsi sonuçları üzerinden yapılan bazı çalışmalarda prevalansının % 10’ a kadar çıktığı tespit edilmiştir[56]. Splenik arter anevrizması için dikkat çekici bir epidemiyolojik sonuç, bu anevrizmanın kadınlarda erkeklere nazaran dört kat daha fazla tanı konulmasıdır[57, 58]. Splenik arter anevrizması için risk faktörleri travma, gebelikte oluşan hormonal ve lokal hemodinamik değışiklikler, portal hipertansiyon, arteriyel dejenerasyon ve aterosklerozdur[59, 60].

Splenik arter anevrizmalarının bir kısmı, aslında psödoanevrizmadır. Bu çeşit anevrizmalarda, bir ya da daha fazla splenik arter duvar tabakasında zayıflık vardır. Psödoanevrizmalar, yukarıda bahsedilen gerçek anevrizmaların aksine, erkeklerde daha sık görülmektedir. Çoğu vakada, altta yatan neden, travma, enfeksiyon, splenik arter duvarının pankreatik enzimlere maruziyet gibi nedenlerle zayıflamasıdır. Burada bahsedilen pankreatik enzim maruziyetinin nedeni ise, bir anastomoz kaçağı, pankreatit ve pankreas psödokistidir[61].

Splenik arter anevrizması, çoğunlukla splenik arterin ana gövdesinde gerçekleşmektedir. Daha az sıklıkta, dalağın hilumunda bulunan, splenik arterin bifürkasyonunun distalinde de anevrizma belirlenebilmektedir. Gerçek splenik arter anevrizmalarının % 75' i, splenik arterin hiluma kadar olan kısmının distal üçte birinde, % 20 sıklıkta da ortadaki üçte birinde bulunmaktadır. Gerçek splenik arter anevrizmaları, genellikle, tektirler ve sakküler yapıya sahiptirler. Tespit edildiklerinde ortalama çapları yaklaşık olarak 2,1 cm' dir[59, 62].

Splenik arter anevrizmalarında da diğer abdominal anevrizmalarda olduğu gibi ilerleyici bir genişleme ve sonuç olarak da, tanı konulup tedavi edilmezse, ruptür meydana gelmektedir. Bununla birlikte, splenik arter anevrizmalarının % 80' i asemptomatiktir ve tesadüfen tanı konulabilmektedir. Semptomatik hastalarda, epigastrium ve sol üst kadranda ağrı olmaktadır. Diğer splenik arter anevrizması ilişkili semptomlar, anoreksi, bulantı, kusmadır, bunlar non – spesifik semptomlar olduğu için genellikle peptik ülser ya da kolelitiazis gibi daha sık tanı konulan hastalıklarla ilişkilendirilmektedir, bu da splenik arter anevrizması tanısını geciktirebilmektedir[63-65].

Tanı konulamayan splenik arter anevrizmalarında, hastalar ruptür ile prezente olabilmektedir[66]. Ruptür ile prezente olma, prezentasyon şekilleri arasında, % 2 – 10 olarak bildirilmiştir[59]. Splenik arter anevrizması ruptüründe, hastalar, epigastrium ve sol üst kadranda ani başlangıçlı keskin, bıçak saplanır tarzda bir abdominal ağrı ve hemodinamik değişiklikler ile başvurmaktadır. Buna sol omuza vuran bir ağrı eşlik etmektedir (Kehr bulgusu)[67-69].

Splenik arter anevrizması ruptürü için risk faktörleri, gebelik, 2 cm' den büyük çaptaki anevrizma boyutu, portal hipertansiyon varlığı, portokaval şant ve

karaciğer transplantasyonu hikayesidir. Yalancı anevrizmalar, gerçek anevrizmalara göre daha yüksek ruptür olasılığına sahiptirler[70, 71].

Splenik arter anevrizması ruptürü, genel olarak, % 25 mortaliteye sahiptir. Eğer hasta gebe ise, bu mortalite hızı % 75' e kadar çıkabilmektedir[72]. Ruptürlerin çoğunun da gebelik sırasında geliştiği göz önünde bulundurulduğunda, splenik arter anevrizmasının erken tanısının ne kadar önemli olduğu anlaşılabilir.

2. 2. 4. Renal arter anevrizması

Renal arter anevrizmasının toplumdaki insidansı % 0,1 olarak kabul edilmektedir. Ancak, anjiyografi ve bilgisayarlı tomografi ile yapılan çalışmalar insidansın % 0,3 – 2,5 olduğunu göstermektedir[73, 74]. Renal arter anevrizması diğer intraabdominal anevrizmalara göre yavaş büyüme gösteren bir anevrizma çeşididir. Yapılan çalışmalarda büyüme hızının yıllık ortalama 0,06 mm ile 0,6 mm arasında değiştiği gösterilmiştir[75, 76].

Renal arter anevrizması, tipik olarak, yaşamın altıncı dekadında tanı almaktadır. Kadınların renal arter anevrizmasından, erkeklere göre daha sıklıkla etkilendikleri bilinmektedir. Bunun nedeninin kadınlarda daha sık görülen fibromusküler displazi olduğu düşünülmektedir[77].

Renal arter anevrizması olan hastaların çoğunluğu hipertansiftir ve klinikte hipertansiyon belirtileri ile prezente olabilirler[78], bunun dışında, renal üfürüm ve palpe edilebilir abdominal kitle klinikte nispeten sık rastlanan bulgulardır. Daha az sıklıkta rastlanan bulgular ise, abdomende ya da flank bölgelerde ağrı ve hematüridir. Hastaların % 4 – 14' ünde kronik böbrek yetmezliği görülmektedir[79, 80].

Hastaların % 7 – 30' unda eşlik eden, aort ya da iliak arter gibi ikinci bir bölgede, anevrizma vardır. Çoğu renal arter anevrizması sakküler yapıdadır ve birden çok sayıdadır. Bilateral olma sıklığı % 10 – 20 arasında değişmektedir[81, 82].

Renal arter anevrizmalarının diğer anevrizmalarda olduğu gibi ruptür riski vardır. Bu risk özellikle gebe kadınlarda artmaktadır. Gebelerde ruptür özellikle üçüncü trimesterde meydana gelmektedir[83].

2. 2. 5. Mezenterik iskemi

Mezenterik iskemi, akut ve kronik olarak ikiye ayrılmaktadır. Akut mezenterik iskemi, barsağa gelen kan akımının aniden kesilmesi sonucunda, hücre hasarı, intestinal nekroz ve tedavi edilmezse mortaliteye neden olan bir hastalıktır[84]. Akut mezenterik iskemi, oklüzif ya da non – oklüzif nedenlere bağlı olabilmektedir. Burada bahsi geçen oklüzif akut mezenterik iskemilerin % 50' si mezenterik arteriyel emboli sonucu oluşmaktadır, % 15 – 25' i ise mezenterik arteriyel tromboz sonucu oluşmaktadır, geriye kalanlar ise venöz etyolojilidir[85, 86].

Akut mezenterik arteriyel emboli, sol atriumdan ya da sol ventrikülden kaynaklanmaktadır. Sol atriumdan kaynaklanan emboli atriyal fibrilasyon gibi kardiyak disritmilerle ilişkilidir. Sol ventrikülden kaynaklanan embolilerde ise neden endokardit ya da azalmış ejeksiyon fraksiyonudur. Bunlar dışında, daha az sıklıkla, emboli, aortadaki aterosklerozla ilişkili olarak ortaya çıkabilmektedir[85, 86].

Süperior mezenterik arter, aortadan çıkış açısının dar olması nedeniyle embolinin oturması için uygun bir yapıya sahiptir. Süperior mezenterik arter içerisinde, emboliler sıklıkla, arterin aortadan doğduğu yerin 3 ile 10 cm distaline oturaktadırlar. Süperior mezenterik arter embolisine, % 20 sıklığında dalak ve böbrek gibi başka bir bölgede olan emboli eşlik etmektedir[87].

Akut mezenterik arteriyel tromboz, çoğunlukla daha önceden var olan kronik ateroskleroz ile ilişkilidir. Bu yüzden, akut mezenterik arteriyel tromboz öyküsü olan hastalar sıklıkla, kronik mezenterik iskemi öyküsüne (postprandiyel ağrı, ağırlık kaybı, yemek yemekten kaçınmak) sahiptirler. Trombozun ateroskleroz dışındaki etyolojileri vaskülit, arteriyel diseksiyon ve mikotik anevrizmadır. Ayrıca, akut mezenterik arteriyel tromboza, çölyak arter oklüzyonu da eşlik edebilmektedir[88].

Kronik mezenterik arteriyel iskemi, vakaların % 95' inde ateroskleroz ile ilişkilidir. Ateroskleroz sonucu mezenterik arterlerde oluşan stenoz, kronik iskemi ile

sonuçlanmaktadır. Diğer nedenler arasında, fibromusküler displazi, vaskülit, takayasu arteriti, malignite ve radyasyon sayılmaktadır[89].

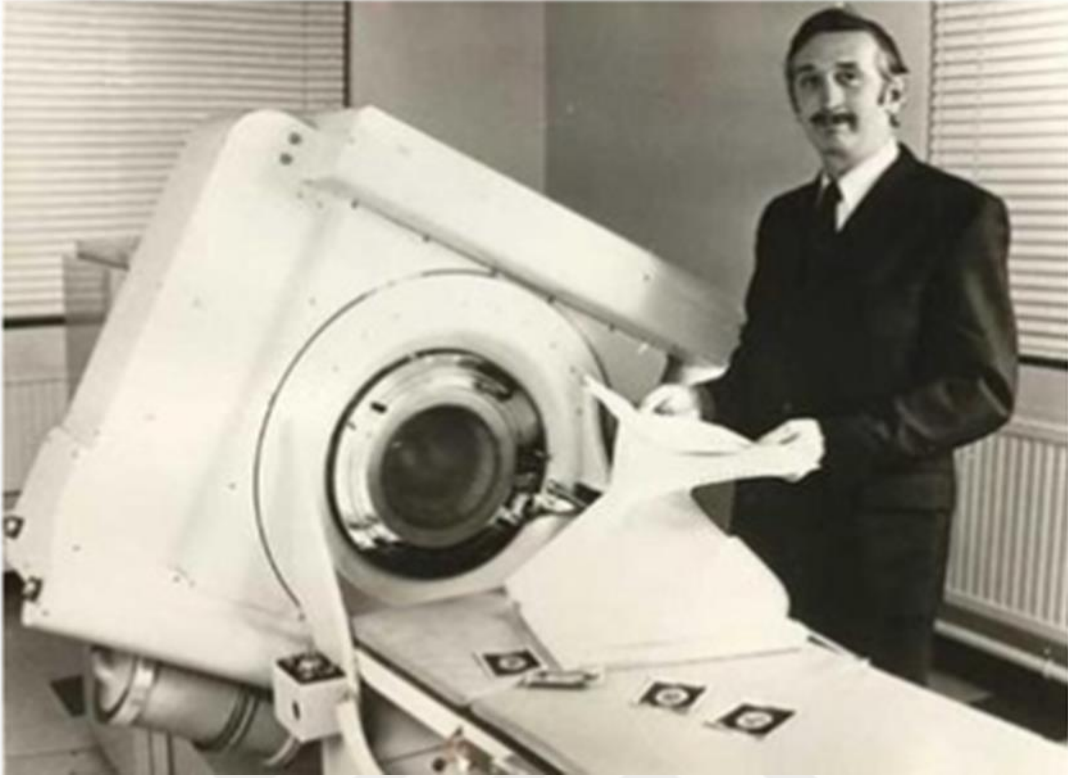
Kronik mezenterik arteriyel iskemide en sık semptom, kronik, yaygın abdominal lokalize edilemeyen ya da periumblikal bölgede lokalize edilen ağrıdır. Ağrı, artan ihtiyaca bağlı olarak, özellikle yemeklerden sonra ortaya çıkmaktadır, hastalar bu ağrıdan kaçınmak için yemek yememeyi tercih edebilmektedir, bu da hastalarda ağırlık kaybını arttırmaktadır[90].

2. 3. Bilgisayarlı Tomografi

2. 3. 1. Tarihçe

Ölçülen bir projeksiyon datasından görüntü elde edilmesi ile ilgili algoritma ilk kez 1917 yılında Avusturyalı bir matematikçi olan Johann Radon tarafından ortaya atılmıştır. Buna karşın, ilk bilgisayarlı tomografi prototipinin üretilmesi 70' li yıllarda mümkün olmuştur[91].

Klinik amaç ile kullanılan ilk tomografi cihazı Sir Godfrey Hounsfield ve Allan Cormack tarafından geliştirilmiştir. O dönemde, bu cihazla, her bir aksiyel görüntünün alınması dakikalar sürmüştür, bu görüntülerin rekonstrüksiyonu ise günler almıştır[91]. Bu cihazı geliştiren iki bilim insanı daha sonraları Nobel Tıp ve Fizyoloji ödülüne layık görülmüştür.



Şekil 1. Bilgisayarlı tomografinin mucidi Sir Godfrey Hounsfield

2. 3. 2. Bilgisayarlı tomografinin komponentleri

Günümüzde, genel olarak, bilgisayarlı tomografide üç bileşenden söz edilmektedir. Bunlar, tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesidir.

2. 3. 2. 1. Tarayıcı

Tarayıcı, hasta masası ve gantriden oluşan sistemdir. Gantry, tüp ve detektörden oluşan yapıya verilen isimdir. Hasta masası ise, hastanın görüntüleme işlemi sırasında uzandığı, hareketli kısımdır. Hasta masası, gantrinin içerisine girip çıkabilecek şekilde tasarlanmıştır. Masanın hareketi konsol tarafından kontrol edilmektedir. Masanın hareketi sayesinde, vücudun farklı kesitlerinden görüntü

alınabilmesi mümkün olmaktadır. Bu sayede hastanın istenen bölgesi görüntülenebilmektedir[2].

Masanın bu hareketi ile kesit kalınlığı karşılaştırılarak inkrement terimi ortaya atılmıştır. Masa ilerlemesi ile kesit kalınlığının eşit olduğu durumda inkrement bir olarak kabul edilmektedir. Yarım inkrement durumunda, masa ilerlemesi kesit kalınlığının yarısına denk demektir. İnkrementin iki olduğu durumda ise, bir kesit kalınlığındaki kısımdan görüntü alındıktan sonra masa ilerlemekte ve bir kesiti atlayıp o kesitten görüntü almayıp sonraki kesite geçiyor demektir[92].

Gantride tüp ve detektörler bulunmaktadır. Kesitten görüntü alınması için tüp ve detektörler senkronize şekilde dönmektedir. Tüp, x ışınlarının kaynağıdır. Bilgisayarlı tomografide x ışını kaynağından çıkan x ışınları kolime edilirler. Kolimasyon sayesinde x ışınları kalınlığı ayarlanmış bir yelpaze (fan) şeklinde hastaya ve detektöre yollanabilmektedir[93].

Bilgisayarlı tomografide, x ışınlarını algılayacak bir üniteye ihtiyaç vardır. Bu üniteye detektör denilmektedir. Hastayı geçen x ışınları, detektör üzerine düşmektedir. Hastayı geçip detektör üzerine düşen x ışınlarındaki, hastayı geçerken meydana gelen atenuasyon miktarı bilgisayarlar tarafından hesaplanarak görüntü oluşturulmaktadır[93].

Günümüzde, detektörlerde sıkıştırılmış ksenon gazı kullanılmaktadır. Hastayı geçip detektöre ulaşan x ışınları ksenon gazı atomlarının iyonize olmasına neden olmaktadır. İyonize olan ksenon atomu miktarını detektöre gelen foton sayısı belirlemektedir. Detektöre ulaşan foton sayısı arttıkça, iyonize olan atom sayısı artmaktadır[2].

Bilgisayarlı tomografide, hasta masası ile gantri arasındaki açı değiştirilerek tam aksiyel düzlemde görüntü alınabileceği gibi vertikal düzleme göre açıyı değiştirerek oblik açılı kesitler de alınabilmektedir[2].

2. 3. 2. 2. Bilgisayar

Bilgisayar, tarayıcıdan gelen datanın işlendiği, rekonstrüksiyonun yapıldığı ünitelerdir. Haritada, cihaz üreticilerinin belirlediği miktarda eleman (rakamsal değer) vardır. Bu elemanlar, 256 X 256 ya da 512 X 512 gibi ifade edilir. Bilgisayar bu eleman sayısı kadar değeri işlemektedir. Bu her bir elemanın, x ekseninde bir uzunluğu ve y ekseninde bir genişliği bulunmaktadır. Bir de alınan kesit kalınlığına göre belirlenen derinliği vardır. Üç boyutlu bu elemana voksel denilmektedir. Bilgisayarlı tomografide, her bir vokselde elde edilen veri bir rakamsal değer olarak değerlendirilmekte ve bunun sonucunda o voksel ile ilgili bir görüntü elde edilmektedir[94].

2. 3. 2.2. 1. Hounsfield ünitesi

Bilgisayarlı tomografide, aksiyel düzlemde alınan her bir görüntü, aslında, voksellerdeki x – ray attenüasyonu ile ilgili elde edilen dataların bir matrisinden oluşmaktadır. Her bir vokselde alınan X – ray attenüasyonu (μ) birer BT numarasına dönüştürülmektedir. Bu bahsi geçen BT numaraları aslında, suyun X – ray attenüasyonu (μ_w) kullanılarak, μ' nün, yani algılanan x – ray attenüasyonunun standardize edilmiş formudur. BT numarası, $1000 \times (\mu / \mu_w - 1)$ formülü ile hesaplanmaktadır. Standardizasyon ile birlikte havanın BT numarası -1000 olmaktadır, suyun BT numarası, yani standardizasyon için referans olarak kullanılan maddenin BT numarası 0 olmaktadır, kemiğin BT numarası genellikle 200' den fazla olmaktadır ve dens kortikal kemiğinki ise 1000' e yaklaşmaktadır. BT numarasına, ilk tıbbi amaçlı bilgisayarlı tomografinin mucidinin adına ithafen 'hounsfield ünitesi' denmiştir, birim olarak da HÜ kabul edilmiştir[95].

2. 3. 2. 3. Görüntüleme ünitesi

Bilgisayar tarafından oluşturulan data matrisinin pratik uygulamada tanı amacıyla değerlendirilmesi uygun değildir. Bu yüzden bilgisayarlı tomografi aygıtındaki görüntüleme ünitesi, bu data matrisini bir görüntüye dönüştürmektedir.

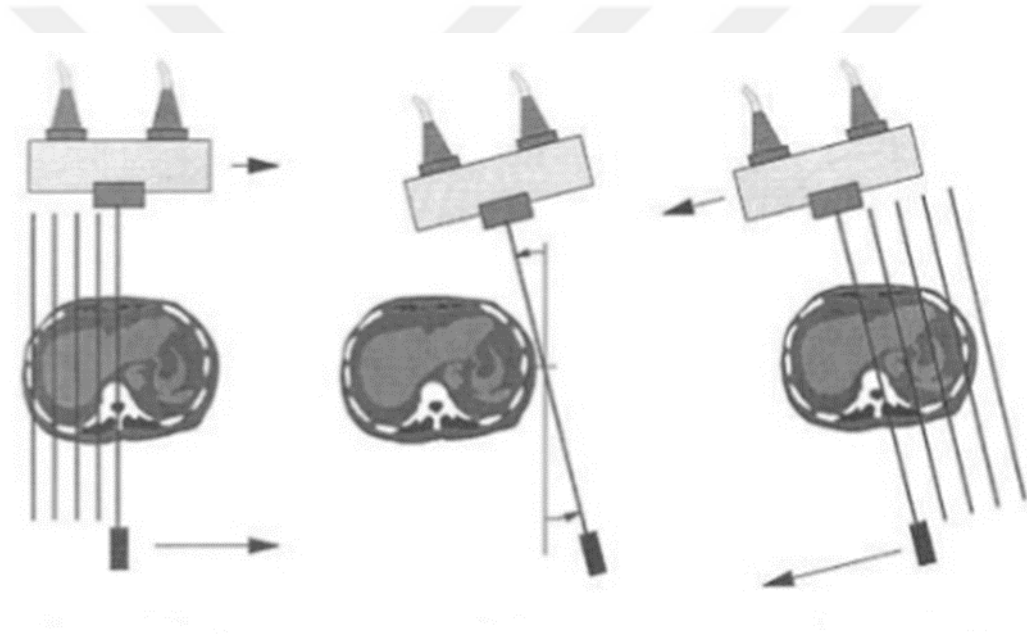
Her bir vokselden elde edilen hounsfield ünitesi, üzerinde beyazdan siyaha kadar renklerin olduğu gri skaladan, aldığı değere göre bir renk belirlenmesi ile bir renk noktasına dönüştürülmektedir. Bu noktalara piksel denilmektedir. Piksellerin birleşmesi ile görüntü oluşmaktadır[96].

İnsan gözü siyahtan beyaza kadar olan renk değişiminde 20 renk tonunu algılayabilmektedir. Ancak hounsfield ünitesi -1000 HÜ ile 1000 HÜ arasında değişmektedir. Görüldüğü gibi bu aralıkta tamsayı olarak oldukça fazla sayıda değer vardır. Renk skalasını, bu değer aralığındaki her bir hounsfield ünitesine bir renk tonu gelecek şekilde kullandığımızda her 100 HÜ' lük değişimde bir algıladığımız renk değişecektir, bu da gözümüzün 30 – 100 HÜ arasında değişen yumuşak dokudaki değişiklikleri algılayamamasına, buradaki dokuyu sanki tek renkmiş gibi algılamasına neden olacaktır. Bu yüzden, belli bir attenüasyon değeri aralığındaki, belli bir dokuyu gözlemek istediğimizde gri renk skalasını da belli bir attenüasyon aralığındaki değerleri alacak şekilde sınırlandırmamız gerekmektedir. Bu işleme pencereleme ya da İngilizce adı ile windowing denilmektedir[95].

Pencereleme işleminde, window width yani pencere genişliği ve window level yani pencere seviyesi diye iki ayar vardır. Pencere genişliği incelenmek istenen hounsfield ünitesi değerlerine göre ayarlanır. Böylelikle daha küçük attenüasyon farkları insan gözü ile algılanabilir. Pencere seviyesi ise, pencere genişliğine göre ayarlanan attenüasyon değerlerinin orta noktasıdır. Örnek olarak, pencere genişliği 0 – 200 olarak seçilirse, pencere seviyesi 100 olarak seçilmelidir. Pencereleme sonrasında, pencere genişliği dışında kalan düşük değerler siyah, pencere genişliği dışında kalan yüksek değerler ise görüntüde beyaz olarak çıkmaktadır[95].

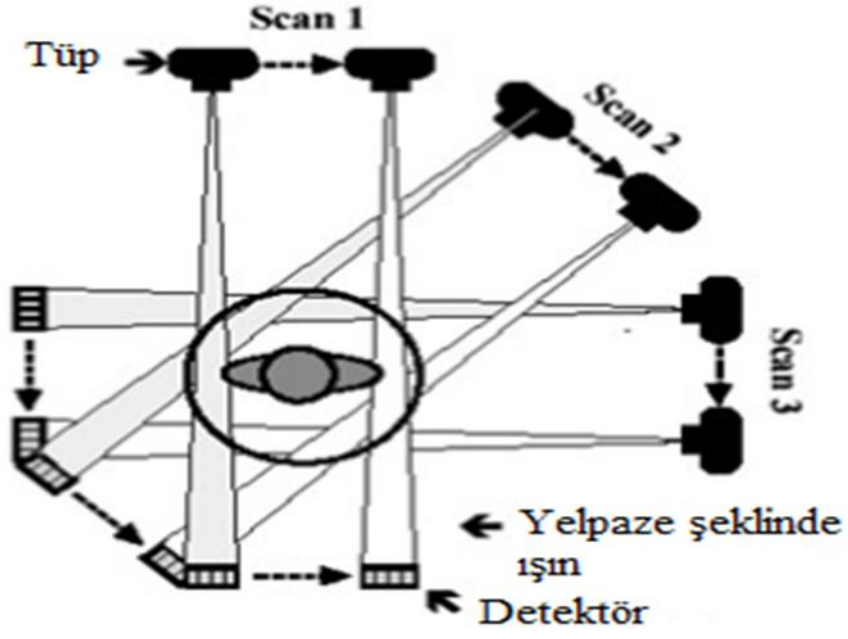
2. 3. 3. Bilgisayarlı tomografinin gelişimi ve jenerasyonları

Birinci jenerasyon tomografi cihazlarında tek bir detektör vardı. X – ray tüpünden, x – ray kalem şeklinde çıkmaktaydı. Bu cihazda, tüp ve detektör lineer ve birbiriyle senkronize şekilde hastayı tarayarak hareket etmekteydi, daha sonra 1 derece dönerek yeni konumda, yine lineer olarak aynı işlem gerçekleştirilmekteydi. X – ray tüpü ve detektör görüntüleme işlemi sırasında hastanın etrafında 180 derece dönmekteydi. Birçok makine hareketi içermesi nedeniyle, görüntünün alınması ve rekonstrüksiyonu çok zaman almaktaydı[93].



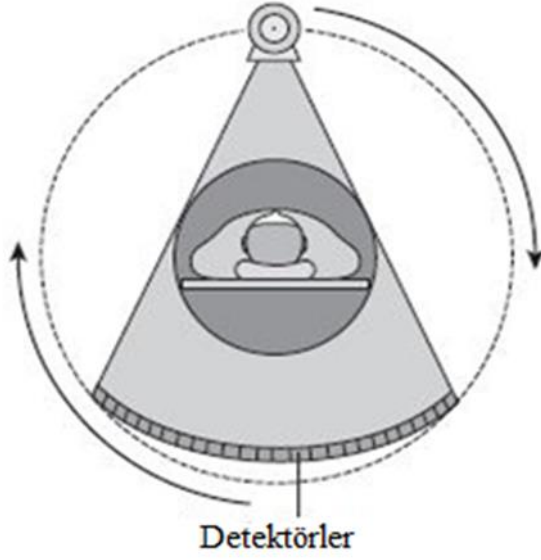
Şekil 2. Birinci jenerasyon cihazların çalışma şekli

İkinci jenerasyon tomografi cihazlarında tek bir detektör kullanmak yerine çok sayıda yan yana dizilmiş detektörler kullanılmıştır. Bu makinelerde x – ray ise birbiri ile 1 derece açılı olacak şekilde üç x ışını demeti olarak yollanmıştır. Bu sayede üç derecelik bir tarama yapılmış ve görüntüleme zamanı önemli miktarda azaltılmıştır[93].



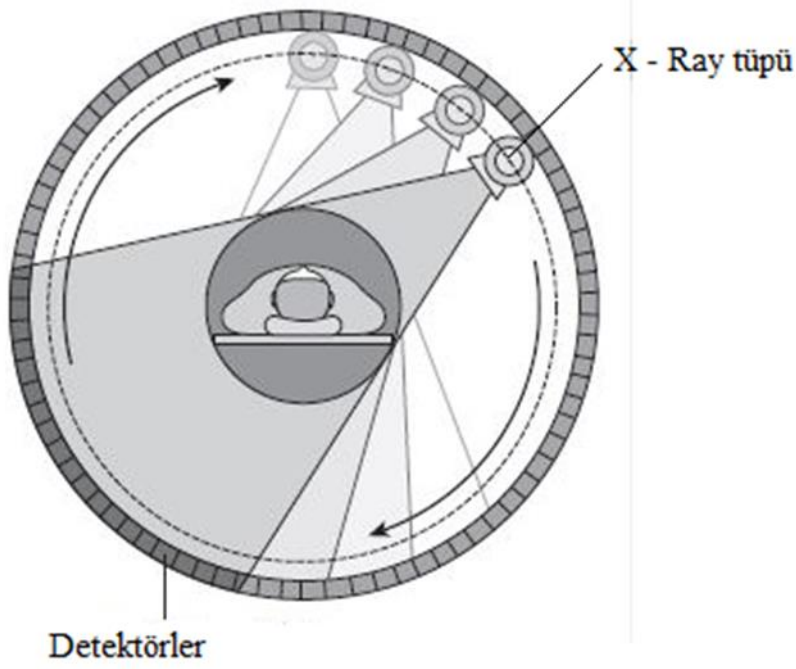
Şekil 3: İkinci jenerasyon cihazların çalışma şekli

Üçüncü jenerasyon cihazlarda da x – ray yelpaze şeklinde yollanmış ve karşısına da konveks şekilli çok sayıda detektör yerleştirilmiştir. İlk kez 360 derecelik dönüş üçüncü jenerasyon cihazlarda gerçekleştirilmiştir. Daha önceki jenerasyonlarda, cihazlar baş görüntülemesi amacıyla kullanılırken bu jenerasyonda ilk kez vücut görüntülemesi yapılmıştır[93].



Şekil 4: Üçüncü jenerasyon cihazların çalışma şekli

Dördüncü jenerasyon cihazlarda, detektörler gantri üzerinde statik olarak, 360 derece çepçevre yerleştirilmiştir. Bu cihazlarda sadece tüp dönmektedir. Tüp hastanın etrafında üçüncü jenerasyonda olduğu gibi 360 derecelik bir dönüş gerçekleştirmektedir. Bu cihazlarda kesit alım süresi 1 saniyeye kadar düşürülmüştür[93].



Şekil 5: Dördüncü jenerasyon cihazların çalışma şekli

Slip – ring teknolojisinin üretilmesinden sonra, helikal bilgisayarlı tomografi adı verilen bir sistem icat edilmiştir. Bu sistemde tüpün gereksinim duyduğu enerji bir ray sistemi üzerinde sağlanmış, kablolardan kurtulmuş ve sürekli bir tüp hareketi mümkün kılınmıştır[97].

Beşinci jenerasyon cihazlarda tüp ve detektör hareketi yoktur. Bu sistemde anot halkası gantri üzerine yerleştirilmiştir. Katottan çıkan elektron demeti anota yönlendirilmiş, anot halkaları da gantri üzerine yerleştirildiği için gantrinin dönüşü ile yer değiştirerek farklı pozisyonlardan hastaya x – ray yollanabilmesini sağlamıştır. Bu sayede, sanki hastanın etrafını çepeçevre saran bir x – ray kaynağı varmış gibi bir sistem oluşturulmuştur. Ayrıca, birkaç anot halkası olması aynı anda birkaç kesitten birden görüntü alınabilmesini sağlamıştır[98].

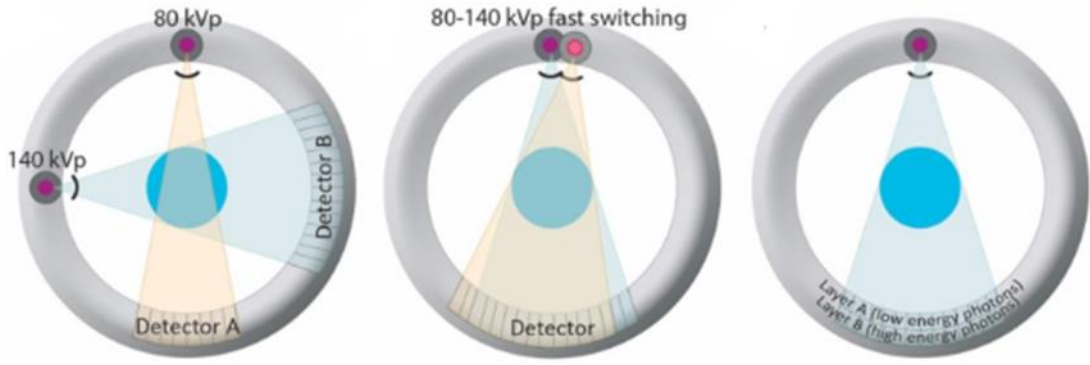
2. 3. 4. Çift enerji bilgisayarlı tomografi

Bazı kaynaklarda spektral bilgisayarlı tomografi olarak da tanımlanan çift enerji bilgisayarlı tomografi, iki foton spektrumu kullanılan bilgisayarlı tomografi sistemleridir. Buradaki çift enerji tek bir tüpün voltajının değiştirilmesi ile elde edilebilmekte ya da iki farklı tüp kullanılarak elde edilmektedir.

Radyolojide kullanılan görüntüleme yöntemlerinde doku ile x ışınının etkileşimi iki şekilde olmaktadır. Bunlardan biri, Compton saçılımıdır, diğeri ise fotoelektrik olaydır. 120 – 140 kVp' de gerçekleşen konvansiyonel bilgisayarlı tomografi görüntülemesinde ağırlıklı olarak Compton saçılımı etkileşimi meydana gelmektedir. Enerji seviyesi düşürüldükçe fotoelektrik olay artmaktadır. Burada fotoelektrik olay olarak bahsedilen hadise, atomun K elektron kabuğundaki bir elektronun koparak, yerine komşu elektron kabuğundaki elektronun yerleşmesidir. Bir maddeye yollanan foton enerjisi K elektron kabuğundaki bağlanma enerjisine yakın olduğu zaman artmaktadır. K elektron kabuğunun bağlanma enerjisi ise maddenin atom numarasına göre değişmektedir. İşte, çift enerji teknolojisindeki düşüncenin çıkış noktasını, farklı maddelerin farklı K elektron kabuğu bağlanma enerjilerine sahip olduğu bilgisi oluşturmaktadır[3, 5].

Çift enerji bilgisayarlı tomografide aynı anatomik bölgenin iki farklı x – ray spektrumu ile iki farklı datası alınmaktadır. Bu da, bu anatomik bölgedeki maddelerin farklı enerji düzeylerinde oluşturdukları atenuasyon miktarlarının analizini sağlamaktadır. Yüksek enerji seviyesinde benzer atenuasyon gösteren iki doku, düşük enerji seviyesinde farklı bir atenuasyon gösterebilmektedir, bu da konvansiyonel yöntemde ayırt edilemeyen doku değişikliklerinin çift enerji yönteminde ayırt edilebilmesini sağlamaktadır[4, 5].

Üç çeşit çift enerji bilgisayarlı tomografi tarayıcısı vardır. Bunlardan biri, çift detektör sırası içeren çift kaynak tarayıcıdır, diğeri hızlı kilovoltaj değişiklikleri yapan tek kaynak tarayıcı, sonuncusu ise çift detektör katmanı içeren tek kaynak tarayıcıdır.



Şekil 6: Çift enerji bilgisayarlı tomografi çeşitleri

Çift kaynak tarayıcıda iki ayrı detektör iki ayrı x – ray kaynağından görüntü datası elde etmektedir. Yüksek enerjili taramalar 120 – 140 kVp’ de yapılırken, düşük enerjili taramalar da 80 – 100 kVp’ de yapılmaktadır. Bu cihazlarda, iki ayrı x – ray kaynağının kullanılması nedeniyle iki tüpte ayrı ayrı ışın filtrelemesi yapılabilmekte, bu da görüntü kalitesini artırmaktadır. Çift kaynaklı yöntemin kısıtlı yönleri yüksek enerjili ve düşük enerjili görüntü datalarının alınma zamanı arasında az da olsa bir farkın olması nedeniyle temporal kayma olması ve 33 cm ile sınırlı olan FOV’ un büyük görüntüleme alanlarının değerlendirilmesine engel olmasıdır[99].

Hızlı kilovoltaj değişiklikleri yapan, tek detektör tabakası içeren tek kaynak tarayıcıda voltaj 80 ve 140 kVp değerleri arasında 0,5 milisaniye aralıklarla hızla değişmektedir. Bu yöntemin bir avantajı, yüksek enerjili ve düşük enerjili dataların neredeyse simültane olarak elde edilmesi nedeniyle temporal kayma olmamasıdır. Bir diğeri ise, 50 cm boyutunda bir FOV’ unun olmasıdır. Dezavantajı, yüksek ve düşük enerjili x ışınlarının aynı tüpten gelmesi nedeniyle ayrı ayrı modifikasyonlarının yapılmasının zor olmasıdır[100].

3. GEREÇ YÖNTEM

3. 1. Araştırmanın yeri: Araştırma Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Tıp Fakültesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği' nde gerçekleştirilmiştir.

3. 2. Araştırmanın tipi: Tanımlayıcı tipte bir araştırmadır.

3. 3. Araştırmaya dahil edilen hastalar: Araştırmaya 1 Mayıs 2016 - 1 Mayıs 2017 tarihleri arasında hastanemiz radyoloji kliniğinde dual ve/veya konvansiyonel torakoabdominal BT anjiyografi tetkikleri olan 150 hasta retrospektif olarak incelenmiş olup bu hastalardan hem dual hem konvansiyonel BT anjiyografisi olan 36 hasta araştırmaya dahil edilmiştir. Tüm hastalar 18 yaşın üzerindedir.

3. 4. Araştırmanın gerçekleştirilmesinde kullanılan yöntemler: Araştırmamızda konvansiyonel torakoabdominal BT anjiyografi ve dual enerji torakoabdominal BT anjiyografi tetkikleri kullanılmıştır. Hastalarda kullanılan iyotlu kontrast miktarı dual yöntemde 300mg/100cc/kg'ın %70'i, konvansiyonel yöntemde 350mg/100cc/kg'ın tamamıdır. Hastalara verilen iyotlu kontrast maddenin 1 cc' sinde 100 mg iyot bulunmaktadır. Bu şekilde dual yöntemde %40 oranında daha az iyotlu kontrast madde kullanılmıştır. Konvansiyonel BT anjiyografide tüp voltajı 120 kVp, gantri rotasyon süresi 0,5 sn, pitch 1,375 ve kesit kalınlığı 0,625' dir. Dual enerji BT anjiyografide tüp voltajı 80 / 140 kVp, gantri rotasyon süresi 0,5 sn, pitch 1,375 ve kesit kalınlığı 0,625' dir. Her iki yöntem, hastaların tanılarının (diseksiyon, anevrizma, vasküler stenoz/oklüzyon) saptanması açısından kalitatif olarak ve verilerin hesaplanmasıyla kantitatif olarak karşılaştırılmıştır. Kalitatif olarak her iki grup en az 5 yıl tecrübesi olan 2 radyolog tarafından değerlendirilmiştir. Vasküler patolojilerin tanısında skala 5 puan üzerinden kalitatif olarak skorlanıp her iki grup karşılaştırılmıştır. (5 Mükemmel; 4 iyi; 3 orta; 2 suboptimal; 1 non-diagnostik). Kantitatif olarak her iki grupta çıkan aorta, inen aorta, abdominal aorta, çölyak arter, bilateral renal arterler, bilateral ana iliak, eksternal ve internal iliak arterlerden farklı keV düzeylerinde hounsfield ünit ölçümleri yapıp karşılaştırma yapılmıştır. Hasta grupları arasında radyasyon dozu miktarları saptanarak, kontrast-gürültü oranları ölçülerek karşılaştırma yapılmıştır.

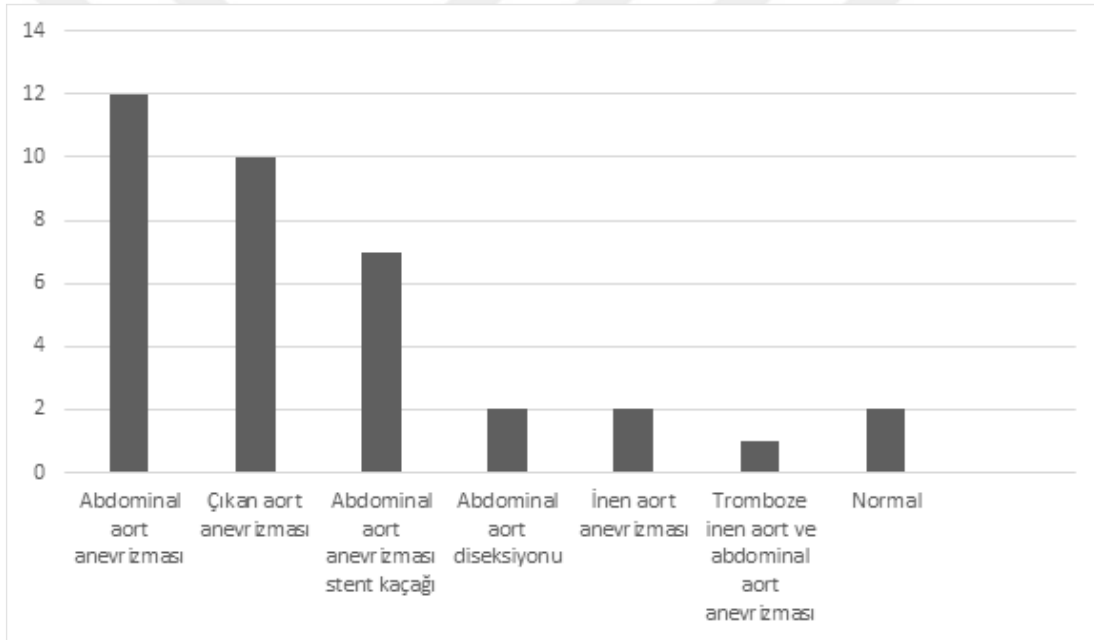
3. 5. Araştırma verilerinin analizi:Tanımlayıcı istatistiklersayısal değişkenler için ortalama \pm standart sapma, median, minimum ve maksimumolarak verilmiştir. Bağımsız iki grubun sayısal bir değişken için karşılaştırılmasında normal dağılıma uyup uymamasına göre; normal dağılıma uyanlarda bağımsız gruplarda t testi ve normal dağılıma uymayanlarda Mann–Whitney – U testi kullanılmıştır. Anlamlılık sınır değeri $p < 0,05$ olarak alınmıştır. İstatistiksel analizde SPSS 20.0 programı kullanılmıştır.

3. 6. Etik kurul onayı:2018/3 karar numarası ile etik kurul onayı alınmıştır (EK 1).



4. BULGULAR

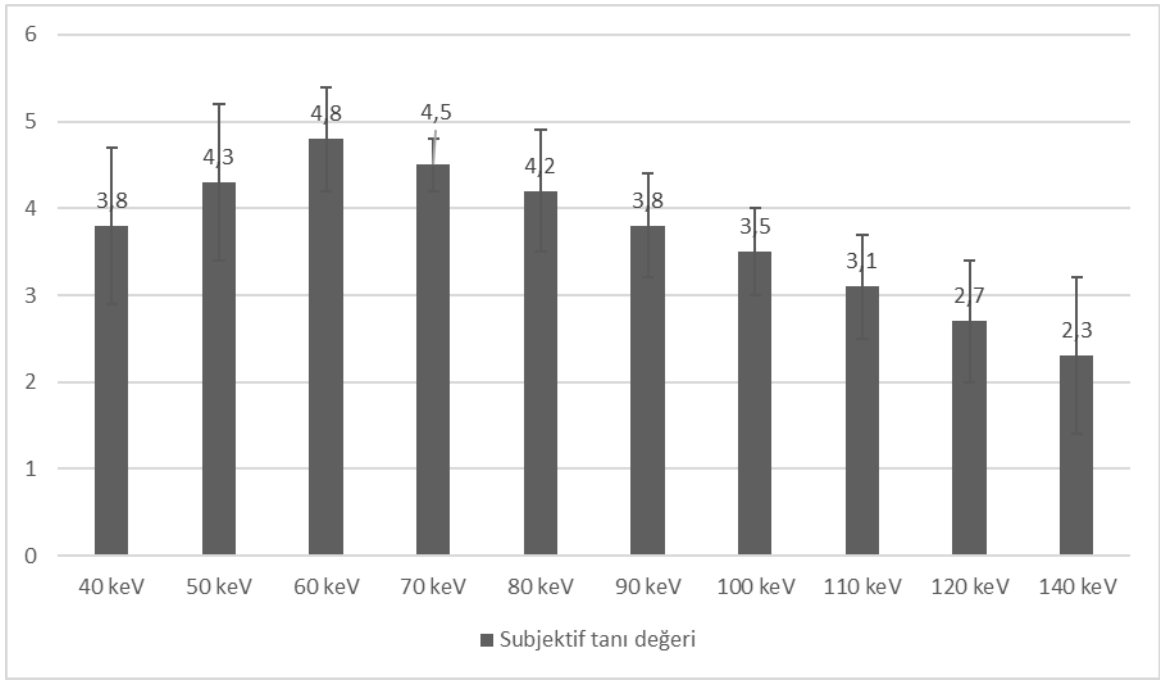
Çalışmaya dahil edilen 36 hastanın yaş ortalaması 67.2 ± 14.0 yılı (median 67, 31-90 yaş aralığında). Hastaların tanıları sırasıyla; %33.3'ünde (n=12) abdominal aort anevrizması, %27.8'inde (n=10) çıkan aort anevrizması, %19.4'ünde (n=7) abdominal aort anevrizması stent kaçağı, %5.6'sında (n=2) abdominal aort diseksiyonu, %5.6'sında (n=2) inen aort anevrizması, %2.8'inde (n=1) tromboze inen aort ve abdominal aort anevrizmasıydı, hastaların %5.6'sında (n=2) vasküler patoloji bulunmamaktaydı.



Şekil 7.Torakoabdominal BT anjiyografisi tetkiki yapılan hastalarda tanıların dağılımı

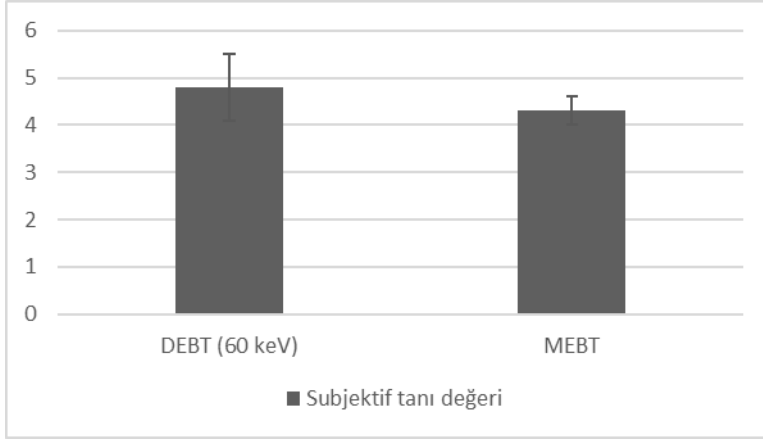
Kalitatif değerlendirme az 5 yıl tecrübesi olan 2 radyolog tarafından tarafındanyapılmıştır.Vasküler patolojilerin(diseksiyon,anevrizma, vaskülerstenoz/oklüzyon) tanısında farklı keVdüzeylerinde skala 5 puan üzerinden kalitatif olarak skorlanmıştır.(5,Mükemmel;4 iyi;3 orta;2 suboptimal;1 non-diagnostik).Farklı keV değerlerinde DEBT'in subjektif diyagnostik değeri analiz edildiğinde, en iyi tanı değerinin 60 keV değerinde olduğu görüldü. Subjektif tanı

değeri 40 keV’de 50 keV’den daha düşük ($p<0.001$), 50 keV’de 60 keV’den daha düşük ($p=0.001$), 60 keV’de 70 keV’den daha yüksek ($p=0.027$), 70 keV’de 80 keV’den daha yüksek ($p=0.014$), 80 keV’den 90 keV’den daha yüksek ($p=0.009$), 90 keV’de 100 keV’den daha yüksek ($p=0.038$), 100 keV’de 110 keV’den daha yüksek ($p=0.009$), 110 keV’de 120 keV’den daha yüksek ($p=0.035$), 120 keV’de 140 keV’den daha yüksekti ($p=0.017$).



Şekil 8. Farklı keV değerlerinde DEBT subjektif tanı değeri

MEBT’nin subjektif diyagnostik değeri 4.3 ± 0.7 bulundu. MEBT subjektif diyagnostik değeri 60 keV ($p=0.001$) değerlerindeki DEBT subjektif diyagnostik değerinden (4.8 ± 0.3) düşük bulundu.



Şekil 9. DEBT ve MEBT subjektif diyagnostik değerlerinin analizi

Tablo 1. Vasküler yapıların iyot atenüasyon değerlerinin MEBT ile değerlendirilmesi

Arter	N	Ort ± SS	Median	Min-Max
<i>Çıkan aort</i>	36	325 ± 101	309	150-586
<i>İnen aort</i>	36	311 ± 89	307	156-521
<i>Abdominal aort</i>	36	305 ± 91	296	157-537
<i>Çölyak trunkus</i>	36	284 ± 91	290	93-457
<i>Sağ renal arter</i>	35	264 ± 95	274	93-516
<i>Sol renal arter</i>	36	263 ± 99	257	97-530
<i>Sağ ana iliak arter</i>	36	290 ± 82	296	135-444
<i>Sol ana iliak arter</i>	36	295 ± 88	304	129-470
<i>Sağ eksternal iliak arter</i>	35	270 ± 77	257	128-437
<i>Sağ internal iliak arter</i>	33	259 ± 81	255	113-420
<i>Sol eksternal iliak arter</i>	35	271 ± 82	259	130-397
<i>Sol internal iliak arter</i>	35	268 ± 91	253	124-464

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir

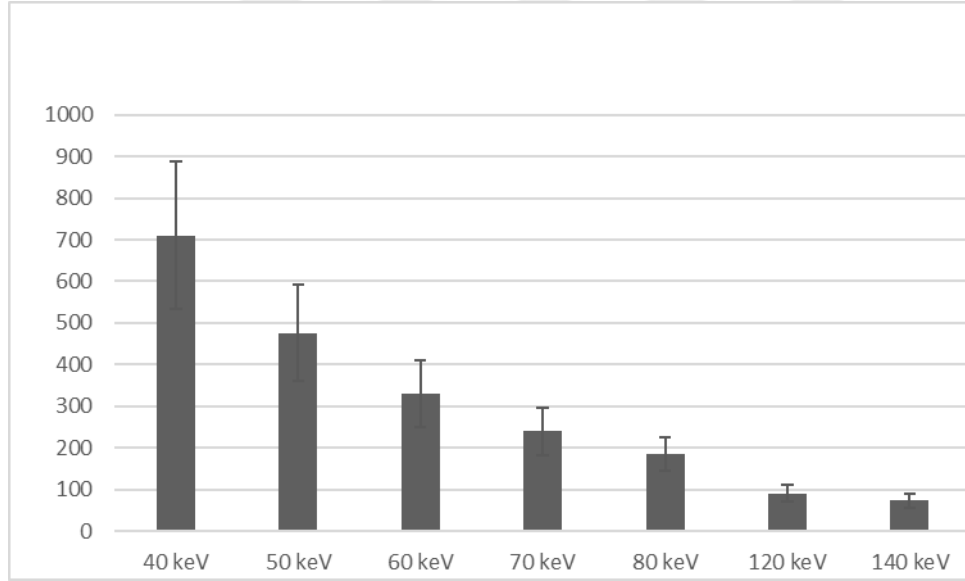
DEBT ile değerlendirildiğinde sağ eksternal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV'de 710 ± 177 HU, 50 keV'de 476 ± 116 HU, 60 keV'de 330 ± 80 HU, 70 keV'de 240 ± 57 HU, 80 keV'de 185 ± 41 HU, 120 keV'de 91 ± 20 HU, 140 keV'de 73 ± 18 HU'ydi. Sağ eksternal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV'den 140 keV'e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot

atenüasyon miktarı 40 keV’da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır (p<0.001).

Tablo 2. Sağ eksternal iliak arterin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Sağ eksternal iliak arter</i>	Ort ± SS	Median	Min-Max
<i>40 keV</i>	710 ± 177	699	147-1188
<i>50 keV</i>	476 ± 116	467	103-794
<i>60 keV</i>	330 ± 80	319	73-546
<i>70 keV</i>	240 ± 57	232	56-391
<i>80 keV</i>	185 ± 41	180	47-299
<i>120 keV</i>	91 ± 20	91	31-144
<i>140 keV</i>	73 ± 18	72	26-129

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



Şekil 10. Sağ eksternal iliak arter atenüasyon değerleri

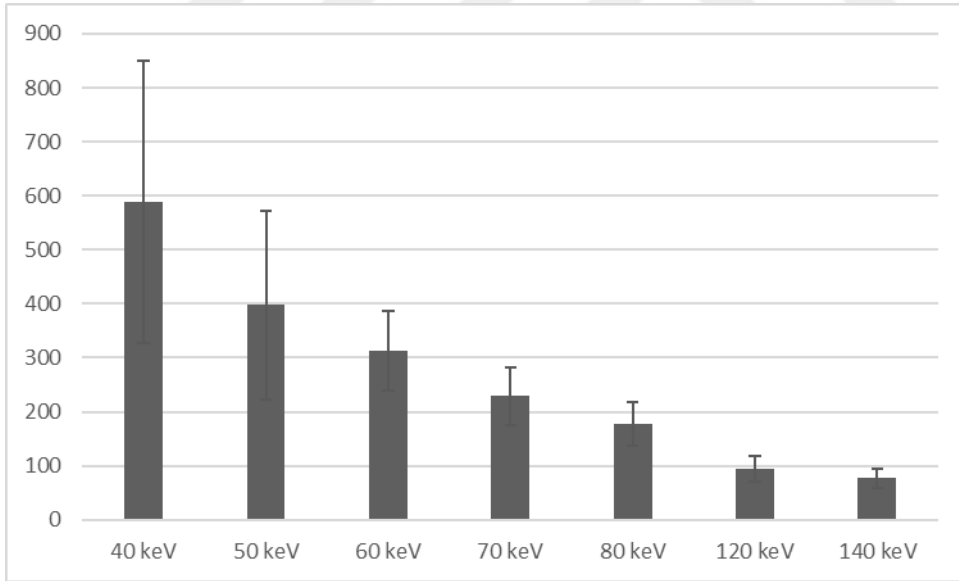
DEBT ile değerlendirildiğinde sağ internal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV’de 589 ± 261 HU, 50 keV’de 398 ± 175 HU, 60 keV’de 313 ± 73 HU, 70 keV’de 229 ± 53 HU, 80 keV’de 178 ± 41 HU, 120 keV’de 94 ± 24 HU, 140 keV’de 77 ± 18 HU’ydi. Sağ internal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV’den 140 keV’e

doğru linear bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV’da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır($p<0.001$).

Tablo 3. Sağ internal iliak arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Sağ internal iliak arter</i>	Ort \pm SS	Median	Min-Max
<i>40 keV</i>	589 \pm 261	624	0-1055
<i>50 keV</i>	398 \pm 175	423	0-717
<i>60 keV</i>	313 \pm 73	311	144-502
<i>70 keV</i>	229 \pm 53	232	108-368
<i>80 keV</i>	178 \pm 41	182	86-290
<i>120 keV</i>	94 \pm 24	91	49-160
<i>140 keV</i>	77 \pm 18	74	45-115

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



şekil 11. Sağ internal iliak arter atenasyon değerleri

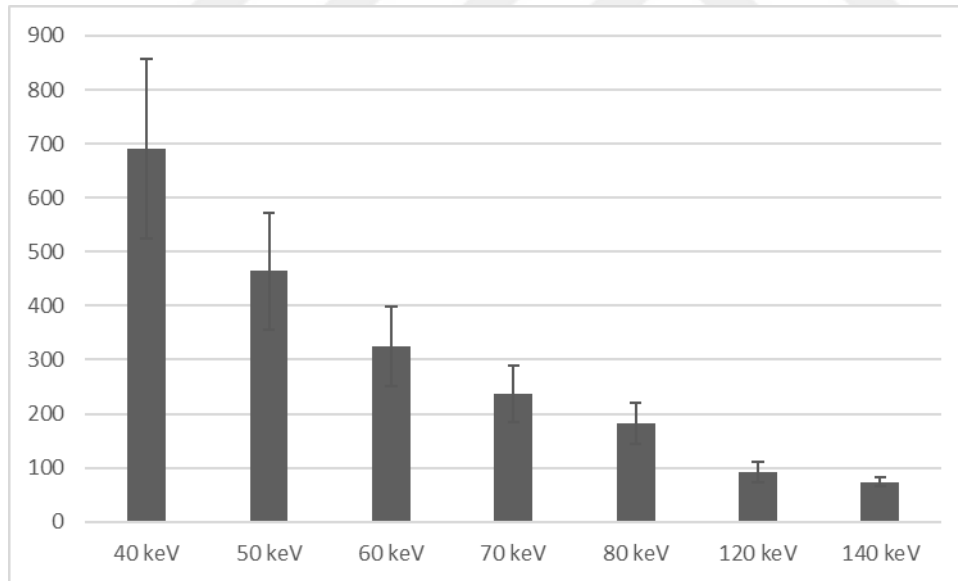
DEBT ile değerlendirildiğinde sol eksternal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV’de 690 \pm 166 HU, 50 keV’de 464 \pm 108 HU, 60 keV’de 324 \pm 74 HU, 70 keV’de 236 \pm 52 HU, 80 keV’de 182 \pm 38 HU, 120 keV’de 92 \pm 20 HU, 140 keV’de

74 ± 8 HU'ydi. Sol eksternal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV'den 140 keV'e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV'da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır (p<0.001).

Tablo 4. Sol eksternal iliak arterin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Sol eksternal iliak arter</i>	Ort ± SS	Median	Min-Max
40 keV	690 ± 166	666	197-1096
50 keV	464 ± 108	450	144-743
60 keV	324 ± 74	313	100-515
70 keV	236 ± 52	229	86-378
80 keV	182 ± 38	177	83-300
120 keV	92 ± 20	92	53-161
140 keV	74 ± 8	73	41-144

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



Şekil 12. Sol eksternal iliak arter atenüasyon değerleri

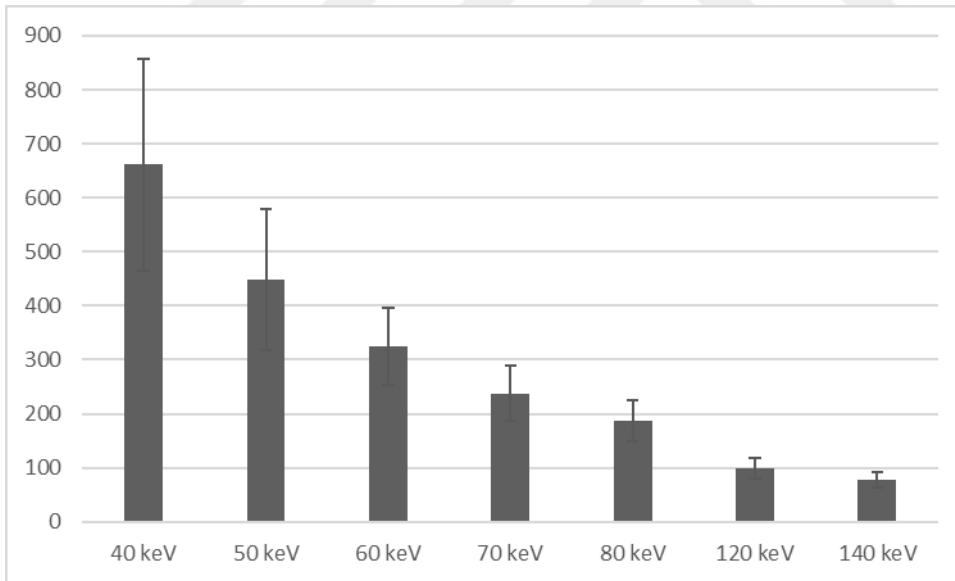
DEBT ile değerlendirildiğinde sol internal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV'de 661 ± 196 HU, 50 keV'de 448 ± 130 HU, 60 keV'de 324 ± 71 HU, 70 keV'de 238 ± 50 HU, 80 keV'de 187 ± 37 HU, 120 keV'de 99 ± 19 HU, 140 keV'de 78 ± 15 HU'ydi. Sol internal iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV'den 140 keV'e

doğru linear bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV’da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır ($p < 0.001$).

Tablo 5. Sol internal iliak arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Sol internal iliak arter</i>	Ort \pm SS	Median	Min-Max
<i>40 keV</i>	661 \pm 196	654	0-1099
<i>50 keV</i>	448 \pm 130	445	0-740
<i>60 keV</i>	324 \pm 71	314	178-510
<i>70 keV</i>	238 \pm 50	229	143-369
<i>80 keV</i>	187 \pm 37	182	125-288
<i>120 keV</i>	99 \pm 19	100	57-148
<i>140 keV</i>	78 \pm 15	79	43-120

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



şekil 13. Sol internal iliak arter atenüasyon değerleri

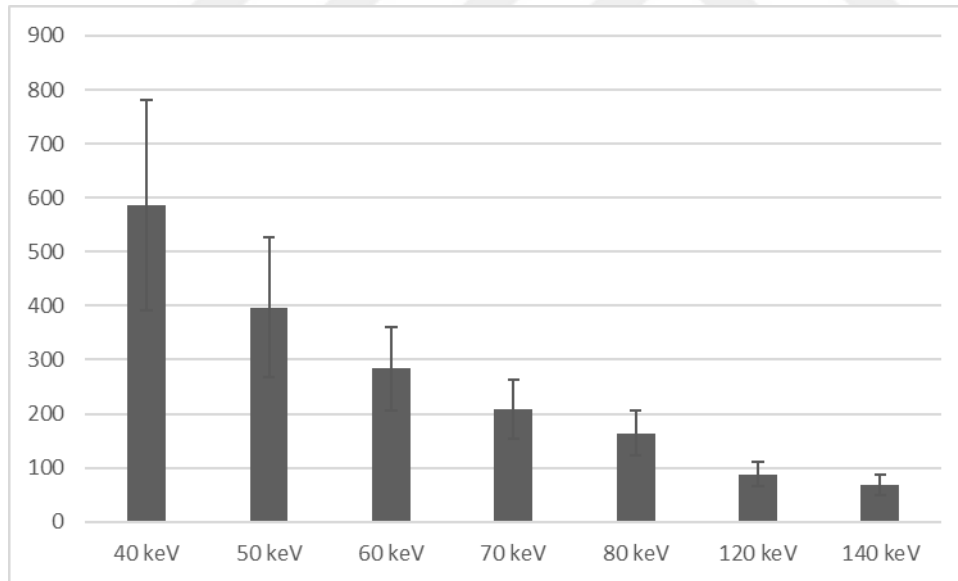
DEBT ile değerlendirildiğinde sağ renal arter atenüasyon değerleri 40 keV’de 661 \pm 196 HU, 50 keV’de 448 \pm 130 HU, 60 keV’de 324 \pm 71 HU, 70 keV’de 238 \pm 50 HU, 80 keV’de 187 \pm 37 HU, 120 keV’de 99 \pm 19 HU, 140 keV’de 78 \pm 15

HU'ydü. Sağ renal arter atenüasyon değeri 40 keV'den 140 keV'e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV'da diğer keV değeriyle daha yüksek saptanmıştır ($p<0.001$).

Tablo 6. Sağ renal arteriniyot atenüasyon değeri DEBT ile değerlendirilmesi

Sağ renal arter	Ort \pm SS	Median	Min-Max
40 keV	586 \pm 195	566	0-1162
50 keV	397 \pm 129	382	0-776
60 keV	284 \pm 77	265	181-533
70 keV	208 \pm 55	193	136-383
80 keV	164 \pm 42	154	115-292
120 keV	88 \pm 23	81	50-140
140 keV	69 \pm 19	69	34-107

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



Şekil 14. Sağ renal arter atenüasyon değeri

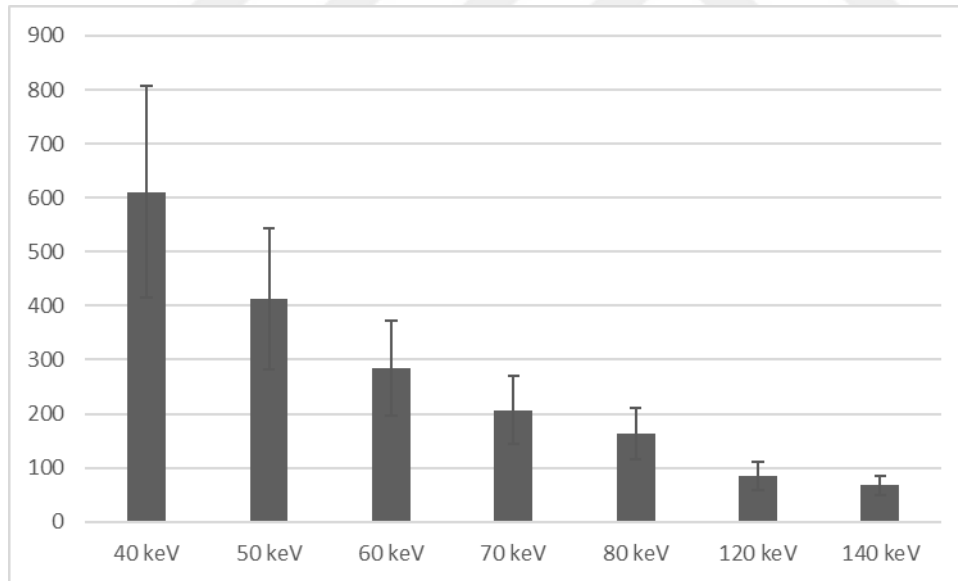
DEBT ile değerlendirildiğinde sol renal arter atenüasyon değeri 40 keV'de 661 \pm 196 HU, 50 keV'de 448 \pm 130 HU, 60 keV'de 324 \pm 71 HU, 70 keV'de 238 \pm 50 HU, 80 keV'de 187 \pm 37 HU, 120 keV'de 99 \pm 19 HU, 140 keV'de 78 \pm 15

HU'ydü. Sol renal arter atenüasyon değerleri 40 keV'den 140 keV'e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV'da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır ($p<0.001$).

Tablo 7. Sol renal arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Sol renal arter</i>	Ort \pm SS	Median	Min-Max
40 keV	611 \pm 197	576	315-1221
50 keV	413 \pm 130	388	215-810
60 keV	284 \pm 88	265	151-544
70 keV	207 \pm 63	189	109-382
80 keV	163 \pm 48	151	86-290
120 keV	85 \pm 26	83	40-140
140 keV	67 \pm 18	68	30-104

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



Şekil 15. Sol renal arter atenüasyon değerleri

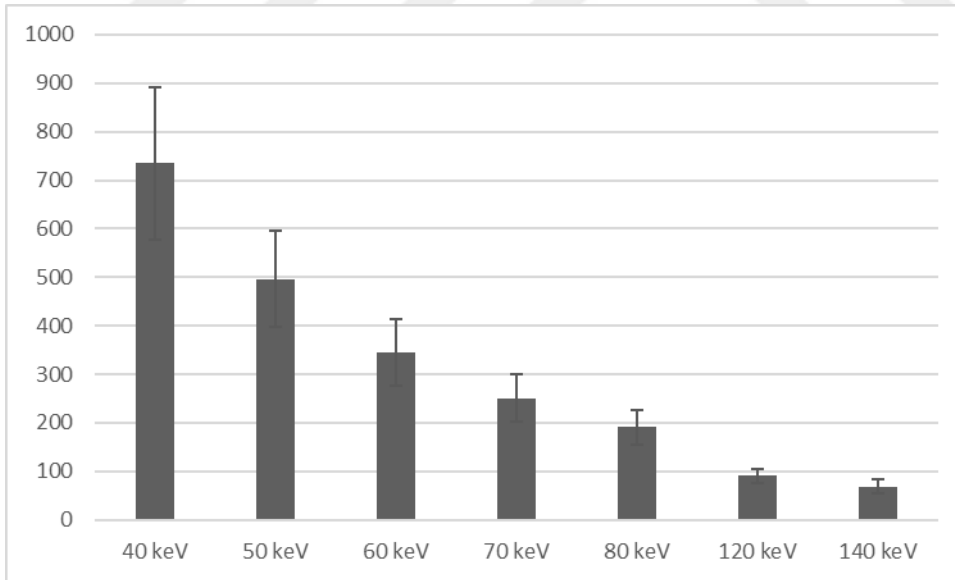
DEBT ile değerlendirildiğinde sağ ana iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV'de 735 \pm 157 HU, 50 keV'de 496 \pm 99 HU, 60 keV'de 345 \pm 68 HU, 70 keV'de 251 \pm 48 HU, 80 keV'de 191 \pm 35 HU, 120 keV'de 91 \pm 15 HU, 140 keV'de 69 \pm 14

HU'ydü. Sağ ana iliak arter atenüasyon değeri 40 keV'den 140 keV'e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV'da diğer keV değeriyle daha yüksek saptanmıştır (p<0.001).

Tablo 8. Sağ ana iliak arterin iyot atenüasyon değeriyle DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Sağ ana iliak arter</i>	Ort ± SS	Median	Min-Max
<i>40 keV</i>	735 ± 157	698	465-1169
<i>50 keV</i>	496 ± 99	469	354-781
<i>60 keV</i>	345 ± 68	330	253-545
<i>70 keV</i>	251 ± 48	241	185-396
<i>80 keV</i>	191 ± 35	187	143-299
<i>120 keV</i>	91 ± 15	86	65-140
<i>140 keV</i>	69 ± 14	71	31-99

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



Şekil 16. Sağ ana iliak arter atenüasyon değeriyle

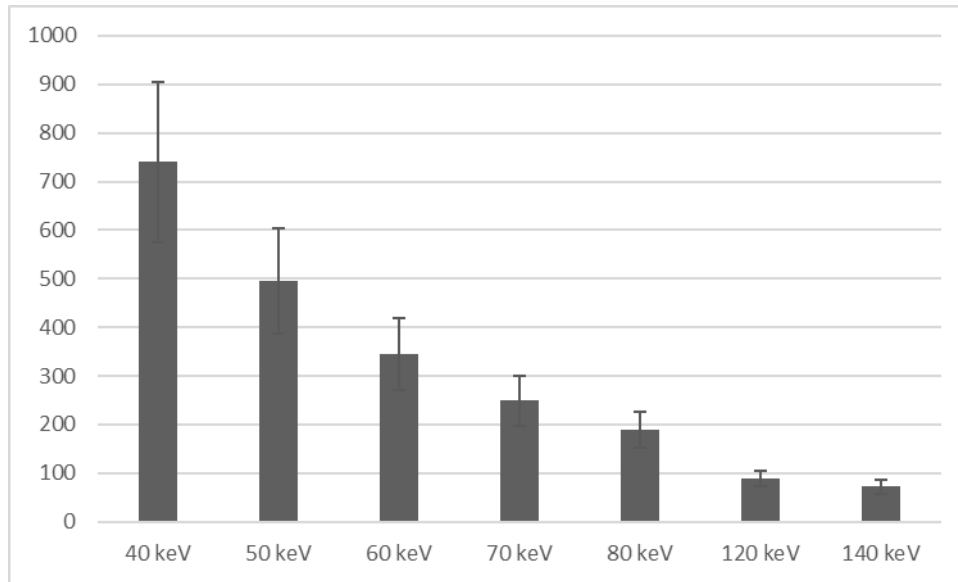
DEBT ile değerlendirildiğinde sol ana iliak arter atenüasyon değeri 40 keV'de 741 ± 165 HU, 50 keV'de 495 ± 108 HU, 60 keV'de 344 ± 74 HU, 70

keV’de 249 ± 52 HU, 80 keV’de 189 ± 37 HU, 120 keV’de 89 ± 17 HU, 140 keV’de 72 ± 14 HU’ydi. Sol ana iliak arter atenüasyon değerleri 40 keV’den 140 keV’e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV’da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır ($p < 0.001$).

Tablo 9. Sol ana iliak arterin iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Sol ana iliak arter</i>	Ort \pm SS	Median	Min-Max
40 keV	741 \pm 165	697	450-1208
50 keV	495 \pm 108	469	311-802
60 keV	344 \pm 74	326	217-551
70 keV	249 \pm 52	238	168-394
80 keV	189 \pm 37	181	141-295
120 keV	89 \pm 17	88	59-130
140 keV	72 \pm 14	71	43-107

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



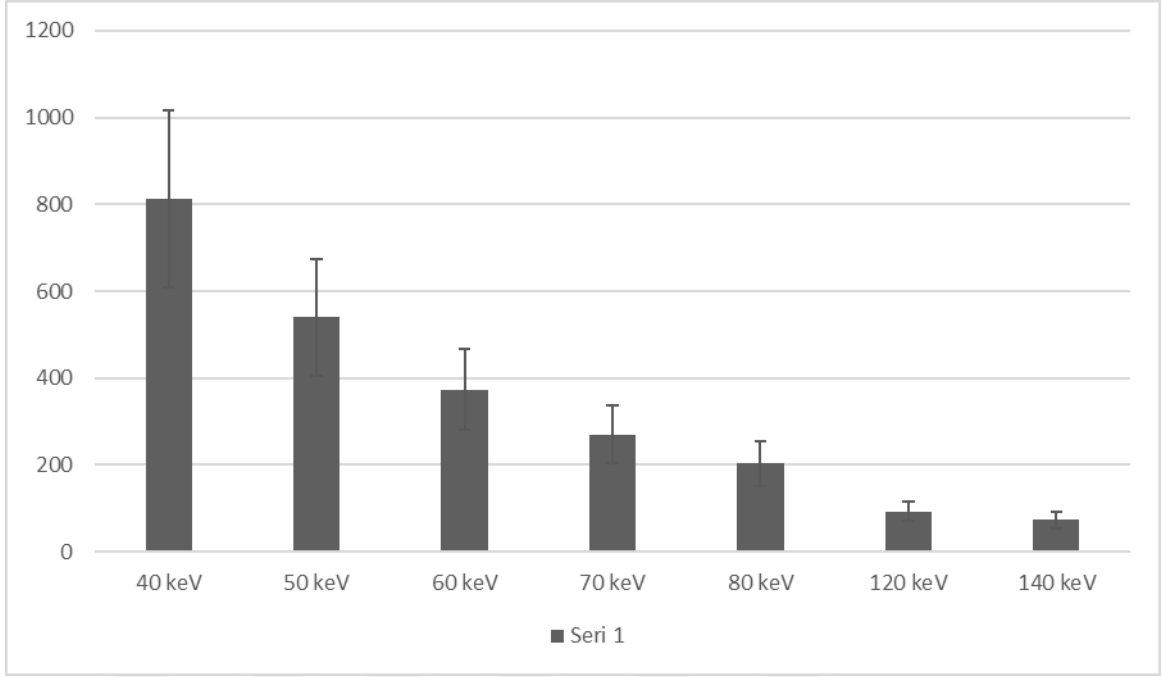
Şekil 17. Sol ana iliak arter atenüasyon değerleri

DEBT ile değerlendirildiğinde çıkan aort atenüasyon değerleri 40 keV’de 812 ± 204 HU, 50 keV’de 540 ± 135 HU, 60 keV’de 373 ± 93 HU, 70 keV’de 270 ± 67 HU, 80 keV’de 203 ± 51 HU, 120 keV’de 93 ± 23 HU, 140 keV’de 73 ± 19 HU’ydi. Çıkan aort atenüasyon değerleri 40 keV’den 140 keV’e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV’de diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır ($p < 0.001$).

Tablo 10. Çıkan aortun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Çıkan Aort</i>	<i>Ort ± SS</i>	<i>Median</i>	<i>Min-Max</i>
<i>40 keV</i>	812 ± 204	790	375-1424
<i>50 keV</i>	540 ± 135	523	245-944
<i>60 keV</i>	373 ± 93	364	166-649
<i>70 keV</i>	270 ± 67	263	116-466
<i>80 keV</i>	203 ± 51	197	83-349
<i>120 keV</i>	93 ± 23	91	40-156
<i>140 keV</i>	73 ± 19	70	33-120

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



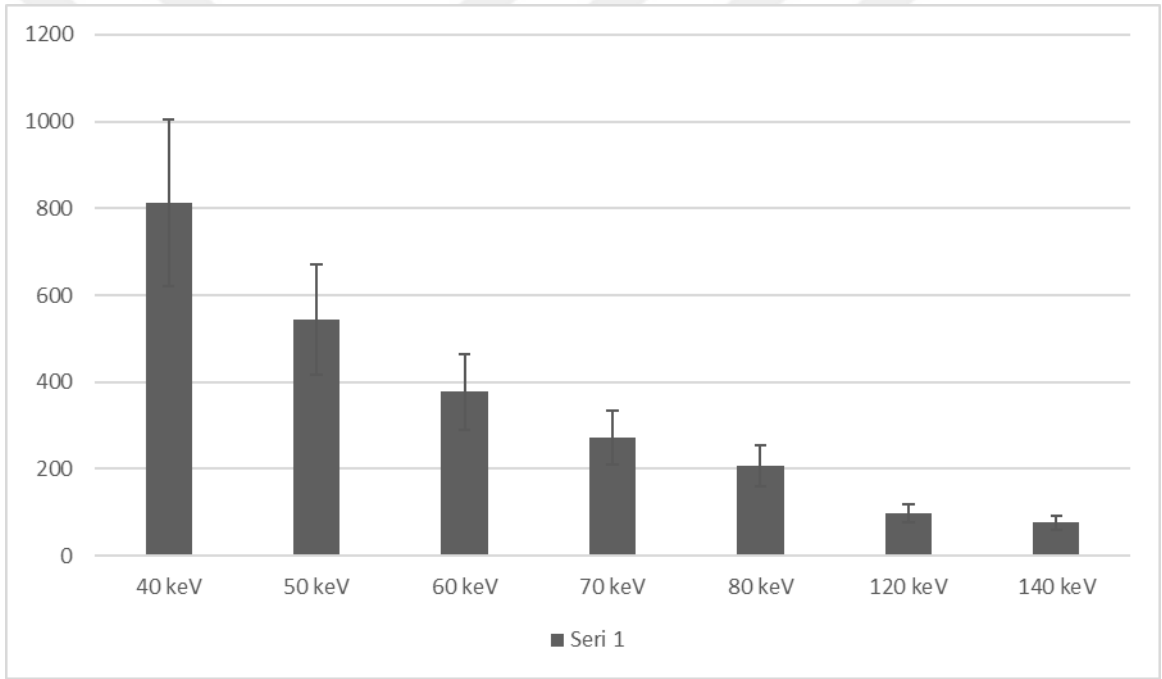
Şekil 18. Çıkan aort atenüasyon değerleri

DEBT ile değerlendirildiğinde inen aort atenüasyon değerleri 40 keV'de 813 ± 193 HU, 50 keV'de 543 ± 127 HU, 60 keV'de 377 ± 87 HU, 70 keV'de 273 ± 62 HU, 80 keV'de 207 ± 46 HU, 120 keV'de 97 ± 20 HU, 140 keV'de 76 ± 16 HU'ydü. İnen aort atenüasyon değerleri 40 keV'den 140 keV'e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV'da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır ($p < 0.001$).

Tablo 11. İnen aortun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>İnen Aort</i>	Ort ± SS	Median	Min-Max
<i>40 keV</i>	813 ± 193	762	557-1333
<i>50 keV</i>	543 ± 127	510	367-883
<i>60 keV</i>	377 ± 87	354	252-607
<i>70 keV</i>	273 ± 62	258	178-435
<i>80 keV</i>	207 ± 46	198	130-324
<i>120 keV</i>	97 ± 20	94	53-148
<i>140 keV</i>	76 ± 16	72	47-131

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir

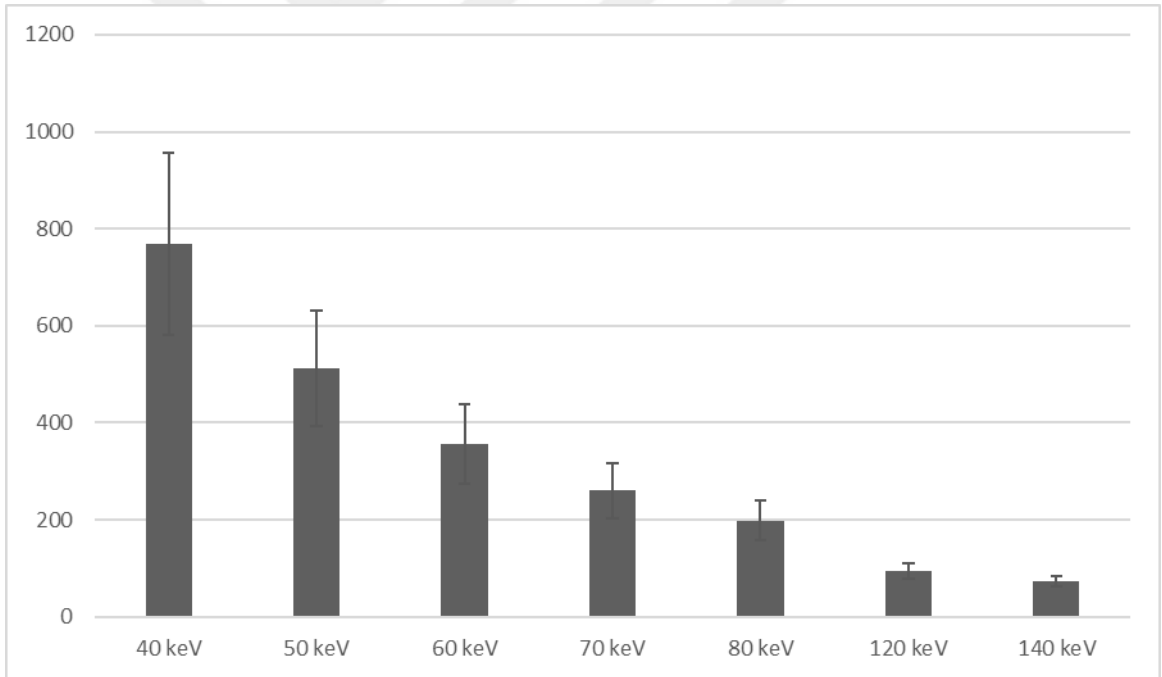


Şekil 19. İnen aort atenüasyon değerleri

DEBT ile değerlendirildiğinde abdominal aort atenüasyon değerleri 40 keV’de 768 ± 188 HU, 50 keV’de 512 ± 119 HU, 60 keV’de 357 ± 82 HU, 70 keV’de 260 ± 57 HU, 80 keV’de 198 ± 41 HU, 120 keV’de 94 ± 16 HU, 140 keV’de 74 ± 11 HU’ydi. Abdominal aort atenüasyon değerleri 40 keV’den 140 keV’e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV’da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır ($p < 0.001$).

Tablo 12. Abdominal aortun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

<i>Abdominal aort</i>	Ort ± SS	Median	Min-Max
<i>40 keV</i>	768 ± 188	736	488-1285
<i>50 keV</i>	512 ± 119	490	338-850
<i>60 keV</i>	357 ± 82	336	241-583
<i>70 keV</i>	260 ± 57	241	185-417
<i>80 keV</i>	198 ± 41	182	146-310
<i>120 keV</i>	94 ± 16	90	71-132
<i>140 keV</i>	74 ± 11	71	53-102



Şekil 20. Abdominal aort atenüasyon değerleri

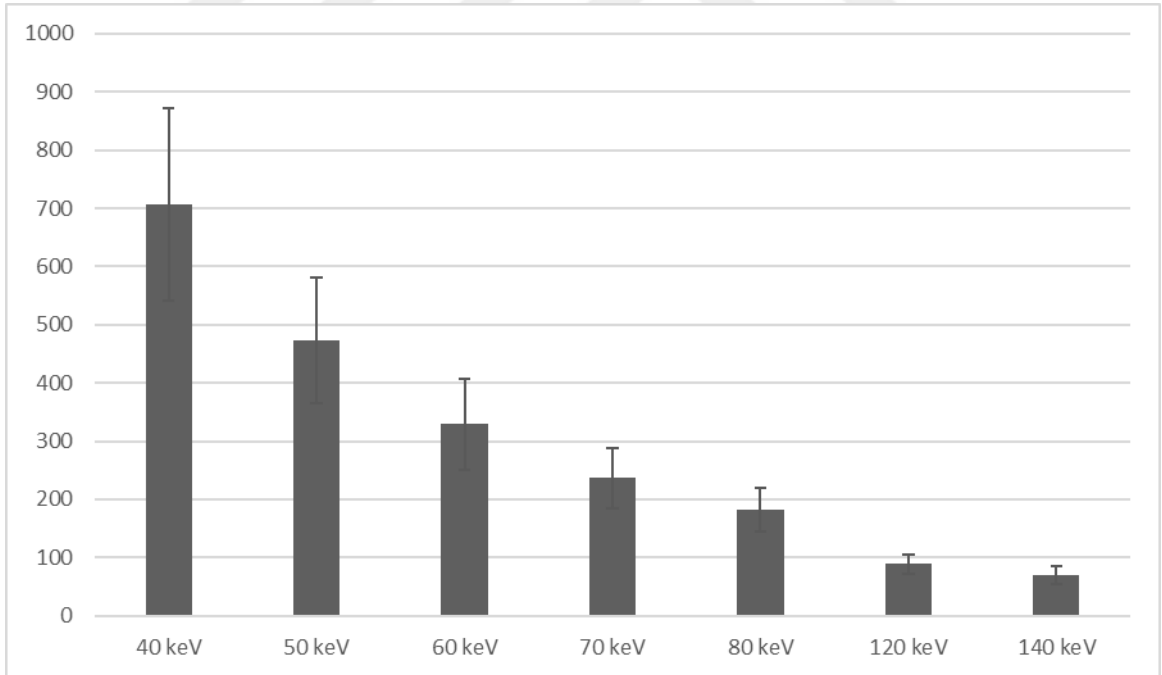
DEBT ile değerlendirildiğinde çölyak trunkus atenüasyon değerleri 40 keV’de 707 ± 166 HU, 50 keV’de 474 ± 108 HU, 60 keV’de 329 ± 79 HU, 70 keV’de 237 ± 52 HU, 80 keV’de 182 ± 38 HU, 120 keV’de 89 ± 17 HU, 140 keV’de 70 ± 15 HU’ydi. Çölyak trunkus atenüasyon değerleri 40 keV’den 140 keV’e doğru

lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların iyot atenüasyon miktarı 40 keV’da diğer keV değerlerinden daha yüksek saptanmıştır ($p<0.001$).

Tablo 13. Çölyak trunkusun iyot atenüasyon değerlerinin DEBT ile değerlendirilmesi

Çölyak trunkus	Ort \pm SS	Median	Min-Max
40 keV	707 \pm 166	652	480-1140
50 keV	474 \pm 108	441	332-755
60 keV	329 \pm 79	306	230-541
70 keV	237 \pm 52	222	162-366
80 keV	182 \pm 38	169	123-273
120 keV	89 \pm 17	84	53-123
140 keV	70 \pm 15	70	44-101

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



Şekil 21. Çölyak trunkus atenüasyon değerleri

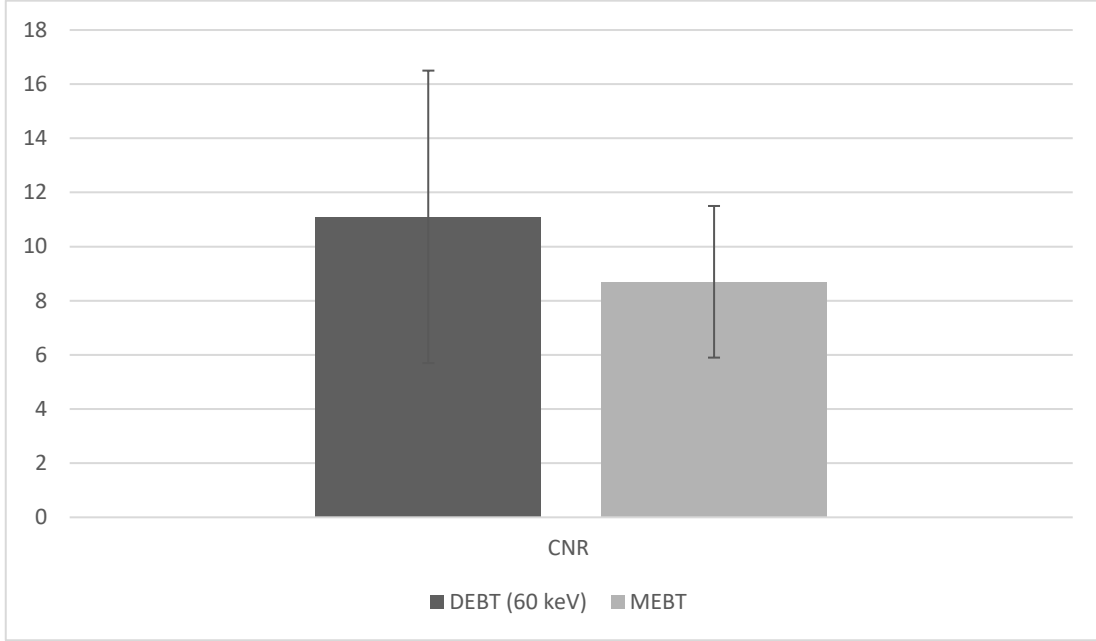
60 keV’de değerlendirilen çıkan aort ($p=0.011$), inen aort ($p<0.001$), abdominal aort ($p=0.001$), çölyak trunkus ($p=0.004$), sağ ana iliak arter ($p<0.001$), sol ana iliak arter ($p=0.001$), sağ eksternal iliak arter ($p<0.001$), sol eksternal iliak arter ($p=0.001$) ve sol internal iliak arter ($p<0.001$) atenüasyon değerleri MEBT ile alınan atenüasyon değerlerinden daha yüksekti. Sağ renal ($p=0.257$) ve sol renal arter ($p=0.253$) atenüasyon değerleri açısından DEBT ve MEBT arasında anlamlı farklılık izlenmedi.

Tablo 14. DEBT ve MEBT’in atenüasyon değerlerinin karşılaştırılması

	MEBT	DEBT (60 keV)	p
<i>Çıkan aort</i>	325 ± 101	373 ± 93	0.011
<i>İnen aort</i>	311 ± 89	377 ± 87	<0.001
<i>Abdominal aort</i>	305 ± 91	357 ± 82	0.001
<i>Çölyak trunkus</i>	284 ± 91	329 ± 79	0.004
<i>Sağ renal arter</i>	264 ± 95	284 ± 77	0.277
<i>Sol renal arter</i>	263 ± 99	284 ± 88	0.253
<i>Sağ ana iliak arter</i>	290 ± 82	345 ± 68	<0.001
<i>Sol ana iliak arter</i>	295 ± 88	344 ± 74	0.001
<i>Sağ eksternal iliak arter</i>	270 ± 77	328 ± 80	<0.001
<i>Sağ internal iliak arter</i>	253 ± 74	313 ± 75	<0.001
<i>Sol eksternal iliak arter</i>	271 ± 82	321 ± 74	0.001
<i>Sol internal iliak arter</i>	268 ± 92	324 ± 72	<0.001

DEBT ile değerlendirildiğinde, 40 keV’de CNR 12.7 ± 5.7 , 50 keV’de 11.7 ± 5.4 , 60 keV’de 11.1 ± 5.4 , 70 keV’de 9.9 ± 4.7 , 80 keV’de 7.1 ± 3.2 , 90 keV’de 6.1 ± 2.9 , 100 keV’de 5.0 ± 2.5 , 110 keV’de 4.2 ± 2.2 , 120 keV’de 3.5 ± 2.0 , 130 keV’de 2.9 ± 1.7 , 140 keV’de 2.4 ± 1.5 ’ti. CNR değerleri 40 keV’den 140 keV’e doğru lineer bir azalma göstermekteydi. Ana vasküler yapıların CNR düzeyleri 40 keV’de diğer keV değerlerinden ve MEBT’den daha yüksek saptanmıştır ($p<0.001$). MEBT

görüntüleme ise ortalama CNR değeri 8.7 ± 2.8 bulundu. 60 keV spektrumunda CNR seviyesi DEBT yönteminde MEBT'e kıyasla daha yüksekti ($p < 0.001$).

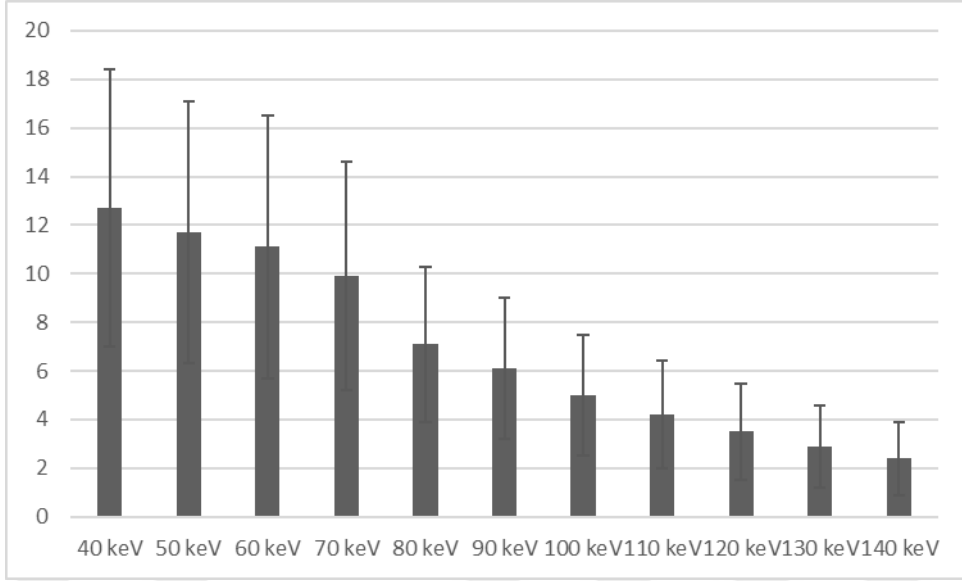


Şekil 22. DEBT ve MEBT yöntemlerinin CNR değerleri

Tablo 15. DEBT yöntemi, farklı enerji seviyelerinde CNR seviyeleri

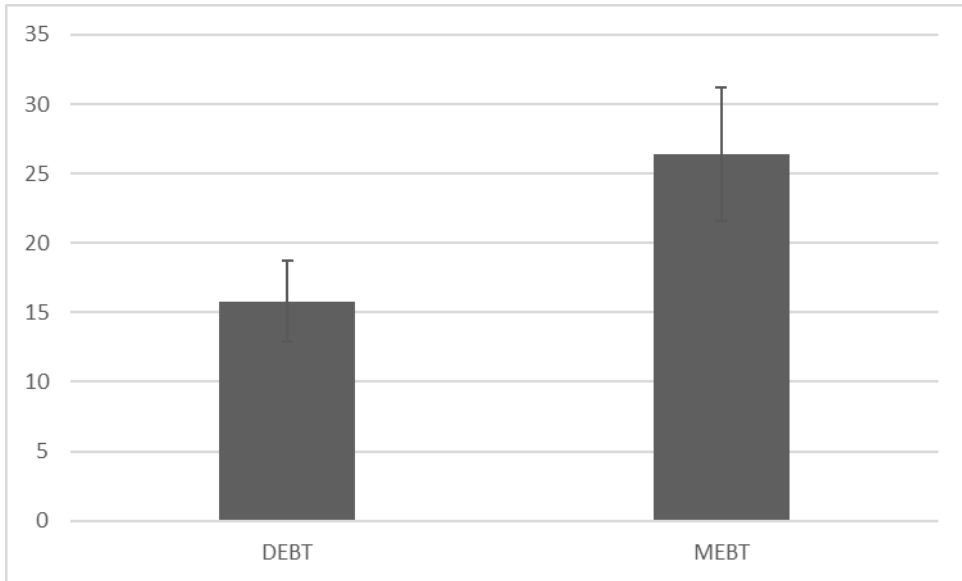
	Ort ± SS	Median	Min-Max
40 keV	12.7 ± 5.7	11.4	5.0-27.2
50 keV	11.7 ± 5.4	10.2	4.9-25.9
60 keV	11.1 ± 5.4	9.7	4.3-24.1
70 keV	9.9 ± 4.7	8.0	4.3-21.8
80 keV	7.1 ± 3.2	6.0	3.2-14.0
90 keV	6.1 ± 2.9	5.2	2.4-12.5
100 keV	5.0 ± 2.5	4.4	1.8-10.3
110 keV	4.2 ± 2.2	3.8	1.5-9.2
120 keV	3.5 ± 2.0	3.0	1.0-7.6
130 keV	2.9 ± 1.7	2.3	0.6-6.9
140 keV	2.4 ± 1.5	1.8	0.4-5.8

*Değerler Hounsfield Unit (HU) şeklinde ifade edilmiştir



Şekil 23. DEBT için farklı keV değerlerinde CNR analizi

DEBT için kullanılan total iyot miktarı ortalama 15.8 ± 2.9 mg (median 15.7 mg, 10.5-21.0 mg aralığında), MEBT için kullanılan total iyot miktarı 26.4 ± 4.8 mg'dı (median 26.2 mg, 17.5-35.0 mg aralığında). MEBT için kullanılan iyot miktarı DEBT için kullanılanlardan anlamlı derecede daha fazlaydı ($p < 0.001$).



Şekil 24. DEBT ve MEBT için kullanılan total iyot miktarları

CTDI doz ortalaması DEBT için 10.0 ± 2.8 mGy, MEBT için 9.2 ± 7.2 mGy'di. CTDI dozları açısından DEBT ve MEBT arasında anlamlı farklılık izlenmedi ($p=0.484$). Total DLP doz ortalaması DEBT için 753 ± 246 mGy.cm, MEBT için 636 ± 511 mGy.cm'di. Total DLP dozları açısından DEBT ve MEBT arasında anlamlı farklılık izlenmedi ($p=0.202$).

Tablo 16. DEBT ve MEBT radyasyon doz indeksleri

	DEBT		MEBT		p
	<i>Ort ± SS</i>	<i>Median</i>	<i>Ort ± SS</i>	<i>Median</i>	
<i>CTDI</i>	10.0 ± 2.8	8.7	9.2 ± 7.2	5.9	0.484
<i>Total DLP</i>	753 ± 246	649	636 ± 511	402	0.202

5. TARTIŞMA

Yeni teknolojik gelişmeler DEBT yönteminin çoğu klinik senaryoda kullanımına olanak sağlamıştır. DEBT görüntüleri çeşitli görüntü rekonstrüksiyonlarına olanak sağlaması nedeniyle patolojilerin daha iyi karakterize edilmesine olanak sağlamaktadır. Bu teknik düşük ve yüksek pikli voltaj spektrumlarında görüntüleme sağlamanın yanında, aynı zamanda materyale özgü rekonstrüksiyonlarla düşük ve yüksek pikli kilovoltaj verilerinin kombine edilebilmesini sağlamaktadır. Ek olarak, daha düşük kVp değerlerinde iyotlu kontrast maddenin daha iyi görülebilmesi kullanılan kontrast madde miktarını azaltmaktadır. Bu avantajları DEBT görüntülemeyi vasküler görüntülemeye değerli kılmaktadır[99, 101-105].

DEBT görüntülemeye iki farklı enerji spektrumunda görüntüler elde edilmektedir. İşlem sonrasında görüntüler başlıca iki ana algoritma ile oluşturulmaktadır: Sanal monokromatik görüntüleme ve materyal ayrıştırma yöntemleri. Sanal monokromatik görüntüleme Martin ve ark'ı[106] tarafından kullanılan algoritma ile 40-200 keV arasında değişen tek bir enerji seviyesinde görüntüler oluşturulmaktadır. Düşük keV görüntüleri BT anjiyografide vasküler görüntülemeye kullanılırken, yüksek keV görüntüleri metal artefaktların azaltılmasında başarılıdır[107, 108]. Çalışmamızda da benzer şekilde 40-140 keV'de oluşturulan görüntülerin abdominal vasküler yapıları görüntüleme özellikleri değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın ilk dikkat çeken bulgusu 60 keV'de oluşturulan DEBT görüntülerinin subjektif tanı doğruluğunun diğer enerji spektrumlarına kıyasla daha yüksek olmasıydı. Bu enerji spektrumunu sırasıyla 70 keV ve 50 keV'de oluşturulan görüntüler takip etmekteydi. Diğer taraftan vasküler görüntülemeye, DEBT görüntülemenin subjektif tanısallık doğruluğu, MEBT görüntülemeye daha yüksek bulunmuştur ($p < 0.001$). Ayrıca çalışmamızda, DEBT ve MEBT yöntemleri arasında radyasyon doz indekslerinden CTDI ($p = 0.484$) ve total DLP ($p = 0.202$) açısından farklılık izlenmedi.

Çalışmamızda DEBT ile 60 keV’de çıkan aort ($p=0.011$), inen aort ($p<0.001$), abdominal laort ($p=0.001$), çölyak trunkus ($p=0.004$), sağ ve sol ana iliak arter ($p<0.001$, $p=0.001$), sağ ve sol eksternal iliak arter ($p<0.001$, $p<0.001$), sağ eksternal iliak arter ($p=0.001$), sol internal iliak arter ($p<0.001$) için izlenen atenüasyon değerleri MEBT yönteminden daha yüksekti.

CNR değerinin çalışmamızda 40 keV’den 140 keV’ye doğru gidildikçe progresif azalma gösterdiği, en yüksek CNR değerlerinin en düşük enerji seviyesi olan 40 keV’de elde olunduğu saptandı. Aynı zamanda enerji seviyesi düştükçe, kontrast atenüasyon değerlerinin yükseldiği görülmüştür. Enerji seviyesi düştükçe kontrast atenüasyonu artmakla birlikte gürültünün de artış gösterdiği anlaşılmıştır. Bu da tanısallığın artırılması açısından optimal bir enerji seviyesinin belirlenmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. Çalışmamızda atenüasyon değerleri korunurken en iyi tanı doğruluğuna ulaşılan enerji spektrumunun 60 keV olduğu belirlenmiştir. Vasküler görüntüleme için en iyi monokromatik enerji seviyesinin 60 keV olduğu diğer çalışmalar tarafından doğrulanırken, farklı enerji seviyelerine işaret eden çalışmalar da bulunmaktaydı. Ancak özellikle vasküler görüntüleme için bildirilen en iyi enerji spektrumları 50-80 keV arasında değişim göstermekteydi.

Delesalle ve ark’ı[109] tarafından 2013 yılında yapılan çalışmada torasik malign tümör takibi için referans edilen 80 hastanın 80 ve 140 kVp’de oluşturulan orijinal polikromatik görüntüleri ile 8 farklı enerji seviyesinde (50, 60, 70, 80, 90 ve 100 keV) oluşturulan monokromatik görüntüleri değerlendirilmiştir. Çalışmada, aorta, pulmoner arterler ve venlerin görüntülenmesinde, 60 keV serilerinin CNR ve SNR oranları yüksekken, belirgin artefaktın izlenmediği (beam-hardening) yeterli atenüasyon sağlayan en iyi değer 60 keV olduğu bildirilmiştir. Bu bulgular çalışmamızla örtüşmekteydi. Delesalle ve ark’ının çalışmasında, superior vena cava ve brakiosefalik venler için en iyi görüntülerin 100 keV’de oluşturulan görüntüler olduğu ifade edilmiştir. Ancak çalışmamızda venlerden ziyade ana arterler değerlendirilmiştir.

Sudarski ve ark’ı[110] tarafından 2013 yılında yapılan çalışmada, bulgularımıza benzer şekilde, alt ekstremitte arterlerinin DEBT ile görüntülenmesinde en iyi monokromatik enerji spektrumunun 60 keV olduğu ifade edilmiştir. 60 keV

görüntülerde MEBT'e kıyasla sinyal intensitesi ve CNR daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda da benzer şekilde atenuasyon ve CNR değerleri DEBT yönteminde daha yüksekti.

Almutairi ve ark'ı[111]tarafından yakın bir zamanda yapılan çalışmada periferik arter hastalığı nedeniyle DEBT yöntemi için refere edilen 30 hasta değerlendirilmiştir. 6 farklı enerji seviyesinde (55, 55, 60, 65, 70, 75 keV) oluşturulan görüntüler arasında gürültü oranı düşük, SNR ve CNR oranı yüksek en iyi görüntünün 65 keV'de oluşturulan görüntüler olduğu ifade edilmiştir.

Matsumoto ve ark'ı[112]tarafından 2011 yılında yapılan deneysel çalışmada ise görüntü gürültüsü düşük, CNR oranları yüksek en iyi monokromatik enerji spektrumunun 70 keV olduğu bildirilmiştir. Konvansiyonel 120 kVp MEBT ile karşılaştırıldığında 70 keV daha üstün bulunmuştur. Matsumoto ve ark'ı deneysel tarzdaki bu çalışmalarında, 140 kVp'de ortalama foton enerjisinin 72 keV olmasından yola çıkmıştır. Ancak optimal enerji seviyesi, hastanın kilosu, görüntülenmesi istenen vasküler yapı, pulmoner parankimi görüntüleme ihtiyacı gibi çok fazla değişkenden etkilenmektedir. Bu nedenle bildirilen keV değerleri çalışmalar arasında farklılık göstermektedir.

Yuan ve ark'ı[113]tarafından 2012 yılında yapılan prospektif çalışmada 94 hasta iki gruba randomize edilmiştir: standart BT pulmoner anjiyografi ve DEBT pulmoner anjiyografi. 50 keV'de oluşturulan DEBT görüntülerinin standart BT görüntülere kıyasla sinyal intensitesinin daha yüksek olduğu, SNR ve CNR oranlarının daha yüksek olduğu, ayrıca iyot miktarının belirgin derecede azaldığı ifade edilmiştir.

Kulkarni ve ark'ı[114]tarafından 2012 yılında yapılan retrospektif çalışmada pulmoner emboliden şüphelenilen 110 hasta DEBT ile değerlendirilmiştir. 50 ve 70 keV'de veri setlerinde oluşturulan monokromatik görüntüler görüntü kalitesi, gürültüsü ve venöz kontrast açısından değerlendirilmiştir. Çalışmada subjektif görüntü kalitesi 50 ve 70 keV serilerde benzer bulunmuştur. Diğer taraftan 50 keV'de atenuasyon ve CNR değerleri 70 keV'den daha yüksek bulunmuştur. Bu nedenle pulmoner emboli için 50 keV görüntülerin daha uygun olduğu ifade edilmiştir.

Pinho ve ark'ı[100] tarafından 2013 yılında yapılan retrospektif çalışmada abdominal aort hastalıkları nedeniyle 35 hasta MEBT ve DEBT yöntemleriyle değerlendirilmiştir. Görüntü kalitesi çalışmamıza benzer şekilde 5 puanlı bir likert ölçeğiyle değerlendirilmiştir. Aynı zamanda, aorta-iliak atenüasyon ve CNR değerleri incelenmiştir. DEBT görüntüler 50, 70, 90, 110 keV'de oluşturulmuştur. Çalışmada MEBT'e kıyasla, 70 keV görüntü kalitesinin daha iyi olduğu bulunmuştur. 50 ve 70 keV'de gürültü oranı MEBT'den daha düşük, 90 ve 110 keV'de daha yüksek bildirilmiştir. Diğer taraftan 50 keV'de renal arter dallarının daha iyi vizüelize edildiği bildirilmiştir.

He ve ark'ı[115] tarafından 2014 yılında yapılan prospektif çalışmada DEBT ile 50 hastada abdominal vasküler yapılar (özellikle de süperior mezenterik arter, SMA) değerlendirilmiştir. DEBT yönteminin (40-140 keV) görüntü kalitesi, CNR seviyesi MEBT ile kıyaslanmıştır. 50 keV'de subjektif görüntü kalitesinin MEBT yönteminden daha iyi olduğu bildirilmiştir. SMA için en iyi CNR 50 keV'de edilirken, CNR oranları MEBT'den yüksek bulunmuştur (20.8 ± 4.1 & 9.2 ± 1.0).

Shuman ve ark'ı[116] tarafından 2016 yılında yapılan çalışmada, aort anevrizması veya stent grefti nedeniyle MEBT ve DEBT anjiyografisi olan hastalar değerlendirilmiştir. DEBT yöntemi için CNT oranının ve renal arter dallarının görüntülenmesi yazarın önceki çalışmalarında daha iyi olduğu için DEBT yöntemi 50 ve 77 keV spektrumunda değerlendirilmiştir. MEBT ise 120 kVp ile değerlendirilmiştir. 50 keV'de aorta atenüasyon değerleri 77 keV ve 120 kVp görüntülerden yüksek bulunmuştur. CNR ve SNR ise 50 keV'de 77 keV'den yüksek bulunurken 120 kVp ile benzer bulunmuştur.

Bu çalışmalar ışığında abdominal vasküler görüntüleme en iyi monokromatik enerji spektrumlarının 50-80 keV aralığında olduğu söylenebilir. Bu enerji spektrumunda görüntü kalitesi konvansiyonel 120 kVp BT'den daha iyiyken, aynı zamanda kontrast miktarlarını da azaltmaktadır.

65 yaş üzerindeki erkekler abdominal aort anevrizması için risk altındadır. Bu hastaların tedavisinde hastanede kalış süresinin kısa olması, perioperatif mortalite ve morbiditenin düşük olması nedeniyle endovasküler onarım ve stent yerleştirme tercih edilmektedir. Ancak vasküler kaçak gibi komplikasyonlar nedeniyle sık ve uzun

sürelî görüntüleme gerekmektedir[117-119].Bu amaçla tercih edilen yöntem, non-invazif olması, maliyet etkin ve kullanıcı bağımsız olması nedeniyle BT anjiyografidir. Ancak hasta grubunun da özellikle ileri yaş hastalardan oluşması nedeniyle kullanılan kontrast maddeye bağılı böbrek hasarı önemli bir sorundur. Nyman ve ark'ı kontrast miktarının kontrast kaynaklı nefropati için bağımsız bir belirleyici olduğunu ifade etmiştir. İyot miktarı/GFH oranı 1'den az olduğunda kontrast kaynaklı nefropati riski %3 iken, bu oran 1 ve üzerine çıktığında risk %25'e çıkmaktadır[120]. Bu nedenle BT anjiyografi için kullanılan kontrast maddenin mümkün olduğunca az olması gerekmektedir. DEBT görüntülemenin kullanılan kontrast madde açısından konvansiyonel BT anjiyografilerden üstün olduğu ileri sürülmektedir. DEBT görüntülemede, düşük kVp değerlerinde iyotlu kontrast maddenin daha iyi görülebilmesi total kontrast volümünün azalmasını sağlamaktadır.

Bu nedenle BT anjiyografi için kullanılan kontrast maddenin mümkün olduğunca az olması gerekmektedir. DEBT görüntülemenin kullanılan kontrast madde açısından konvansiyonel BT anjiyografilerden üstün olduğu ileri sürülmektedir. DEBT görüntülemede, düşük kVp değerlerinde iyotlu kontrast maddenin daha iyi görülebilmesi total kontrast volümünün azalmasını sağlamaktadır[121-123]. Yuan ve ark'ı[113], Delesalle ve ark'ı[109]pulmoner DEBT anjiyografi ile iyot dozunu azalttıklarını ifade etmiştir. Diğer taraftan vasküler görüntüleme hakkında sınırlı sayıda veri bulunmaktadır. Abdominal BT anjiyografiler toraks BT anjiyografiye kıyasla, çekim süresinin uzun olması, çok fazla organın değerlendirilmesi için yumuşak doku kontrastının fazla olması, doku bileşimi nedeniyle daha fazla iyot dozu gerekmektedir. Bu nedenle abdominal BT anjiyografilerde iyot dozunun düşük tutulması daha fazla önem taşımaktadır.

Çalışmamızda MEBT görüntülemede ortalama 26.4 ± 4.8 gr iyot kullanılırken, DEBT görüntülemede 15.8 ± 2.9 gr iyot kullanılmıştır. DEBT görüntülemede kullanılan iyot miktarı MEBT için kullanılan iyot miktarından belirgin derecede düşük bulunmuştur ($p<0.001$). Bulgularımız diğer çalışmaların sonuçlarıyla örtüşmekteydi.

Carracosa ve ark'ı[124]tarafından 2014 yılında yapılan randomize kontrollü çalışmada BT anjiyografiye yönlendirilen hastalar sırasıyla DEBT ve MEBT

yöntemlerine randomize edilmiştir. Hastaların tam iyot dozlu MEBT, %50 iyot dozlu DEBT, %40 iyot dozlu ve %30 iyot dozlu DEBT görüntüleme gruplarından birine dahil edilmiştir. Hastalara verilen iyot dozu sırasıyla 90.3 ± 10.1 g, 39.5 ± 4.6 g, 28.3 ± 6.5 g, 23.9 ± 6.0 g'dır. DEBT yöntemlerinin hepsinde MEBT'e kıyasla daha düşük miktarda kontrast madde kullanılmıştır. Çalışmada görüntü kalitesinin %30 iyot dozlu DEBT görüntüleri haricinde azalma göstermediği bildirilmiştir. Çalışmada ayrıca %50 iyot dozlu DEBT için en iyi görüntülerin 60 keV'de, %40 ve %30 iyot dozlu DEBT için 50 keV'de olduğu ifade edilmiştir. Diğer taraftan bulgularımıza benzer şekilde DEBT ile radyasyon dozunda azalma sağlanmadığı görülmüştür. Çalışmada, DEBT yöntemi ile görüntü kalitesinde kayıp olmaksızın, iyot miktarında %60 azalma sağlandığı sonucuna varılmıştır.

Shuman ve ark'ı [116] tarafından yakın bir zamanda yapılan çalışmada, MEBT için ortalama 47 g, DEBT için 24 g iyot kullanılmıştır. Aort atenüasyon değerleri düşük iyot dozlu 50 keV (507 ± 105 HU) ve 77 keV (239 ± 40 HU) serilerde, standart iyot dozlu 120 kVp MEBT görüntülemeye (356 ± 69 HU) daha yüksek bulunmuştur. Görüntü kalitesi DEBT ile iyileşirken iyot miktarlarında azalma sağlanmıştır.

Agrawal ve ark'ı [107] tarafından 2016 yılında yapılan prospektif çalışmada daha önce MEBT ile abdominal aort anevrizması ile takip edilen 66 hasta, sonrasında daha düşük iyot dozlu ve düşük enerji düzeyli (40-60 keV) DEBT yöntemi ile takip edilmiştir. DEBT görüntülemeye 270 mg I/ml (80 veya 100 ml, iyot dozu 21.6-27 gr) veya 320 mg I/ml iyot konsantrasyonu (75 ml, iyot dozu 24 gr) tercih edilmiştir. Hastalara MEBT görüntülemeye 33.3 ± 4.2 gr, DEBT için düşük konsantrasyon grubunda 24.0 ± 2.7 gr, yüksek konsantrasyon grubunda 24 gr iyot kullanılmıştır. DEBT gruplarında kullanılan iyot miktarının MEBT için kullanılan $\%28$ daha az olduğu ifade edilmiştir. Çalışmada, düşük iyotlu DEBT görüntülerde intravasküler aort atenüasyonunun ve kontrast gürültü oranının daha yüksek olduğu ifade edilmiştir.

Szucs-Farkas ve ark'ı tarafından yapılan çalışmada pulmoner emboli hastalarında farklı kVp değerlerinde (100 kVp & 80 kVp) BT anjiyografi protokolleri karşılaştırılmıştır. Santral ve periferik pulmoner arterlerin atenüasyon değerleri, CNR

oranları, kontrast hacimleri değerlendirilmiştir. 80 kVp değerinde pulmoner arter atenüasyonun (427 ± 116 HU & 342 ± 87) 100 kVp'den daha fazla olduğu, 80 kVp'de etkin kontrast dozunun %40 daha az olduğu gösterilmiştir. Ancak görüntü kalitesinin farklı olmadığı ifade edilmiştir. Çalışmada, düşük kVp değerinde kontrast madde miktarının %25 daha az olduğu sonucuna varılmıştır[125].

Sigal-Cinqualbre ve ark'ı[126]tarafından yapılan çalışmada 90 hasta üç farklı protokolle değerlendirilmiştir: Protokol A; 80 kV, 135 mAs, Protokol B; 80 kV, 180 mAs, ve standart protokol; 120 kV, 90 mAs. Çalışmada A ve B protokollerinde ortalama gürültü oranları standart protokolden daha yüksek bulunmuştur. Protokoller arasında görüntü kalitesinde fark izlenmezken, protokol A ile kontrast maddede %54, protokol B ile kontrast madde %39 azalma gösterdiği ifade edilmiştir.

Nakayama ve ark'ı [127]tarafından yapılan çalışmada aort hastalığı olan 74 hastanın, 36'sı 120 kVp ve 100 ml kontrast madde ile değerlendirilirken, 38 hasta 90 kVp ve 40 ml kontrast madde ile değerlendirilmiştir. Her iki protokolde de hasta kilosu ile BT atenüasyon değerleri arasında negatif korelasyon izlenirken, iki protokol arasında aort atenüasyon değerleri arasında farklılık olmadığı görülmüştür. SNR ve CNR oranları yüksek kVp değerlerinde daha yüksek bulunmuştur. Çalışmada düşük kVp değerlerinde kontrast madde miktarının daha az olduğu ifade edilmiştir.

Çalışmamızda DEBT yönteminde ortalama CTDI 10.0 ± 2.8 mGy, ortalama DLP dozu 753 ± 246 mGy.cm, MEBT yönteminde ise 9.2 ± 7.2 mGy, ortalama DLP dozu 636 ± 511 mGy.cm'di. DEBT ve MEBT yöntemleri arasında CTDI ve DLP açısından farklılık izlenmedi (sırasıyla $p=0.484$, $p=0.202$). Her iki yöntem arasında radyasyon miktarı açısından farklılık olmadığı yönündeki bulgularımız literatürle uyum içindeydi.

Carracosa ve ark'ı [124]tarafından yapılan çalışmada torasik/abdominal aortik inceleme amacıyla istenen DEBT ve MEBT yöntemleri arasında çalışmamıza benzer şekilde radyasyon dozundan farklılık olmadığı ifade edilmiştir. Bulgularımızın aksine, DEBT yöntemini daha yüksek doz radyasyonla ilişkilendiren çalışmalar da bulunmaktadır. Pinho ve ark'ı[100]tarafından yapılan çalışmada abdominal vasküler görüntüleme için kullanılan DEBT ve MEBT yöntemlerinin sırasıyla CTDI ve DLP

değerleri 21.9 ± 3.2 mGy, 1092 ± 203 mGy.cm ve 17.7 ± 2.7 mGy, 879 ± 233 mGy.cm'di. Bu çalışmada DEBT yöntemi CTDI ve DLP değerleri MEBT'den yüksek bulunmuştur. DEBT yöntemine atfedilen radyasyon dozunun daha yüksek olması, tetkik protokolünün daha uzun olmasıyla ilişkili olabilir. Ancak DEBT görüntülemenin tetkiki sadece 2 dk uzattığına dikkat edilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızın bazı sınırlılıkları vardı. Birincisi çalışmamıza dahil edilen hasta sayısı kısmen azdı. İkincisi, görüntü kalitesi veya tanı doğruluğu subjektif olarak değerlendirilmiştir. Diğer çalışmalarda benzer yöntemlerin kullanılmasına rağmen, daha objektif kriterlerin kullanılması ile sonuçların doğruluğu artacaktır. Üçüncüsü, çalışmaya dahil edilen hastalarda DEBT veya MEBT görüntüleme farklı bölgelerdeki ve farklı tiplerdeki vasküler patolojiler için kullanılmıştı. Bu nedenle tanısal anlamda bir heterojeniteye neden olmaktadır. Ayrıca total BT ölçüm sayısının fazla olması nedeniyle değerlendirmeler sadece tek bir okuyucu tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle gözlemciler arası değerlendirme yapılamamıştır. Son olarak düşük ve normal dozda kontrast madde kullanılan hastalar arasında kontrast nefropati oluşumu açısından kıyaslama yapılmamıştır. Özellikle takip görüntülemenin sıklıkla yapıldığı abdominal vasküler patolojilerin değerlendirilmesinde daha çok hastanın dahil edildiği çalışmaların yapılması gerekmektedir.

6. SONUÇ

Abdominal vasküler görüntülemenin özellikle yaşlı hastalarda gerçekleştirilmesi, kontrast nefropati hassasiyetine dikkat edilmesi gerekliliğini arttırmaktadır. Bu nedenle hastalarda olabildiğince düşük doz ve konsantrasyonda iyot içeren kontrast maddeler tercih edilirken, en iyi görüntü kalitesinin ve en düşük gürültü seviyesinin yakalanması da tanısal doğruluğu arttırmak açısından gerekmektedir. Farklı monokromatik enerji seviyelerinde görüntüler oluşturulan çift voltaj tüplü Dual Enerji BT görüntüleme bu kapsamda konvansiyonel incelemelere göre iyi bir alternatif oluşturmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Trerotola, S.O., *Can helical CT replace aortography in thoracic trauma*. Radiology, 1995. **197**(1): p. 13-5.
2. Sancak, İ.T., *Bilgisayarlı Tomografi Fiziği*, in *Temel Radyoloji*. 2015, Güneş Kitabevi. p. 87-96.
3. Riederer, S.J. and C.A. Mistretta, *Selective iodine imaging using K-edge energies in computerized x-ray tomography*. Med Phys, 1977. **4**(6): p. 474-81.
4. Graser, A., et al., *Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen*. Eur Radiol, 2009. **19**(1): p. 13-23.
5. Coursey, C.A., et al., *Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging?* Radiographics, 2010. **30**(4): p. 1037-55.
6. Dagenais, F., *Anatomy of the thoracic aorta and of its branches*. Thorac Surg Clin, 2011. **21**(2): p. 219-27, viii.
7. Schuenke, M., E. Schulte, and U. Schumacher, *Arteries: Aorta Thoracica*, in *Title: Internal Organs (THIEME Atlas of Anatomy), Latin Nomenclature*, M. Schuenke, E. Schulte, and U. Schumacher, Editors. 2017, Thieme Medical Publishers, Inc. .
8. Pavlova-Poliakova, M.M., *[Surgical anatomy of the arch of the aorta, its branches and the brachiocephalic veins in man]*. Klin Khir, 1966. **2**: p. 62-6.
9. Cheatham, J.P., et al., *Origin of the right coronary artery from the descending thoracic aorta: angiographic diagnosis and unique coronary artery anatomy at autopsy*. Cathet Cardiovasc Diagn, 1987. **13**(5): p. 321-4.
10. Scheidegger, S., *[Diseases of the aorta and its branches. Pathological anatomy]*. Bibl Gastroenterol, 1965. **8**: p. 1-25.
11. Della Corte, A., et al., *Echocardiographic anatomy of ascending aorta dilatation: correlations with aortic valve morphology and function*. Int J Cardiol, 2006. **113**(3): p. 320-6.
12. Liechty, J.D., T.W. Shields, and B.J. Anson, *Variations pertaining to the aortic arches and their branches; with comments on surgically important types*. Q Bull Northwest Univ Med Sch, 1957. **31**(2): p. 136-43.
13. Morita, Y., et al., *Bronchial artery anatomy: preoperative 3D simulation with multidetector CT*. Radiology, 2010. **255**(3): p. 934-43.
14. Drake, R.L., W. Vogl, and A.W.M. Mitchel, *Mediastinum*, in *Gray's Anatomi*. 2007, Güneş Kitabevi. p. 153-199.
15. Pınar, Y., *Arterler*, in *Sistematik Anatomi*, F. Gövsa Gökmen, Editor. 2003, İzmir Güven Kitabevi. p. 267-307.
16. Moore, K.L., A.F. Dalley, and A.M. Agur, *Clinically oriented anatomy*. 2013, Lippincott Williams & Wilkins.

17. Iezzi, R., et al., *Multidetector-row CT angiographic imaging of the celiac trunk: anatomy and normal variants*. Surg Radiol Anat, 2008. **30**(4): p. 303-10.
18. Pansky, B., *Anatomy of the pancreas. Emphasis on blood supply and lymphatic drainage*. Int J Pancreatol, 1990. **7**(1-3): p. 101-8.
19. Cumhuri, M., M. Hayran, and N. Yener, *Arterler*, in *Temel Anatomi*, M. Cumhuri, M. Hayran, and N. Yener, Editors. 2015, ODTÜ Yayıncılık: Ankara. p. 173-174.
20. Waschke, J., T.M. Böckers, and F. Paulsen, *Sobotta Anatomi Konu Kitabı*. 2016, Güneş Tıp Kitabevi.
21. Ailawadi, G., J.L. Eliason, and G.R. Upchurch, Jr., *Current concepts in the pathogenesis of abdominal aortic aneurysm*. J Vasc Surg, 2003. **38**(3): p. 584-8.
22. Elefteriades, J.A., *Indications for aortic replacement*. J Thorac Cardiovasc Surg, 2010. **140**(6 Suppl): p. S5-9; discussion S45-51.
23. Kent, K.C., et al., *Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals*. J Vasc Surg, 2010. **52**(3): p. 539-48.
24. Svensjo, S., et al., *Low prevalence of abdominal aortic aneurysm among 65-year-old Swedish men indicates a change in the epidemiology of the disease*. Circulation, 2011. **124**(10): p. 1118-23.
25. Svensjo, S., M. Bjorck, and A. Wanhainen, *Current prevalence of abdominal aortic aneurysm in 70-year-old women*. Br J Surg, 2013. **100**(3): p. 367-72.
26. Ulug, P., et al., *Meta-analysis of the current prevalence of screen-detected abdominal aortic aneurysm in women*. Br J Surg, 2016. **103**(9): p. 1097-104.
27. Chabok, M., et al., *Risk factors associated with increased prevalence of abdominal aortic aneurysm in women*. Br J Surg, 2016. **103**(9): p. 1132-8.
28. Isselbacher, E.M., *Thoracic and abdominal aortic aneurysms*. Circulation, 2005. **111**(6): p. 816-28.
29. Crawford, E.S. and J.S. Coselli, *Thoracoabdominal aneurysm surgery*. Semin Thorac Cardiovasc Surg, 1991. **3**(4): p. 300-22.
30. Frederick, J.R. and Y.J. Woo, *Thoracoabdominal aortic aneurysm*. Ann Cardiothorac Surg, 2012. **1**(3): p. 277-85.
31. Sakalihan, N., R. Limet, and O.D. Defawe, *Abdominal aortic aneurysm*. Lancet, 2005. **365**(9470): p. 1577-89.
32. Roberts, K., et al., *Hypotensive resuscitation in patients with ruptured abdominal aortic aneurysm*. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2006. **31**(4): p. 339-44.
33. Crawford, E.S., et al., *Ruptured aneurysm of the descending thoracic and thoracoabdominal aorta. Analysis according to size and treatment*. Ann Surg, 1991. **213**(5): p. 417-25; discussion 425-6.
34. Mehta, R.H., et al., *Acute type A aortic dissection in the elderly: clinical characteristics, management, and outcomes in the current era*. J Am Coll Cardiol, 2002. **40**(4): p. 685-92.
35. Johansson, G., U. Markstrom, and J. Swedenborg, *Ruptured thoracic aortic aneurysms: a study of incidence and mortality rates*. J Vasc Surg, 1995. **21**(6): p. 985-8.
36. Hagan, P.G., et al., *The International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD): new insights into an old disease*. JAMA, 2000. **283**(7): p. 897-903.
37. Erbel, R., et al., *2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult. The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC)*. Eur Heart J, 2014. **35**(41): p. 2873-926.

38. Silverman, J.M., et al., *Phase-contrast cine MR angiography detection of thoracic aortic dissection*. *Int J Card Imaging*, 2000. **16**(6): p. 461-70.
39. Sommer, T., et al., *Aortic dissection: a comparative study of diagnosis with spiral CT, multiplanar transesophageal echocardiography, and MR imaging*. *Radiology*, 1996. **199**(2): p. 347-52.
40. Gomes, M.N. and P.L. Choyke, *Pre-operative evaluation of abdominal aortic aneurysms: ultrasound or computed tomography?* *J Cardiovasc Surg (Torino)*, 1987. **28**(2): p. 159-66.
41. Elkouri, S., et al., *Computed tomography and ultrasound in follow-up of patients after endovascular repair of abdominal aortic aneurysm*. *Ann Vasc Surg*, 2004. **18**(3): p. 271-9.
42. Lederle, F.A., et al., *Variability in measurement of abdominal aortic aneurysms. Abdominal Aortic Aneurysm Detection and Management Veterans Administration Cooperative Study Group*. *J Vasc Surg*, 1995. **21**(6): p. 945-52.
43. Jaakkola, P., et al., *Interobserver variability in measuring the dimensions of the abdominal aorta: comparison of ultrasound and computed tomography*. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 1996. **12**(2): p. 230-7.
44. d'Audiffret, A., et al., *Follow-up evaluation of endoluminally treated abdominal aortic aneurysms with duplex ultrasonography: validation with computed tomography*. *J Vasc Surg*, 2001. **33**(1): p. 42-50.
45. Manning, B.J., et al., *Abdominal aortic aneurysm diameter: a comparison of ultrasound measurements with those from standard and three-dimensional computed tomography reconstruction*. *J Vasc Surg*, 2009. **50**(2): p. 263-8.
46. Nienaber, C.A. and J.T. Powell, *Management of acute aortic syndromes*. *Eur Heart J*, 2012. **33**(1): p. 26-35b.
47. DeBakey, M.E., et al., *Surgical Management of Dissecting Aneurysms of the Aorta*. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1965. **49**: p. 130-49.
48. Daily, P.O., et al., *Management of acute aortic dissections*. *Ann Thorac Surg*, 1970. **10**(3): p. 237-47.
49. Tsai, T.T., C.A. Nienaber, and K.A. Eagle, *Acute aortic syndromes*. *Circulation*, 2005. **112**(24): p. 3802-13.
50. Klompas, M., *Does this patient have an acute thoracic aortic dissection?* *JAMA*, 2002. **287**(17): p. 2262-72.
51. Jex, R.K., et al., *Repair of ascending aortic dissection. Influence of associated aortic valve insufficiency on early and late results*. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1987. **93**(3): p. 375-84.
52. Erbel, R., et al., *Effect of medical and surgical therapy on aortic dissection evaluated by transesophageal echocardiography. Implications for prognosis and therapy. The European Cooperative Study Group on Echocardiography*. *Circulation*, 1993. **87**(5): p. 1604-15.
53. Janosi, R.A., T. Buck, and R. Erbel, *Mechanism of coronary malperfusion due to type-a aortic dissection*. *Herz*, 2009. **34**(6): p. 478.
54. Di Eusanio, M., et al., *Clinical presentation, management, and short-term outcome of patients with type A acute dissection complicated by mesenteric malperfusion: observations from the International Registry of Acute Aortic Dissection*. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2013. **145**(2): p. 385-390 e1.
55. Dave, S.P., et al., *Splenic artery aneurysm in the 1990s*. *Ann Vasc Surg*, 2000. **14**(3): p. 223-9.
56. Bedford, P.D. and B. Lodge, *Aneurysm of the splenic artery*. *Gut*, 1960. **1**: p. 312-20.

57. Messina, L.M. and C.J. Shanley, *Visceral artery aneurysms*. Surg Clin North Am, 1997. **77**(2): p. 425-42.
58. McDermott, V.G., R. Shlansky-Goldberg, and C. Cope, *Endovascular management of splenic artery aneurysms and pseudoaneurysms*. Cardiovasc Intervent Radiol, 1994. **17**(4): p. 179-84.
59. Mattar, S.G. and A.B. Lumsden, *The management of splenic artery aneurysms: experience with 23 cases*. Am J Surg, 1995. **169**(6): p. 580-4.
60. Puttini, M., et al., *Splenic artery aneurysms in portal hypertension*. J Cardiovasc Surg (Torino), 1982. **23**(6): p. 490-3.
61. Guillon, R., et al., *Management of splenic artery aneurysms and false aneurysms with endovascular treatment in 12 patients*. Cardiovasc Intervent Radiol, 2003. **26**(3): p. 256-60.
62. Karaman, K., et al., *Endovascular stent graft treatment in a patient with splenic artery aneurysm*. Diagn Interv Radiol, 2005. **11**(2): p. 119-21.
63. Al-Habbal, Y., C. Christophi, and V. Muralidharan, *Aneurysms of the splenic artery - a review*. Surgeon, 2010. **8**(4): p. 223-31.
64. Lakin, R.O., et al., *The contemporary management of splenic artery aneurysms*. J Vasc Surg, 2011. **53**(4): p. 958-64; discussion 965.
65. Tessier, D.J., et al., *Clinical features and management of splenic artery pseudoaneurysm: case series and cumulative review of literature*. J Vasc Surg, 2003. **38**(5): p. 969-74.
66. Busuttil, R.W. and B.J. Brin, *The diagnosis and management of visceral artery aneurysms*. Surgery, 1980. **88**(5): p. 619-24.
67. Sadat, U., et al., *Splenic artery aneurysms in pregnancy--a systematic review*. Int J Surg, 2008. **6**(3): p. 261-5.
68. Khan, H.R., et al., *Splenic artery aneurysm rupture in pregnancy*. J Coll Physicians Surg Pak, 2004. **14**(5): p. 298-9.
69. Loke, S.S., et al., *Splenic artery aneurysm rupture in pregnancy--a review and case report*. Changgeng Yi Xue Za Zhi, 1995. **18**(2): p. 166-9.
70. de Perrot, M., et al., *Management of true aneurysms of the splenic artery*. Am J Surg, 1998. **175**(6): p. 466-8.
71. Hallett, J.W., Jr., *Splenic artery aneurysms*. Semin Vasc Surg, 1995. **8**(4): p. 321-6.
72. de Csepel, J., T. Quinn, and M. Gagner, *Laparoscopic exclusion of a splenic artery aneurysm using a lateral approach permits preservation of the spleen*. Surg Laparosc Endosc Percutan Tech, 2001. **11**(3): p. 221-4.
73. Stanley, J.C., et al., *Renal artery aneurysms. Significance of macroaneurysms exclusive of dissections and fibrodysplastic mural dilations*. Arch Surg, 1975. **110**(11): p. 1327-33.
74. McCarron, J.P., Jr., V.F. Marshall, and J.C. Whitsell, 2nd, *Indications for surgery on renal artery aneurysms*. J Urol, 1975. **114**(2): p. 177-80.
75. Klausner, J.Q., et al., *Current treatment of renal artery aneurysms may be too aggressive*. J Vasc Surg, 2014. **59**(5): p. 1356-61.
76. Wayne, E.J., et al., *Anatomic characteristics and natural history of renal artery aneurysms during longitudinal imaging surveillance*. J Vasc Surg, 2014. **60**(2): p. 448-52.
77. Pfeiffer, T., et al., *Reconstruction for renal artery aneurysm: operative techniques and long-term results*. J Vasc Surg, 2003. **37**(2): p. 293-300.
78. Henke, P.K., et al., *Renal artery aneurysms: a 35-year clinical experience with 252 aneurysms in 168 patients*. Ann Surg, 2001. **234**(4): p. 454-62; discussion 462-3.

79. Tsilimparis, N., et al., *Endovascular vs open repair of renal artery aneurysms: outcomes of repair and long-term renal function*. J Am Coll Surg, 2013. **217**(2): p. 263-9.
80. English, W.P., et al., *Surgical management of renal artery aneurysms*. J Vasc Surg, 2004. **40**(1): p. 53-60.
81. Robinson, W.P., 3rd, et al., *Favorable outcomes with in situ techniques for surgical repair of complex renal artery aneurysms*. J Vasc Surg, 2011. **53**(3): p. 684-91.
82. Hupp, T., et al., *Renal artery aneurysm: surgical indications and results*. Eur J Vasc Surg, 1992. **6**(5): p. 477-86.
83. Cohen, J.R. and F.S. Shamash, *Ruptured renal artery aneurysms during pregnancy*. J Vasc Surg, 1987. **6**(1): p. 51-9.
84. Patel, A., R.N. Kaleya, and R.J. Sammartano, *Pathophysiology of mesenteric ischemia*. Surg Clin North Am, 1992. **72**(1): p. 31-41.
85. Acosta, S., *Mesenteric ischemia*. Curr Opin Crit Care, 2015. **21**(2): p. 171-8.
86. Clair, D.G. and J.M. Beach, *Mesenteric Ischemia*. N Engl J Med, 2016. **374**(10): p. 959-68.
87. Acosta, S., et al., *Clinical implications for the management of acute thromboembolic occlusion of the superior mesenteric artery: autopsy findings in 213 patients*. Ann Surg, 2005. **241**(3): p. 516-22.
88. Carver, T.W., R.S. Vora, and A. Taneja, *Mesenteric Ischemia*. Crit Care Clin, 2016. **32**(2): p. 155-71.
89. Walker, T.G., *Mesenteric vasculature and collateral pathways*. Semin Intervent Radiol, 2009. **26**(3): p. 167-74.
90. Ridley, N. and S.E. Green, *Mesenteric arterial thrombosis diagnosed on CT*. AJR Am J Roentgenol, 2001. **176**(2): p. 549.
91. Hounsfield, G.N., *Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system*. Br J Radiol, 1973. **46**(552): p. 1016-22.
92. Berland, L.L. and J.Y. Lee, *Comparison of contrast media injection rates and volumes for hepatic dynamic incremented computed tomography*. Invest Radiol, 1988. **23**(12): p. 918-22.
93. Goldman, L.W., *Principles of CT and CT technology*. J Nucl Med Technol, 2007. **35**(3): p. 115-28; quiz 129-30.
94. Bushong, S.C., *Computed Tomography*, in *Radiologic Science for technologists. Physics, biology and protection*, S.C. Bushong, Editor. 2001, Mosby. p. 393-410.
95. Kaya, T., R. Özkan, and B. Adapınar, *Bilgisayarlı Tomografi Fiziği*, in *Temel Radyoloji Tekniği*. 2016, Nobel Tıp Kitabevleri.
96. Cody, D.D., *AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Image processing in CT*. Radiographics, 2002. **22**(5): p. 1255-68.
97. Kalender, W.A., *X-ray computed tomography*. Phys Med Biol, 2006. **51**(13): p. R29-43.
98. Boesiger, B.M. and J.R. Shiber, *Subarachnoid hemorrhage diagnosis by computed tomography and lumbar puncture: are fifth generation CT scanners better at identifying subarachnoid hemorrhage?* J Emerg Med, 2005. **29**(1): p. 23-7.
99. Petersilka, M., et al., *Technical principles of dual source CT*. Eur J Radiol, 2008. **68**(3): p. 362-8.
100. Pinho, D.F., et al., *Initial experience with single-source dual-energy CT abdominal angiography and comparison with single-energy CT angiography: image quality, enhancement, diagnosis and radiation dose*. Eur Radiol, 2013. **23**(2): p. 351-9.
101. Boroto, K., et al., *Thoracic applications of dual-source CT technology*. Eur J Radiol, 2008. **68**(3): p. 375-84.

102. Godoy, M.C., et al., *Basic principles and postprocessing techniques of dual-energy CT: illustrated by selected congenital abnormalities of the thorax*. J Thorac Imaging, 2009. **24**(2): p. 152-9.
103. Silva, A.C., et al., *Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging*. Radiographics, 2011. **31**(4): p. 1031-46; discussion 1047-50.
104. Karcaaltincaba, M. and A. Aktas, *Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications*. Diagn Interv Radiol, 2011. **17**(3): p. 181-94.
105. Vlahos, I., M.C. Godoy, and D.P. Naidich, *Dual-energy computed tomography imaging of the aorta*. J Thorac Imaging, 2010. **25**(4): p. 289-300.
106. Martin, S.S., et al., *Noise-Optimized Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT Improves Diagnostic Accuracy for the Detection of Active Arterial Bleeding of the Abdomen*. J Vasc Interv Radiol, 2017. **28**(9): p. 1257-1266.
107. Agrawal, M.D., et al., *Prospective Comparison of Reduced-Iodine-Dose Virtual Monochromatic Imaging Dataset From Dual-Energy CT Angiography With Standard-Iodine-Dose Single-Energy CT Angiography for Abdominal Aortic Aneurysm*. AJR Am J Roentgenol, 2016. **207**(6): p. W125-W132.
108. Neuhaus, V., et al., *Metal artifact reduction by dual-layer computed tomography using virtual monoenergetic images*. Eur J Radiol, 2017. **93**: p. 143-148.
109. Delesalle, M.A., et al., *Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT*. Radiology, 2013. **267**(1): p. 256-66.
110. Sudarski, S., et al., *Optimization of keV-settings in abdominal and lower extremity dual-source dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging*. Eur J Radiol, 2013. **82**(10): p. e574-81.
111. Almutairi, A., et al., *Dual Energy CT Angiography of Peripheral Arterial Disease: Feasibility of Using Lower Contrast Medium Volume*. PLoS One, 2015. **10**(9): p. e0139275.
112. Matsumoto, K., et al., *Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT*. Radiology, 2011. **259**(1): p. 257-62.
113. R., Y., S. WP., and E. JP., *Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography—a prospective randomized trial*. Radiology 2012. **262** p. 290–297.
114. NM., K., et al., *Indirect Computed Tomography Venography of the Lower Extremities Using Single-Source Dual-Energy Computed Tomography: Advantage of Low-Kiloelectron Volt Monochromatic Images*. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 2012. **23**(7): p. 879-86.
115. He, J., et al., *Spectral CT demonstration of the superior mesenteric artery: comparison of monochromatic and polychromatic imaging*. Acad Radiol, 2014. **21**(3): p. 364-8.
116. Shuman, W.P., et al., *Dual-energy CT Aortography with 50% Reduced Iodine Dose Versus Single-energy CT Aortography with Standard Iodine Dose*. Acad Radiol, 2016. **23**(5): p. 611-8.
117. ML, S., et al., *Endovascular vs. open repair of abdominal aortic aneurysms in the Medicare population*. N Engl J Med, 2008. **358**: p. 464–474.
118. Dangas, G., et al., *Open versus endovascular stent graft repair of abdominal aortic aneurysms: a meta-analysis of randomized trials*. JACC Cardiovasc Interv, 2012. **5**(10): p. 1071-80.

119. Sternbergh, W.C., 3rd, et al., *Redefining postoperative surveillance after endovascular aneurysm repair: recommendations based on 5-year follow-up in the US Zenith multicenter trial*. *J Vasc Surg*, 2008. **48**(2): p. 278-84; discussion 284-5.
120. Nyman, U., et al., *Contrast medium dose-to-GFR ratio: a measure of systemic exposure to predict contrast-induced nephropathy after percutaneous coronary intervention*. *Acta Radiol*, 2008. **49**(6): p. 658–67.
121. McCullough, P.A., et al., *Contrast-Induced Nephropathy (CIN) Consensus Working Panel: executive summary*. *Rev Cardiovasc Med*, 2006. **7**(4): p. 177-97.
122. McCullough, P.A., et al., *Epidemiology and prognostic implications of contrast-induced nephropathy*. *Am J Cardiol*, 2006. **98**(6A): p. 5K-13K.
123. Tumlin, J., et al., *Pathophysiology of contrast-induced nephropathy*. *Am J Cardiol*, 2006. **98**(6A): p. 14K-20K.
124. Carrascosa, P., et al., *Substantial iodine volume load reduction in CT angiography with dual-energy imaging: insights from a pilot randomized study*. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2014. **30**(8): p. 1613-20.
125. Szucs-Farkas, Z., et al., *Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: comparison of 100- and 80-kVp protocols*. *Invest Radiol*, 2008. **43**(12): p. 871-6.
126. Sigal-Cinqualbre, A.B., et al., *Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose*. *Radiology*, 2004. **231**(1): p. 169-74.
127. Nakayama, Y., et al., *Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography*. *AJR Am J Roentgenol*, 2006. **187**(5): p. W490-7.

EKLER

EK 1. Etik Kurul Kararı



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

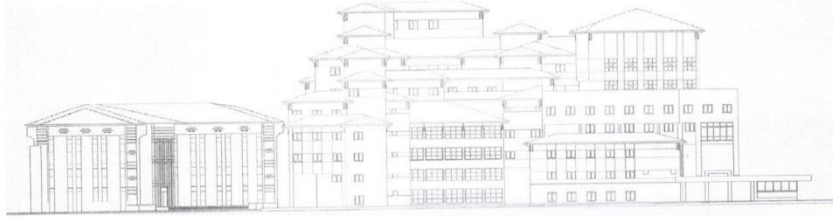
Sayı: 40465587-3
Konu: Etik Kurulu Kararı

Sayın Yrd. Doç. Dr. Nurgül ORHAN METİN
Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "**Dual Torakoabdominal BT Anjiografinin Konvansiyonel Torakoabdominal BT Anjiografi İle Karşılaştırılması**" isimli başvurunuz incelenmiş olup, etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Doç.Dr.Ömer ŞATIROĞLU
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

EK:
Karar Formu (2 sayfa)



Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Tıp Fakültesi, 53200 RİZE
Tel: 0464 2123009-0464 2123012 Faks: 0464 2123015
www.erdogan.edu.tr



RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dual Torakoabdominal BT Anjiografinin Konvansiyonel Torakoabdominal BT Anjiografi İle Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	152

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd. Doç. Dr. Nurgül ORHAN METİN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	RADYOLOJİ A.D.			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	RTEÜ TIP FAKÜLTESİ			
	ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Arş. Gör. Adem SAVUR			
	ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	-----			
	ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	-----			
	ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	-----			
	ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	-----			
	ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	-----			
	ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	-----			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı Soyadı Doç.Dr.Ömer ŞATIROĞLU
İmzası



RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dual Torakoabdominal BT Anjiografinin Konvansiyonel Torakoabdominal BT Anjiografi İle Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	152

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	08.08.2017	152	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			<input type="checkbox"/>	Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		

Karar Bilgileri	Karar No: 2018/3	Tarih: 12.01.2018
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkat e alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "salt çoğunluğu" ile karar verilmiştir.	

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Doç.Dr.Ömer ŞATIROĞLU
--------------------------------	-----------------------

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Araştırma ile ilişkisi		Katılım *		İmza
Doç.Dr.Ömer ŞATIROĞLU(Başkan)	Kardiyoloji	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr.Atilla TOPÇU(Raportör)	Tıbbi Farmakoloji	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Remzi Adnan AKDOĞAN	İç Hastalıkları	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	KATILMADI
Doç.Dr.Hüseyin Avni UYDU	Tıbbi Biyokimya	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Teslime AYAZ	İç Hastalıkları	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Ahmet ŞEN	Anestezi ve Reanimasyon	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr.Hüseyin EREN	Üroloji	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	KATILMADI
Yrd. Doç. Dr. Vaner KÖKSAL	Beyin ve Sinir Has.	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet ALTUNTAŞ	Acil Tıp	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Şenol ŞENTÜRK	Kadın Hastalıkları ve Doğum	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Hüseyin FİNDİK	Göz Hastalıkları	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr.Suat TERZİ	Kulak-Burun-Boğaz Hastalıkları	RTEÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma