

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

ATEROSKLEROTİK RENAL ARTER STENOZLARINDA
İNTRAVASKÜLER STENT UYGULAMASI SONRASI
SPIRAL BT ANJİOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRME

UZMANLIK TEZİ

102741

DR. HASİBE GÖKÇE ÇINAR

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

102741

ANKARA - 2001

TEŐEKKÖR

Uzmanlık eğitimin boyunca benden yardım ve desteklerini esirgemeyen başta sayın hocam Prof. Dr. Sedat Işık, sayın Prof. Dr. Erhan T. Ilgıt'a, sayın Prof. Dr. E. Turgut Talı'ya, sayın Doç. Dr. Hakan Özdemir'e, sayın Doç. Dr. Mehmet Araç'a, sayın Doç.Dr. Öznur Konuş'a, sayın Doç. Dr. Ayşegöl Özdemir'e, sayın Öğr. Gör. Dr. Sergin Akpek'e, sayın Öğr. Gör. Dr. Cem Yücel'e, sayın Öğr. Gör. Dr. Baran Önal'a ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkür ederim. Tez çalışmalarımnda yardımlarından dolayı BT teknisyenleri Seyhan Erdem, Serpil Özdemir, Betöl Ilgın, Selma Döner ve Tennur Kalkay'a da teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım sırasında yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen tez danışmanım sayın Prof. Dr. Erhan T. Ilgıt'a ve Doç. Dr. Mehmet Araç 'a ayrıca teşekkür ederim.

Dr. Hasibe Gökçe Çınar

İÇİNDEKİLER

I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER	
Hipertansiyonun Tanımı, Sınıflama ve Etyolojisi	2
Renovasküler Hipertansiyonun Patogenezi	9
Renal Arter Anatomisi	13
Renal Arter Stenozunun Değerlendirilmesinde Tanısal Testler	16
Spiral BT'nin Teknik Özellikleri	23
Renovasküler Hipertansiyon'da Tedavi	29
İntravasküler Metalik Stentler	30
III. GEREÇ ve YÖNTEM	37
IV. BULGULAR	48
OLGULARDAN ÖRNEKLER	55
V. TARTIŞMA	91
VI. ÖZET	99
VII. İNGİLİZCE ÖZET	101
VIII. KAYNAKLAR	103

I.GİRİŞ

Spiral taramanın gelişiminden beri Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi, vasküler uygulamaların bir çoğunda konvansiyonel anjiyografiden önce kullanılmaktadır.

Spiral BT'nin en önemli avantajı, solunum ve hasta hareketinden kaynaklanan artefaktları minimuma indirmesi ve tek bir nefes tutulum süresinde intravenöz yolla verilen kontrast maddenin arteriyel fazını yakalayarak veri elde edilmesini sağlamasıdır. Spiral BT'deki en önemli gelişmeler "Multiplanar Reformat", "Maximum Intensity Projection", "Shaded Surface Display" ve "Virtual Intravascular Endoscopy" yi içeren "post-procesing" yöntemlerin kullanımı sayesinde olmuştur. Tarama parametreleri ve postprosesing yöntemlerinin birlikte uygun değerler seçilerek kullanılması, torasik aorta ve abdominal aortanın anevrizma ve diseksiyonları, akut ve kronik pulmoner emboli, karotid ve renal arter stenozu gibi patolojilerin değerlendirilmesinde yaygın kullanım alanı bulmaktadır.

Bu çalışmadaki amaç; renal artere stent yerleştirilmesini takiben yapılan spiral BT anjiyografinin stent bütünlüğü, patensisi ve stent-renal arter ilişkisini göstermesi yönünden yeterliliğini araştırmaktır.

II. GENEL BİLGİLER

HİPERTANSİYONUN TANIMI, SINIFLAMA VE ETYOLOJİSİ

Amerika Birleşik Devletleri'nde 1997 yılında yayınlanan Birleşik Ulusal Komitenin 6. Raporunda (The Sixth Report of the Joint National Committee [JNC6] of Detection, Evaluation and Treatment of High Blood Pressure) kan basıncı yüksekliğinin geleneksel sınıflamasındaki hafif, orta ve ağır hipertansiyon tanımları yetersiz bulunarak aşağıdaki tabloda gösterilen ve bir önceki rapordan pek az farklılık gösteren yeni bir sınıflama tekniği önerilmiştir (3). Tablo 1'de bu sınıflama gösterilmiştir.

Tablo 1. Erişkin hastaların kan basıncı sınıflaması

Kategori	Sistolik (mmHg)	Diyastolik (mmHg)
Optimal	<120	<80
Normal	<130	<85
Yüksek - Normal	130-139	85-89
Evre 1 (hafif) HT	140-159	90-99
Evre 2 (orta) HT	160-179	100-109
Evre 3 (ciddi) HT	≥180	≥110-119

Bu sınıflamada sistolik kan basıncı olarak <130 mmHg, diyastolik kan basıncı olarak <85 mmHg değerleri normal olarak belirtilmiş olmakla birlikte kardiyovasküler risk faktörü olma açısından optimum değerlerin ≤120 mmHg sistolik kan basıncı, ≤80 mmHg diyastolik kan basıncı değerleri olduğu kabul edilmiştir. Tabloda yüksek-normal kategoride belirtilen gruba ise JNC tarafından yakın izlem ve farmakolojik yaklaşım önerilmese bile nonfarmakolojik tedavi prensiplerinin uygulanması önerilmiştir (3).

Genç yetişkinlerin %3-5'inde, 60 yaş civarında olanların %33'de hipertansiyon saptanmakta ve bu oran yaş ilerledikçe artmaktadır (174).

Hipertansiyon etiolojisine göre sınıflandırılacak olursa (62,115);

I. SİSTOLİK VE DİASTOLİK HİPERTANSİYON

A. Primer, esansiyel, idiopatik

B. Sekonder

1. Renal

a. Renal parankimal hastalık

- Akut glomerulonefrit
- Kronik nefrit
- Polikistik hastalık
- Diabetik nefropati
- Hidronefroz

b. Renovasküler

- Renal arter stenozu
- İntrarenal vaskülit

c. Renin salgılayan tümörler

d. Primer sodyum retansiyonu

2. Endokrin

a. Akromegali

b. Hipotiroidizm

c. Hipertiroidizm

d. Hiperkalsemi (hiperparatiroidizm)

e. Adrenal

1) Kortikal

- Cushing's sendromu
- Primer aldosteronizm
- Konjenital adrenal hiperplazi

2) Medüller

- Feokromositoma

f. Ekstraadrenal kromafin tümörler

g. Karsinoid tümör

h. Ekzojen hormonlar

1) Östrojen

2) Glukokortikoidler

3) Minerolokortikoidler

4) Sempatomimetikler

5) Tiramin içeren gıdalar ve monoaminoksidaz inhibitörleri

3. Aort koarktasyonu

4. Gebelik

5. Nörolojik hastalıklar

a. Kafa içi basınç artışı

-Beyin tümörleri

-Ensefalit

-Respiratuar asidoz

b. Uyku apnesi

c. Akut porfiri

d. Guillain-Barré sendromu

6. Akut stres

a. Psikojenik hiperventilasyon

b. Hipoglisemi

c. Yanıklar

d. Pankreatit

7. İntravasküler volüm artışı

8. Alkol ve ilaç kullanımı

II. SİSTOLİK HİPERTANSİYON

A. Kardiak output artışı

-Aortik kapak yemazlığı

-A-V Fistül, patent duktus arteriozum

-Tirotoksikoz

-Paget hastalığı

-Beriberi

B. Aort kompliansında azalma (ateroskleroz)

Erişkin hastalardaki hipertansiyon nedenlerinin %5'den azını sekonder hipertansiyon oluşturur (179). Sekonder hipertansiyon spesifik, tedavi edilebilir nedenlere bağlı olup, bu nedenlerin en yaygın olanı renal hipertansiyondur (178).

Tablo 2'de hipertansiyon hastalarındaki tanıların değişik çalışmalardaki görülme sıklığı gösterilmiştir (1,144,153).

TANI	RUDNICK Ve ark.	SINCLAIR Ve ark.	ANDERSON Ve ark.
Esansiyel HT	%94	%92.1	%89.5
Kr. Renal Hastalık	% 5	% 5.6	% 1.8
Renovasküler hast.	% 0.2	% 0.7	% 3.3
Aort koarktasyonu	% 0.2		
Primer aldosteronizm		% 0.3	% 1.5
Cushing's sendromu	% 0.2	% 0.1	% 0.6
Feokromositoma		% 0.1	% 0.3
Oral kontraseptifler	% 0.2	% 1.0	
Hasta sayısı	665	3783	4429

Tablo 2. Yaptıkları çalışmalarda; Anderson sekonder hipertansiyon nedenlerini, Rudnick ve Sinclair ise tüm nedenleri araştırmışlardır.

Sekonder hipertansiyonun klinik tanısında şu kriterler önemlidir (129);

- Genç yaşta ciddi hipertansiyon (Diastolik kan basıncı >110 mmHg) (100)
- Hipertansif kriz (Sistolik basınç 200 mmHg/Diastolik basınç 140 mmHg) (100)
- Diurnal ritimde bozulma

Kan basıncı gün içinde diurnal varyasyon gösterir. Uyku boyunca 10-20 mmHg düşer. Kan basıncı sabah uyanma ile birlikte yükselmeye başlar. Saat 6 ile 12 arası değerler maksimum olur. Gün boyunca çalışılan saatlerde yükselir. İstirahatte olunan saatlerde daha düşüktür. Ancak malign hipertansiyon, gebelik toksemisi, kronik böbrek yetmezliği ve sekonder hipertansiyon formlarında diurnal varyasyon bozulmuş olabilir (3).

- Bir kaç aydır olan kan basıncında ani yükselmeler (140 / 90 mmHg'nın üzeri)
- Multipl antihipertansif tedaviye dirençli hipertansiyon (115)
- ACE inhibitörleri tedavisi sırasında renal fonksiyonları gösteren serum parametrelerinde (kreatinin, potasyum) artış (115)

Renovasküler hipertansiyon (RVHT), renal hipoperfüzyonun neden olduğu kan basıncı yükselmesidir (3). Genel hipertansif popülasyonun % 0.5 ile % 5'ini

renovasküler hipertansiyon oluşturur (39,93,174). Bilateral görölme sıklığı %30'dur ve ciddi renal yetmezlik , son dönem renal hastalığa yol açabilir (104,149,168).

RVHT nedenleri (3,100,115);

I. İntrinsek lezyonlar

- Ateroskleroz
- Fibröz renal arter hastalığı (fibromüsküler displazi, fibröz displazi)
 - Medial fibroplazi
 - Perimedial fibroplazi
 - İntimal fibroplazi
 - Medial hiperplazi
- Anevrizma
- Emboli
- Arteritler
- AVM
- Renal arter diseksiyonu
- Anjiom
- Nörofibromatozis
- İntrarenal kistler

II. Ekstrinsek lezyonlar

- Feokromasitoma
- Kongenital fibröz band
- Tümörler
- Subkapsüler veya perirenal hematoma
- Retroperitoneal fibrozis

Renal arterlerin aterosklerotik hastalığı, renovasküler hipertansiyonun en sık görülen nedenidir ve renal arter darlıklarının % 70'inden sorumludur (104,158). Hastaların % 85'inde renal ostiumu tutar ve olguların % 30-80'inde bilateraldir (8,104,149).

Renal arterlerin fibröz displazi hastalığı, 40 yaşından genç kişilerde renovasküler hipertansiyonun en sık (% 20-40) görülen nedenidir. Nonaterosklerotik, noninflamatuar vasküler tıkalıcı hastalıktır ve çocuklardaki renovasküler hipertansiyon nedenlerinin %40-80'nini oluşturur. En sık görülen şekli medial fibroplazidir (100).

Renal arter stenozuna yol açan en önemli nedenlerden ateroskleroz ve fibröz displazi Tablo 3'de morfoloji ve histoloji bakımından değerlendirilmiştir (100).

Lezyon Tipi	Sıklık %	Sex	Yaş	Anatomik lokalizasyon	Morfoloji	Histoloji	Progresyon
Ateroskleroz	65-70	M>F	>50	-RA'nın proksimal 2 cm'lik kesimi. -dallar seyrek tutulur. -%50-75 bilateral	Ekzantrik ve konsantrik fokal stenoz	Mural kalsifikasyon, hemoraji, kolesterol kristalleri içeren kompleks fibröz plak ve luminal trombüs	-Sıklıkla total oklüzyon
Fibröz displazi	30-35						
Medial fibroplazi	25 (65-85*)	F	25-50	-RA orta ve distal kesimi ve dalları. -%60 bilateral	Mural anevrizma ile birlikte dizi halinde stenoz, tesbih tanesi görünümü	Belirgin medial incelme (anevrizma) alanları ile dens fibröz konnektif doku (stenoz) çevresinde medial fibroblastların disorganize proliferasyonu	-Seyrek olarak diseksiyon, tromboz, komplet oklüzyon
Perimedial fibroplazi	5 (15*)	F	15-30	-RA orta ve distal kesimi ve dalları. -%30 bilateral	Mural anevrizma olmaksızın dizi halinde stenoz	Subadventisyal bölgede elastik dokuda artış	Diseksiyon ve/veya trombüs sıklığı.
İntimal fibroplazi ve Medial hiperplazi	5 (5-10*)	F>M	Çocuk ve genç erişkin	-Orta RA, bazen proksimal RA seyrek olarak bilateral	Fokal veya tübüler stenoz	Konnektif dokuda kayıp ile birlikte subendotelyal mezenşimal hücrelerde artış, Internal elastik lamina intakt.	Diseksiyon ve/veya trombüs sıklığı.

Tablo 3. *Görülme sıklığı

Renovasküler hipertansiyon ile renovasküler hastalık birbirine karıştırılmamalıdır. Renovasküler hastalık her zaman hipertansiyon ile komplike olmayabilir (3). Holley ve arkadaşları postmortem yaptıkları çalışmalarında orta veya ciddi derecede renal arter stenozu saptanan hastaların yaklaşık % 50'sinin normotansif olduğunu

bildirmiştir (75). Dustan ve arkadaşları ise 111 normotansif hastanın 39'da, periferik arteriyel okluziv hastalık nedeniyle yapılan aortografide, bir veya iki renal arterde stenoz saptamışlardır (50).

Hipertansif bir hastadaki renal arter darlığının, hipertansiyonun nedeni olduğunu söyleyebilmenin en kesin yolu, revaskülarizasyon işleminden sonra kan basıncında düşmenin gözlenmesidir (8,29).



RENOVASKÜLER HİPERTANSİYONUN PATOGENEZİ

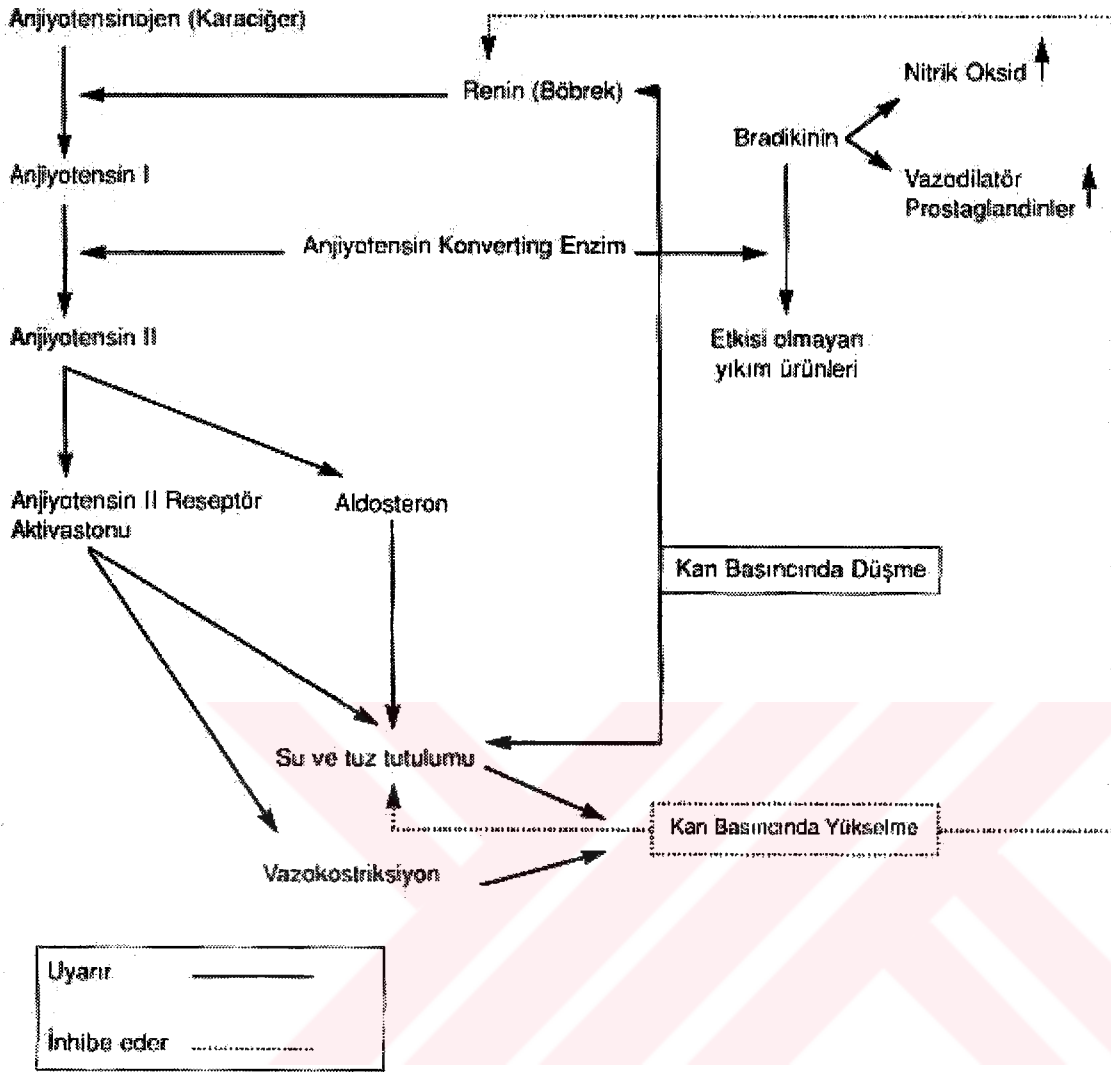
Vasküler yapılarda stenotik lezyonların hemodinamik etkileri konusundaki çalışmalar, perfüzyon basıncı ve kan akımında ölçülebilir değişiklik gözlenebilmesi için damar lümeninde % 72-80'lik bir daralma olması gerektiğini göstermiştir (8). Kritik stenoz düzeyine ulaşıp renal perfüzyon basıncı azaldığında, renal kan akımını artırmak için pek çok mekanizma devreye girer. Bunlardan en önemlisi jukstaglomerüler aparattan renin salınımıdır (64,115).

Renin proteolitik bir enzimdir ve glomerüllerin afferent arteriollerinin çevresinde bulunan jukstaglomerüler hücrelerde yapılır ve depolanır. Jukstaglomerüler aparat, jukstaglomerüler hücreler ve makula densa hücrelerinden oluşur. Renin salınımı Anjiotensinojeni Anjiotensin I'e dönüştürür. Anjiotensin I, özellikle pulmoner vasküler endotelyumda bulunan "converting" enzim tarafından Anjiotensin II'ye çevrilir. Anjiotensin II'nin en hızlı etkisi periferik arterioller ve prekapiller vazokonstriksiyondur. Doğrudan vasküler düz kas hücrelerine etkilidir. Anjiotensin II böbrek glomeruler arteriollerinde vazokonstriksiyona neden olur. Post glomeruler arteriol üzerindeki vazokonstriksiyon preglomeruler arteriole göre belirgin olarak daha fazladır. Anjiotensin II uyarısı böbrekte glomerül içi basıncı, dolayısıyla ultrafiltrat ile glomerül arasındaki gradiyenti artırır. Bu da filtrasyonun artması demektir (3). Diğer bir etkisi de proksimal tubuler sodyum reabsorpsiyonunu artırmasıdır. Ayrıca adrenal kortekste bulunan zona glomeruloza hücrelerinden aldosteron salınımını da artırır. Aldosteron, renal sodyum retansiyonunu artırarak ekstrasellüler sıvı volümünü genişletir. Anjiotensin II'nin yarı ömrü kısadır (1 dakika), dokularda ve kanda non spesifik peptidazlar tarafından yıkılır (3,64,100).

Şekil 1'de Renin-anjiotensin sistemi şematik olarak gösterilmiştir.

Renin salınımını etkileyen dört faktör mevcuttur (64):

- Jukstaglomerüler hücreler myoepitelyal hücrelerdir ve baroreseptör görevi görürler. Renal perfüzyon basıncına ve afferent arterioldeki perfüzyon basıncına duyarlıdır. Renal perfüzyon basıncı ve dolayısıyla afferent arterioldeki perfüzyon basıncının düşmesiyle bu hücrelerin gerginliği azalır ve renin salınımı artar.



Şekil 1. Renin-Anjiyotensin Sistemi

- Jukstaglomerüler bölgede distal tübüle komşu makula densa ismi verilen bir bölge bulunmaktadır. Makula densa distal tübülün sodyum konsantrasyonunu ölçebilen bir kemoreseptör gibi düşünülmelidir. Distal tübülde makula densaya ulaşan sodyum miktarı arttıkça renin salınımı azalır.
- Sempatik sinir sistemi aktivasyonu renin regülasyonunda önemlidir. Jukstaglomerüler bölgede sempatik sinir sisteminin yoğun sinir sonlanmaları vardır ve beta-adrenerjik reseptör yoğunluğu da fazladır. Beta 1 uyarı renin salınımını artırır, beta blokaj ise azaltır.
- Diyet potasyum alımının artışı renin salınımını azaltır.

Renin salınımını artıran fizyolojik faktörler vardır. Ayakta durur pozisyonda renin salınımı artabilir. Yatarken % 50 civarında, otururken % 75 civarında artabilir.

Egzersiz sırasında plazma renin aktivitesi artabilir. Ayrıca renin salınımı için diüurnal varyasyon söz konusudur. Sabah saatlerinde en yüksek, öğleden sonra ya da akşam saatlerinde ise en düşüktür (3).

Deneysel çalışmalarda renin-anjiotensin sisteminin blokajı hipertansiyonu önler. Bu sistemin blokajı olmaksızın sistemik arteriyel basınç, renal perfüzyon düzeline kadar devam eder.

Akut dönemde plazma renin aktivitesi yüksekliğinin patogeneizde önem taşıdığı, kronik dönemde ise hipertansiyonu sürdüren mekanizmanın karşı böbreğin durumuna bağlı olduğu gösterilmiştir. Hem “1 böbrek-1 klip” modelinde (insanda bilateral renovasküler hipertansiyon eşdeğeridir), hem de “2 böbrek-1 klip” modelde (insanda unilateral renovasküler hipertansiyon eşdeğeridir) akut dönemde kan basıncını yükselten etkenin renin-anjiotensin sisteminin aktivasyonu olduğu düşünülmüştür. Bu aşamada ACE inhibitörü verilmesi kan basıncının yükselmesini önlemektedir. Yani bu dönemde hipertansiyondan muhtemelen artmış renin veya anjiotensin II sorumludur. “2 böbrek-1 klip” modelinde akut fazda renal arterdeki klibin çıkarılması veya stenotik böbrekteki darlığın giderilmesi kan basıncını hemen normale getirmektedir (24,25,26,51,108,159,174).

Kronik fazda ise hipertansiyonu sürdüren mekanizma çalışılan modele göre farklılık gösterebilir. “1 böbrek-1 klip” hipertansiyon modelinde plazma renin aktivitesi düşerken plazma volümü ekspanse olmaya başlar. Bu aşamada ACE inhibitörleri verilmesi kan basıncını fazlaca etkilemez. Ancak düşük tuzlu diyet uygulanır ise plazma volüm artışı ve sodyum retansiyonunu önlemek mümkün olabilir (3). “2 böbrek-1 klip” hipertansiyon modelinde kronik fazda da hipertansiyonu sürdüren etkenler multifaktoriyeldir. Bu faktörlerin en önemlisi kan basıncı yüksekliğine bağlı karşı böbrekte oluşan yaygın arterioller hasar ve anjiotensin II yüksekliğidir. Ayrıca plazma volümünün ekspansiyonu ve sistemik vazokontrüksiyon da başlıca patofizyolojik anormalliklerdir (60). Plazma volüm ekspansiyonu, başlangıçta karşı böbreğin natriürezisi sonucu önlenir ancak yüksek kan basıncına bağlı karşı böbrekte gelişen vasküler hasar sonucu bu fonksiyon azalır ve plazma volümü ekspanse olur. ACE inhibitörü kullanımı bu dönemde kan basıncını başarı ile kontrol eder. Sodyumun azaltılması hipertansiyonu düzeltebilir fakat normale getiremememesi de olanıktır (60,117). Periferik renin düzeyi yüksek veya normal olsa da kronik fazda anjiotensin II sensitivitesinde artış (117), vazopressin düzeyinde artış (77,111,162) ve

periferal ve santral sempatik sinir sistemi aktivitesinde artış (40,41,83,84,163)
renovasküler hipertansiyon ile birliktelik göstermektedir.



RENAL ARTER ANATOMİSİ

Kan damarlarının yapısındaki farklılıklar, farklı fonksiyonel gereksinimlerin göstergesidir. Arterler, pulsatil ve yüksek kan basınçlarına dayanabilecek şekilde kalın duvarlı bir yapıya sahiptir. Arteriyel duvar kalınlığı, arter inceldikçe azalır fakat duvar kalınlığının, lümen çapına oranı artar. Arterlerin temel yapıtaşları, endotel hücreleri, düz kas hücreleri ve elastik elemanlarla, kollajen içeren ekstraselüler matrikstir. Bu yapı taşları, konsantrik tabakalar şeklinde dizilerek intima, media ve adventisiya tabakalarını oluştururlar. İntima, endotelial hücreler ve ince bir subendotelial konnektif dokudan oluşur. Media tabakasından dens, elastik bir membran olan, internal elastik membran ile, adventisiyadan ise eksternal elastik membran ile ayrılır. Bu temel yapıtaşlarının göreceli oranları, mekanik ve metabolik gereksinimlere göre değişir. Renal arterlerin de içinde bulunduğu musküler arterlerde media tabakası temel olarak sirküler ve spiral olarak düzenlenmiş düz kas hücrelerinden oluşur. Elastin sadece internal ve eksternal membranlarda bulunur. Musküler arter ve arteriollerde, lokal kan akımı ve basıncı, media tabakasındaki düz kas hücrelerinin kontraksiyonu ve dilatasyonu ile sağlanır (148).

Renal arterler, L1– L2 intervertebral disk düzeyinde, sağ renal arter aortanın anterolateralinden, sol renal arter posterolateralinden çıkar (14). Sağ renal arter çıkımı, sola göre biraz daha yüksek yerleşimlidir (4). Renal arter başlangıç lokalizasyonu oldukça sabittir. Bu nedenle renal arter seyri, böbrek lokalizasyonuna bağlı olarak değişiklik gösterir. Pitoziste, renal arter renal hilusa doğru oldukça dik bir kraniokaudal seyir gösterir (94).

Renal arter çapı oldukça geniş sınırlar içinde değişkenlik gösterir. Renal anjiogramlarda, erişkin bir insanın renal arter çapı 5 – 10 mm arasında değişir (157).

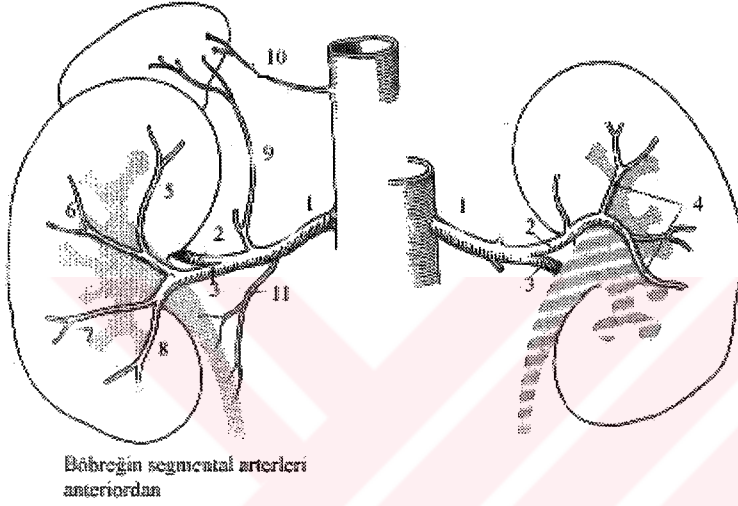
Renal arter hilusa girmeden önce iki, üç veya daha çok sayıda dala ayrılır (lobar arterler). Diğer adı segmenter arterdir. Bu dallar distale doğru incelerek uzanır, renal pelvisin anterior ve posteriorundan çaprazlayarak renal hilusa doğru ilerlerler. Renal pelvisi çaprazlamadan, üst pole, sürrenal beze, renal kapsüle giden dallar da olabilir. Renal sinus içinde, arterler tekrar dallanarak, minör kaliksler çevresinde dağılım gösteren interlobar arterleri oluştururlar. İnterlobar arterler de dallanarak, distal kesimde renal yüzeye paralel seyreden, arkuat arterleri oluştururlar. Arkuat arterlerin dallanmasıyla da, kortekste periferik olarak seyreden interlobuler arterler oluşur. İnterlobuler arterler çok sayıda afferent arteriollerini oluşturur. Selektif renal anjiyografi

buraya kadar anlatılan renal vasküler yapıları gösterebilir, ancak efferent arterioller ve vasa rektalar izlenemez (16).

Renal arter dalları end-arterlerdir; yani kesin sınırları olan sulama alanları vardır ve geniş varyasyonlar gösterirler.

Yedi anterior ve 7 posterior piramid, üzerlerindeki korteksle birlikte 7 çift lob oluştururlar (96). Her lob en azından iki interlobar arter tarafından beslenir.

Şekil 2.a'da renal arter ve dalları gösterilmiştir.



Şekil 2.a

1.Ana renal arter

- İlk 4 mm'lik segment ostium
- 5-15 mm'ler arasında yer alan segment proksimal
- 16 mm'den lobar arterlerin başlangıç noktasına kadar olan segment mid-renal arter olarak adlandırılır.

2,3. Lobar arterler (segmenter)

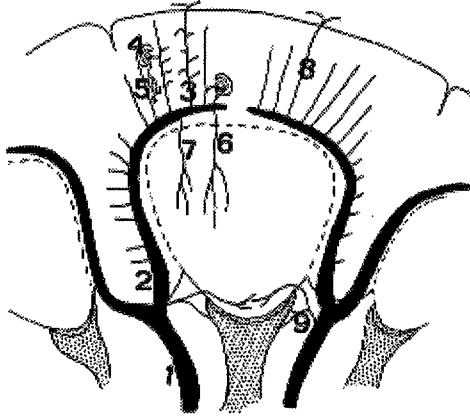
4,5,6,7,8. Interlobar arterler

9. A.suprarenalis inferior

10. A.suprarenalis media

11. Rami ureterici

Şekil 2.b'de ise renal arterin diğer distal dalları gösterilmiştir (44,73,105).



Şekil 2.b

- 1-Interlobar arter
- 2-Arkuat arter
- 3-İnterlobuler arter
- 4-Afferent arter
- 5-Peritubuler pleksus
- 6,7-Arteriola rectae
- 8-Perforan arter
- 9-Spiral arter

RENAL ARTER STENOZUNUN DEĞERLENDİRİLMESİNDE TANISAL TESTLER

Tanıda kullanılan testlerin bir kısmı anatomik anormalliği yani darlık varlığını belirlemeye yönelik iken, bir grup test ise fizyolojik anormalliği yani darlığın kan basıncı yüksekliği yaratıp yaratmadığını anlamaya yöneliktir (3).

Kısa Zaman Aralıklı İntravenöz Piyelografi

Intravenöz kontrast madde enjeksiyonundan hemen sonra 1.,2.,3.,4. dakikalarda röntgenogramlar alınır. Renal arter darlık veya tıkanıklığı lehine yorumlanabilecek değişiklikler içerisinde darlık olan böbrek boyutlarında küçülme, geç nefrogram ve konsantrasyon fazlalığı major bulgular olarak nitelenir. Artmış kollateral dolaşıma bağlı pelvik ve üreteral çentiklenme, pelvikalisiyel sistemde büyüklük farkı, parankimal atrofi ve renal pitozis ise minör bulgulardır (3).

Thornberry ve arkadaşları bu yöntemde yalancı-negatiflik oranını % 22 ve yalancı pozitiflik oranını % 13 (164), Havey ve arkadaşları ise 20 hastadan oluşan çalışmalarında duyarlılığı % 74.5 ve özgüllüğü % 86.2 olarak bildirmişlerdir (71).

Ayrıca İVP bilateral ve dal stenozlarının gösterilmesinde yetersizdir (28,71,99, 174).

Son yıllarda diğer noninvazif tarama testlerinin giderek gelişmesi İVP'yi sık kullanılır bir test olmaktan çıkarmıştır (3).

Plazma renin aktivitesi (PRA)

Renovasküler hipertansiyonlu hastaların % 50'sinde yüksek iken (62,99,173), primer hipertansiyonlu olguların ancak % 15-20'sinde yüksektir (100). Hipertansif hastayı değerlendirirken yüksek bulunmasının değeri yoktur. Ancak düşük bulunması tarama testleri kullanımının sınırlı olduğu merkezlerde % 57 duyarlılık ve % 66 özgüllük ile renovasküler hipertansiyon tanısından uzaklaştırabilir (3).

Kaptopril Testi

Anjiotensin-konverting enzim inhibitörlerinin en önemli farmakolojik sonucu inaktif anjiotensin I'in aktif anjiotensin II'ye dönüşmesini azaltmalarıdır. Günümüzde klinik kullanımda olan ACE inhibitörlerinin tümü ACE için oldukça spesifiktir ve bilinen başka enzim sistemleri ile etkileşmemektedir. Ancak ACE yalnızca anjiotensin I'e etkili bir enzim değildir. Bir çok başka peptidin yıkımından da sorumludur. Bu

peptidler içinde en iyi bilineni bradikininidir. ACE inhibisyonu sonucu bradikinin yıkımı da azalmakta ve organizmada bradikinin birikimi olmaktadır. Bradikinin fosfolipaz A üzerinden prostaglandin E2 sentezini artırır ve vazodilatasyona neden olur (3).

Kaptopril testi, renovasküler hipertansiyon tanısında giderek daha sık kullanılan bir testtir. Bu testin sağlıklı sonuç verebilmesi için üç hafta önceden tüm antihipertansifler, dört gün önceden de diüretikler kesilmeli, ayrıca hasta normal tuzlu diyetle alınarak 50 mEq/gün tuz ekskresyonu sağlanmalıdır (3).

Bu test uygulanırken bazal plazma renin aktivitesi (PRA) için kan örneği alındıktan sonra hastaya 25-50 mg kaptopril oral olarak uygulanır. Daha sonra birinci saatte yeniden kan örneği alınarak PRA çalışılır. Test sonucunda şu üç kriter sağlanırsa test pozitif olarak yorumlanır (3,64,115,100);

- Birinci saatteki PRA değeri ≥ 12 ng/ml/saat
- Mutlak PRA artımı ≥ 10 ng/ml/saat
- Bazal PRA değeri ≤ 3 ng/ml/saat ise PRA artımının % 400 olması.

Duyarlılık ve özgüllük açısından en farklı rakamların bildirildiği tarama testidir. Postman ve arkadaşları duyarlılığı % 38, özgüllüğü % 93 (131), Frederickson ve arkadaşları ise duyarlılığı % 100, özgüllüğü % 80 olarak (57) bildirmişlerdir. Ancak genel yaklaşım iyi standartize edilirse ve serum kreatinin değeri <1.5 mg/dl ise yüksek özgüllüğe sahip bir test olarak kullanılabileceği yönündedir (3).

Kaptoprilli renal sintigrafi

Anjiotensin-konverting enzim inhibitörleri kullanılmaksızın yapılan renal sintigrafinin RVHT'nu belirlemedeki duyarlılık ve özgüllüğü % 75 civarındadır (3). Bu rakamları ACE inhibitörü kullanarak % 90'lara çıkarmak mümkündür (161). ACE inhibitörleri kullanımı stenotik tarafta Anjiotensin II ile sağlanmış efferent arteriyel direnç artışını ortadan kaldırarak intraglomerüler basıncı düşürür ve glomerüler filtrasyon hızında ciddi bir azalmaya neden olur (35,57,102). Renal sintigrafik değerlendirmede renal arter darlığı düşündüren bulgular; etkilenen böbreğin radyonüklid alımında azalma ($\leq 40\%$) ve diğer böbreğin radyonüklid alımında artma ($\geq 60\%$) (100), radyonüklidin stenotik böbrekteki ekskresyonunda gecikme ve radyonüklid retansiyonunda artmadır ($\geq 20\%$) (3).

ACE inhibitörü kullanımı ile bu bulgular daha belirgin hale gelir. Negatif test % 80'in üzerinde olasılıkla renovasküler hipertansiyon tanısından uzaklaştırmakta, pozitif test ise % 90'ın üzerinde olasılıkla renovasküler hipertansiyon tanısını

doğrulamaktadır (3). Yapılan çalışmalarda duyarlılığın % 90-93 ve özgüllüğün ise % 93-98 arasında değiştiği gösterilmiştir (54,55,58,61,112,150). Eğer böbrek yetmezliği varsa yada çift taraflı darlıklarda kaptoprilli renal sintigrafinin duyarlılığı azalmaktadır (3).

Selektif renal ven kateterizasyonu

Tek taraflı renal arter stenozunda iskemik tarafta renin salınımındaki artma sonucunda o taraf renal veninde renin düzeyi artmış olarak bulunur. Normalde renal ven renin düzeyi / vena kava inferior renin düzeyi oranı 1.2'dir. Bu değer ≥ 1.5 ise % 80 duyarlılık ve % 60 özgüllük ile renal arter stenozu tanısı konabilir. Darlık olmayan taraf renal ven renini / darlık olan taraf renal ven renini oranı <1 ise tanı daha güçlenebilir (3).

İntravenöz DSA

Intravenöz radyokontrast madde verilerek renal arterlerin görüntülenmesine yönelik yöntemde hasta kooperasyonu ve kardiyak output çok önemlidir (165). Antekubital venden verilen kontrast maddenin abdominal aortaya ulaşması için geçen sürede hasta hareketi, solunum ve bağırsak hareketleri nedeniyle artefakt oluşabilir. Ayrıca görüntü alanı içerisinde tüm arteriel yapılar opaklaştığından renal ve mezenterik arterlerin süperpozisyonu sonucu yetersiz değerlendirmeye yol açabilir (100). Yapılan çalışmalarda olguların en az %10-20'sinde bu yöntemle renal arterlerin görüntülenemediği gösterilmiştir (3).

Renkli Doppler Ultrasonografi

Son yıllarda tanıda önemli bir yer tutmaktadır. Noninvazif oluşu ve tekrarlanabilir olması bu yöntemin en önemli avantajıdır (3).

Tanı kriterleri şunlardır:

-Ana renal arterde sistolik akım hızının, stenoz düzeyinde 180 cm/sn 'den fazla olması (74).

-Renal arter akım hızının abdominal aorta akım hızına bölünerek elde edilen renoaortik oranın <3.5 olması (87,119).

-Doppler frekans şiftinin 6-7 kHz'den yukarı olması (116).

-Türlülan akımdan dolayı laminar akım profilinde bozulma, spektral genişleme ve renk saçılması.

-Segmental ve interlober arterlerden yapılan ölçümlerde Rezistivite indeksinin <0.5 olması, akselarasyonda azalma ($<3m/ ,sn^2$), akselarasyon zamanında artış

(>70 msn), “parvus et tardus” tipinde akım formunun izlenmesi (89) ve erken sistolik zirve kaybı.

Bu bulgular ile direkt renal arter stenozu tanısı konabilir ancak negatif bulgular stenozu ekarte ettirmez (107).

Ana renal arterlerin görüntülenmesi, oldukça uzun inceleme zamanı gerektirmektedir. Ayrıca bağırsak gaz içeriğinin arterin görüntülenmesini engellemesi, obez hastalarda yeterli ses penetrasyonunun sağlanamaması ve hastanın nefesini tutamaması bu yöntemin en önemli dezavantajıdır. Bu faktörlere bağlı olarak uygulayıcının deneyimi ve becerisine göre başarı oranının değişmesi en önemli sınırlamadır.

Renal arterin direkt değerlendirilmesinde duyarlılık % 71-98, özgüllük % 62-99 arasında değişen oranlarda bildirilmektedir (5,67,74,87,116,119,160). Renkli Doppler Ultrason parametreleri kullanılarak yapılan çalışmalarda; Norris duyarlılığı % 83, özgüllüğü % 97 (116), Stavros duyarlılığı % 89, özgüllüğü % 83 (155) olarak bildirmiştir.

Ayrıca hastaların % 14-24’ünde bildirilen aksesuar renal arterler Ultrason ile çok düşük oranda (0’a yakın) görüntülenebilmektedir (15,43).

Selektif renal anjiyografi

Tanıda altın standarttır ve RVHT’un kesin anatomik tanımlanmasında kullanılır. İnvazif olması bu yöntemin en önemli dezavantajıdır (133). Avantajı ise stenozun lokalizasyonun belirlenmesi, ana renal arter ve dallarının değerlendirilmesi ve aksesuar arterlerin yüksek doğruluk ile gösterilmesidir. Renal arter stenozunda; lümen çapının azalması, poststenotik dilatasyon, kollateral dolaşım varlığı ve stenoz olan tarafta böbrek boyutlarında azalma izlenebilir.

Eğer değerlendirilen hipertansif hastalar renovasküler hipertansiyon açısından ciddi klinik şüphe taşıyor iseler noninvazif testlerin sonucuna bakılmaksızın renal anjiyografi uygulanması önerilir (3).

MR anjiyografi

MR Anjiyografi renal damarları gösteren non-invazif bir yöntemdir (133). MRA’de “Time of flight” (TOF) ya da “Phase Contrast” (PC) tekniklerin yanı sıra son yıllarda kısa tekrar zamanlarıyla ve paramagnetik kontrast madde ile yapılan 3B Gradient Eko görüntülemeyle inceleme süresi nefes tutulabilir düzeye inmiştir (42,133).

Kontrastlı MRA'de, kontrast madde T1 değerini kısalttığından kandan gelen sinyal artar (88,132). Kontrastlanma derecesi; kontrast maddenin infüzyon oranına, kardiyak outputa ve kullanılan TR, TE ve sapma açısına bağlıdır (132). Gadolinyum distal renal arterlerde sinyal gürültü oranını 2 kat artırır (9). Böylece poststenotik segmentte sinyal kaybı miktarında azalma ile bu segmentlerinde görüntülenebilmesi mümkün olur.

Bu yöntemin dezavantajı hem arteriyel hem de venlerin kontrastlanmasıdır. Venöz yapıların incelenecek arteriyel yapılarla üstüste gelmesini önlemek için görüntüleme planı incelenecek damara göre seçilebilir. Başka bir yöntem ise kontrast maddelerin arterlere ve venlere ulaşmasına göre daha etkin ve duyarlı bir zamanlama yapılmasıdır. Uygun olmayan zamanlama; düşük sinyal gürültü oranına, artefakta ve venöz kontrastlanmaya sebep olur (98).

Renal arterleri görüntülemeye, kardiyak, solunum, bağırsak hareketleri ve durağan doku supresyonu gibi teknik problemler karşımıza çıkmaktadır. Ayrıca büküntülü vasküler yapı, kompleks akım paternleri ve aorta ile renal arterlerde akım hızlarının farklı olması MR Anjiyografi ile renal arterlerin görüntülenmesinde problem oluşturur. Bu gibi teknik problemler ve görüntülemedeki farklı tekniklerin kullanımı nedeniyle renal arter darlıklarının saptanmasında farklı oranlar bildirilmektedir.

TOF tekniği ile yapılan bir çalışmada % 50'den fazla olan RA darlıkları, % 100 özgüllük ve % 94 duyarlılık ile saptanmıştır (85).

Renal arterlerin görüntülenmesi ve renovasküler hastalıkların saptanmasında TOF ve Faz Kontrast MR Anjiyografi yöntemlerini, kateter anjiyografi ile kıyaslayan bir diğer çalışmada değerlendirme renal arterlerin proksimaldeki 35 mm'lik segmenti ile sınırlandırılmıştır. Renal arterlerin görüntülenmesi ve renovasküler hastalığın saptanmasında faz kontrast görüntüleme (% 80 duyarlılık ve % 91 özgüllük), TOF görüntülemeden (% 53 duyarlılık ve % 91 özgüllük) daha başarılı olarak bildirilmiştir. Kombine aksiyel ve koronal faz kontrast görüntüleme dominant renal arterlerin hepsinin proksimal 35 mm'lik segmentini göstermiş ve 15 darlıktan 13'ünü % 87duyarlılık ve % 97 özgüllük ile saptamıştır (69). Altmış iki olgudan oluşan bir diğer hasta grubunda üçlü doz gadolinyum verilerek yapılan bir çalışmada, 3B TOF MR Anjiyografi kateter anjiyografi ile karşılaştırılmıştır. Duyarlılık ve özgüllüğünü % 88 ve % 98 olarak bildirilmiştir (166). Yine bu çalışmada hastaların % 95'inde renal arterin proksimal % 40'lık kesimi gösterilmiş olup nefes ve hareket artefaktları intra-

parankimal dallarda görüntüde bulanıklaşmaya neden olduğundan intra-parankimal dallar değerlendirilememiştir. Diğer başka çalışmalarda, gadolinyum kullanılarak yapılan MRA'de duyarlılık % 93-100 ve özgüllük % 92-98 arasında bildirilmiştir (7,46,68,156).

MR anjiyografi ile stenozların çoğu gerçekte olduğundan daha ciddi veya az olarak görüntülenmiştir. Stenozların gerçekte olduğundan daha ciddi görüntülenmesinin nedeni, darlık bölgesindeki türbülant akım nedeniyle sinyal kaybıdır. Stenozların gerçekte olduğundan daha az görüntülenmesinin nedeni ise yetersiz rezolüsyondur (65).

MR anjiyografi, konvansiyonel anjiyografik bulgular ile karşılaştırılabilecek boyutta bilgileri kontrast nefropatisi riski olmaksızın sağlarken renal kan akımı ve diğer renal fonksiyonlar hakkında da fikir verebilir. Nefrotoksik kontrast materyal gerektirmeyişi özellikle azotemik aterosklerotik hastalarda önemli avantaj sağlar (3).



Tablo 4’de tanıda kullanılan radyolojik yöntemler karşılaştırılmaktadır (8):

Yöntem	Damarların Görüntülenmesi	Doku Perfüzyonu	Fonksiyon (GFR)	Avantaj	Dezavantaj
İSA	+++	++	±	-Altın Standart -Nefrogram fazı doku volümü hakkında fikir verir.	-Katetere bağlı travmalar -Kontrast nefropati
Kaptoprilli Renografi	-	+++	++	-Noninvazif -Total normal renogram vasküler hastalığı ekarte ettirir.	
RDUS	++	++	-	-Noninvazif -Doppler US bulguları tanıda yardımcı -Maliyeti düşük	-Fonksiyonel bilgi bakımından yetersiz -Aksesuar arterlerin gösterilmesinde uygun bir yöntem değildir
MRA	+++	+	±	-Böbrek yetmezliğinde nontoksik	-Proksimal damarların gösterilmesi ile sınırlı

Tablo 4

Güncel diğer bir inceleme yöntemi de intravenöz kontrastlı Spiral BT Anjiyografidir. Tek bir nefes tutulum süresinde, (15-50 sn), intravenöz kontrast materyali arteriyal fazda yakalayarak çok miktarda veri elde edilmesini sağlamaktadır (23). Spiral BT Anjiyografi vaskülerin patolojilerin saptanmasında, lokalizasyon ve sınıflamasında kateter anjiyografi öncesi tarama prosedürü olarak karşımıza çıkmaktadır (178).

SPIRAL BT’NİN TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Gelişiminden beri spiral BT, vücut BT taramasının performansını çarpıcı bir şekilde değiştirmiştir. Solunum ve hasta hareketlerine bağlı artefaktların en aza indirgenmesi ve aksiyel kesitlerin üstüste gelmesiyle oluşan görüntülerin ek radyasyona maruz bırakılmadan elde edilmesi spiral BT’nin en önemli teknik üstünlükleridir (19). Bu özellikler mevcut BT uygulamalarını geliştirmiştir ve çok boyutlu görüntüleme uygulamalarının ortaya çıkmasını sağlamıştır.

Spiral BT’nin klinik kullanımı ilk kez Kalender ve arkadaşları tarafından 1980’lerin sonunda gerçekleştirilmiştir (80,82). Geçtiğimiz son on yılda da radyolojide yaygın bir kullanım alanı bulmuş ve vücudun hemen her alanının görüntülenmesinde başarıyla kullanılmıştır. Spiral BT ile konvansiyonel BT’nin pek çok kısıtlılığının üstesinden gelinmiş, ayrıca çok düzlemli görüntüleme, dinamik kontrastlı çalışmalar, üç boyutlu rekonstrüksiyonlar, sanal endoskopi ve BT anjiyografi gibi yeni BT uygulama alanları ortaya çıkmıştır. Bütün bu gelişmelerin arkasında yatan teknik yenilikler ise slip-ring gantrinin geliştirilmesi, artmış dedektör etkinliği ve tüp soğutma kapasitesidir (120).

Spiral BT Prensipleri

Konvansiyonel BT’de bir kesitin görüntüsü hasta nefesini tutmuş hareketsiz yatarken ve masa sabitken X ışını tüpünün dedektörler ile birlikte hasta etrafında 360 derecelik bir daire çizerek dönmesiyle elde edilir. (4. generasyon BT’de ise dedektörler sabit olup X-ışını tüpü hasta etrafında 360 derece döner.) Görüntülemenin bitmesi ve kesitin rekonstrüksiyonunu takiben masa ilerletilir ve hastaya yeniden nefes tutturularak bir sonraki kesitsel görüntü elde olunur. Oysaki spiral BT’de tüp ve dedektörler hasta çevresinde sürekli dönerek bilgi toplarken bir yandan masa da sabit bir hızla hareket eder. Böylece X ışının fokal spotu konvansiyonel BT’de daire çizerken spiral BT’de spiral bir yörünge izler (82,138).

Spiral BT’de Tarama Özellikleri

Spiral BT’de konvansiyonel BT ile benzer olarak tarama öncesi gantri açısı, kolimasyon (kesit kalınlığı), görüntü alanı (FOV), kVp, matriks, rekonstrüksiyon aralığı gibi parametrelere karar verilir (120). Tek bir helikal taramada taranacak alanı belirleyen parametreler kolimasyon, “pitch” ve taramanın süresidir. İnceleme parametreleri belirlenirken yeterince anatomik alan kapsayacak ancak buna karşın

yeterince görüntü kalitesi ve lezyon saptanabilirliğine olanak sağlayacak şekilde ayarlamalar yapılır (72).

Geleneksel taramada olduğu gibi ilgili yapının ya da organın istenilen kesit kalınlığı (kolimasyon) belirlenmelidir. Kolimasyon, genellikle tek bir nefes tutuşda veya daha kısa süreli nefes tutma sekanslarında ilgili alanı tam kapsayacak minimum değer olarak seçilir. Kolimasyon taramanın uzaysal çözünürlüğünü ve sinyal gürültü oranını etkiler. Çünkü her ne kadar dar kolimasyon hasta üzerindeki foton akışını azaltsada longitudinal çözünürlüğün artışına sebep olur. Buna ek olarak tarama öncesi masa hızı ve dolayısıyla “pitch” de belirlenmelidir.

Öncü görüntülerden ilgilenilen volüm ve tolere edilebilir tarama süresi belirlendikten sonra masa hızı ortaya çıkar (143):

$$\text{Masa hızı} = \text{Gerekli tarama uzunluğu (mm)} / \text{Tolere edilebilir nefes tutumu (sn)}$$

“Pitch”, tüpün 360 derece dönüşü tamamladığı süre içinde masanın ilerleme mesafesinin kolimasyona bölünmesiyle elde edilir (120). Genellikle spiral taramada 360 derece tüp dönmesi için geçen zaman 1 saniye olduğundan masa hızı/kolimasyon olarak formüle edilir. Örneğin 10 mm/sn masa hızı ve 10 mm kolimasyonda (tarama zamanı 1 saniye olan sistemde) pitch 1:1 dir. Aynı kolimasyonda masa hızı 20mm/sn ‘ye çıktığında pitch 2:1 olur.

“Pitch” artırılarak rezolüsyon kaybı pahasına tarama alanı arttırılabilir (120). Pitch’deki 1:1’den 2:1’e artış etkin kesit kalınlığını %30 genişletir. 1:1’den daha büyük pitch değerleri kullanmanın avantajı her şeye rağmen aynı sürede gerekli tarama alanına izin verirken daha dar kolimasyonu mümkün kılmasıdır (21,19).

En geniş tarama alanı kalın kolimasyon, büyük “pitch” ve uzun tarama süresiyle sağlanır. Ancak taranacak alan genişleyince zamanın uzamasına bağlı olarak saniye başına düşen foton sayısında azalma, geniş kolimasyon ve geniş kesit duyarlılık profili nedeniyle lezyon saptanabilirliği azalır (120).

Burada dikkat edilecek önemli bir nokta da her bir spiral taramayı hastanın nefesini tutabileceği süreler içinde tamamlamaktır. Retroperitoneal uygulamaların büyük çoğunluğunda spiral tarama aralığı 30 saniyedir ancak 40 saniye nefesini tutabilen hastalarda bu süre arttırılabilir (19).

Spiral BT incelemesinde diğer önemli bir noktada intravenöz kontrast madde uygulandır. Başarılı bir BT anjiografi için tercih edilen minimal venöz ve parankimal kontrastlanmaya karşılık yeterli arteriyel kontrastlanmadır (19). Bu da uygun bir tarama gecikme zamanı kullanıldığında mümkün olabilmektedir. Kalp hızı, kan basıncı veya diğer nonfizyolojik ölçütlerden gecikme zamanının önceden tahmin edilmesi eğilimlerine rağmen optimal gecikme zamanının doğru belirlenmesi kişisel olarak küçük test enjeksiyonları kullanılarak belirlenebilir. Ayrıca Smart Prep (General Electric Medical Systems) gibi ilgili bölgede atenüasyon artışı görüldüğü an taramanın başlatıldığı teknikler de kullanılabilir (19,79).

Yüksek kontrastlı akım hızları ve taramanın harekete duyarlı olmasından dolayı bulantı, kusma gibi iyonik kontrast madde ile olan rahatsızlıkları önlemek için noniyonik kontrast maddeler tercih edilmelidir.

Rekonstrüksiyon Algoritmaları

Rekonstrüksiyon aralığının seçimi BT anjiografi gibi spiral BT'nin özel uygulamalarının başarısında da önemlidir. Spiral BT'nin başarısında atlanan verilerin tahmin yöntemiyle BT veri kümelerine yerleştirilmesini sağlayan matematiksel işlemlerin gelişimi kritik bir rol oynar.

Spiral BT'de görüntü alırken hasta z eksenı yönünde (masa hareket yönü) hareket ettiğinden hacimsel olarak elde edilmiş bilgiden aksiyel görüntü elde etmek için interpolasyon algoritmalarına ihtiyaç vardır. Aksi halde rekonstrüksiyon 360 derecelik rotasyondan elde edilen bilgilerden herhangi bir matematiksel düzeltme olmadan yapılırsa hasta hareketi nedeniyle artefaktlar ortaya çıkabilir. Bu nedenle spiral BT'de görüntü rekonstrüksiyonu için kullanılan algoritma kesit profili, sınır keskinliği, artefaktlar ve görüntü kalitesi üzerinde çok büyük bir etkiye sahiptir (38,81,167).

Spiral elde edilmiş veriden aksiyel görüntü elde etmek için değişik interpolasyon algoritmaları kullanılabilir. İnterpolasyon algoritmaları tamamen matematiksel modellerdir. Bunlardan en basiti komşu spiral taramalar arasında yapılacak lineer interpolasyondur (38,130).

Genellikle bir aksiyel kesit yaratmak için uzun spiral veri gerektiren interpolasyon algoritmaları daha geniş kesit ve daha yüksek sinyal gürültü oranı sonucunu verir. Görüntü rekonstrüksiyonu için daha az spiral veri gerektiren interpolasyon

algoritmaları ise düşük sinyal gürültü oranlı daha ince ve daha yüksek çözünürlük sonucunu verir (19).

Volümetrik bilgi toplandıktan sonra dört farklı üç boyutlu görüntüleme tekniği vardır.

Multiplanar Reformasyonlar

Multiplanar reformasyonlar koronal, sagittal veya oblik, üstüste transvers kesitlerden oluşturulan, tek voksel kalınlığında düzlemlerdir. Herhangi bir yön boyunca değişen anatomik bağlantıların gösterilmesinde mükemmeldir.

Spiral tarama verisinden aksiyel görüntüler oluşturulduktan sonra eğer görüntü verisi ince kolimasyon ayarı ile oluşturulursa ve aksiyel görüntüler üstüste getirilirse yüksek kaliteli 2-B reformasyonlar yaratılabilir (19).

2-B ve 3-B reformasyonların her ikisinin de oluşturulması için gereken ilk işlem adımı görüntü verisinin boylamsal olarak interpolasyonudur. Bu boylamsal interpolasyonun performansı görüntü içindeki boylamsal yöneltilmiş konturları düzeltme eğilimindedir. Rekonstrükte edilmiş görüntü verisi matriksinin seçili parçalarını eşleyerek tekrar formatlanmış gri ayarlı görüntü düzlemi üzerine 2-B multiplanar reformasyonlar oluşturulabilir.

Arterler spesifik bir düzlemde sınırlı kalmadığından bir arteri tek bir reformat kesit üzerinden bütün yönü boyunca oluşturmak çok zordur. Doğrusal olmayan planar reformasyonlar, düz planar kesit üzerinde tamamen oluşturulamayan büküntülü damarların gösterilmesinde çok yardımcıdır. Sonuç olarak ortaya çıkan “eğik düzlem” düzleştirilir ve iki boyutlu olarak gösterilir. Düz ve doğrusal olmayan planar reformasyonlar bütün relatif X-ışını atenüasyonu bilgisini korurlar. Bu yöntem özellikle abdominal aort anevrizmasında, duvardaki mural trombusu patent arteriyel lümeniden, aort duvarındaki ekzantrik kalsifikasyonu komşu lüminal patensiden ayırtetmede ve metalik stentlerin iç kısımlarının değerlendirilmesinde kullanılabilir (19).

MIP (Maximum Intensity Projection)

MIP, rekonstrükte edilmiş görüntü verisinin 3-D matriksi arasına hayali ışınlar projekte ederek ve her ışın boyunca maksimum atenüasyon değerini gri skala görüntüsüne işaretleyerek oluşturulur. Bu projekte edilmiş görüntüler herhangi bir anatomik düzlem üzerinde standart projeksiyonları kapsayarak (koronal,sagittal,

aksiyel) veya standart olmayan ana anatomik eksen boyunca dönen oryantasyonlar içinde gösterilebilir.

Işınlardan hacimsel veri kümesi boyunca saçıldığı bir görüş açısı önceden seçilir. Her ışın tarafından karşılaşılan maksimum değer iki boyutlu projeksiyonel resim içine kodlanır. Böylece MIP gri skalası relatif X-ışını atenuasyonunu yansıtır. SSD 'de olduğu gibi eşik değerli basamağın yokluğu farklı atenuasyondaki yapıların değerlendirilmesini mümkün kılar. Bu kalsifiye atherom plağı ile intralüminal kontrastı ayırmada çok büyük önem taşır.

MIP'in bir dezavantajı ise tek bir resimden derinlik ilişkilerinin dikkati çekmemesidir. Bu kusur çoklu MIP'ler bir dönüş eksenini etrafında düzenli aralıklarla oluşturulduğunda önlenir. Sonuçta görüntüler derinlik ilişkisini mümkün kılmak için bir "cine" döngüsü olarak görülür.

MIP ve bazı yüzey resimlerinin bir başka sınırlaması da kemik, metalik implant veya kuvvetli kontrastlanan parankim gibi yüksek atenuasyonlu yapıların ilgili anatomiye baskılamasıdır. MIP her ışın boyunca sadece en parlak pikseli seçtiğinden ışının yolu boyunca herhangi bir yerde olan yüksek atenuasyonlu yapı baskın çıkacak ve daha düşük atenuasyonlu yapıyı maskeleyecektir. Bu yüzden MIP ve SSD ile en iyi sonucu elde etmek için rekonstrükte edilmiş görüntü verisinin 3-D matriksi, istenmeyen yapıların çıkarılmasını gerektirir. Örnek olarak BT anjiyografide kan damarlarının görünürlüğünü arttırmak için, genellikle arka plan atenuasyonunu azaltarak kemik ve gereksiz yumuşak dokular görüntüleme volümünden çıkarılır. Bu aynı zamanda üst üste gelen kemik ile kalsifikasyonu karıştırmayı önlemek içindir (19).

SSD (Shaded Surface Display)

SSD görüntüleri herhangi bir kullanıcı tarafından eşik değeri seçilerek oluşturulur. Atenuasyon değeri eşik değerinden büyük olan rekonstrükte edilmiş görüntü verisinin 3-D matrisindeki voxeller "beyaz" a ve atenuasyon değeri eşik değerinden küçük olan voxeller de "siyah"a ayarlanır (21).

Interpole edilmiş görüntü verisinin eşik değerli 3-D matriksi daha sonra herhangi bir yere yerleştirilebilen hayali ışık kaynağının yarattığı gölgelendirme algısı ile yapılır. MIP gibi SSD boşlukta dönebilir, böylece görüntü herhangi bir perspektifte görülebilir.

Bu yöntemde iki ana sınırlama vardır:

- Eşik seçimi vasküler görünümü derinden etkiler.
- Değişik atenüasyon eşik değeri içindeki yapılar (kalsiyum ve luminal kontrast) ayırt edilemez

Volume Rendering

Volüm rendering BT anjiyografi verisine uygulanan en yeni tekniktir. Hacim içindeki piksel değerlerinin histogramı analiz edilir ve veri kümesinden istenen bilgiye bağlı olarak dokulara renk, geçirgenlik ve kırıcı indeks değerleri verilir.

Herhangi bir eşik değeri belirlemeden elde edilen tüm veriden üç boyutlu görüntü elde edilip daha sonra değişik pencerelerde bu görüntüler incelenebilir. Derinlik, yüzey ve relatif X-ışını atenüasyonu volüm rendering ile taşınabilir. Diğer bir avantajı da rendering'in veri kümesi içinde yaratılması ve gözlemciyi kan damarları, hava yolları ve gastrointestinal bölgede hayali yolculuğa götürmesidir. Virtual intravasküler endoskopi denilen bu yöntem kompleks "post-processing" algoritmeleri gerektirir. Bu yapıların iç duvarlarının aydınlatılması ve gölgelendirilmesi ile görüntü oluşturulur. VIE, aort lümeni, epi-aortik dalların ostiumları (11) ve metalik protezlerin aort lümeninden gösterilmesinde ve böylelikle patensi ve pozisyonunun değerlendirilmesinde önemli bir rol oynar (139,177).

RENOVASKÜLER HİPERTANSİYONDA TEDAVİ

Yapılan uzun süreli prospektif çalışmalar RVH'lı hastalarda, özellikle aterosklerotik formlarda, medikal tedavinin artmış mortalite ile seyrettiğini göstermiştir. Üstelik medikal tedavi ile kan basıncı düşüklüğü sağlansa bile renal iskemik atrofi sonucu, darlık olan böbreklerin glomerüler filtrasyon hızında önemli düşmeler olur (3).

Renal arter stenozuna bağlı RVH, tedavi edilebilir hipertansiyon nedenlerinden biri olup renal arter stenozu tedavisinde endovasküler girişimsel radyolojik yöntemler ilk uygulanması gereken tedavi seçeneğidir (2,154). Renal arter stenozunda PTA/stent uygulaması hipertansiyon tedavisi ve iskemik nefropatinin önlenmesi için yapılır. Renal revaskülarizasyonu sağlamaya yönelik endovasküler uygulamalar, cerrahi revaskülarizasyon yöntemleriyle kıyaslanabilir açıklım oranlarına sahip olmasının yanı sıra, daha az invazif olma, daha düşük mortalite, düşük maliyet, daha kısa süreli hospitalizasyon gibi pek çok avantajlara sahiptir (176).

Renal arter stenozlarının tedavisinde cerrahi girişimler çok uzun bir süre standart yöntem olarak kabul edilmekle birlikte, % 6'lara varan mortalitesi nedeniyle yerini perkütan revaskülarizasyon yöntemlerine bırakmıştır (27). Cerrahi, endovasküler girişimlerdeki teknik başarısızlıklar için saklanmalıdır (101). Cerrahinin mutlak endike olduğu bir durum olmamakla birlikte, tam oklüzyon, akut tromboz, renal arter anevrizması ve PTA sonrası rüptürlerde gerekebilir. Kullanılan cerrahi yöntemler tromboendarterektomi (TEA), bypass (aorto-renal, spleno-renal), ototransplantasyon veya ekstrakorporeal rekonstrüksiyondur (2).

İNTRAVASKÜLER METALİK STENTLER

Intravasküler metalik stentler, PTA'nın yetersizlik, sınırlama ve komplikasyonlarını ortadan kaldırarak, akım düzensizliklerinin engellenmesi amacına yönelik endovasküler mekanik desteklerdir (121,147,170).

Vücut yapılarını desteklemek için bir materyel tasarımı ve uygulaması, 19. yüzyıl sonlarında diş hekimi olan Charles Stent tarafından gerçekleştirilmiştir (76,114). Stent, deri greftlerini desteklemek için bir materyal tasarlayıp, uygulamıştır. Charles Dotter'ın, 1960'larda el yapımı metal sarmalların hayvan modellerindeki intravasküler uygulamaları vasküler stent kavramını ortaya çıkarmıştır (125). Dotter, paslanmaz çelik sarmal stentleri 1969'da köpeklerin popliteal arterlerine yerleştirmiş ve etkilerini incelemiştir (47).

Yaklaşık on yıl sonra Maass, Zollikofer ve Senning genişleyebilir, çelik spiral ve çift heliks spiral stent uygulamalarını bildirmişlerdir (97).

Kısa bir süre sonra Dotter ile Cragg ve arkadaşları termal bellekli nikel-titanyum alaşımlarının (nitinol) spiral stent olarak kullanımını ve perkütan transluminal yerleştirilmelerini göstermişlerdir. Nitinol oda sıcaklığından daha düşük ısılarda özgün şeklini kaybetmekte ve kateter içinden düz bir tel olarak iletdikten sonra termal belleği nedeniyle vücut ısısında tekrar spiral şekline dönmektedir (32,47,114).

Bu çalışmaları, 80'li yıllarda Palmaz'ın balonlu kateter aracılığıyla genişletilen, ince paslanmaz çelik tellerden yapılmış silindirik stentleri (121,122,123,126,135) ve Wright, Charnsangavej, Gianturco'nun kendiliğinden genişleyen zig-zag stentleri izlemiştir (90,140,175).

Wallstent olarak bilinen çelik monoflamanlardan dokunmuş, kendiliğinden genişleme özelliğine sahip silindirik ağ şeklindeki stentler 1986'da ilk kez Sigwart ve arkadaşları tarafından insanda periferik ve koroner damarlara implante edilmiştir (152).

Aynı yıllarda Strecker'in 0.1 mm çapında tantalum telden örülmüş, balon kateter ile genişletilen tübüler stentleri (10), Roubin ve Gianturco'nun balon kateter ile genişletilen, cerrahi suture telinin silindirik şekilde sarılmasından oluşan stentleri bildirilmiştir (49,86).

1994, Cragg ve ark. ; Kendiliğinden genişleyebilen termal bellekli nitinol stentin prelinik değerlendirmesini yapmış bir yıl sonra da iliak artere implantasyonu gerçekleştirilmiştir (33,70)

1990, Rees ve arkadaşları; renal arter darlıklarında ilk stent uygulamasını bildirmişlerdir (136). Renal artere stent uygulanması ile ilgili olarak 1994 yılında Rees ve arkadaşları geniş bir çalışma yapmışlardır (137). Bu çalışmada, lezyonların % 80'i ostial lokalizasyonda ve % 98'i aterosklerotik olan 263 hastada, 296 renal artere 304 stent uygulanmıştır. Teknik başarı %95 olarak bildirilmiştir. Olin ve Bacharch ise ostial aterosklerotik renal arter stenozlu yaklaşık 120 hastaya stent uygulamışlardır (118,6).

Son yıllarda stent konusundaki gelişmelerden biri de kaplı "covered" stentler veya "stent-graft"lerdir. Teorik olarak, örtücü materyal olarak kullanılan polyester (PET/Dacron), polyurethane ve polytetraflouroethylene (PTFE) kullanılmaktadır.

Stentler yapıldıkları maddelere, şekillerine ve serbestleştirilme mekanizmalarına bağlı olarak farklı üstünlüklere ve sınırlamalara sahiptirler (147). Stentler serbestleştirilme şekline göre Tablo.1'de gösterilmiştir.

GENİŞLEME		ÜRETİCİ
BALON İLE GENİŞLETİLEN STENTLER	PALMAZ STRECKER PALMAZ CORINTHIAN BRIDGE JOSTENT SAXX HERCULINK	J& J Cordis Boston Scientific/Meditech J& J Cordis Medtronic AVE Jomed Bard Guidant
KENDİLİĞİNDEN GENİŞLEYEBİLEN STENTLER	WALLSTENT SINUS DYNALINK	Boston Scientific Optimed Guidant

Tablo. 1

Balon ile genişleyen stentler genelde lokalizasyon açısından daha kesinlikle yerleştirilirken, kendiliğinden genişleyen stentlerin kısalabilmeleri ve daha zor

görülebilmeleri önemlidir. Bazı stentlerin çok sert yapıda olmaları nedeniyle fleksibilitesi azdır. Bu stentlerin büküntülü damar segmentlerinde ilerletilebilmesi zordur. Stentlerin floroskopik olarak izlenebilmeleri, yerleştirilmesi sırasındaki kesinlik ve kontrollerdeki kolaylık açısından önemlidir (125).

Balon kateter ile veya kendiliğinden önceden belirlenen sınırlar içerisinde genişleyebilme özelliği de, stentin güvenilirliğini artıran bir özelliktir. Gereğinden fazla genişleyen bir stent, media ve intima tabakasında hasara yol açabilir. Eğer stent damar duvarına tam temas etmezse, bu mesafede oluşacak trombus stent içine uzanarak stent içi trombuse yol açabilir (114). Diğer bir olası komplikasyonda stent migrasyonudur.

İdeal bir stent şu özelliklere sahip olmalıdır:

- Önceden bilinen sınırlar içerisinde genişlemeli ve kısalmalıdır.
- Olabildiğince küçük çaplı kateter sistemiyle ve basit bir teknikle lezyon alanına yerleştirilebilmelidir (ilerletilip serbestleştirilebilme).
- Yerleştirildiği yapının normal hareketlerine izin verecek kadar fleksible, ancak radial elastik “recoil” ve eksternal deforme edici kuvvetlere dirençli olmalıdır.
- Non-korozif, non-trombojenik ve bakteriyel kolonizasyona dirençli olmalıdır.
- Farklı uzunluk ve çaptaki lezyonlar için seçenekleri olmalıdır.
- Kan damarlarının iç yüzü elektronegetif yüklü ve tromborezistandır. Bu nedenle ideal bir stent de elektronegatif yüzey potansiyeline sahip olmalıdır.

Stent üretiminde en çok kullanılan metal 316L paslanmaz çelik ve Nitinol'dür. Metal seçimi metalin “biyofonksiyonalite” ve “biyoyumluluğu”na dayanır. Biyofonksiyonalite, metalin korozyona direncinin derecesidir. Biyoyumluluk ise stent yerleştirildikten sonra, yabancı cisim reaksiyonu oluşturmaksızın ve toksik iyon salmaksızın inert olarak kalabilmesinin ölçüsüdür (114).

Stent Uygulama Endikasyonları

Stentler PTA'nın komplikasyon ve sınırlamalarını aşabilmek için geliştirilmiş endoluminal desteklerdir. PTA'nın komplikasyon ve sınırlamaları stent endikasyonlarını oluşturur (124,127).

PTA tıkaçıcı damar hastalıklarının tedavisinde etkin bir yöntem olmasına karşın bazı sınırlamaları vardır. Egzantrik, kalsifiye veya ülser plaklar PTA'ya uygun değildir. Diğer sınırlamaları ise şunlardır:

- PTA'yı takiben gelişen elastik “recoil” (36)

- Erken restenoz (%15-82) (52,66)
- Total oklüzyonun rekanalizasyonu
- PTA'dan hemen sonra başarısız sonuç
- Spontan veya kateterizasyona bağlı diseksiyon
PTA'nın komplikasyonları ise;
- Rezidüel stenoza birlikte ciddi diseksiyon
- PTA sonrası rezidüel düzensizlikler ve mural trombüs
- PTA'yı takiben akut tıkanıklıktır (30,31)

Alan H. Matsumoto, aterosklerotik renal arter darlıklarında stent uygulama endikasyonlarını şu şekilde sıralamıştır (101);

- PTA sonrası %50'den fazla stenoza
- PTA sonrası rezidüel sistolik gradientin 10 mmHg'dan fazla olması*
- PTA sonrası obstrüksiyon oluşturan diseksiyon flepi
- PTA sonrası 12 aydan daha kısa sürede rekürrens oluşumu
- Kronik renal arter diseksiyonları
- Lezyonu tedavi etmek için, muhtemelen tek bir fırsatımız varsa*

*Basınç ölçümü eş zamanlı olarak, aortadan (6F sheat aracılığıyla) ve lezyon distalinde renal arterden (4F kateter ile) yapılmalıdır.

**Subjektif endikasyon

İntravasküler Stent Uygulamasına Bağlı Komplikasyonlar

Stent implantasyonu esnasında oluşabilecek komplikasyonlardan bazıları kateterizasyon esnasında tüm arteriyel girişimlerde oluşabilecek, girişim yerine ait komplikasyonlardır. Bunlar kan transfüzyonu gerektiren hematomlar, psödoanevrizmalar, arteriovenöz fistüller ve diseksiyonlardır (13,103,106).

Stentin yerleştirilmesi esnasında, yeterince genişlememesi, stent migrasyonuna ve olası trombus gelişimine yol açabilirken (12), gereğinden fazla genişlemesi intima ve media tabakasında hasara yol açabilir. Stent kısılması önceden dikkate alınmazsa lezyonun tamamen kaplanamamasına yol açar (170). Kan akımının yeterli olmadığı durumlarda, küçük çaplı damarlarda stent oklüzyonları görülebilir.

Renal artere yönelik stent uygulamasında görülen komplikasyonlar ise bir çalışmada şöyle sıralanmıştır (13);

A) Kateterizasyon sırasında oluşan komplikasyonlar:

- Diseksiyon

- Böbreğin guidewire ile perforasyonu
- Femoral psödoanevrizma, arteriovenöz fistül
- Uylukta kan transfüzyonu gerektiren hematoma

B) Stent yerleştirilmesi esnasında gelişen komplikasyonlar:

- Stentin çok distale yerleştirilmesi esnasında gelişen komplikasyonlar
- Stentin aortaya 2 milimetreden fazla protrüde olması
- Stentin balon üzerindeki yerinin kayması (stent dislodgement)
- Stentin renal arter dışındaki bir arterde açılması (13)
- Stent migrasyonu
- Stent serbestleştirilmesinin gerçekleşmemesi

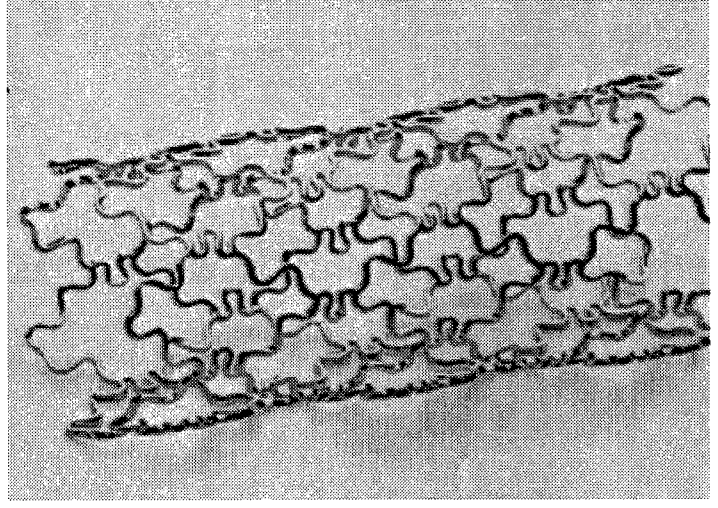
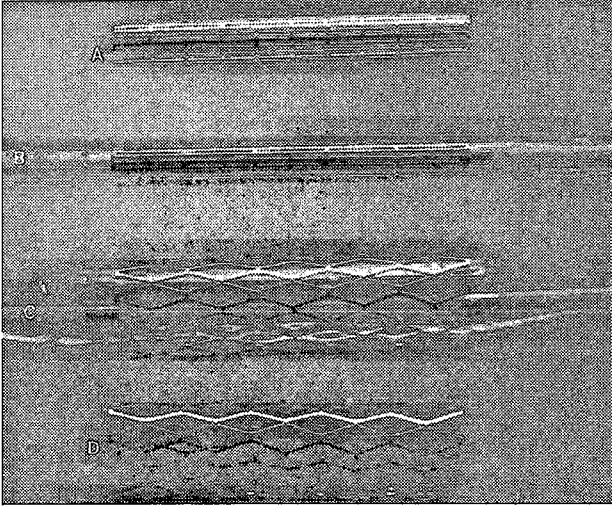


Tablo. 2 Renal arterlerde kullanılabilecek stentlerin genel özellikleri;

	PALMAZ	STRECKER	PALMAZ CORINTHIAN	WALLSTENT	JOSTENT	BRIDGE	SAXX	HERCULINK	DYNALINK
MATERYAL	ÇELİK	TANTALUM	ÇELİK	ÇELİK	ÇELİK	ÇELİK	ÇELİK	ÇELİK	NİTİNOL
GENİŞLEME	BALON	BALON	BALON	Kendiliğinden	BALON	BALON	BALON	BALON	Kendiliğinden
FLEKSİBİLİTE	+/-	+++	+++	++++	+++	+++	+++	+++	++++
RADYOOPASİTE	++	+++	++	+	+++	++	++	++	+
INTRODUCER SHEATH*	6-7F	7F	6-7F	6-7F	6F	7F	6F	6F	6F
KISALMA	%13	%5	VERİ YOK	%10-30	MINİMAL	MINİMAL	%1-6	MINİMAL	MINİMAL
YÜZEY/AÇIKLIK ORANI	%90	≥%75	%84-88	%77	%90	%90	%90	%90	VERİ YOK

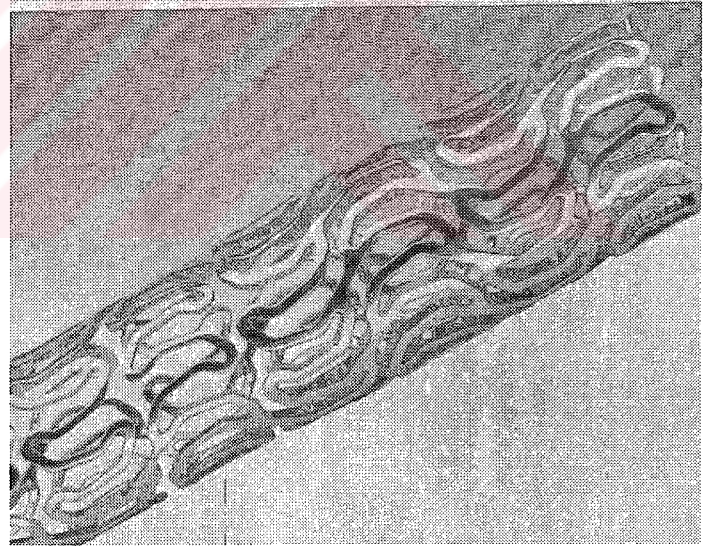
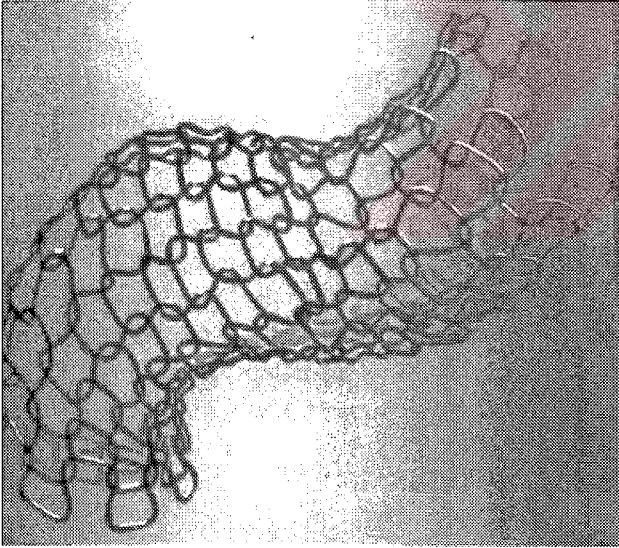
*minimum; stent çapına göre artabilir.

Aşağıda stent tiplerine ait örnekler verilmiştir.



Resim 1. Palmaz stent

Resim 2. Palmaz-Corinthian stent



Resim 3. Strecker stent

Resim 4. Jostent

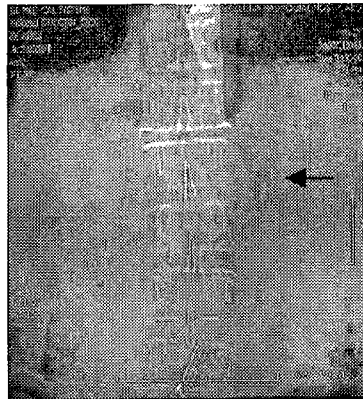
III.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmaya, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Anjiyografi ve Girişimsel Radyoloji Biriminde Ağustos 1996-Mart 2001 tarihleri arasında renal arter darlığı nedeniyle renal artere intravasküler metalik stent uygulamasına gidilen 15 olgu dahil edildi. Yaşları 40-78 arasında olan (ortalama $58,4 \pm 10,4$) 12'si erkek, üçü kadın 15 olgu, stent yerleştirilmesi sonrası 1.gün-44. ay kontrollerinde Spiral BT Anjiyografi ile incelendi. Stent sonrası kontroller, üç hastaya iki kez olmak üzere Spiral BT Anjiyografi ve ayrıca DSA incelemesi ile yapıldı.

Spiral BT anjiyografi incelemesi HiSpeed CT/i (GE Medical Systems, Milwaukee, ABD) cihazı ile gerçekleştirildi.

Renal stentlerin lokalizasyonunu belirlemek amacıyla intravenöz kontrast madde verilmesi öncesinde ilk değerlendirme yapıldı. Hastalar gantry içine supin pozisyonda yatırıldı ve anterior-posterior öncü görüntü elde edildi. Stent öncü görüntüde izlendikten sonra böbrekler de boyut, kontrastlanma ve kortikal kalınlık yönünden değerlendirileceğinden torakal 12. vertebra düzeyinden başlanarak böbreklerin alt polüne kadar (L4-L5 düzeyi) 120 kV, 100-180 mA X-ışını parametreleri ile, sekiz inceleme 10 mm kolimasyon, 10 mm/sn masa hızı, "pitch" 1/1, dört inceleme 10 mm kolimasyon, 20 mm/sn masa hızı, "pitch" 2/1, dört inceleme 3 mm kolimasyon, 3mm/sn masa hızı, "pitch" 1/1, bir inceleme 10 mm kolimasyon, 15 mm/sn masa hızı, "pitch" 1.5/1, bir inceleme ise 10 mm kolimasyon, 13 mm/sn masa hızı, "pitch" 1.3/1 olarak yapıldı. İnceleme süresi ortalama 19 saniye idi.

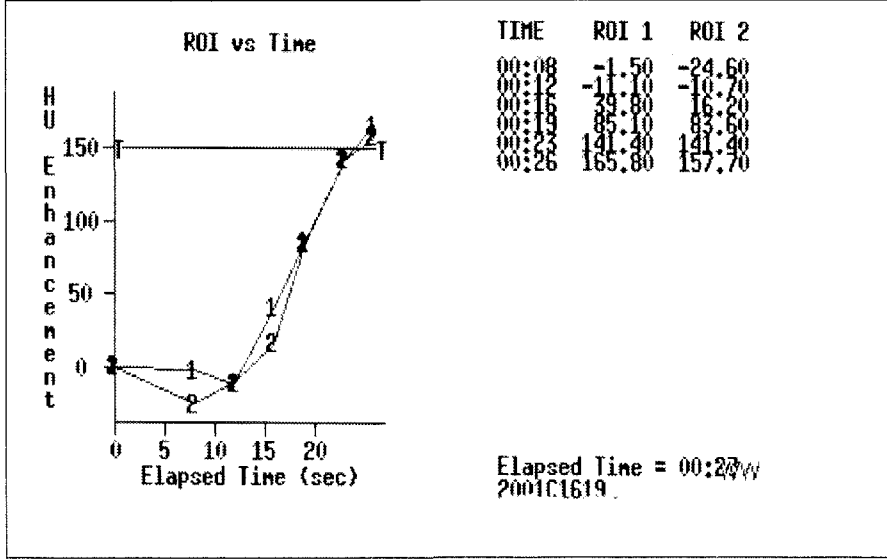
Resim 1'de bir olguda elde edilen öncü görüntü gösterilmiştir. Bu görüntüde stent, L1 vertebra sol lateralinde okla gösterilmektedir. Yine aynı olguda sağ iliak stente ait görünüm mevcuttur.



Lokalizasyon belirlendikten sonra antekubital ven yoluyla, 20 G intravenöz kanül aracılığı ile otomatik enjektörden (MedRad OP 100, ABD) en az 100 cc (1.5 cc/kg) olacak şekilde 100-130 cc arasında noniyonik kontrast madde (Iopamiro-Ultravist veya Xenetix 300 mgI/ml) 2,5-3 cc/sn hızla verildi.

Gecikme zamanı (enjeksiyonun başlaması ile abdominal aortada suprarenal segmentte maksimum kontrast yoğunluğunun oluşması arasında geçen süre) 7 olguda 25 saniye, 4 olguda 20 saniye, 1 olguda ise 10 saniye olarak uygulandı. İncelemelerde 120 kV, olguların 3'ünde 210, 220, 280 mA olmak üzere 100-180 mA, 14 olguda 3 mm kolimasyon, 3mm/sn masa hızı, "pitch" 1/1 ve 1 olguda ise 3 mm kolimasyon, 4.5 mm/sn masa hızı, "pitch" 1.5/1 olarak uygulandı. Gecikme zamanının sonunda hastalara nefeslerini tutmaları söylenerek ve superior mezenterik arter düzeyi referans alınarak spiral taramaya başlandı. İnceleme ortalama 36 saniyede sona erdi.

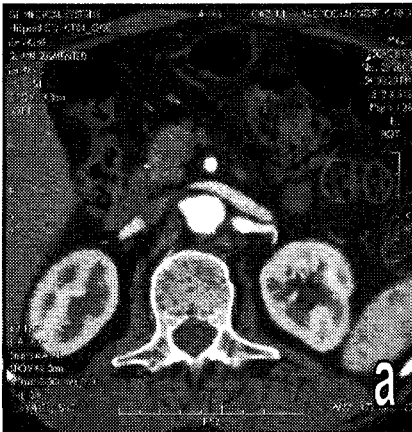
Spiral BTA incelemeleri, bir olgunun ikinci kez yapılan kontrolü de dahil olmak üzere dört olguda ise Smart Prep (General Electric Medical Systems) yazılımı kullanılarak yapıldı. Düzlem olarak superior mezenterik arter düzeyi alındı. İntravenöz kontrast madde enjeksiyonu sonrasında istenilen bir vasküler alanda önceden belirlenen eşik dansite değerine ulaşıldığında incelemenin başlaması amacıyla yönelik Smart Prep yazılımında görüntüleme için 40 mA, 120 kV, gecikme zamanı 8 saniye, kesitler arası gecikme zamanı 3 saniye seçildi ve eşik dansite değeri belirlendi. Hounsfield ünitesi olarak dansite ölçümü için superior mezenterik arter düzeyinde aortaya iki ilgi alanı konuldu. İntravenöz (1,5 cc/kg) 100-130 cc kontrast madde otomatik enjektör ile 3 cc/sn hızla verildi. Enjeksiyon ile görüntülemeye aynı anda başlandı. Smart Prep ile düzlemden 3 saniyede bir alınan görüntülerde ölçülen dansite değerleri, ekranda dansite zaman eğrisi şeklinde izlendi. İstenilen dansite değerine ulaşıldığı zaman 5 saniyelik gecikme süresi ile superior mezenterik arter düzeyinden inferiora doğru böbrek alt polünü içerecek şekilde 120 kV, 180mA, 3 mm'lik kolimasyon, 3 mm masa hızı ve "pitch" 1/1 olacak şekilde spiral görüntülemeye geçildi. Bu dört olguda gecikme zamanı 14,15,24 ve 24 saniye olarak ölçüldü. Bu hastalardan birine ait örnek bir dansite-zaman eğrisi aşağıda gösterilmiştir.



Resim II. Bir olguya ait dansite eğrisi

Görüntüleme işlemi bittikten sonra tüm hastalar için spiral tarama ile elde edilen volümetrik veriden 180^0 lineer interpolasyon algoritması ile 1 mm kesit kalınlığında rekonstrüksiyon yapıldı. Rekonstrüksiyon için gerekli süre yaklaşık 8-10 dakika arasında idi.

Resim III.a'da bir olguda 3 mm kolimasyon, 3 mm/sn masa hızı ve "pitch" 1/1 parametreleri ile elde edilen standart aksiyel görüntü ve III.b'de 1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntülerden koronal düzlemde oluşturulan oblik multiplanar reformat görüntüsü gösterilmiştir. Her iki böbrek boyutu ve kortikal kalınlığı, kontrastlanması bu görüntüler ile değerlendirilmiştir.



Resim III

1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntüler, konsoldan Advantage Windows 3.1 ULTRA 1 (Sun Microsystems, Fransa) bilgisayara aktararak özel yazılım eşliğinde "post-processing" uygulandı. Tanı amacıyla tüm

hastalar için aksiyel BT görüntülerine ek olarak Multiplanar reformat, MIP (maximum intensity projection), SSD (shaded surface display) ve VIE (virtual intravascular endoscopy) görüntüleri standart yazılımlar kullanılarak oluşturuldu. Multiplanar reformat, MIP, SSD için Advantage Windows 3D Analysis Package (General Electric Medical Systems) ve VIE için Advantage Navigator (General Electric Medical Systems) yazılımı kullanıldı.

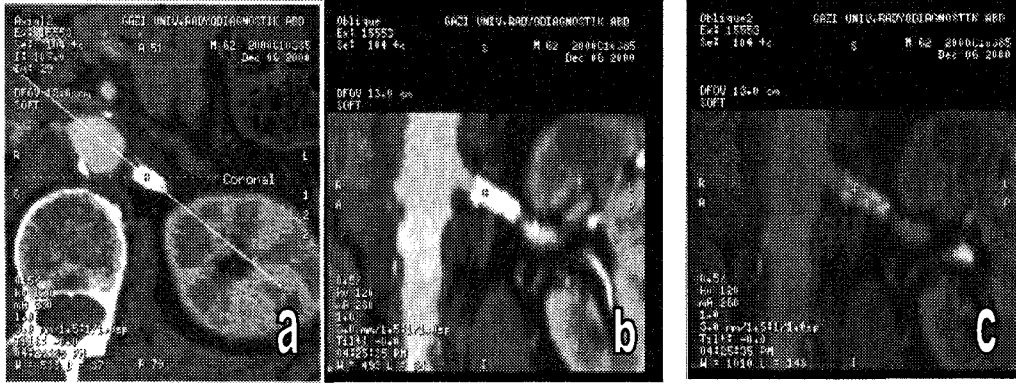
Multiplanar reformat görüntüler, Advantage Windows 3D Analysis Package yazılımı (GE Medical Systems) içerisinde 1 mm'lik rekonstrüksiyon ile oluşturulan standart aksiyel görüntülerden elde edildi. Aksiyel görüntülerde renal arter ve stent referans alınarak koronal, sagittal ve gerektiğinde oblik reformat görüntüler oluşturuldu. Böylelikle her açıdan renal arterler ve stentler görüntülenebildi.

Resim IV.a'da bir olguda 0.5 mm kesit kalınlığındaki koronal reformat görüntüde stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen, stentin ve renal arterin aksiyel düzlemde bütünüyle değerlendirilebilmesini sağlayan 0.5 mm kalınlığındaki oblik reformat görüntüler b ve c'de gösterilmiştir. Resim IV.b'de vasküler yapılar, IV.c'de ise stent görüntülenecek şekilde pencereleme kullanılmıştır.



Resim IV

Resim V.a'da aynı olgunun 1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntüsünde stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen, stentin ve renal arterin koronal düzlemde bütünüyle değerlendirilebilmesini sağlayan oblik reformat görüntüler resim b ve c'de gösterilmiştir. Resim V.b'de vasküler yapıları, V.c'de ise stenti görüntüleyecek şekilde pencereleme kullanılmıştır.

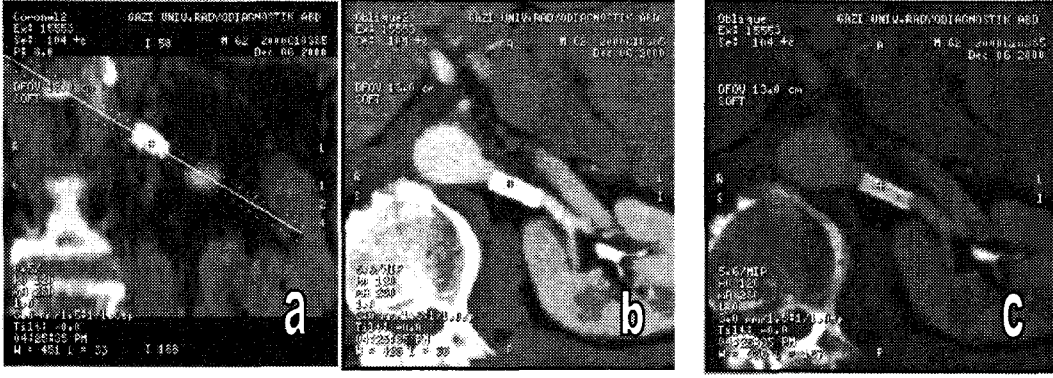


Resim V

Yukarıdaki olguda olduğu gibi stentlerin bütünlüğü farklı yönlerden multiplanar reformat görüntüler ile izlenmekte vasküler yapılar, stent ilişkisi, boyutları, konfigürasyonu ve ayrıca stent patensisi de değerlendirilebilmektedir.

Ek olarak Advantage Windows 3D Analysis Package programı içerisinde rekonstrükte edilmiş 1 mm'lik standart aksiyel görüntüler ile koronal ve sagittal reformat görüntülerden ilgili vasküler yapıların kesit kalınlığı artırılarak oblik MIP görüntüleri oluşturuldu. Oluşturulan tüm bu görüntüler renal arterler ve stent referans alınarak elde edildi. Farklı açılardan vasküler yapılar ve stentler değerlendirildi.

Resim VI.a'da koronal reformat görüntüde stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen stentin ve renal arterin aksiyel düzlemde bütünüyle değerlendirilmesini sağlayan kesit kalınlığı artırılmış oblik MIP görüntüleri izlenmektedir (b ve c). Resim a'da noktaların oluşturduğu doğruların arasında kalan alan kesit kalınlığını yansıtmaktadır. Kesit kalınlığı yazılımın belirlediği değerler arasında olup her olgu için farklılık gösterebilmektedir. Bu olguda kesit kalınlığı, renal arterin çapı kadar seçilmiş olup 5.6 mm'dir. Resim VI.b'de vasküler yapılar, VI.c'de ise stent ve lümeni görüntülenecek şekilde pencereleme kullanılmıştır.



Resim VI

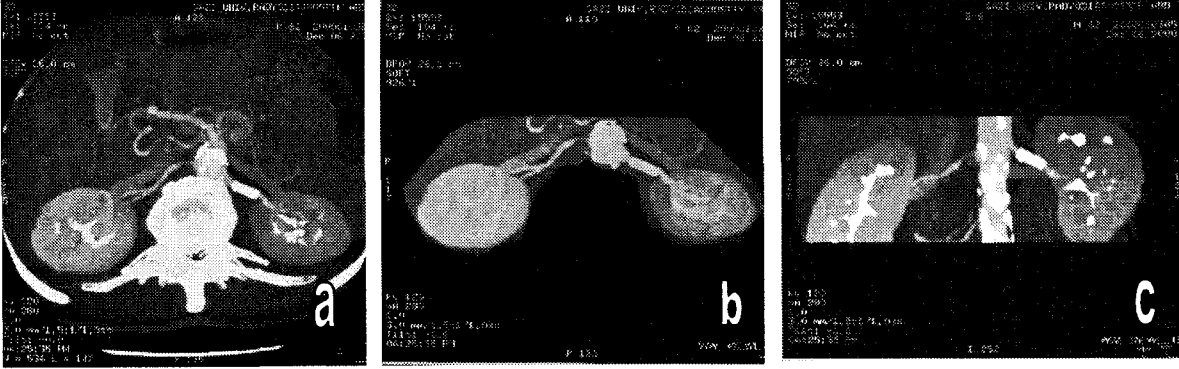
Aynı olguda resim VII.a'da ise 1 mm'lik rekonstrüksiyon ile elde edilmiş standart aksiyel görüntüde stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen stentin ve renal arterin koronal düzlemde bütünüyle değerlendirilmesini sağlayan kesit kalınlığı artırılmış oblik MIP görüntüsü resim b ve c'de izlenmektedir. Kesit kalınlığı yine 5.6 mm olarak seçilmiştir. Resim VII.b'de vasküler yapılar, VII.c'de ise stent görüntülenecek şekilde pencereleme kullanılmıştır. Vasküler yapıları göstermeye yönelik kullanılan pencerelemede, stent yüksek atenüasyona sahip olduğundan dolayı stent lümeni izlenememektedir.



Resim VII

Advantage Windows 3D Analysis Package yazılımı ile 1 mm'lik rekonstrüksiyon ile oluşturulan standart aksiyel görüntülerden elde edilen ve tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde, yüksek atenüasyona sahip yapılar görüntülediğinden, ilgili renovasküler anatomisinin superpozisyonunu önlemek amacıyla yüksek atenüasyona sahip diğer yapılar olan kemikler selektif olarak görüntüden çıkarılarak böbrekler, vasküler yapılar ve stent görüntüledi. Resim VIII.a'da ilk oluşturulan tüm tarama volümünü içeren MIP görüntüsü izlenmektedir. b ve c'de ise kemik yapılar görüntüden çıkarıldıktan sonra elde edilen sırasıyla

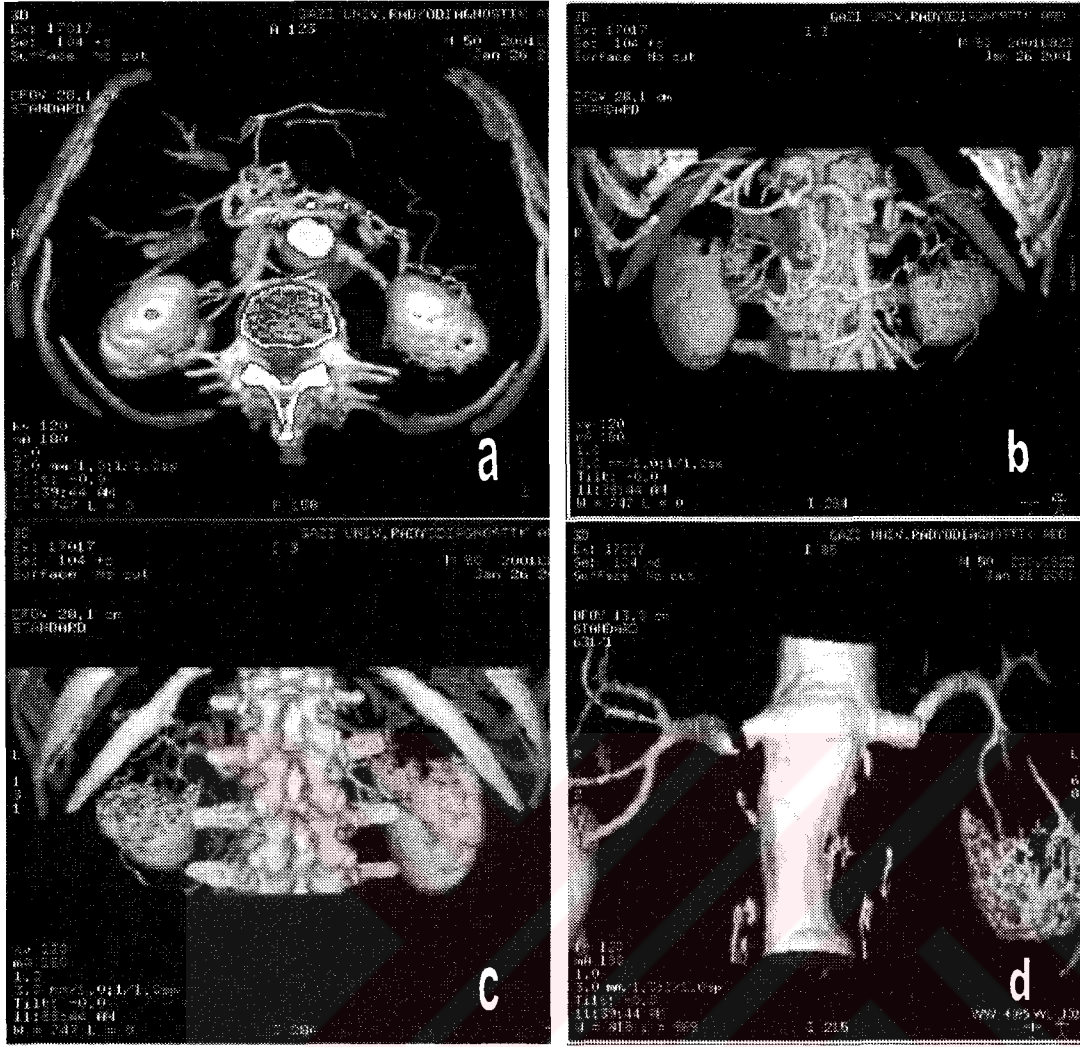
inferior ve anteriordan izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntüleri gösterilmektedir. Resimlerde vasküler yapıları görüntüleyecek şekilde pencereleme kullanılmıştır. Bu olguda sağ renal arter proksimalinde % 90'a varan darlık ve sol renal arterde stent izlenmektedir.



Resim VIII

Adwantage Windows 3D Analysis Package yazılımı ile rekonstrükte edilmiş 1 mm'lik kesit kalınlığındaki standart aksiyel görüntülerden 100-207 HU eşik değeri olarak alınarak SSD görüntüleri oluşturuldu. Vasküler kontrastlanmanın derecesine bağlı olarak bu değerler her hastada farklılık göstermektedir. Seçilen eşik değerinin altındaki yapılar (karaciğer, dalak, bağırsak gibi çevre yapılar) görüntüye girmemekte bu değer üzerinde vasküler yapılar ve kemik görüntülenmektedir. Ancak kemik yapılar, vasküler yapılar ve stent ile superpoze olduğunda vasküler yapıların ve stentin değerlendirilmesini önlediğinden görüntüden çıkarılmaktadır. Sonuçta aorta ve dalları, böbrekler ve stent görüntülendi. Resim IX'da bir olguda SSD görüntülerinin oluşumu gösterilmiştir.

Resim IX a,b,c'de ilk anda oluşturulan SSD görüntülerini sırasıyla inferior, anterior ve posteriordan izlenmektedir. Burada eşik değeri 160 HU olarak alınmıştır. Bu görüntülerde eşik değerinin altında kalan yapılar (KC, bağırsak gibi organlar) görüntülenmemiştir ve geriye sadece bu değer üzerinde izlenen kemik, vasküler yapılar ve stent görüntülenmektedir. Burada dikkat edilmesi gereken nokta a,b,c resimlerinde kemik yapılar vasküler yapılar ile superpoze olmaktadır ve değerlendirilmesini engelleyebilmektedir. Resim d'de ise kemik yapılar çıkarıldıktan sonra böbrek, vasküler yapılar ve stentin izlendiği en son görüntü anteriordan gösterilmektedir. Burada sağ renal arter proksimalinde % 99'a varan darlık ve sol renal arter ostiumundaki stentin damarda yaptığı bası ve açılma izlenmektedir.

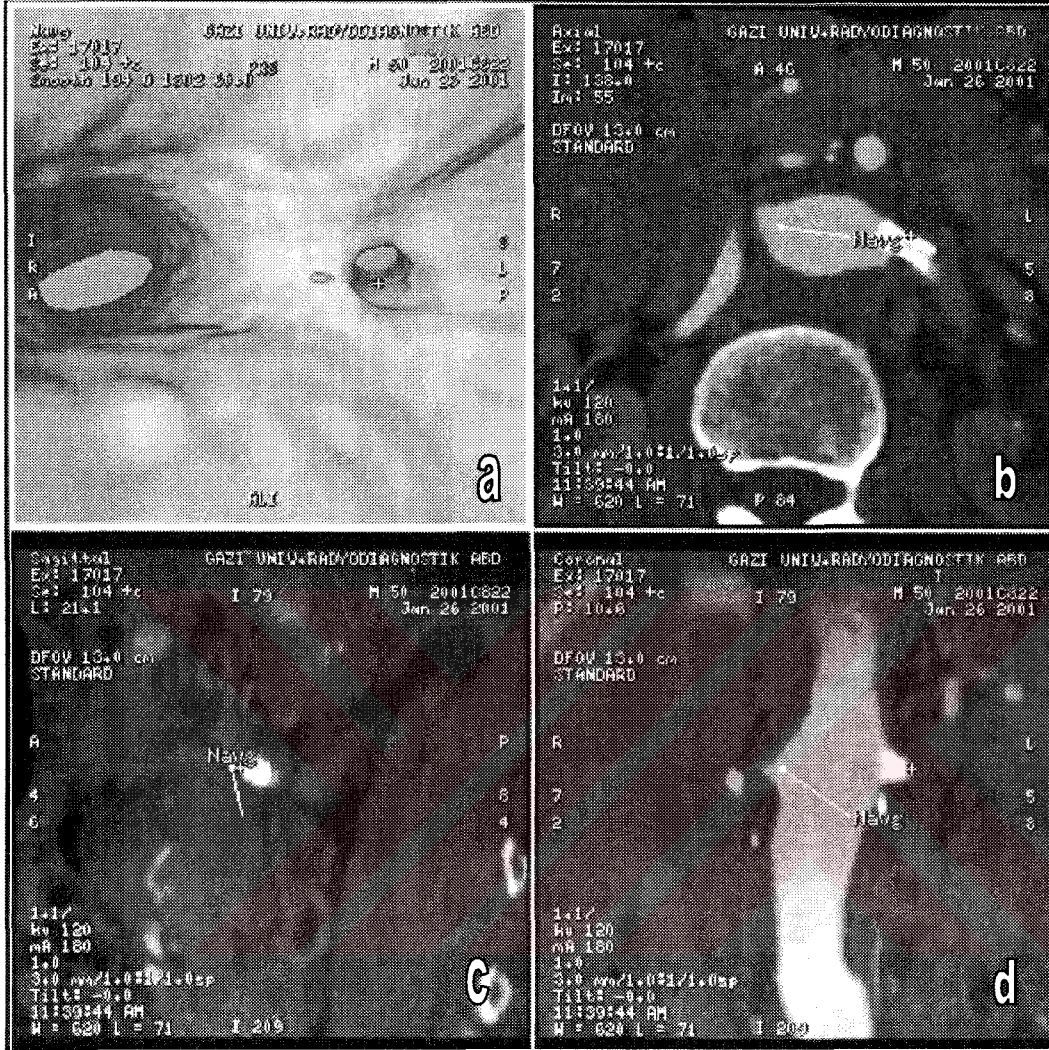


Resim IX

“Virtual intravascular endoscopy” (VIE) için Navigator yazılımı (GE Medical Systems) kullanıldı. Önce 1 mm’lik rekonstrüksiyon ile elde edilmiş standart aksiyel görüntülerde aorta referans alınarak her hasta için farklı eşik değerleri manuel olarak seçildi ve aorta ile dalları endolüminal olarak görüntülendi. Koronal ve sagittal reformat ile standart aksiyel görüntüler üzerinde aorta içerisinde izlenen yol “curser” ile belirlenerek bu düzeylerin karşılığı endoskopik görüntü olarak izlendi. Görüntü alanı 15-60 derece arasında seçilerek ilgili alanın farklı açılardan gösterilmesi sağlandı. Böylelikle aort lümeninden renal arter ostiumları ve lümeni, stentlerin içi ya da renal arterler ve stent içerisinde aort lümeni görüntülendi.

Resim X’da bir olguda VIE görüntülerin nasıl oluşturulduğu gösterilmiştir. Resim b,c,d’de sırasıyla standart aksiyel görüntüler ile sagittal ve koronal reformat görüntüler izlenmektedir. Bu görüntülerde aort lümeni içerisinde izlenen yol “curser” ile belirlenerek istenilen her düzeyin görüntüsünün karşılığı endoskopik olarak görüntülenmektedir. Burada resim a’da sol renal arter ve stent aort

lumeninden görüntülenmektedir. Resim a'da sağ renal arter içerisinde izlenen nokta b,c,d resimlerinde sağ renal arter ve stente karşılık gelmektedir.



Resim X

Renal arter ve aort kontrastlanması ile stent patensisini değerlendirmek amacıyla tüm olgularda dansite ölçümleri de yapıldı. Dansite ölçümleri için rekonstrükte edilmiş 1 mm'lik standart aksiyel görüntülerde lümenin en iyi görüldüğü kesit seçildi. Renal arterler düzeyinde abdominal aorta orta kesiminden, stent distalindeki renal arter kesiminden ve diğer renal arterden 5 mm²'lik bir alanda HU olarak dansiteler ölçüldü.

Ayrıca tüm olgularda 1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntülerden stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen ve stentin koronal düzlemde bütünüyle değerlendirilmesini sağlayan oblik reformat görüntülerde stent uzunluğu ve 1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntülerde stentin en iyi görüldüğü kesitlerde maksimum çap ölçümü yapıldı. Bu

ölçümler ile stent serbestleştirildikten sonraki uzunluk ve çaplar, stent serbestleştirilmeden önceki ölçümler ile karşılaştırıldı. Tablo 1’de stent tipi ve yerleştirilmeden önceki stent boyutları verilmiştir.

n	STENT TİPİ	STENT UZUNLUK
1	Palmaz P204	4-9 mm (6 mm) ** 15,4-19,6 mm
2	Palmaz P204	*4-9 mm (6 mm) ** 15,4-19,6 mm
3	Corinthian IQ PQ126	6×15 mm
4	Palmaz PC156	6×14 mm
5	Corinthian IQ 1806	6 x 18 mm
6	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm
7	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm
8	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm
9	Palmaz P154	*4-9 mm (6 mm) ** 15 mm
10	Jostent A18R1205	5×12 mm
11	Corinthian IQ PQ155	5×14 mm
12	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm
13	Corinthian IQ PQ186	6×17 mm
14	Corinthian IQ PQ156	6×13 mm
15	Jostent A18R1206	6×12 mm

Tablo 1

*Stentin en kısa ve en geniş olabileceği uzunluk

** Balon ile genişletildiği çap

Spiral BT Anjiyografi ile değerlendirilen renal stent yerleştirilmiş olgularda stentler üretim verilerine göre önerilen nominal basınç ile balon şişirilmesi sonucu

genişletilip serbestleştirilmiş olup bu nedenle önerilen ve istenilen çapa ulaştıkları kabul edilmiştir.

Tüm olgularda rekonstrükte edilmiş 1 mm’lik standart aksiyel görüntülerde böbrek boyutları, kontrastlanması ve kortikal kalınlık da değerlendirilmiştir.



IV. BULGULAR

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Anjiyografi ve Girişimsel Radyoloji Biriminde Ağustos 1996 - Mart 2001 tarihleri arasında renal arter darlığı nedeniyle renal artere intravasküler metalik stent yerleştirilen, yaşları 40-70 arasında (ortalama $58 \pm 10,4$) değişen 12'si erkek, üçü kadın 15 hastanın stent uygulama tarihlerine göre sırası, stent öncesi ve sonrası BTA incelemelerinin de yapıldığı kontrollerde kan basınçları ve kreatinin değerleri Tablo 1'de gösterilmektedir.

n	Yaş / cinsiyet	TA (mm/Hg)		Kreatinin (mg/dl)	
		İşlem öncesi	İşlem sonrası	İşlem öncesi	İşlem sonrası
*1	48 / E	195 / 115	180 / 120	1,4	1,2
*2	61 / E	190 / 100	160 / 100	1,7	1,4
*3	61 / E	160 / 95	140 / 80	1,2	1,1
*4	48 / E	190 / 100	140 / 70	2,6	1,3
5	53 / E	150 / 95	130 / 80	1,8	1,4
6	67 / E	170 / 95	130 / 70	0,9	0,9
7	45 / K	160 / 110	130 / 80	0,8	0,7
*8	55 / E	150 / 95	120 / 80	1	1,1
*9	40 / K	150 / 105	200 / 140	1,6	1,7
*10	60 / E	150 / 90	140 / 90	1,1	1,1
11	62 / E	120 / 80	120 / 80	0,9	0,8
*12	78 / E	180 / 80	130 / 60	2	2,2
13	69 / E	150 / 95	120 / 80	1,2	1,2
*14	58 / K	150 / 95	130 / 80	0,9	0,8
*15	71 / E	160 / 80	130 / 80	1,2	1,1
ORT	$58,4 \pm 10,4$	Sistolik: $161,6 \pm 20,1$ Diastolik: $95,3 \pm 10,2$	$140 \pm 22,9$ $86 \pm 20,2$	$1,35 \pm 0,5$	$1,2 \pm 0,39$

Tablo 1 * Örnek olarak verilen olgular

Olguların 14'ü hipertansif, 1'i normotansif idi. Altı olguda renal fonksiyon bozukluğu (kreatinin ≥ 1.4 mg/ml) mevcuttu.

İşlem öncesi hipertansif olguların ortalama sistolik kan basıncı 161.6 ± 20.1 mm/Hg ve ortalama diastolik kan basıncı 95.3 ± 10.2 mm/Hg idi. Stent uygulamasını takiben yapılan kontrollerde ortalama sistolik kan basıncı 140 ± 22.9 mm/Hg ve diastolik kan basıncı 86 ± 20.2 düzeyine inmiştir.

Yine işlem öncesi serum kreatinin değeri ortalama 1.35 ± 0.5 mg/dl olup işlem sonrası ortalama 1.2 ± 0.39 mg/dl düzeyine inmiştir. İşlem öncesi 6 olguda saptanan kreatinin yüksekliği işlem sonrasında 2 olguda saptanmış olup 4 olguda ise değerlerde azalma izlenmiştir.

On beş olgunun tümünde bir renal artere tek stent yerleştirildi. Aşağıdaki tabloda tüm olgular için stent lokalizasyonu, işlem öncesi ve sonrası darlık

yüzdeleri, stent endikasyonu, stent sonrası BTA kontrol dönemleri, kullanılan stent tipi ve boyutları, BTA incelemesinde elde edilen stentlerin serbestleştirildikten sonraki uzunluk ve çapları Tablo 2'de gösterilmiştir.

RA	STENT LOK.	DARLIK %		ENDİKASYON	POST STENT KONTROL BTA	STENT TIPI	STENT UZUNLUK	POST STENT UZUNLUK	POST STENT ÇAP	
		İÖ	İS						MİN	MAX
Sol	Mid RA	70	0	Sekonder (Diseksiyon)	4,5 yıl (tıkalı)	Palmaz P204	**4-9 mm 15,4-19,6 mm	19,4 mm	6,2 mm	
Sol	Mid RA	60	0	Primer	6.ay (stent proksimalinde stenoz)	Palmaz P204	**4-9 mm 15.4-19.6 mm	19.2 mm	6.0 mm	
Sol	Ostial	80	<10	Primer	6.ay	Corinthian IQ PQ126	6×15 mm	14.1 mm	5.3 mm	
Sol	Ostial	90	<10	Primer	8.ay	Palmaz PC156	6×14 mm	14.2 mm	5.3 mm	
Sol	Mid RA	70	0	Primer (Komplike plak)	7.ay	Corinthian IQ 1806	6 x 18 mm	17.1 mm	6.3 mm	
Sağ	Mid RA	85	0	Primer (Kalsifiye plak)	1.5ay 5.ay	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm	16.6 mm 16.3 mm	5,6 mm 5.6 mm	
Sağ	Ostial	>95	0	Primer	4.ay	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm	16.6 mm	5.3 mm	
Sağ	Proks. RA	85	0	Sekonder (rezidü)	5.gün	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm	16.2 mm	5.2 mm	
Sağ	Ostial	80	0	Sekonder (Diseksiyon)	1.ay 3.ay	Palmaz P154	**4-9 mm 15 mm	14 mm 14 mm	5.4 mm 5.4 mm	
Sol	Ostial	>95	<30	Sekonder (Diseksiyon)	1.gün 4,5 ay (stentte darlık)	Jostent A18R1205	5×12 mm	11.5 mm 12 mm	3.6	5.2 mm 5 mm
Sol	Ostial	85	0	Primer	1. gün	Corinthian IQ PQ155	5×14 mm	13.6mm	5 mm	
Sol	Ostial	>95	>30	Primer	1.ay (stentte darlık)	Corinthian IQ PQ185	5×17 mm	16.2 mm	3.7	5.5 mm
Sol	Ostial	80	<30	Primer	1.gün (stentte darlık)	Corinthian IQ PQ186	6×17 mm	16.8 mm	4.7	5.3 mm
Sol	Ostial	>95	0	Primer	10.gün	Corinthian IQ PQ156	6×13 mm	12.7 mm	6 mm	
Sağ	Ostial	75	<10	Primer	1. gün	Jostent A18R1206	6×12 mm	11.7 mm	5.7 mm	

Tablo 2

* İki kez BTA incelemesi yapılan olgular

**Stentin en kısa ve en geniş olabileceği uzunluklar

Stent uygulaması yapılan darlıkların 1'i proksimal renal arter, 4'ü mid-renal arter ve 10'u ostial yerleşimliydi. Kullanılan stentlerin tümü, balonla genişletilen 2'si Jostent, 5'i Palmaz, 8'i ise Corinthian IQ stentlerdi. Bu stentlerin uzunluk ve çapları tabloda verilmiştir. BTA'da tüm olgularda 1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntülerden stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen ve stentin koronal düzlemde bütünüyle değerlendirilmesini sağlayan oblik reformat görüntülerde stent uzunlukları ölçülmüştür. Yine 1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntülerde stentin en iyi görüldüğü kesitlerde maksimum çap ölçümü yapılmıştır. Yetersiz dilatasyona bağlı olarak üç olguda minimum çap ölçümü de yapılmıştır. Burada tüm olgularda stent uzunlukları ile BT 'de ölçülen uzunluk değerleri karşılaştırıldığında aradaki farkın 0 ile 1 mm, çap ölçümlerinde ise 0 ile 0.7 mm arasında değiştiği izlenmiştir. Üç olguda ise yetersiz dilatasyona bağlı olarak minimum çap 3.6, 3.7 ve 4.7 mm ölçülmüştür (Olgu 10,12,13).

Spiral BT incelemesi, tüm olgularda intravenöz kontrast madde öncesi ve sonrası olmak üzere iki aşamada yapıldı. Kontrast madde öncesi ilk aşama stent ve böbreklerin lokalizasyonunu belirlemek için yapıldı. İnceleme süresi teknik parametrelere göre 5.50 - 42 saniye arasında değişmekteydi.

Sekiz olguda spiral tarama parametreleri 10 mm kolimasyon, 10 mm/sn masa hızı ve "pitch" 1/1 olarak seçildiğinde inceleme süreleri 12,13, 14, 15,15,17,18 ve 19 saniye idi. (Ortalama süre 15.3 saniye)

Dört olguda spiral tarama parametreleri 10 mm kolimasyon, 20 mm/sn masa hızı ve "pitch" 2/1 olarak seçildiğinde inceleme süreleri 5.50, 5.50, 8 ve 11 saniye idi. (Ortalama süre 7.5 saniye)

Spiral BT tarama parametreleri 10 mm kolimasyon, 15 mm/sn masa hızı, "pitch" 1.5/1 seçilen bir olguda ve 10 mm kolimasyon, 13 mm/sn masa hızı ve "pitch" 1.3/1 olarak seçilen diğer bir olguda inceleme süreleri sırasıyla 9.33 saniye ve 10 saniye idi.

Üç olguda parametreler 3 mm kolimasyon, 3 mm/sn masa hızı ve "pitch" 1/1 olarak seçildiğinde inceleme süresi 39,40 ve 48 saniye idi. (Ortalama süre 42.3 saniye)

İkinci aşama olan intravenöz kontrast madde verilerek yapılan spiral BT incelemesinde tarama parametreleri 14 hastada 3 mm kolimasyon, 3 mm/sn masa hızı ve "pitch" 1/1 olarak seçildiğinde inceleme süresi ortalama 36.37 saniye idi.

Bir olguda ise parametreler 3 mm kolimasyon, 4.5 mm/sn masa hızı ve “pitch” 1.5/1 olarak seçildiğinde ise inceleme süresi 20 saniye idi.

Spiral tarama ile elde edilen veriler konsolda, 1 mm’lik kesit kalınlığında rekonstrükte edildi. Buradaki süre yaklaşık 8-10 dakika arasında idi.

Rekonstrükte edilmiş 1mm’lik kesit kalınlığındaki standart aksiyel görüntüler Advantage Windows 3.1 ULTRA 1 görüntü değerlendirme ve işlem sistemine aktarıldı. Rekonstrükte edilmiş 1 mm’lik standart aksiyel görüntülerde 8 olguda stent bütünüyle izlendi. Yedi olguda ise bu görüntülerde stent bütünüyle izlenemedi. Olguların tümünde stent düzleminden stent referans alınarak stentin ve renal arterin bütünüyle değerlendirilmesini sağlayan koronal ve aksiyel düzlemde oblik reformat ve kesit kalınlığı artırılmış MIP görüntüleri oluşturuldu.

Tüm olgularda stent lümeninin görülebilirliği aksiyel ve koronal düzlemlerdeki oblik MPR ve kesit kalınlığı artırılarak elde edilen MIP görüntülerinde araştırıldı.

On üç olguda MPR görüntüleri içerisinde lümeni en iyi gösteren düzlem aksiyel olarak izlenmiştir. Bir olguda ise aksiyel düzlemde lümen stentin yaptığı artetefakta bağlı olarak kısmen görüntülenebilmiştir (Olgu 9). Bir olguda ise stentin aorta ile yaptığı açı nedeniyle stent bütünlüğü sagittal ve koronal düzlemde izlendiğinden stent lümeni en iyi bu düzlemlerde gösterilmiştir (Olgu 15).

Kesit kalınlığı artırılarak elde edilen MIP görüntülerinde 10 olguda stent lümeninin en iyi görüntülenebildiği düzlem 1.5 – 2.1 mm kalınlıklar arasındaki aksiyel düzlemdir. 4 olguda 1.2 – 2.1 mm kalınlıklar arasındaki aksiyel düzlemde stent lümeni kısmen görüntülenebilmiştir. Bir olguda ise stentin aorta ile yaptığı açıya bağlı olarak stent bütünlüğü sagittal ve koronal düzlemde izlenebildiğinden lümen en iyi 1.8 mm kalınlığındaki sagittal ve koronal düzlemlerde gösterilebilmiştir (Olgu 15).

Sonuç olarak stent lümeni en iyi aksiyel düzlemdeki oblik MPR görüntülerde izlenmiştir. Kesit kalınlığı artırılmış MIP görüntülerinde ise kesit kalınlığındaki artışa bağlı olarak stent lümeninin görülebilirliği de azalmıştır.

Tüm elde edilen görüntülerle yapılan değerlendirmede on dört olguda renal arter ve stent düzeyi patent olarak izlendi. Bir olguda ise stent tarafındaki renal arter proksimalinde oklüzyon saptandı ve stent lümeninde kontrastlanma gösterilemedi (Olgu 1-Resim III). Diğer bir olguda aksiyel düzlemde elde edilen oblik MPR görüntülerde, stentin hemen proksimalinde renal arterde anjiyografi ile

uyumlu stenoz saptandı (Olgu 2). Stent içi intimal hiperplaziye bağlı stenoz düşünülen olgularda MPR ve MIP görüntülerinde stenotik görünüm izlenmedi.

Tüm olgularda MPR ve MIP görüntülerinde stent kontrast maddeden ayrı olarak izlendi. MPR ve MIP ile 13 olguda vasküler duvar kalsifiyonları kontrast maddeden ayrı olarak saptandı. Ancak bu olgularda kalsifikasyonlar, bir olguda izlenen graft (Olgu4) ve diğer bir olguda saptanan böbrek taşı (Olgu 7) stentden dansite açısından ayırtedilemedi. Stent ve vasküler duvar kalsifikasyonları yüksek atenüasyona sahip olduklarından dolayı stent düzlemi ve yakın komşuluğundaki kalsifikasyonlar stent ve komşuluğundaki vasküler yapıların değerlendirilmesini engelleyebilmektedir.

Olguların tümünde stent distalindeki vasküler yapılar, kontrastlanmanın derecesi ile uyumlu olarak MIP görüntülerinde gösterildi. Vasküler yapıların devamlılığı en iyi 7.3 – 10.7 mm kalınlıklar arasındaki MIP görüntülerinde izlendi.

SSD ile stent tüm olgularda, kontrast madde ve vasküler duvar kalsifikasyonlarından ayırt edilemedi. Ancak lokalizasyon bölgesinde stent renal arterin çapına göre daha geniş olarak izlendi. Ayrıca SSD ile stent-renal arter arasındaki açılanma ve aksdaki uyumsuzluk da değerlendirildi (Olgu 4).

VIE görüntülerinde eşik değer 97-206 arasında seçildi. Olguların hepsinde renal arter ostiumu ve stent aort lümeninden görüntülendi, stent lümeni ve stent distali değerlendirildi. 14 olguda stent patent olarak izlendi. Bir olguda ise stent proksimalinde oklüzyon gösterildi (Olgu 1-Resim VII). Olguların tümünde stent lümeni kontur düzensizliği şeklinde izlendi.

Bir olguda anjiyografide saptanan bilateral aksesuar arterler hem MIP hem de SSD görüntülerinde izlendi. Ayrıca anjiyografilerinde karşı renal arterde stenoz saptanan 3 olguda MIP ve SSD görüntülerinde stenotik segment gösterildi (Olgu 2,4,5).

Tüm olgularda rekonstrükte edilmiş 1 mm'lik standart aksiyel görüntüler böbrek boyutları ve kortikal kalınlık yönünden değerlendirilmiştir. Tablo 3'de olguların böbrek boyutları verilmiş ve kortikal incelme belirtilmiştir.

Stent oklüzyonu saptanan birinci olguda stentin bulunduğu böbrek boyutunda küçülme saptandı (Olgu 1-Resim II). Bir olguda ise her iki böbrek boyutlarında küçülme izlenmiştir.

İki olguda stentin bulunduğu böbrekte kortikal incelme izlenmiştir (Olgu 1- Resim II, Olgu 8-Resim II). Ayrıca karşı renal arterde stenoz saptanan bir olgunun karşı böbreğinde kortikal incelme saptanmıştır.

Tüm hastalarda böbrek kontrastlanması izlenmiş olup incelemede böbrekler nefrogram fazına girdi.

n	DİĞER BÖBREK (AP X KK)	STENT (+) OLAN BÖBREK (AP X KK)
*1	102 x 62 mm	60 x 42 mm
2	90 x 49 mm	93 X 53 mm
3	81 x 54 mm	87 x 53 mm
4	105 x 40 mm	96 x 45 mm
5	84 x 42 mm	93 x 58 mm
6	108 x 63 mm	100 x 64 mm
7	96 x 50 mm	81 x 40 mm
*8	78 x 61 mm	72 x 50 mm
9	75 x 42 mm	90 x 35 mm
10	108 x 47 mm	96 x 53 mm
11	56 x 47 mm	60 x 46 mm
12	110 x 51 m	102 x 52 mm
13	93 X 46 mm	102 x 52 mm
14	90 x 35 mm	100 x 37 mm
15	84 x 43 mm	90 x 43 mm

Tablo 3

Renal arter ve aort kontrastlanması ile stent patensisini değerlendirmek ve karşılaştırmak amacıyla tüm olgularda yapılan dansite ölçümlerinde, dansite ölçümleri için rekonstrükte edilmiş 1 mm'lik standart aksiyel görüntülerde lümenin en iyi görülebildiği görüntü seçildi. Renal arterler düzeyinde abdominal aorta orta kesiminden, stent distalindeki renal arter kesiminden ve diğer renal arterden tüm

olgular için 5 mm²'lik bir alanda HU olarak dansiteler ölçüldü. Dansite ölçümleri sonucu elde edilen değerler Tablo 4'de gösterilmiştir.

n	STENT DİSTALİ ORT	ABD. AORTA ORT	KARŞI RA ORT
1	*50.4 **175.80	259.60	242
2	227.17	232.09	229.92
3	303.62	312.12	299.57
4	250.67	250.80	253.33
5	190.25	196.60	183.00
6	154.00	171.67	166.22
7	182.00	210.25	200.67
8	302.33	342.92	316.41
9	303.67	323.05	290.1
10	250.83	314.60	267.60
11	300.18	344.42	320
12	185.13	195.08	181.45
13	232.57	236.17	235.50
14	277.83	274.57	258.25
15	280	296.29	290.57

Tablo 4

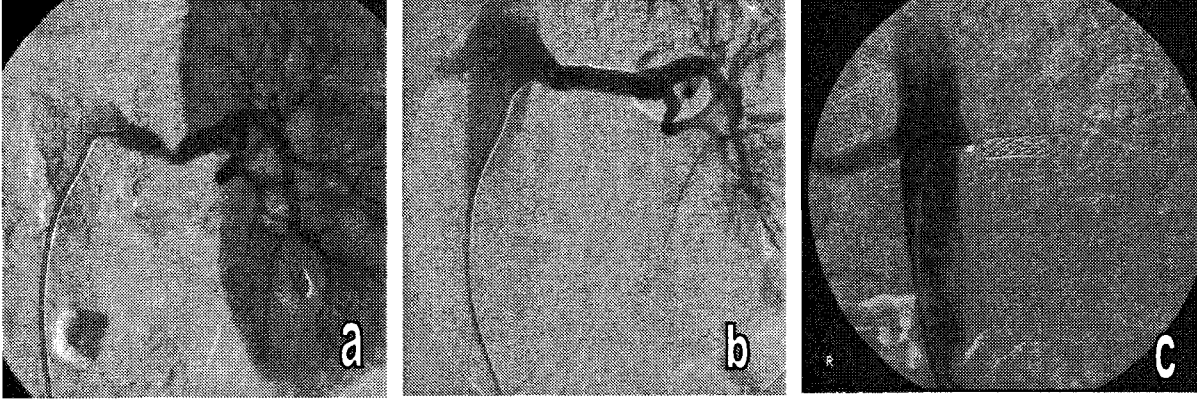
*Stentin distal ucu komşuluğundan

**Stentin distalinden yapılan ölçümler

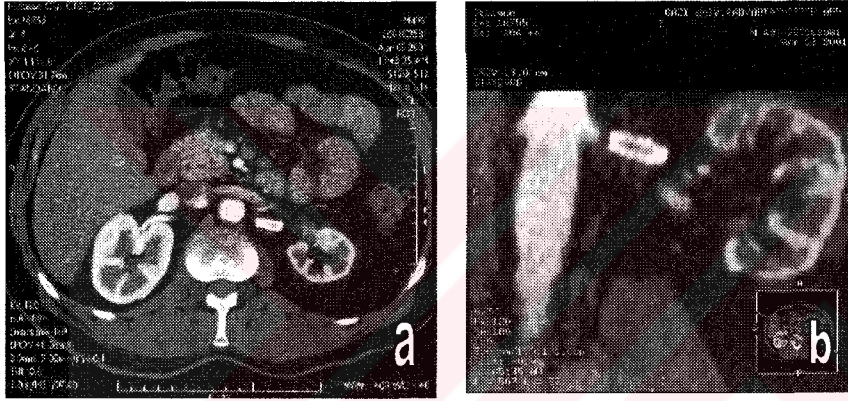
Stent oklüzyonu mevcut olan olguda (olgu 1) stentin distal ucu komşuluğundan yapılan ölçümlerde dansite değerinin aort ve karşı renal arter ile karşılaştırıldığında belirgin olarak düşük olduğu izlenmekte olup kontrastlanmanın olmadığını göstermektedir. Ancak stent distalinden yapılan ölçümlerde ise değerin daha yüksek olduğu izlenmektedir. Daha önceki değerlendirmelerde bu böbrekte kontrastlanmanın saptanması, kesit kalınlığı artırılmış MIP görüntülerinde distaldeki vasküler yapıların devamlılığının izlenmesi ve bu dansite değerleri kollateral dolaşım varlığının göstergesidir.

Bu olgu dışındaki tüm olgularda dansite değerleri arasında belirgin farklılık saptanmamıştır.

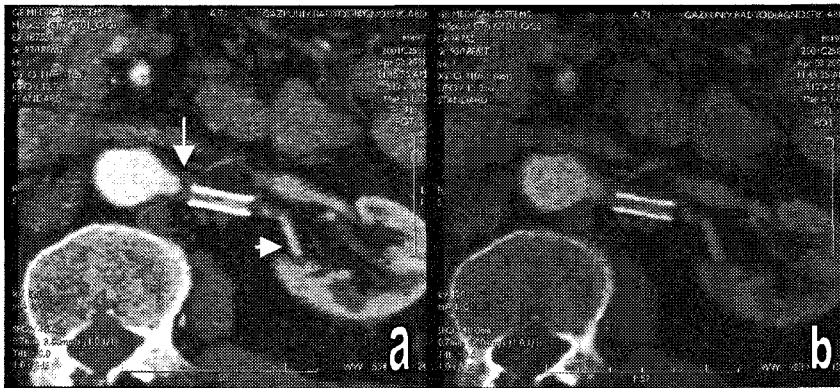
1. OLGU 48 Y / E



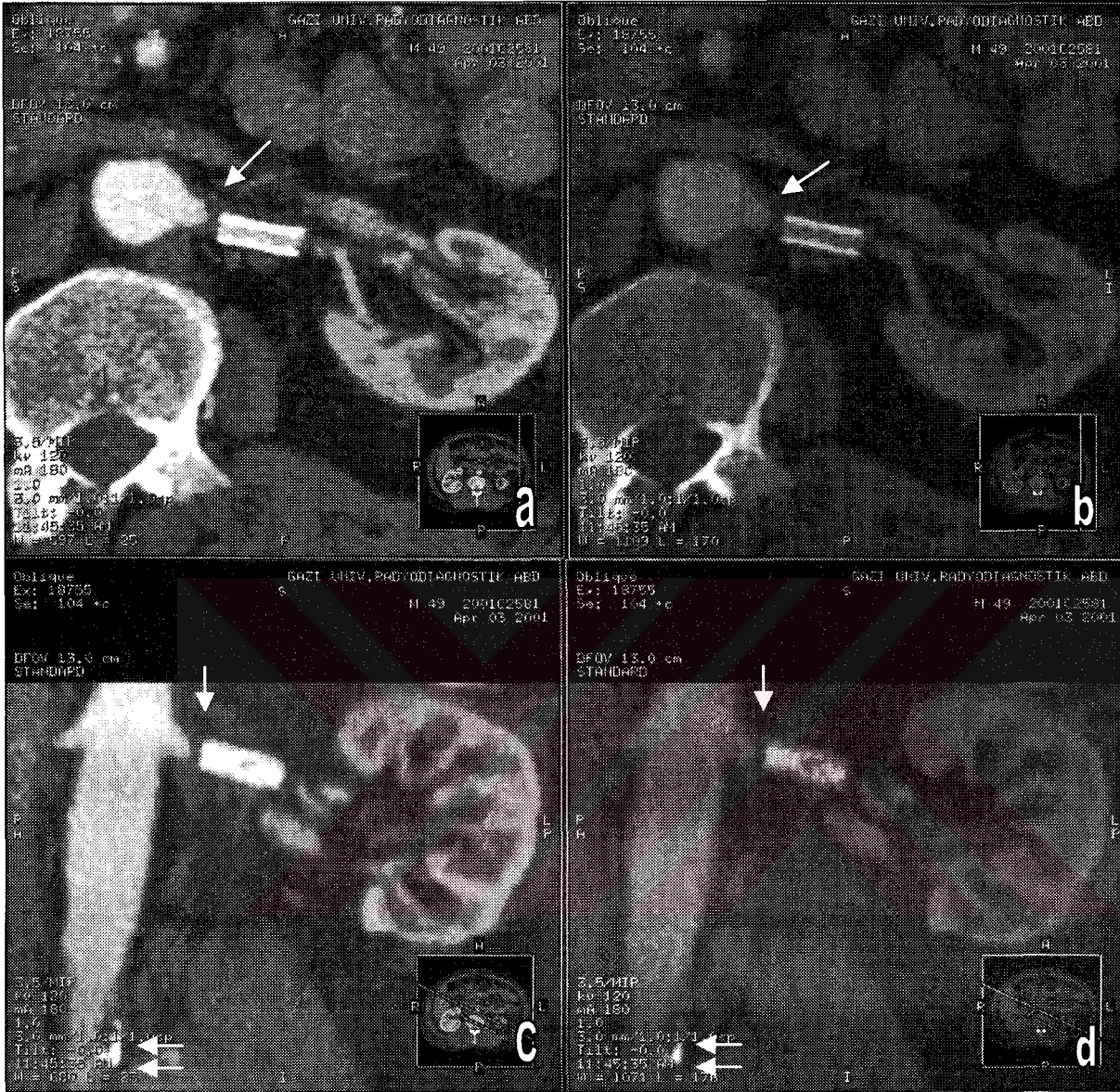
sim I: Sol renal arter orta kesimindeki % 70'lik stenoza balon dilatasyon sonrası diseksiyon gelişen gıda stent uygulamasını takiben (a,b) 4,5.yıl anjiyografik kontrolde oklüzyon izlenmektedir(c).



sim II: Aynı olgunun 4,5.yıl spiral BTA kontrolünde volümetrik veriden elde edilen 1 mm'lik rekonstrükte ilmiş standart aksiyel görüntüde (a) ve koronal düzlemde 0.7 mm kalınlığındaki MPR görüntüde (b) sol brek boyutunda küçülme (uzun boyut 60 cm) ve kortikal incelme izlenmektedir. Ancak her iki böbrek frogram fazında görüntülenmektedir.



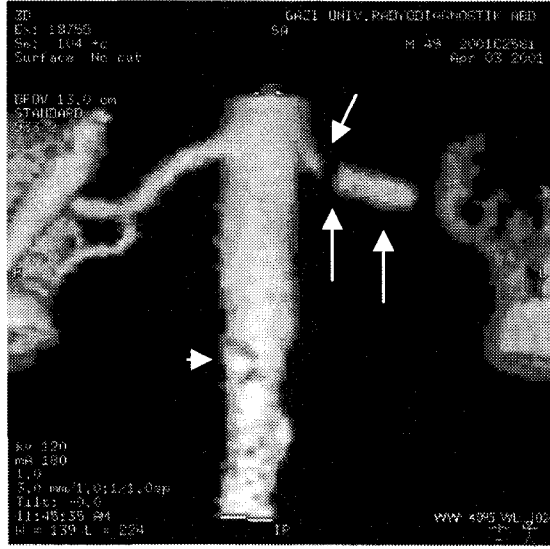
sim III: Stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen, aksiyel düzlemde 0.7 mm kalınlığındaki oblik PR görüntüde; sol renal arter proksimalinde oklüzyon (ok) mevcut olup stent lümeninin opaklaşmadığı lenmektedir (a). Ancak stent distalinde renal arter segmental dallarında opaklaşma mevcuttur (ok başı). Sol brekte kortikal incelme dikkati çekmektedir. [a'da vasküler yapılar, b'de ise stente yönelik pencereleme ullanılmıştır.]



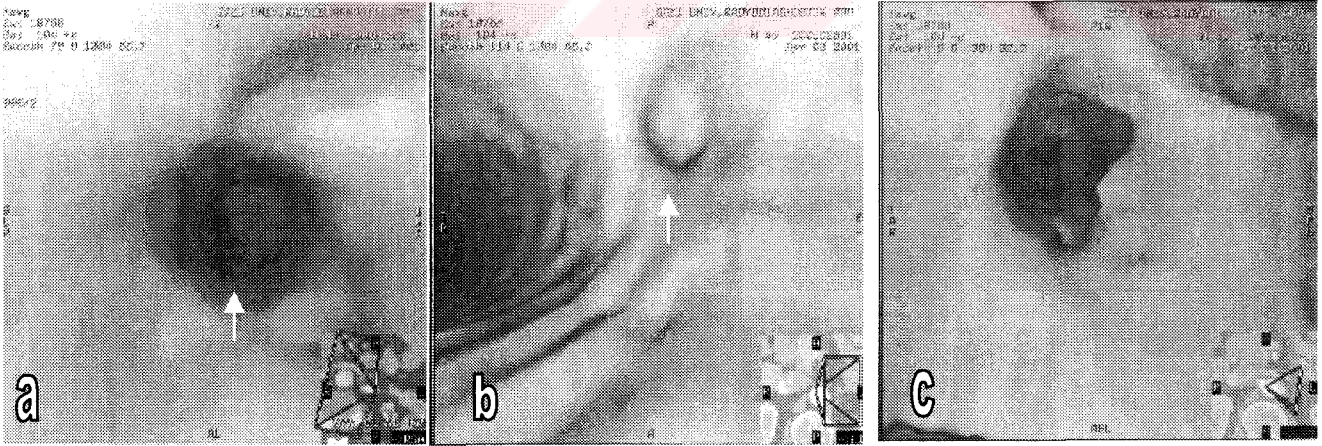
Resim IV: Stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen aksiyel (a,b) ve koronal (c,d) düzlemde, 3.5 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; sol renal arter proksimalinde oklüzyon mevcuttur (ok). Stent lümeninin görülebilirliğinin azaldığı özellikle koronal düzlemde izlenmektedir. MIP görüntülerinde stent yüksek atenüasyon gösterdiğinden dansite açısından kontrast maddeden ayrı olarak, ancak aort duvar kalsifikasyonu (çift ok) ile benzer özellikte izlenmektedir. Ayrıca sol böbrek boyutlarında küçülme ve kortikal incelme dikkati çekmektedir. [a ve c’de vasküler yapıları, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



sim IV: Aynı olgunun inferior (a,b) ve anteriordan (c,d) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; sağ renal arterin patent olup düzgün kontur özellikleri gösterdiği izlenmektedir. Sol renal arter proksimalinde ise oklüzyon (ok) mevcuttur. Sol renal arter ile stent devamlılığı kaybolmuştur. Stent site açısından proksimal renal arterdeki kontrast maddeden ayrı olarak izlenmektedir. Aort duvar kalıfasyonu (çift ok) ayırtedilebilmektedir. Sol böbrek boyutunda küçülme ve her iki böbrekte asifikasyon izlenmektedir.

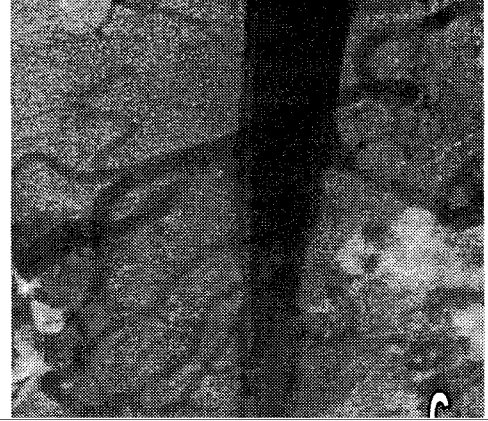
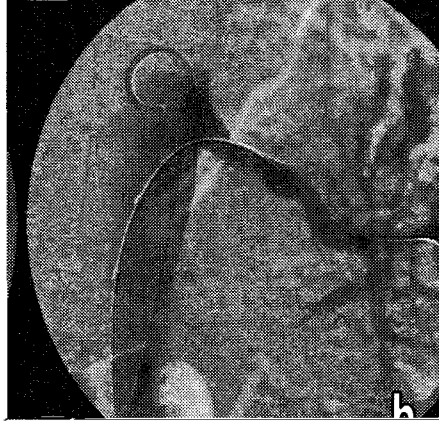


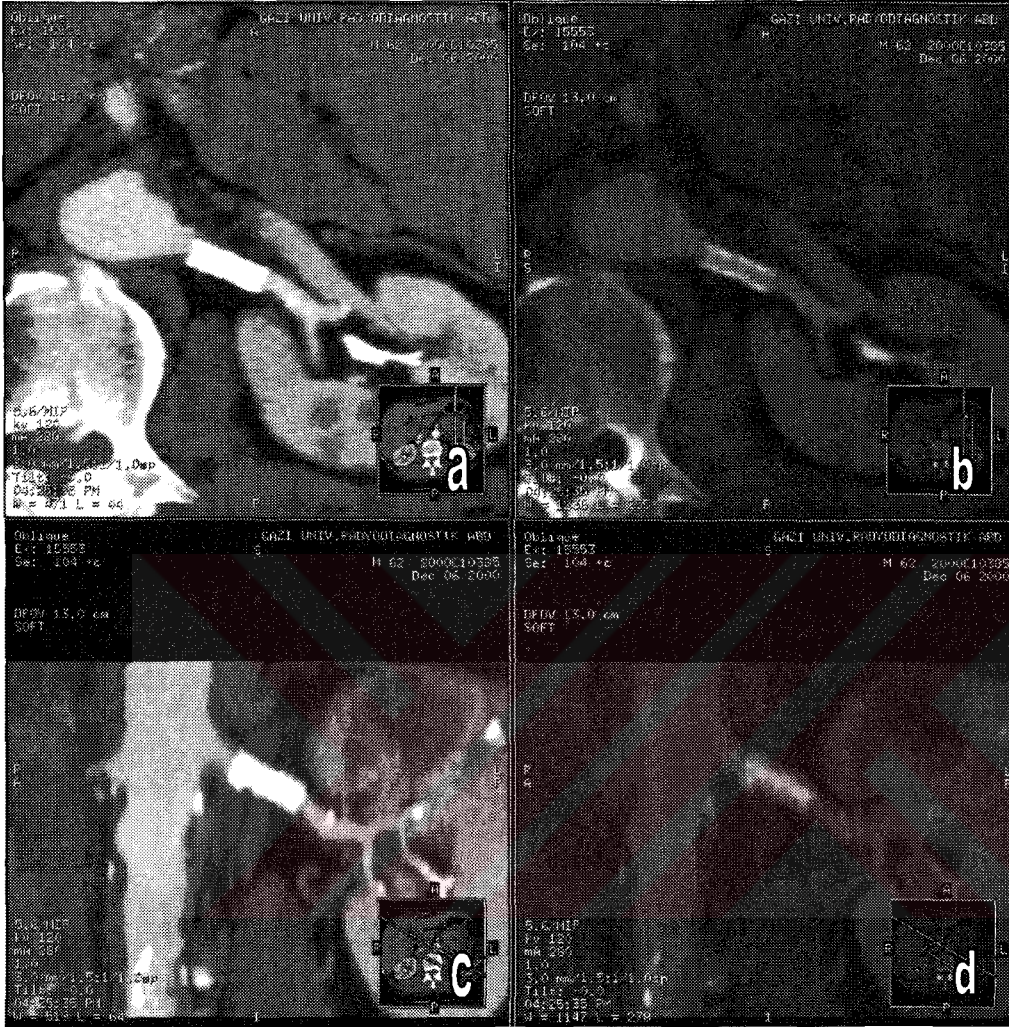
Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntülerinde; sağ renal arterin patent olduğu, sol renal arter proksimalindeki oklüzyon (**ok**) izlenmektedir. Stent (**çift ok**), intralüminal kontrast madde ve aort duvar kalsifikasyonu dansite açısından seçilen eşik değerlerin üzerinde olduklarından aralarındaki ayırım yapılamamaktadır. Aort duvar kalsifikasyonu kontur düzensizliği şeklinde izlenmektedir (**ok başı**).



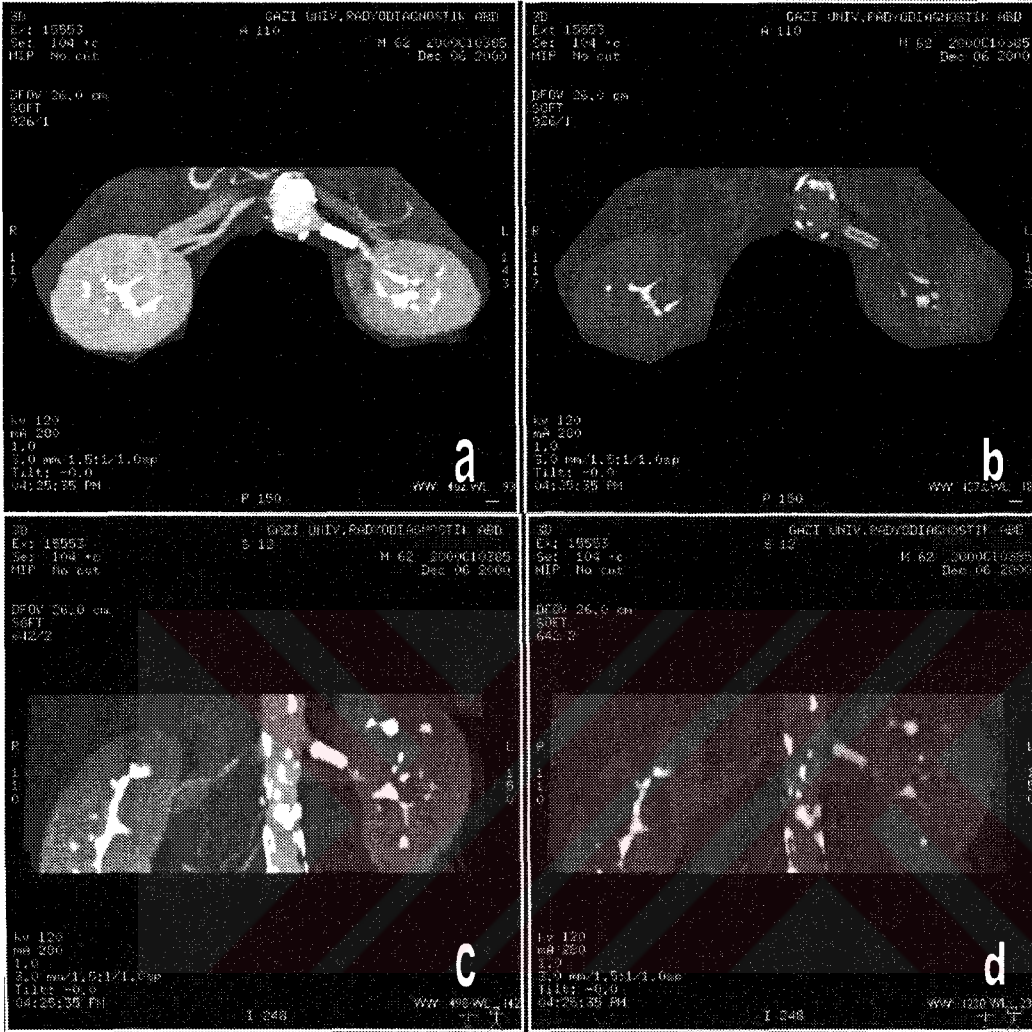
Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde; stent proksimalindeki oklüzyon (**ok**) stent lümeninden görüntülenmektedir (**a**). Aort lümeninden sol renal arter proksimalindeki oklüzyon (**ok**) **b**'de gösterilmiştir. Eşik değeri düşüldükçe oklüzyon distalindeki tıkalı stent lümeninin aort lümeninden görünümü **c**'de verilmiştir.

2. OLGU 61 Y / E

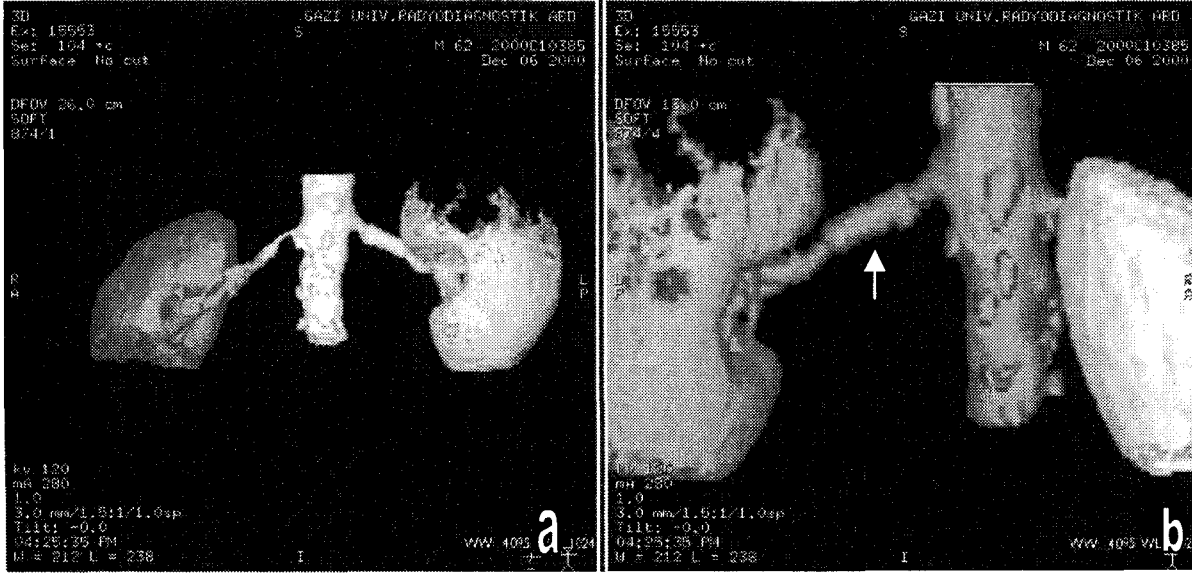




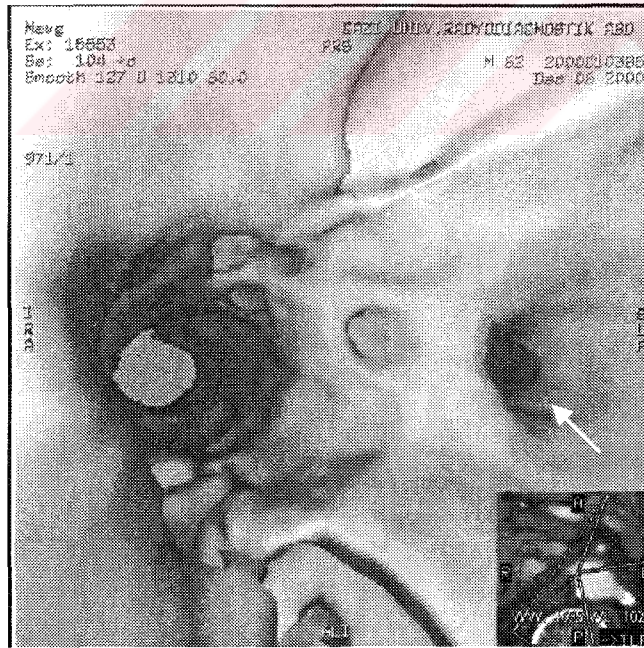
Resim II: Aynı olguda stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen aksiyel (a,b) ve koronal (c,d) düzlemde 5.6 mm kalınlığındaki MIP görüntülerinde; sol renal arter-stent devamlılığı izlenmektedir. Stent lümeninin görülebilirliği kesit kalınlığı arttığından dolayı aksiyel düzlemde MPR'a göre göreceli olarak azalmıştır. Stentin hemen proksimalinde RA'de anjiyografi ve MPR görüntülerde izlenen darlık lehine görünüm bu görüntülerde izlenmemektedir. [a ve c'de vasküler yapılar, b ve d'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim IV: Aynı olguda inferior (a,b) ve anteriordan (c,d) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; sol renal arter-stent devamlılığı izlenmektedir. Stent yüksek atenüasyon gösterdiğinden dolayı intralüminal kontrast maddeden ayrı olarak izlenmektedir. Stentin hemen proksimalinde RA'de anjiyografi ve MPR görüntülerde izlenen darlık lehine görünüm bu görüntülerde izlenmemektedir. Sağ renal arterde yaklaşık % 85'lik stenoz görüntülenmektedir. [a ve c'de vasküler yapıları, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

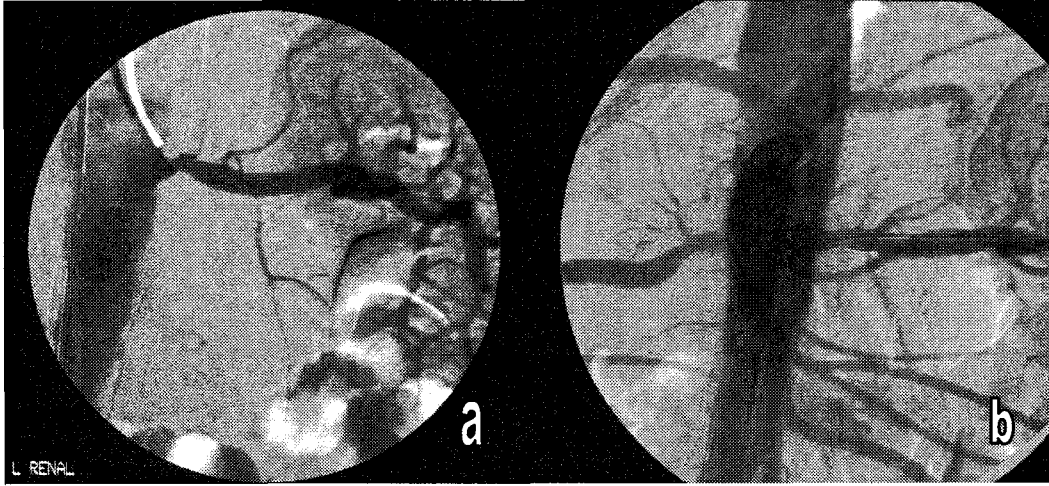


Resim V: Anterior (a) ve posteriordan (b) izlenen SSD görüntülerinde; sol renal arterdeki stent renal arter çapından daha geniş ve konturda taşma şeklinde izlenmektedir (ok). RA'de stentin hemen distal ve proksimalinde stenoz ile uyumlu olarak değerlendirilebilecek görünüm mevcuttur. Sağ renal arter proksimalinde yaklaşık % 95'lik stenoz görüntülenmektedir. Aort duvar kalsifikasyonları kontur düzensizliği şeklinde izlenmektedir.

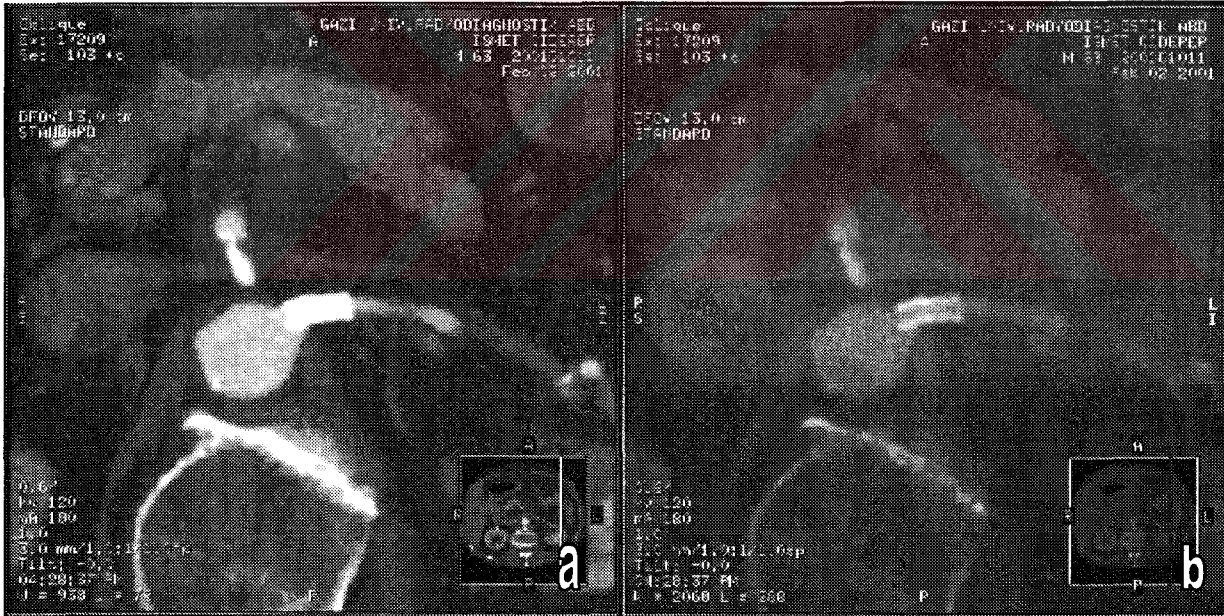


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntüsünde; aort lümeninden izlenen sol renal arter ostiumu ve stent lümeni okla gösterilmektedir. Aort duvar kalsifikasyonları ise kontur düzensizlikleri şeklinde izlenmektedir.

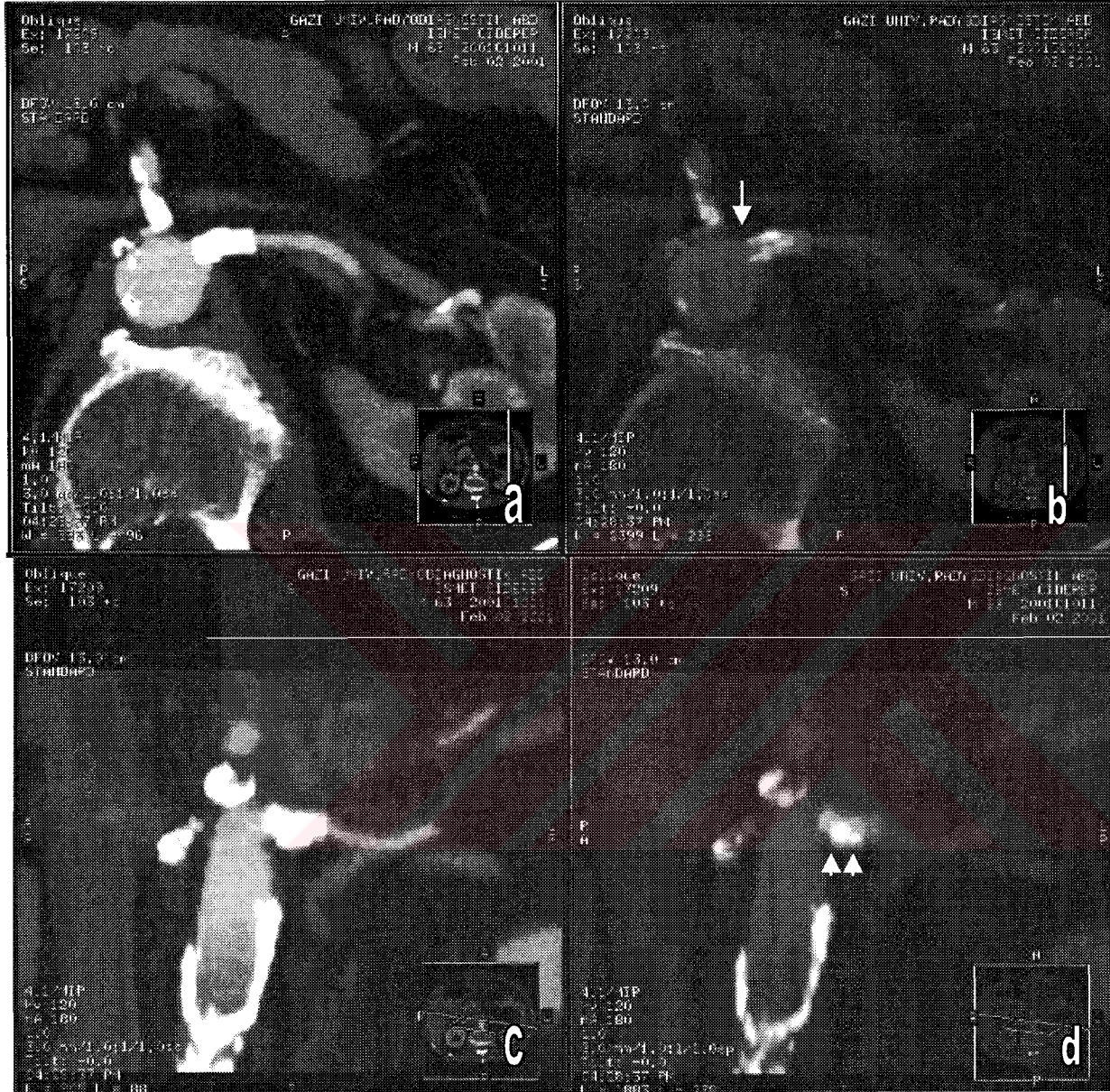
3. OLGU 61 Y / E



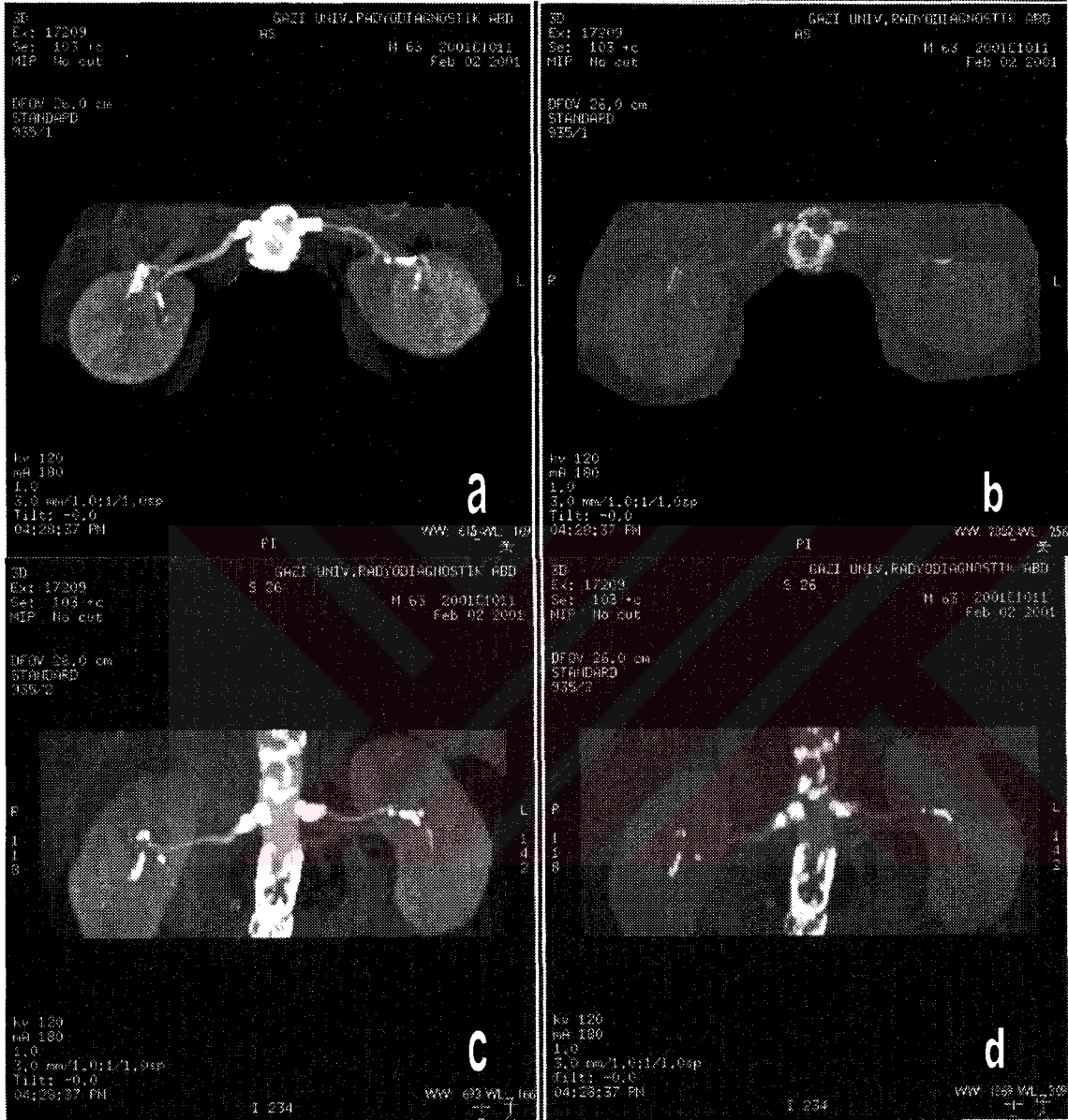
Resim I: Sol ostial renal arterdeki % 80'lik stenoza (a) stent uygulamasını takiben 6.ay anjiyografik kontrolde stent yerleştirilen segment patenttir (b).



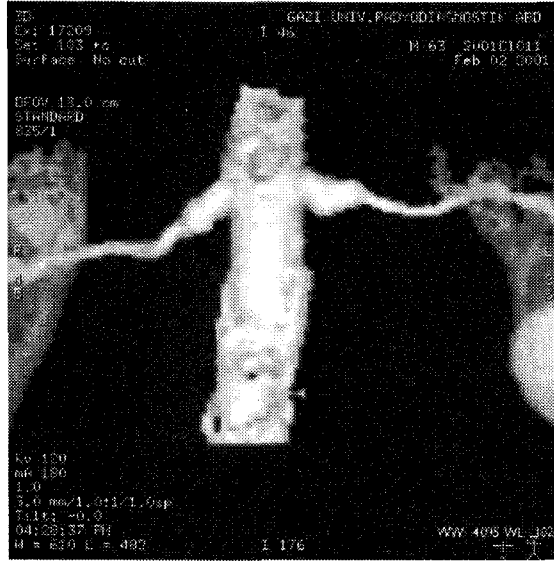
Resim II: Aynı olguda stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen, aksiyel düzlemde 0.6 mm kalınlığındaki oblik MPR görüntüde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. Geniş pencerelemede stent lümeni patent olarak görüntülenmektedir. Sol renal arter segmental dallarında ve superior mezenterik arterde kalsifikasyonlar mevcuttur. [a'da vasküler yapıları, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



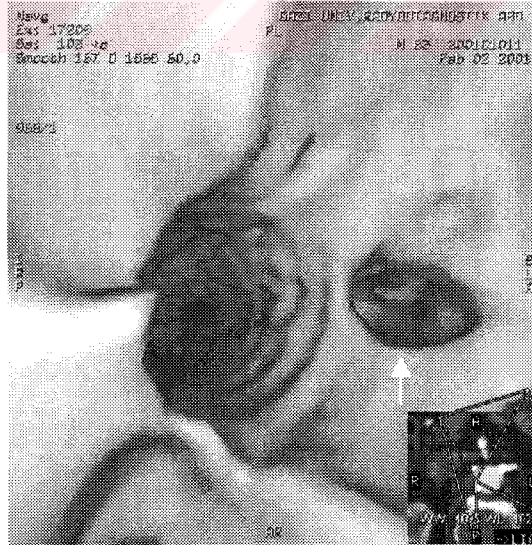
Resim III: Aynı olguda stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen, aksiyel (a,b) ve koronal (c,d) düzlemde 4.1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. MPR'a göre kalınlaştırılmış MIP görüntülerinde stent distalindeki vasküler yapıların devamlılığı daha belirgin olarak izlenirken aynı nedenle stent lümeninin görülebilirliği azalmıştır. Stent omşuluğunda (ok başları), karşı renal arter ile superior mezenterik arterde ve aort duvarında yoğun alsifikasyonlar izlenmektedir. Ostiuma yerleştirilen stentin aort içerisine ideal olacak şekilde protrüde lduğu izlenmiştir (ok). [a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme ullanılmıştır.]



Resim IV: İnförör (a,b) ve anteriordan (c,d) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; her iki renal arter ostiumu ve aort duvarındaki yoğun kalsifikasyonlar dikkati çekmektedir. Sol renal arter-stent devamlılığı ve böbrek boyutlarının normal sınırlarda olduğu izlenmektedir. Yoğun kalsifikasyon, stent ve lümenin değerlendirilmesini engellemektedir. [a ve c’ de vasküler yapılar, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

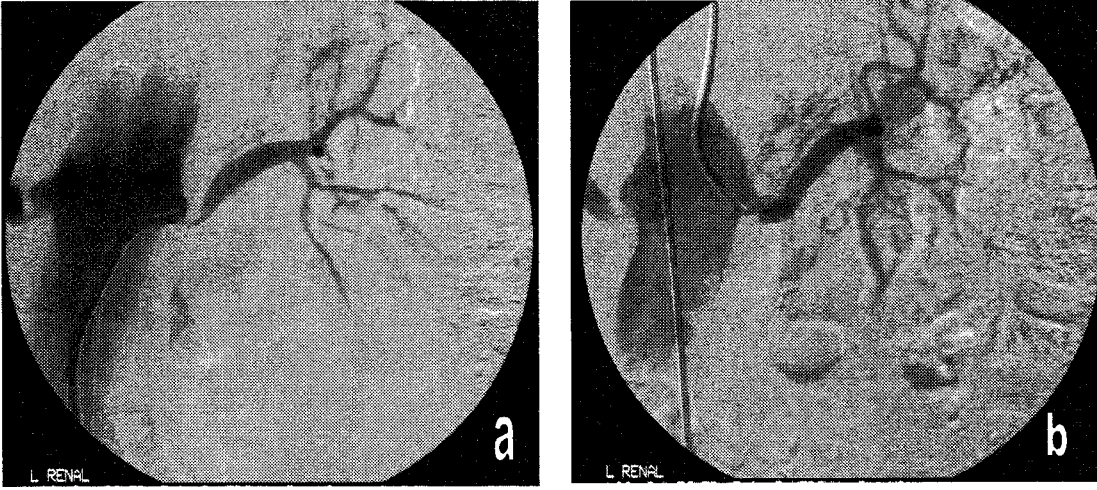


Resim V: Aynı olguda anteriordan izlenen SSD görüntülerinde; stent, intralüminal kontrast madde ve kalsifikasyon dansite açısından eşik değer üzerinde olduklarından ayırtedilememektedir. Sağ renal arter ostiumundaki kalsifikasyon ile solda bulunan stent ve ostial kalsifikasyon konturda taşma şeklinde aynı görünümde izlenmektedirler. Aort duvar kalsifikasyonları ise konturda düzensizlik şeklinde görüntülenmektedir.

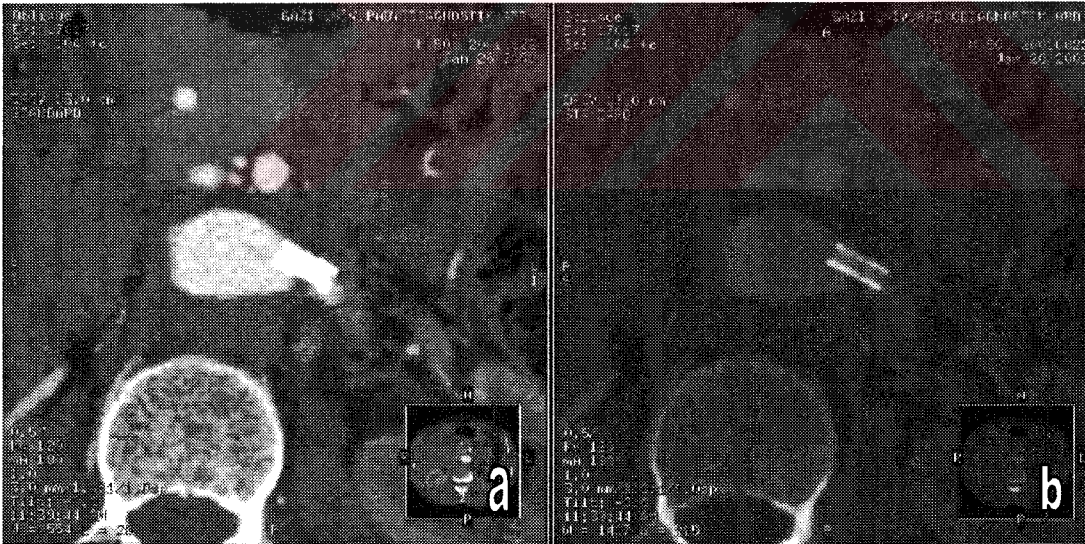


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde; aort lümeninden sol renal arter ostiumu ve stent lümeni okla gösterilmektedir..

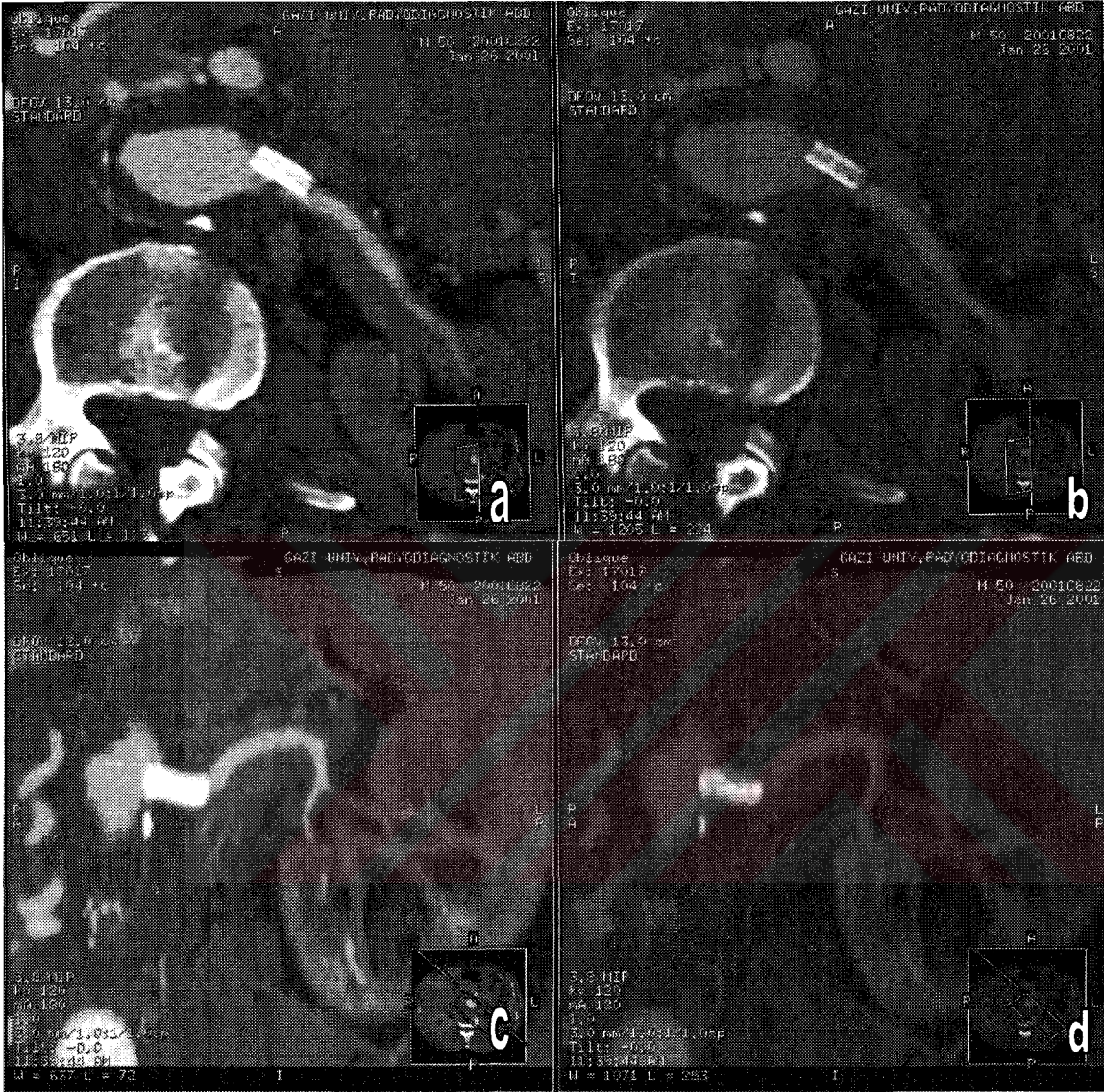
4. OLGU 48 Y / E



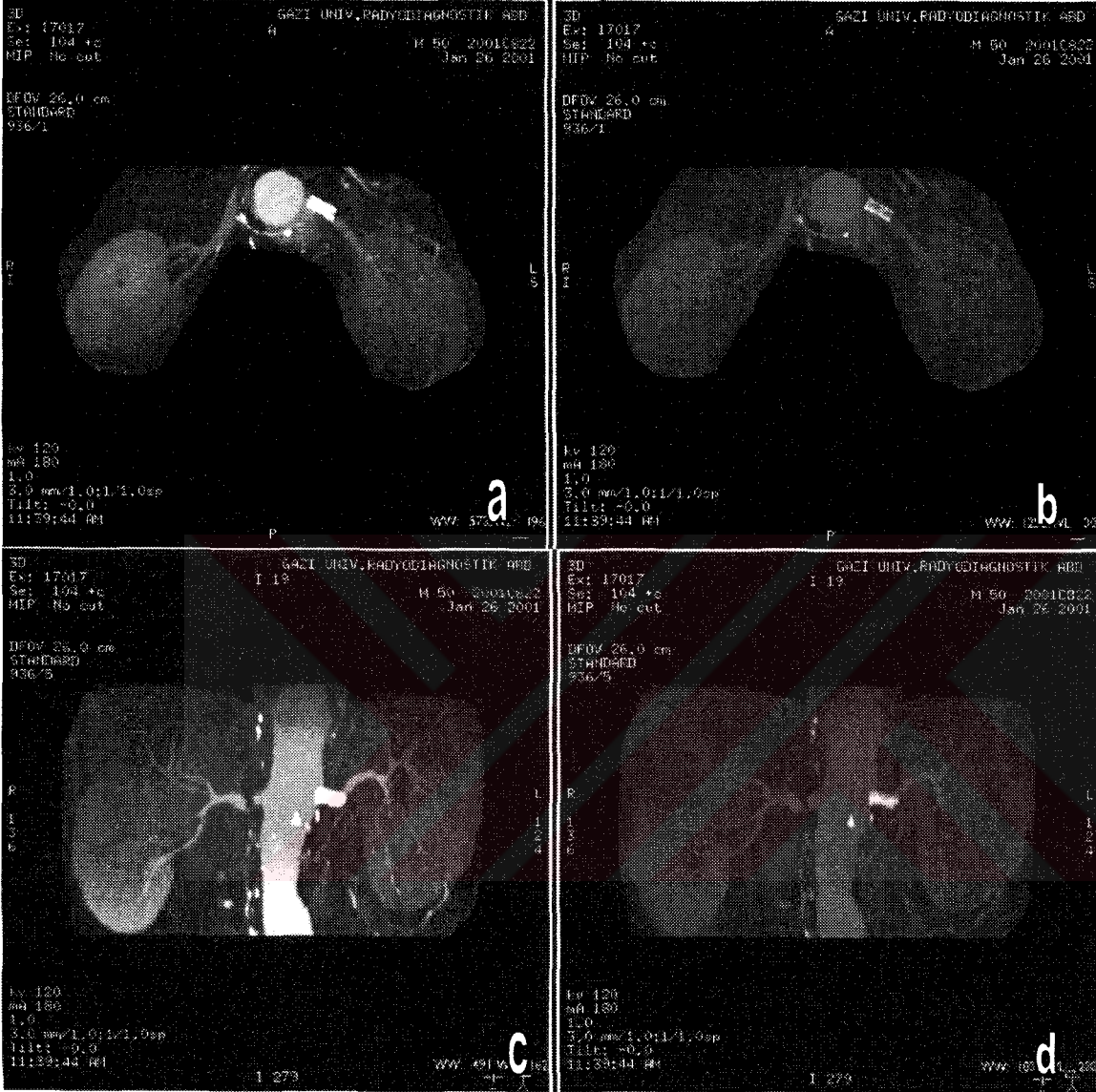
Resim I: Sol renal arter yaklaşık % 90'lık ostial stenoza (a) stent uygulamasını takiben 1.ay kontrolünde (b) <%10 rezidü darlık dikkati çekmektedir. Sağ renal arterde de yaklaşık % 90'lık stenoz izlenmiştir.



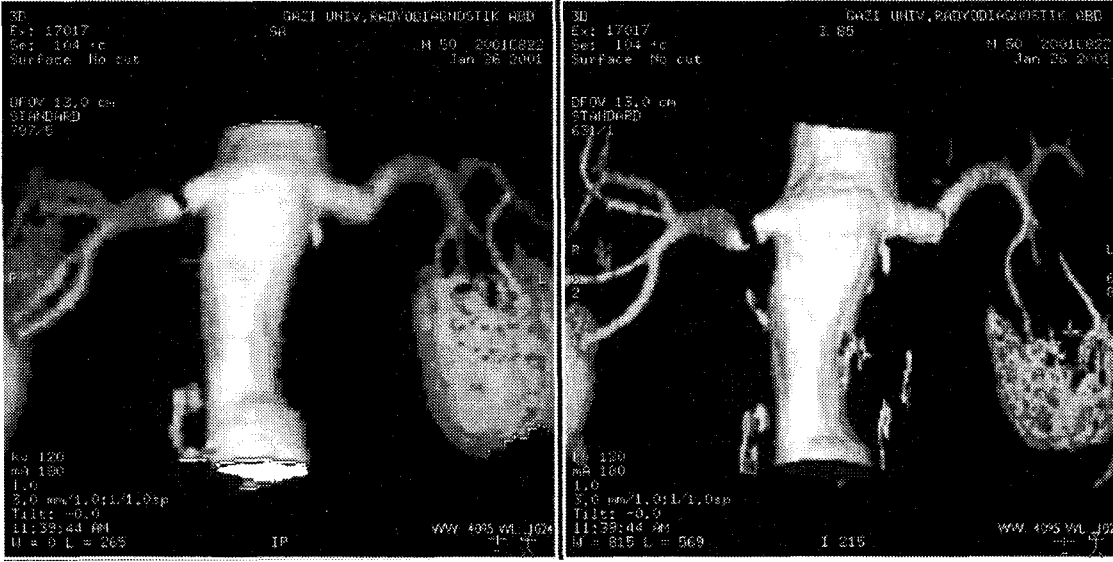
Resim II: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen aksiyel düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki oblik MPR görüntülerinde; stent ve renal arter proksimali düzeyinde aks uyumsuzluğu izlenmektedir. [a'da vasküler yapılar, b'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim III: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen aksiyel (a,b) ve koronal (c,d) düzlemdeki 3.8 mm kalınlığındaki MIP görüntülerinde; stent-renal arter proksimali düzeyinde aks uyumsuzluğu mevcuttur. MPR ile karşılaştırıldığında stent distalinde renal arter devamlılığı ve kontrastlanması daha iyi izlenmektedir. Koronal düzlemde stent ile renal arter proksimali arasında belirgin açılma mevcuttur. Özellikle stent distali düzeyinde darlıkla uyumlu olarak değerlendirilebilecek görünüm (a) aks uyumsuzluğuna bağlanmıştır. [a ve c’de vasküler yapılara önelik, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim IV: Aynı olgunun inferior (a,b) ve anteriordan (c,d) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; aksiyel düzlemde stent-renal arter devamlılığı izlenirken, koronal düzlemde stent-renal arter arasında belirgin açılanma mevcuttur. Ayrıca aortta izlenen graft ile stent dansite açısından benzer görünümdedir. Sağ renal arter proksimalinde ise yaklaşık % 90'lık stenoz mevcuttur. [a ve c'de vasküler yapılaraya yönelik, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

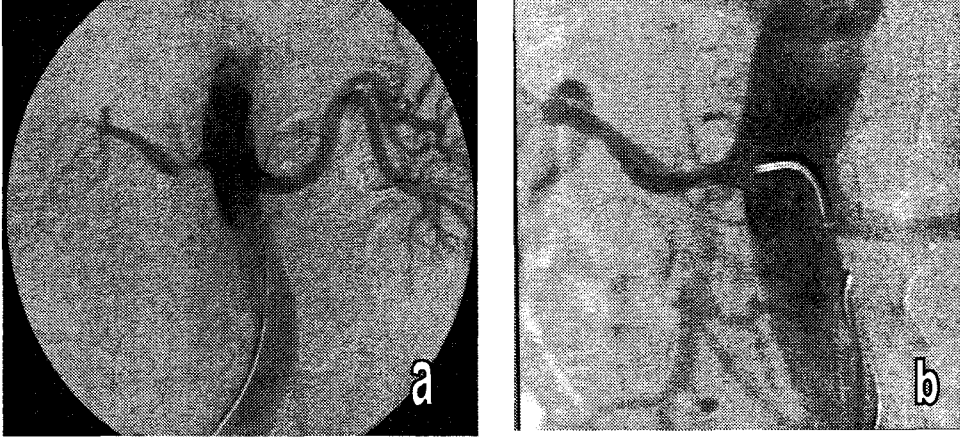


Resim V: Aynı olgunun farklı eşik değerlerinde anteriordan elde edilen SSD görüntülerinde; sol renal arterdeki stent, intralüminal kontrast ve graft dansite açısından seçilen eşik değer üzerinde olduklarından ayırtedilememektedirler. Ayrıca stent, stent ile renal arter arasındaki belirgin açılanma nedeniyle konturda taşma şeklinde görüntülenmektedir. Stent ile renal arter arasında açılanma mevcuttur. Sağ renal arter proksimalinde yaklaşık % 90'lık stenoz da dikkati çekmektedir.

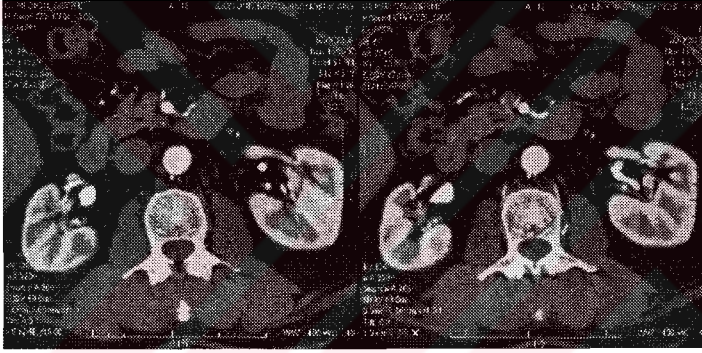


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntüsünde aort lümeninden sol renal arter ostiumu ve stent okla gösterilmektedir. Sol renal arter inferiorunda kalsifikasyon (ok başı) mevcuttur.

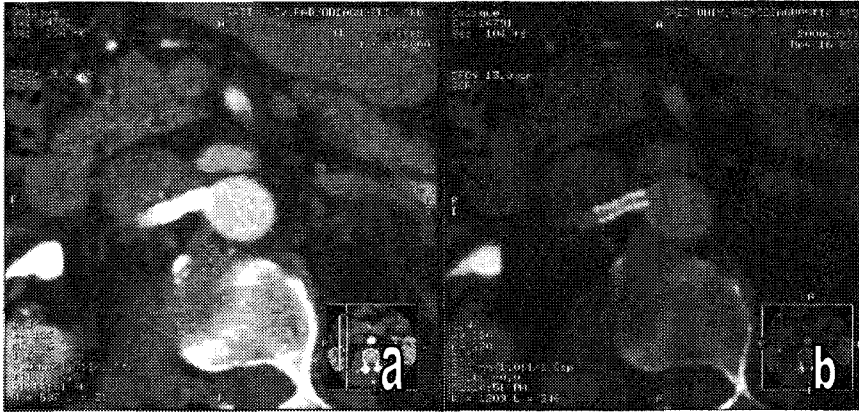
8. OLGU 58 Y / E



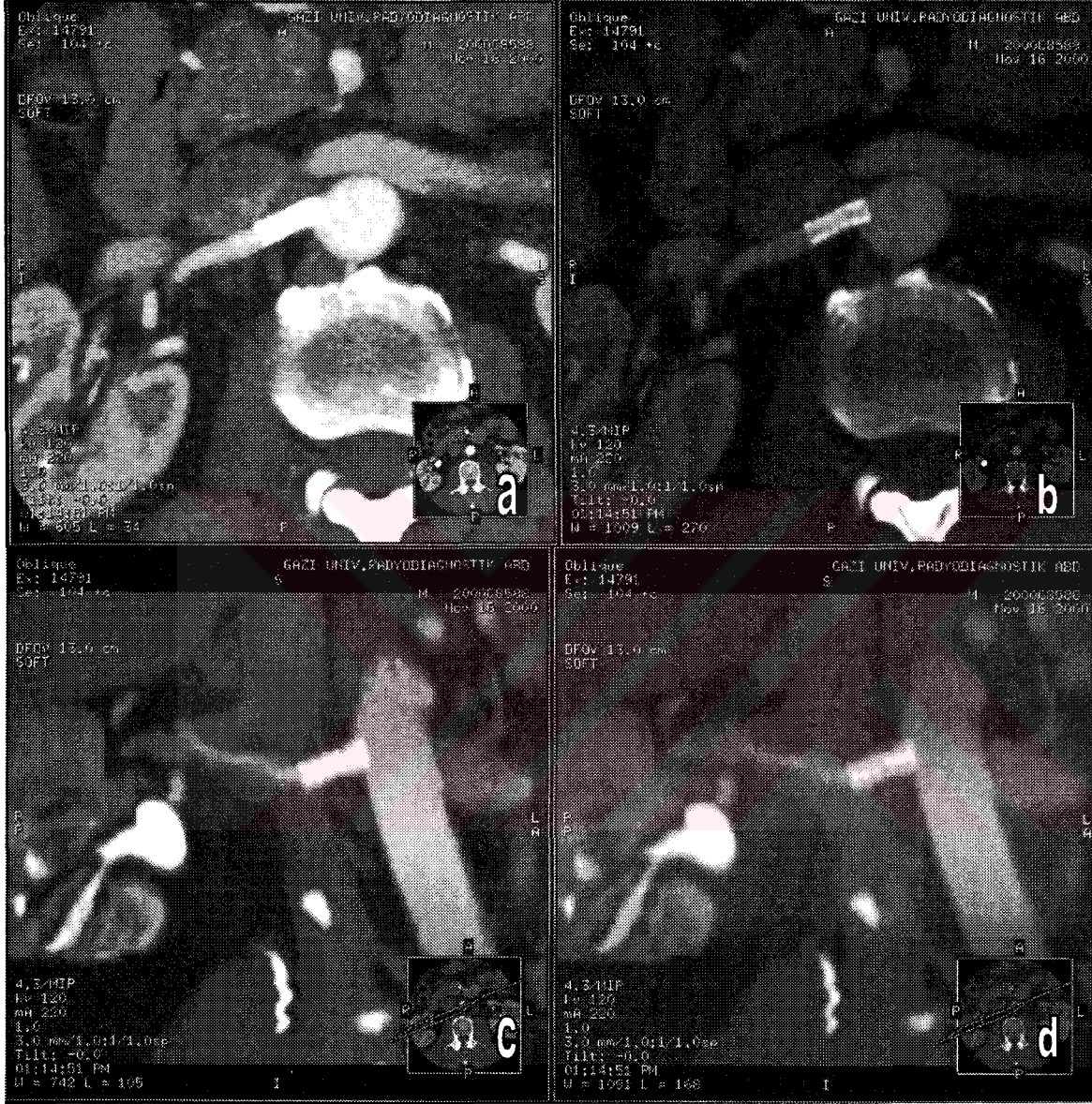
Resim I: Sağ proksimal renal arterdeki % 85'lik stenoze lezyonun (a) stent uygulamasını takiben (b) patent olduğu izlenmektedir.



Resim II: Aynı olgunun 5. gün yapılan spiral BTA kontrolünde; volümetrik veriden rekonstrükte edilmiş 1 mm'lik standart aksiyel görüntülerde sağ böbrekte kortikal incelme mevcuttur.



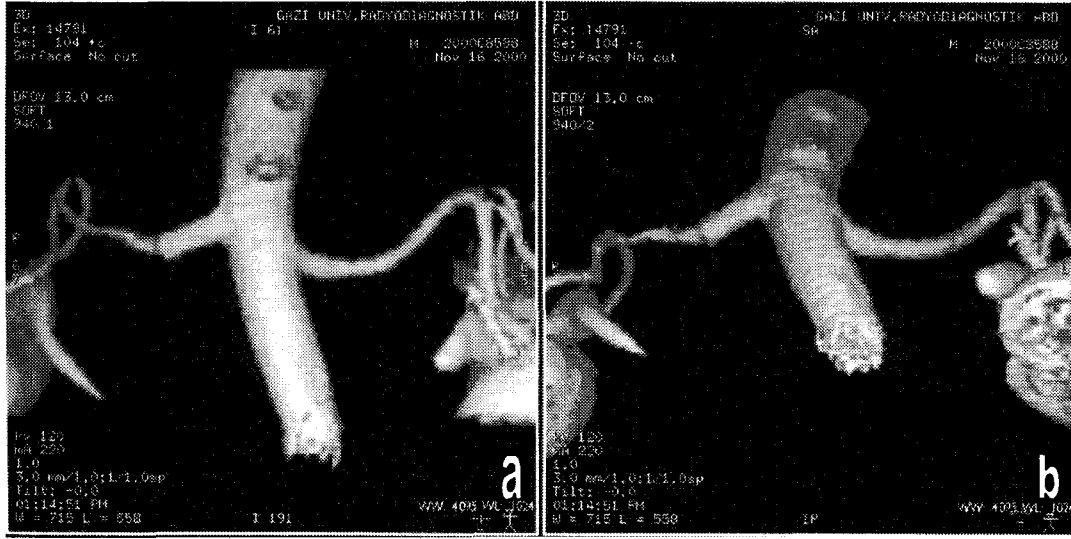
Resim II: Aynı olguda stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen, aksiyel düzlemde 0.4 mm kalınlığındaki oblik MPR görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. Geniş pencerelemede (b) stentin patent olduğu izlenmektedir.



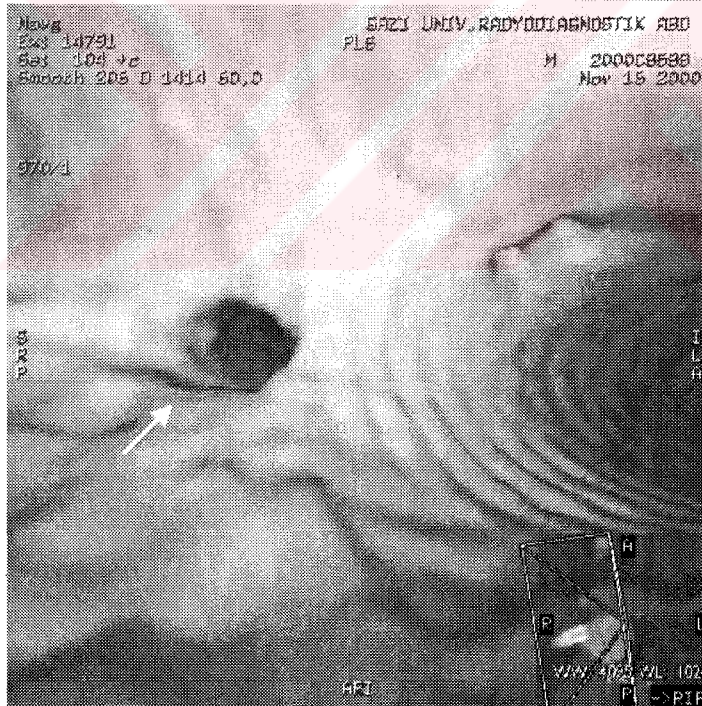
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen aksiyel (a,b) ve koronal (c,d) düzlemde 4.3 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı zlenmektedir. Stent patenttir. [a ve c'de vasküler yapılar, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



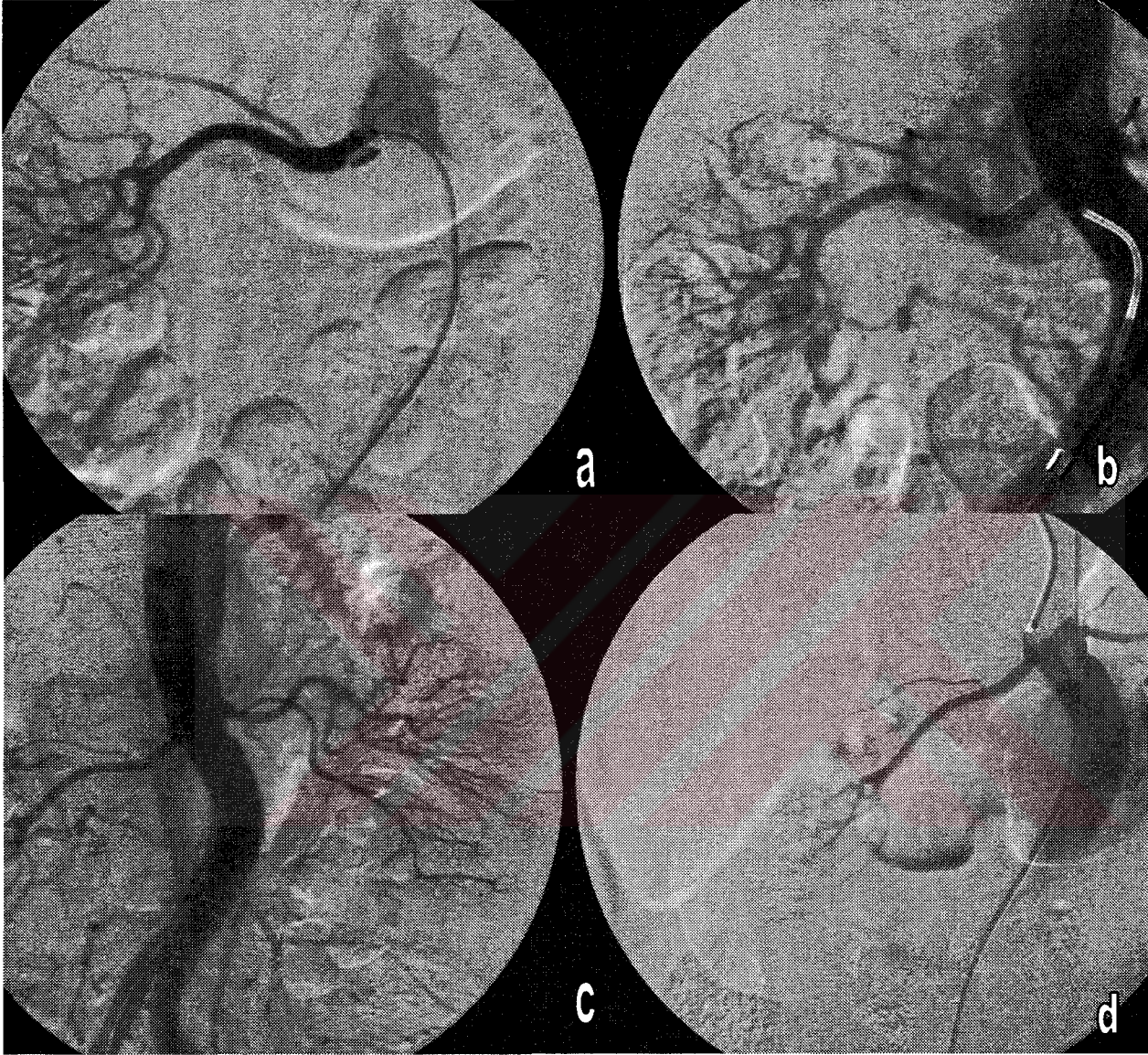
Resim V: Aynı olguda inferior (a,b) ve anteriordan (c,d) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. Stent yüksek atenüasyonundan dolayı toplayıcı sistemdeki yoğun kontrast maddenin ayırtılamamaktadır. Stent lümeni en iyi inferiordan izlenmekte olup patenttir. [a ve c’de vasküler yapılara, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim VI: Aynı olguda anteriordan (a,b) izlenen SSD görüntülerinde; sağ renal arter proksimalinde stent konturda taşma şeklinde izlenmektedir.



Resim VII: Aynı olgunun VIE görüntüsünde; aort lümeninden sağ renal arter ostiumu ve stent lümeni okla gösterilmektedir.

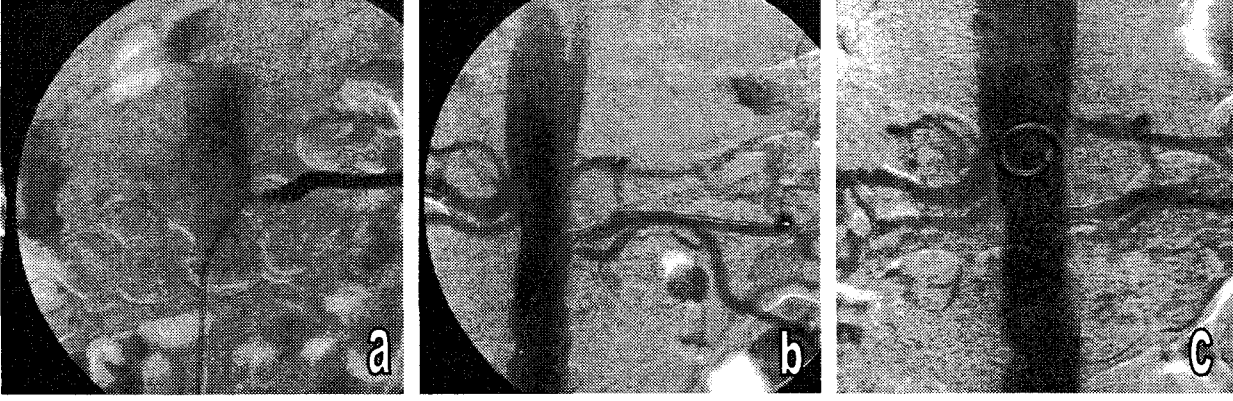
9. OLGU 40 Y / K

Resim I: Balon dilatasyon sırasında gelişen diseksiyon nedeniyle (a) sağ renal artere ostiumu da içerecek şekilde stent yerleştirilmesini takiben (b) 4. ay kontrolünde bu segmentin patent olduğu dikkati eklemektedir (c,d).

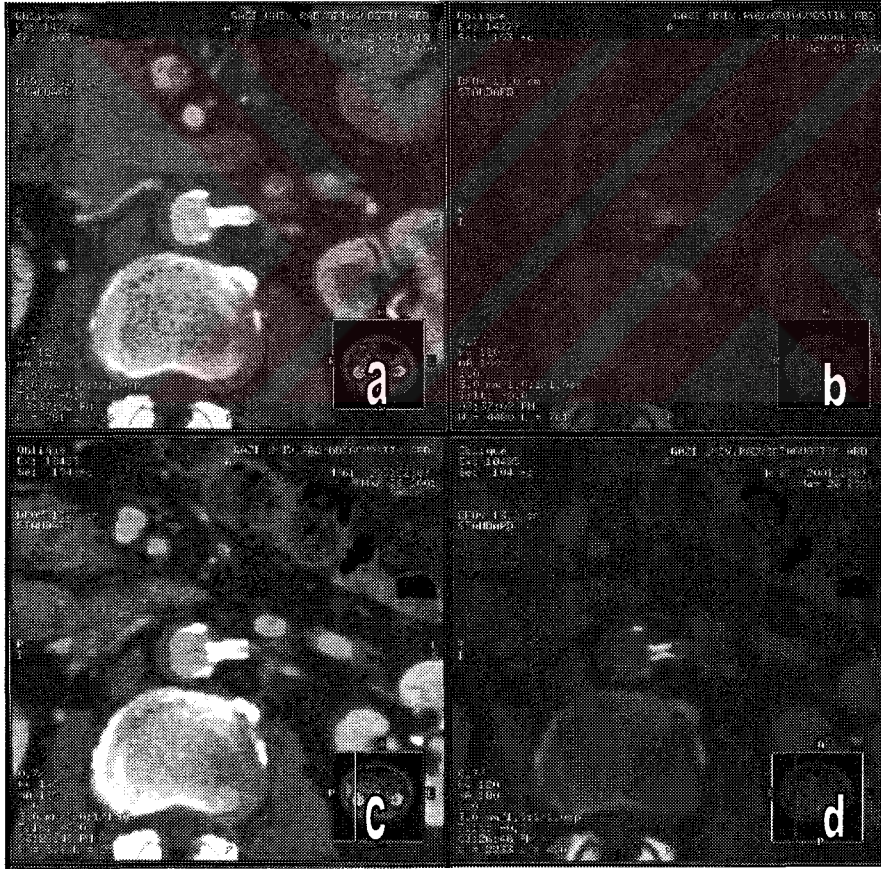


Resim II: Aynı olgunun ilk (a,b) ve 4. ay kontrol BTA'de (c,d) stent düzleminde stent referans alınarak aksiyel düzlemde elde edilen 7.6 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; stent patent olup distalindeki renal arter düzgün kontur özellikleri ile dolmaktadır. [a ve c'de vasküler yapılar, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

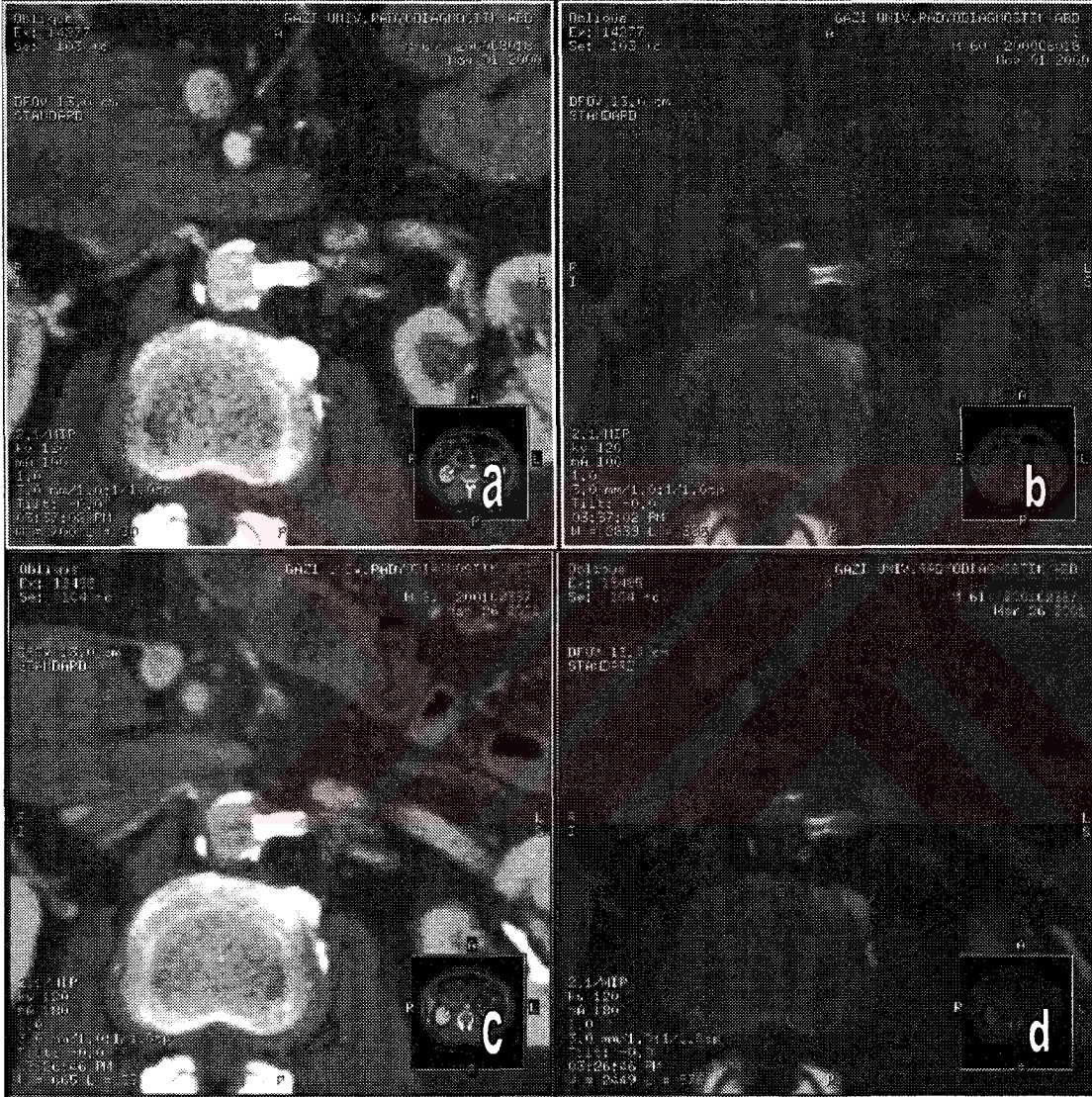
10. OLGU 60 Y / E



Resim I: Sol renal arterde % 95'in üzerinde ostial stenoz saptanan (a) olguya stent yerleştirilmesini takiben hemen sonra (b) ve 4.5 ay'da yapılan kontrol anjiyografilerinde (c) ostial düzeyde stentin yetersiz dilatasyonuna bağlı olarak % 30'un altında minmal rezidü darlık izlenmektedir.

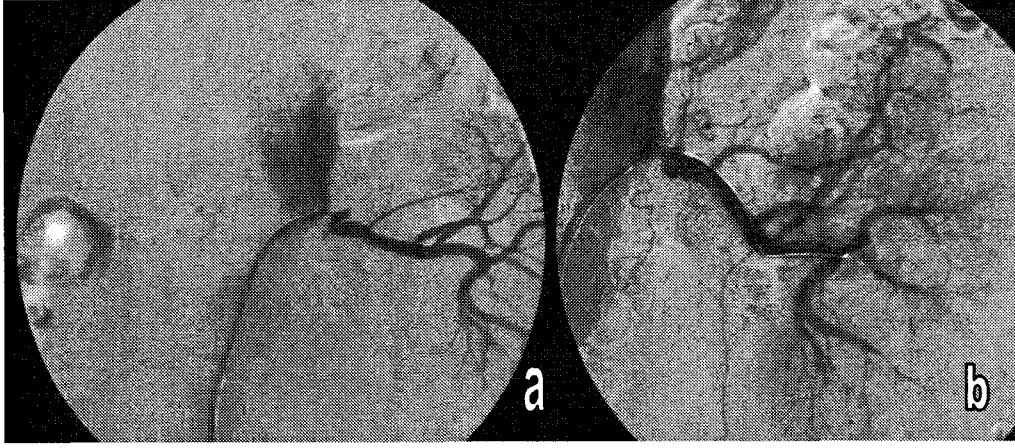


Resim II: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak aksiyel düzlemde elde edilen 0.7 mm kalınlığındaki ilk (a,b) ve 4.5. ay (c,d) oblik MPR görüntülerinde; stent proksimalinde yetersiz dilatasyona bağlı minimal darlık dikkati çekmekte olup stent patent olarak izlenmektedir. [a ve c'de vasküler yapılaraya yönelik, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

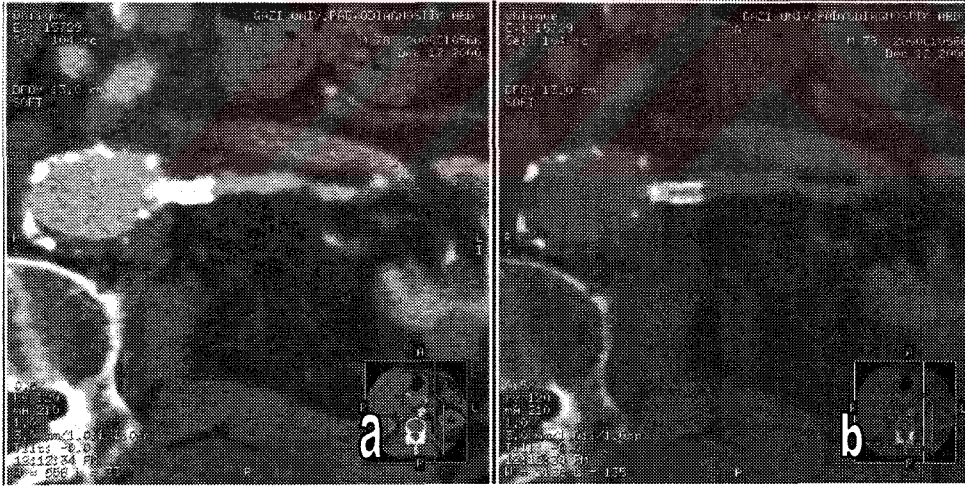


Resim III: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak aksiyel düzlemde elde edilen ilk (a,b) ve 4.5. ay (c,d) BTA kontrollerinde 2.1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; Stent proksimalinde yetersiz dilatasyona bağlı minimal darlık izlenmekte olup stent patenttir. [a ve c’de vasküler yapılaraya yönelik, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

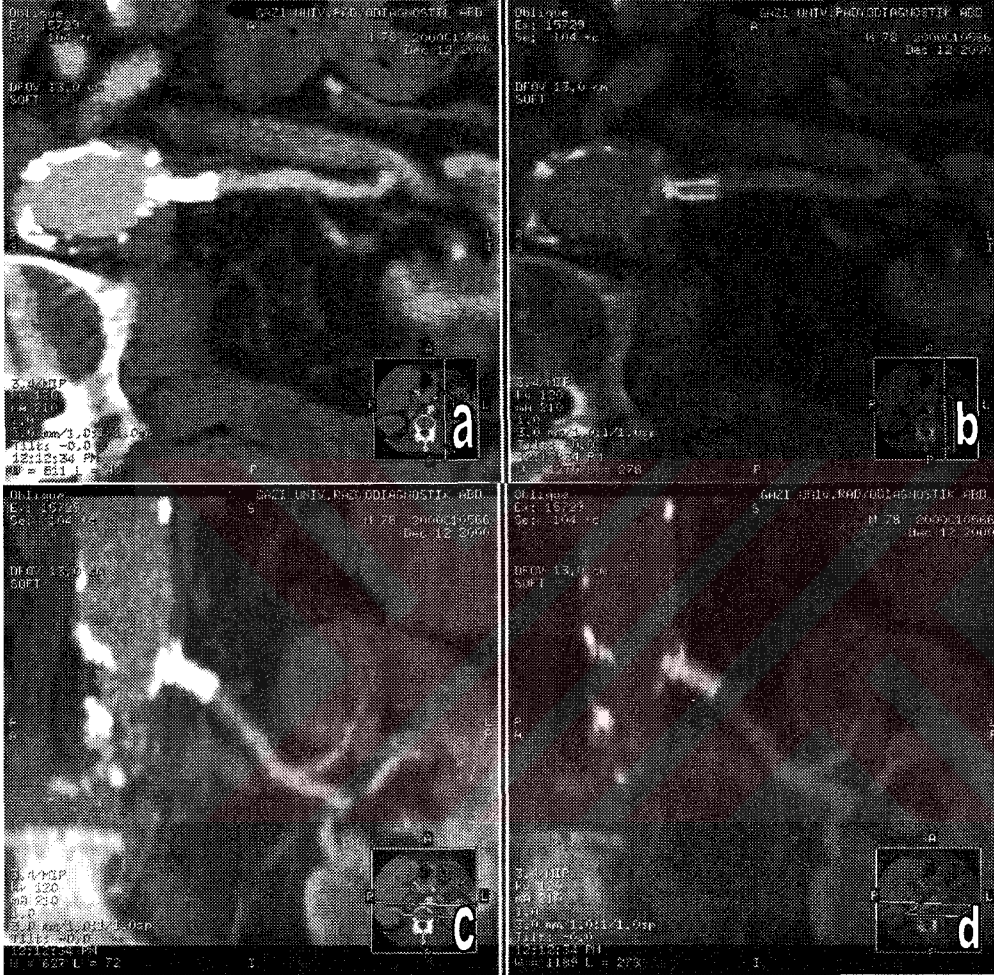
12.OLGU 78 Y/ E



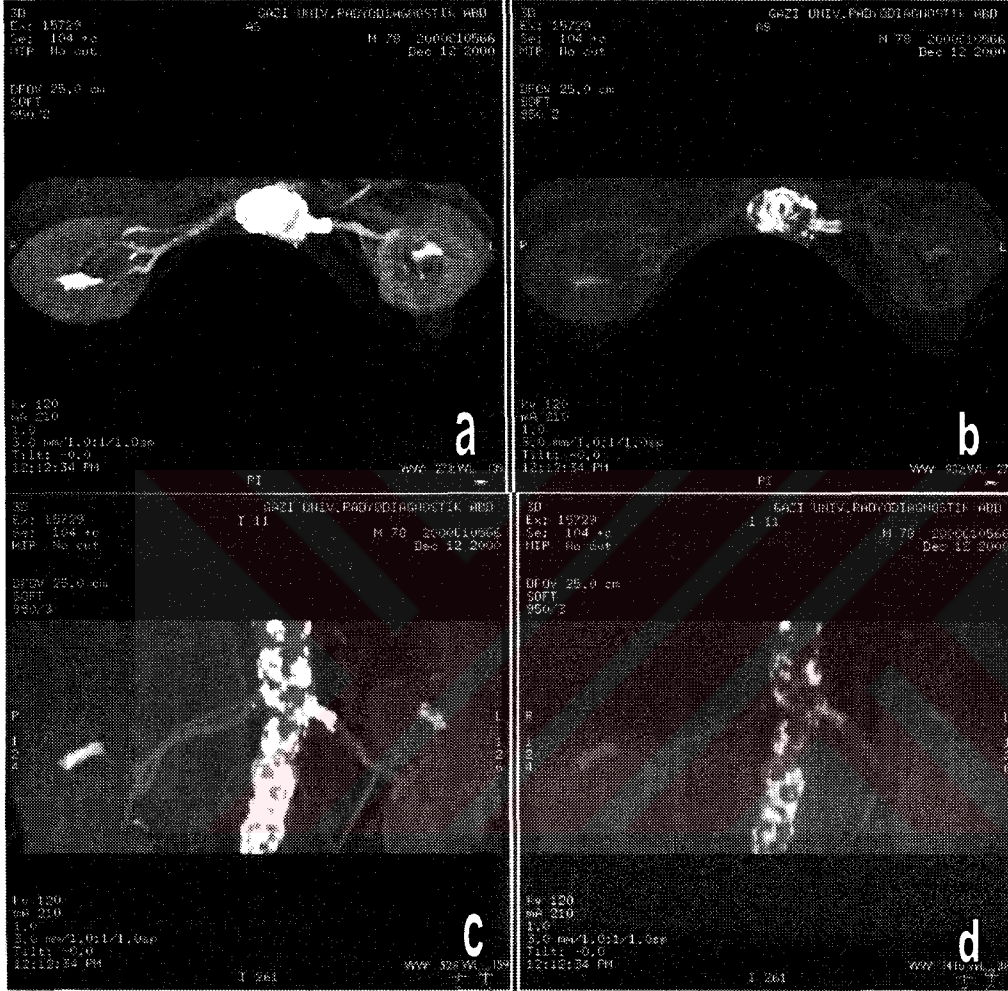
Resim I: Sol renal arterde % 95'in üzerindeki ostial stenoza (a) stent uygulamasını (b) takiben ostial düzeyde stentin yetersiz dilatasyonuna bağlı olarak % 30'un üzerinde rezidü darlık mevcuttur.



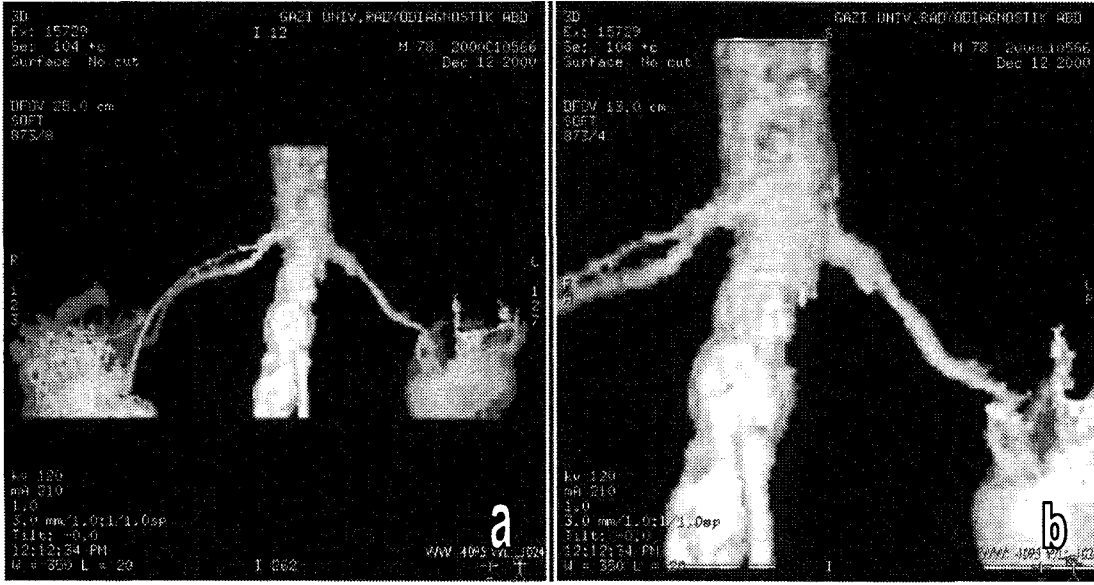
Resim II: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen aksiyel düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki oblik MPR görüntüsünde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. Geniş pencerelemede lümen patent olarak görüntülenebilmektedir (b). Ostial düzeyde yetersiz dilatasyona bağlı olarak anjiyografi ile uyumlu rezidüel stenoz mevcuttur. Ayrıca yüksek atenüasyondan dolayı stent, aort duvar kalsifikasyonu ile benzer özellikte izlenmektedir. [a 'da vasküler yapılara yönelik, b 'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



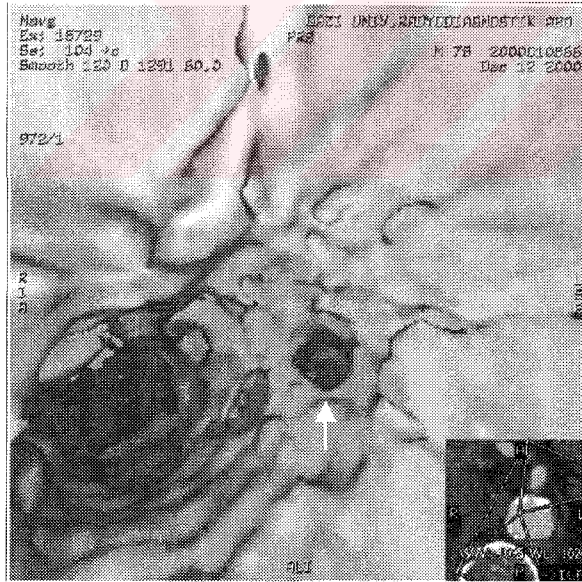
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen aksiyel (a,b) ve koronal (c,d) düzlemdeki 3.4 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. Aksiyel düzlemde geniş pencerelemede (b) stent lümeni izlenmekte olup ostial düzeyde yetersiz dilatasyona bağlı olarak anjiyografi ile uyumlu rezidüel stenoz mevcuttur. Kesit kalınlığı artırıldıkça stent distalindeki renal arterin devamlılığı net olarak izlenebilmektedir. [a ve c’de vasküler yapılar, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim IV: Aynı olgunun inferior (a,b) ve anteriordan (c,d) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent, yüksek atenüasyon gösterdiğinden yoğun aort duvar kalsifikasyonu ile benzer özellikte izlenmektedir. Stent-renal arter devamlılığı mevcut olup stent lümeni kısa ostial alan dışında patenttir. [a ve c’de vasküler yapılara, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

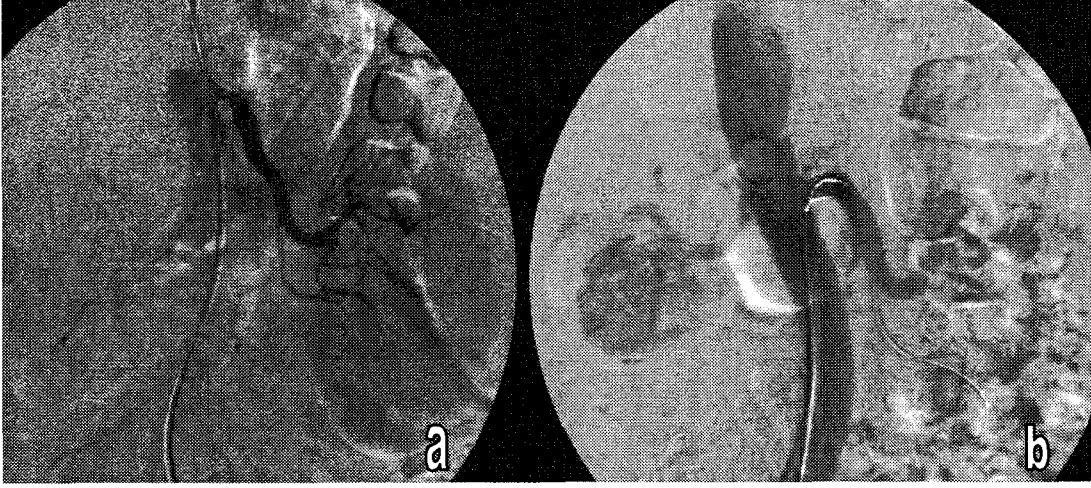


Resim V: Aynı olgunun anteriordan (a,b) izlenen SSD görüntülerinde; sol renal arterdeki tent, konturda taşma şeklinde izlenmektedir. Stent, aort duvar kalsifikasyonları ve ntralüminal kontrast madde dansite açısından seçilen eşik değer üzerinde olduklarından benzer özellikte izlenmektedir.

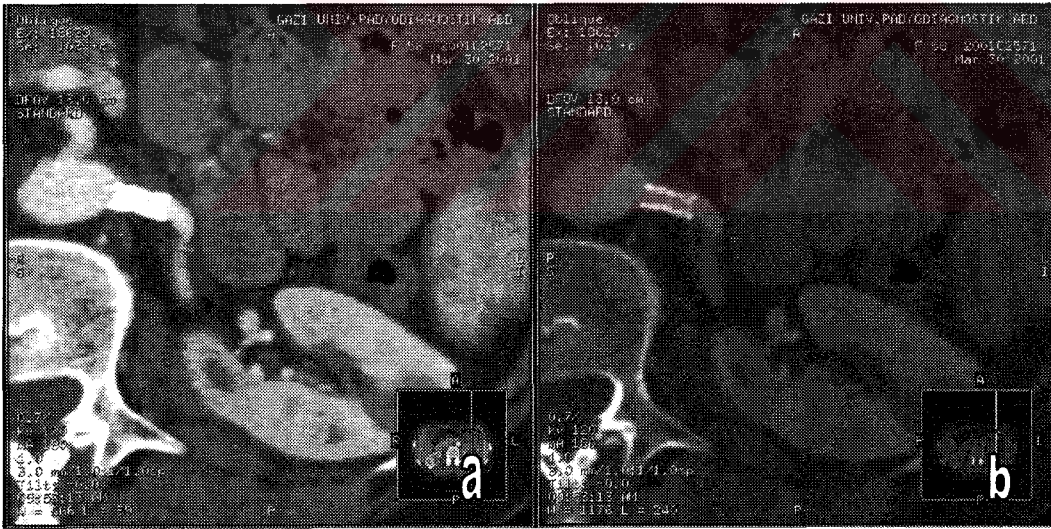


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde; aort lümeninden sol renal arter ostiumu ve stent ile gösterilmektedir. Aort duvar kalsifikasyonları ise lümeninde kontur düzensizliği şeklinde izlenmektedir.

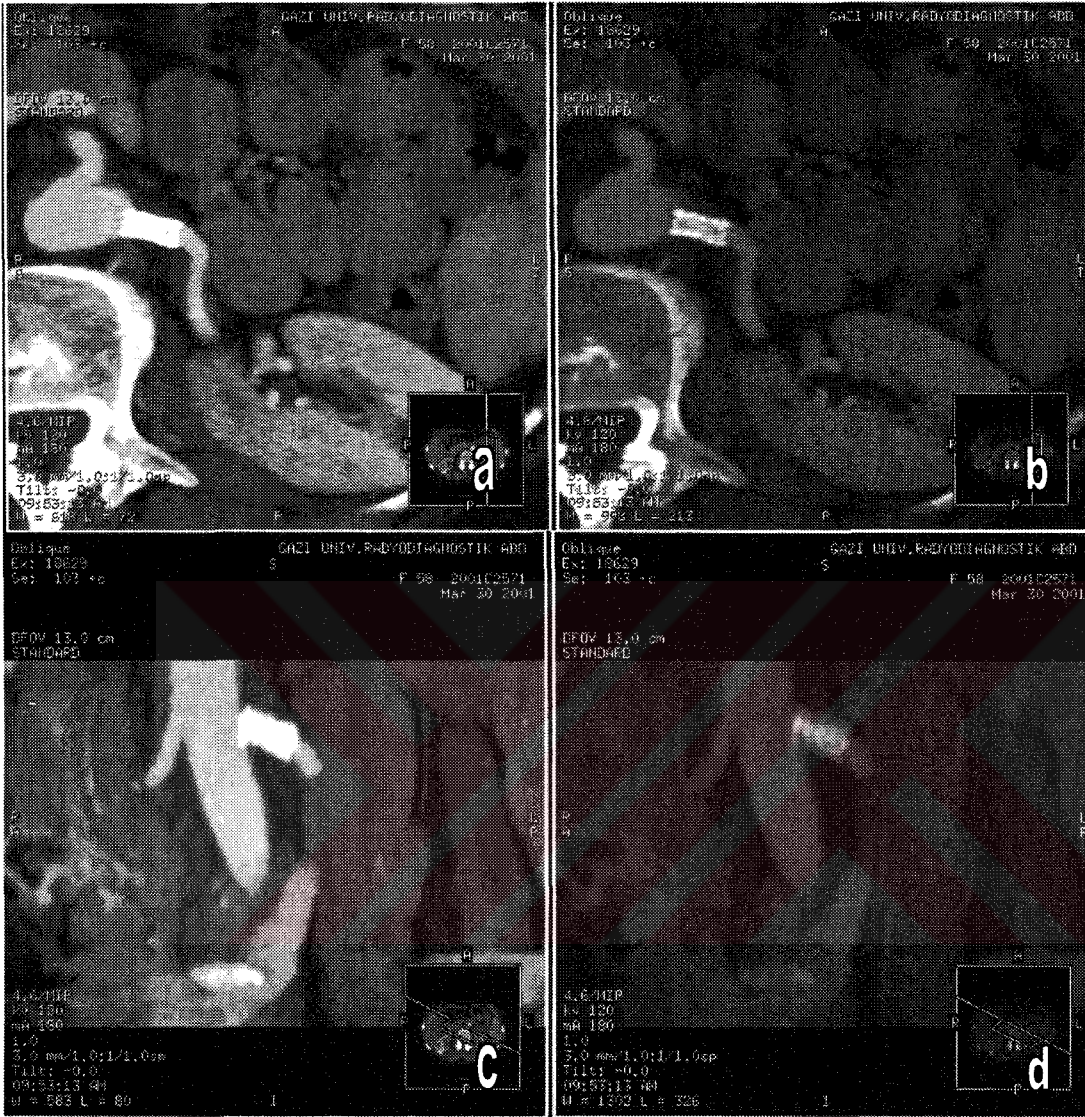
14. OLGU 58 Y / K



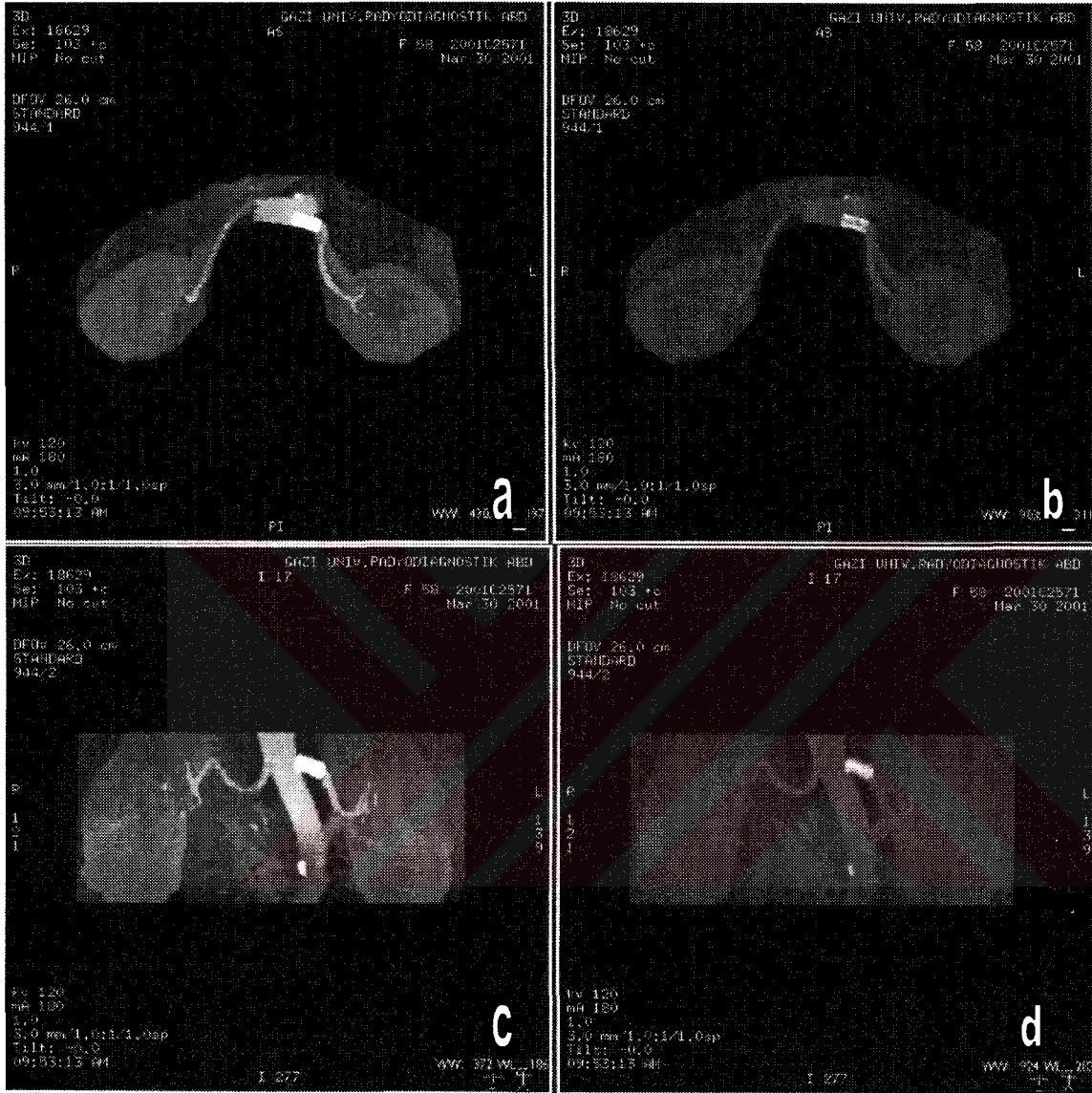
Resim I: Sol renal arterdeki % 95'in üzerindeki ostial stenoza (a) stent uygulamasını takiben (b) segmentin patent olduğu dikkati çekmiştir.



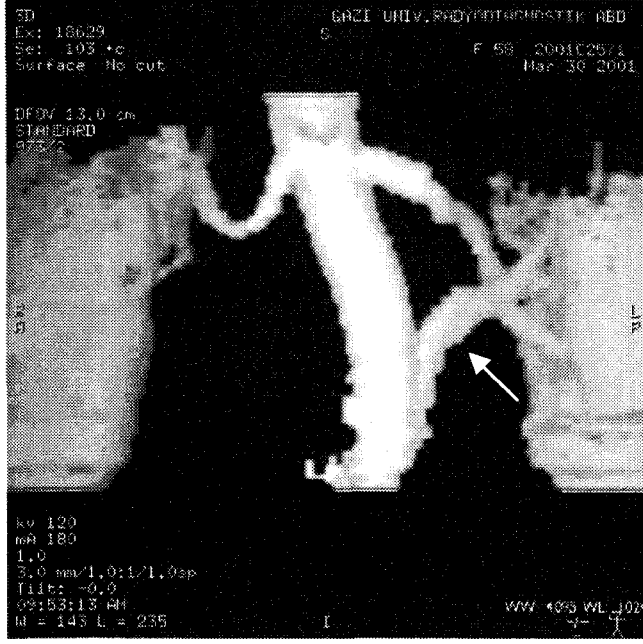
Resim II: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak aksiyel düzlemde elde edilen 0.7 mm kalınlığındaki MPR görüntüsünde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. Stent lümeni geniş pencerelemede ayrıntılı görüntülenebilmekte olup patenttir. [a'da vasküler yapılar, b'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



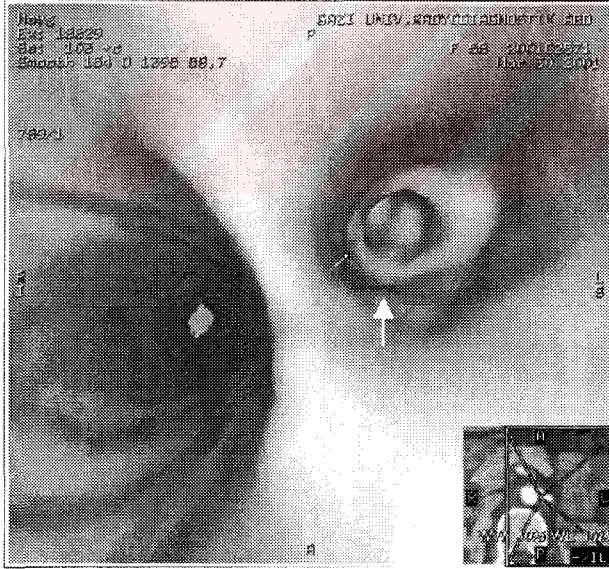
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak aksiyel (a,b) ve koronal (c,d) düzlemde elde edilen 4.6 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı tamdır. Stent lümeninin görülebilirliği aksiyel düzlemde kesit kalınlığının artışına bağlı olarak azalmıştır. [a ve c’de vasküler yapılar, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim IV: Aynı olgunun inferior (a) ve anteriordan (b) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent bütünlüğü her iki düzlemde de izlenmektedir. [a ve c’de vasküler yapılar, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]

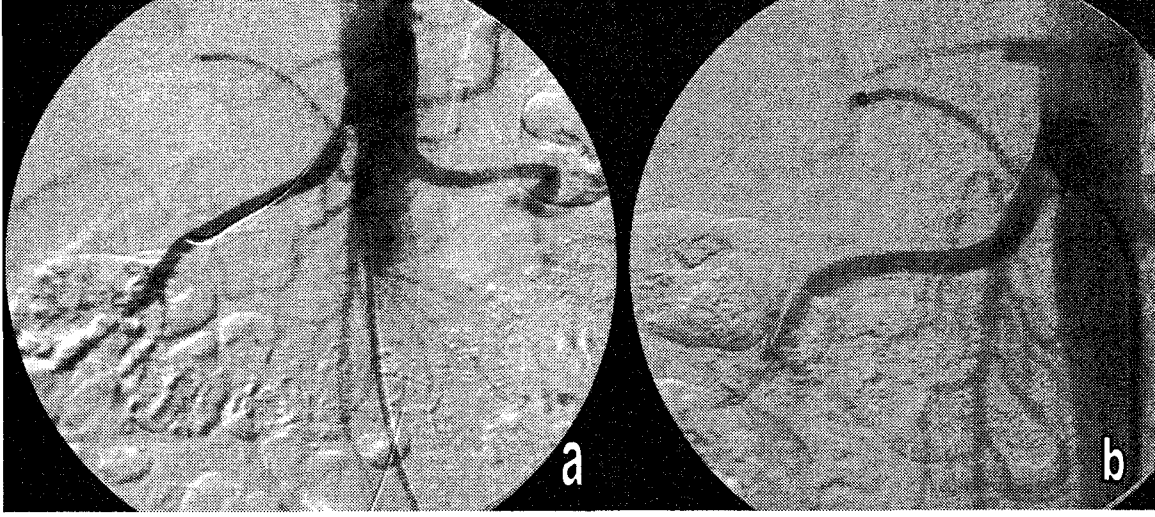


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sol renal arter proksimalinde stent görüntülenmektedir. Stent, konturda taşma şeklinde izlenmekte olup renal ven de görüntü alanındadır (ok).

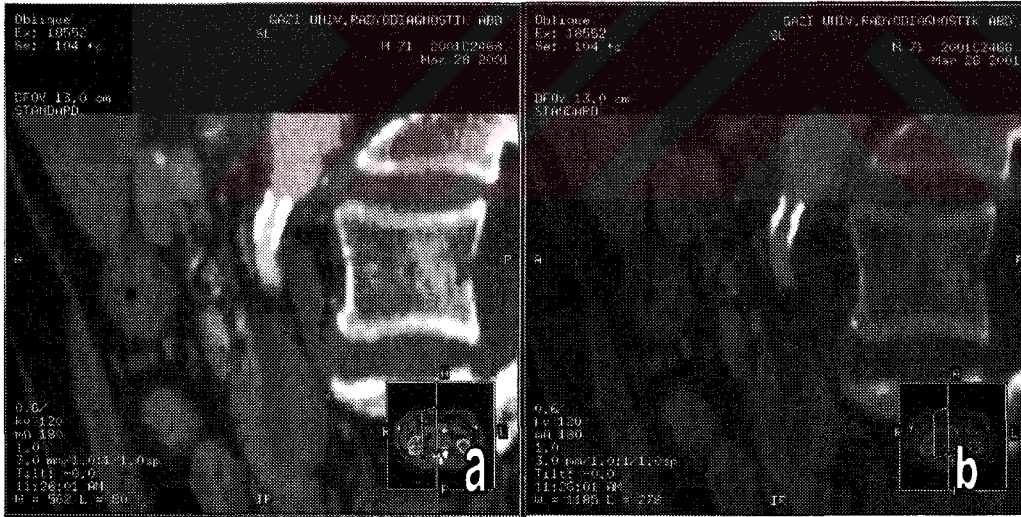


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntüsünde; aort lümeninden sol renal arter ostiumu, stent ve stent lümeni okla gösterilmektedir.

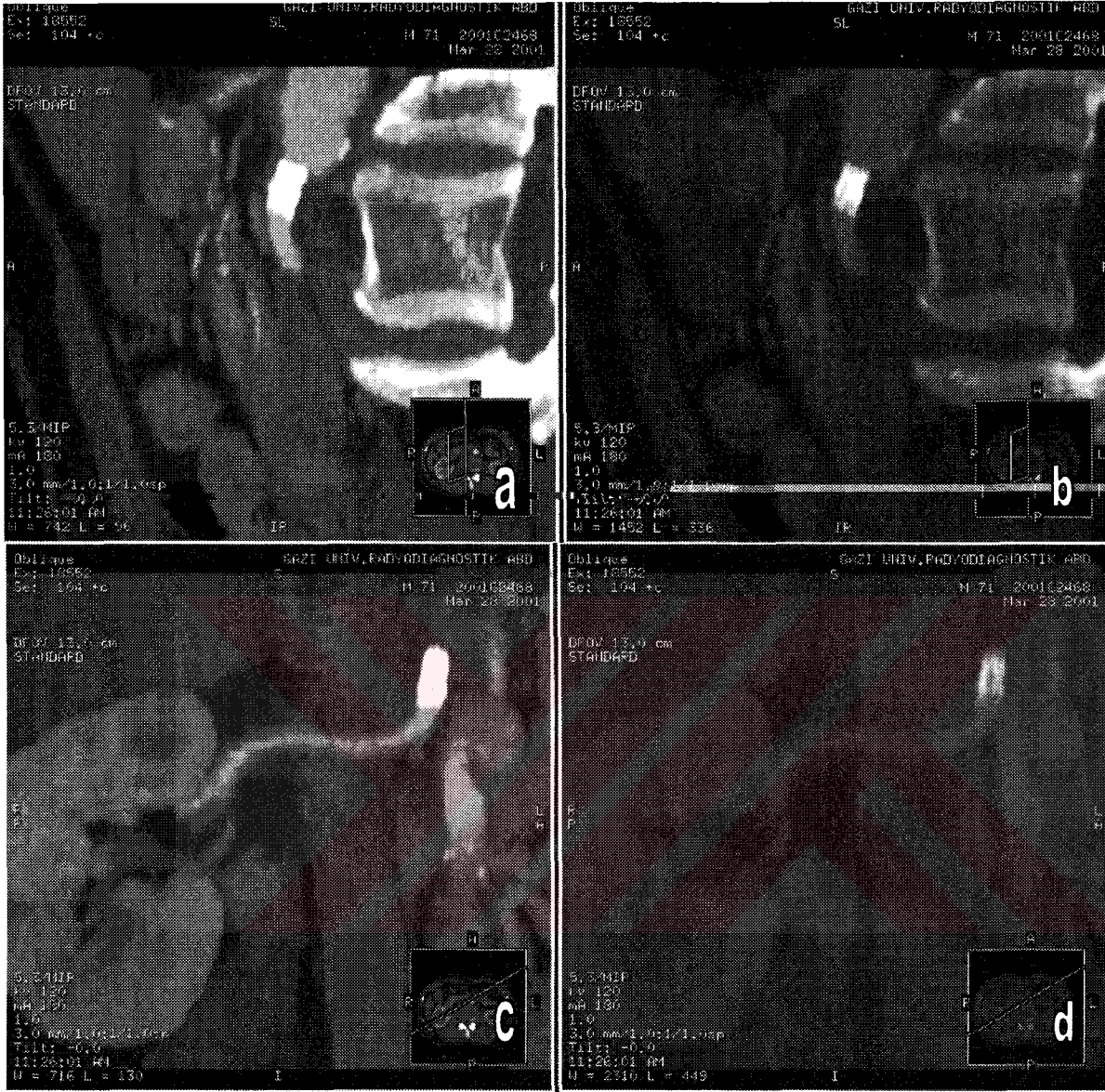
15. OLGU 71 Y / E



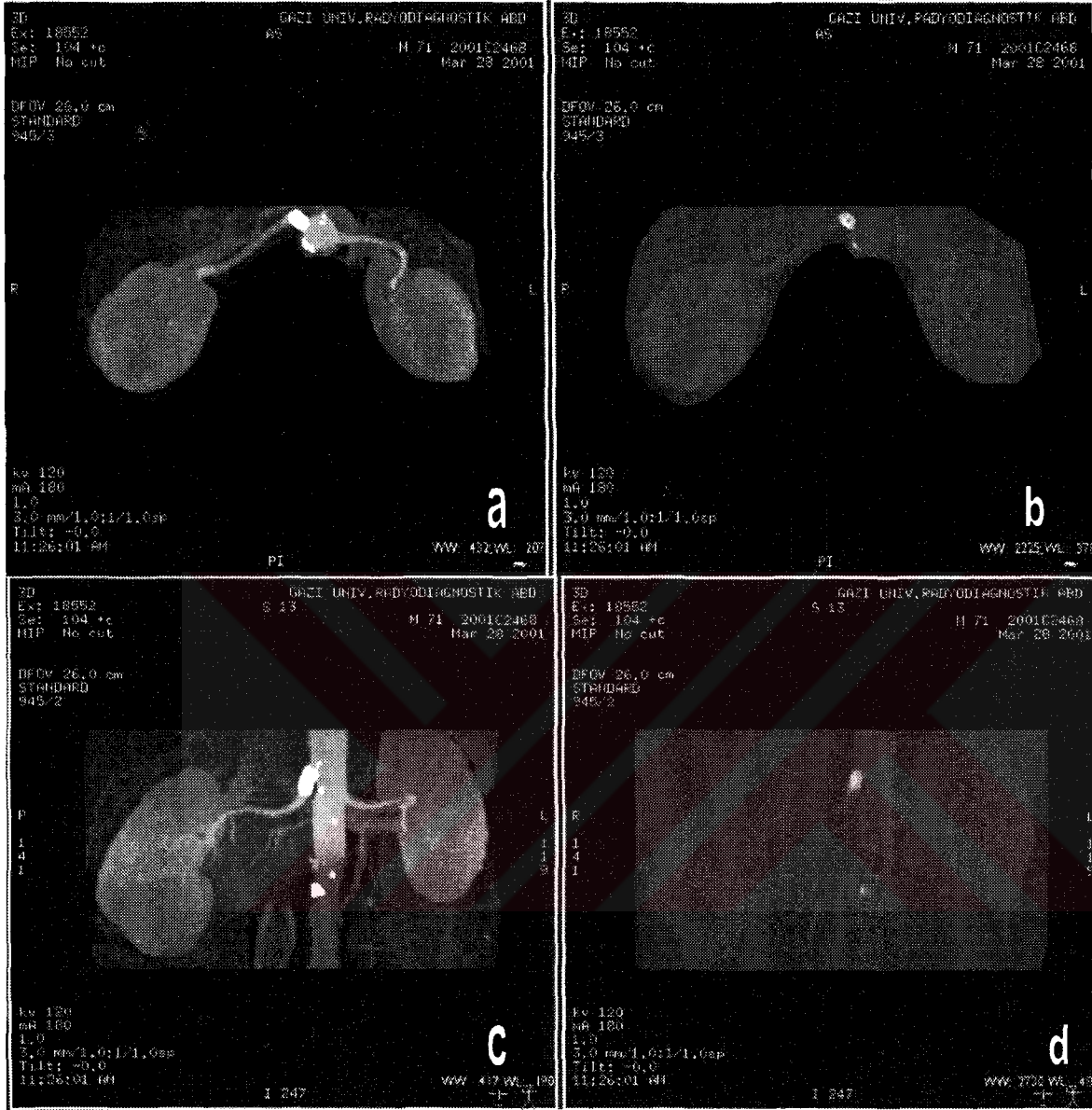
Resim I: Sağ renal arterdeki % 75'lik ostial stenoze segmente (a) stent uygulanmasını takiben (b) segmentin patent olduğu izlenmektedir.



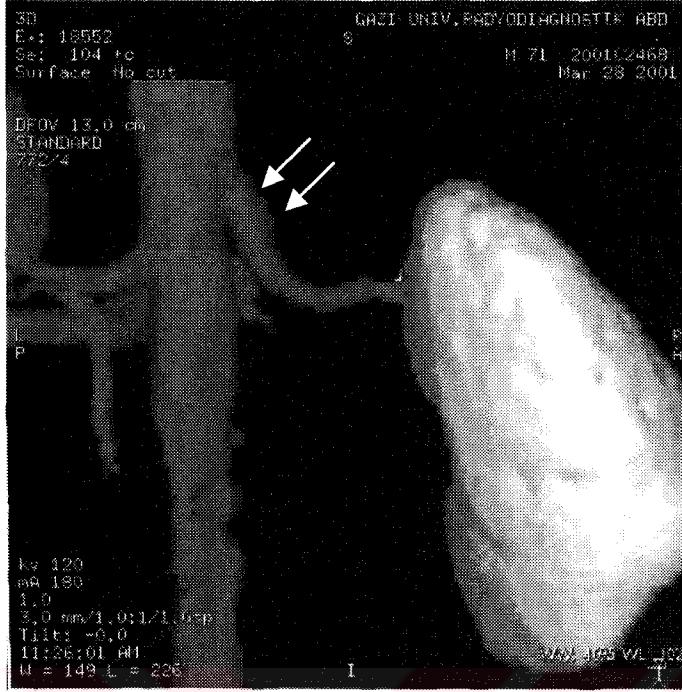
Resim II: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen sagittal düzlemde 0.6 mm kalınlığındaki oblik MPR görüntüsünde; stent patent olarak izlenmektedir. [a'da vasküler yapıları, b'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



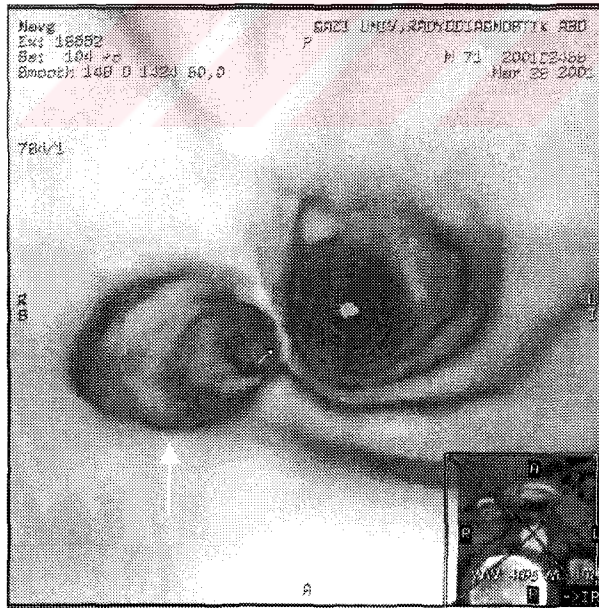
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminde stent referans alınarak elde edilen sagittal (a,b) ve koronal düzlemdeki (c,d) 5.3 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı mevcut olup kesit kalınlığına bağlı olarak renal arter patent ve düzgün kontur özellikleri göstererek dolmaktadır. [a ve c'de vasküler yapılar, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim IV: Aynı olgunun inferior (a,b) ve anteriordan (c,d) izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent-renal arter devamlılığı izlenmektedir. Renal arter ve stentin aorta ile yaptığı açı nedeniyle stent bütünlüğü koronal düzlemde en iyi görüntülenmiştir. [a ve c’de vasküler yapılar, b ve d’de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır.]



Resim V: Aynı olgunun posteriordan izlenen SSD görüntüsünde; stentin aorta ile yaptığı dar açılı izlenmektedir (oklar).



Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntüsünde; aort lümeninden sağ renal arter ostiumu ve stent lümeni okla gösterilmektedir. Stent lümeni kontur düzensizliği şeklinde görüntülenmiştir.

V. TARTIŞMA

Genel hipertansif popülasyonun % 0.5 ile % 5'ini renovasküler hipertansiyon oluşturur (39,93,174). Ancak hipertansif hastalardaki renal arter stenozunun düşük prevalans göstermesi nedeniyle başlangıç aşamasında tanısal yöntemler önem taşımaktadır. Tanıda selektif anjiyografi altın standarttır. En büyük avantajı tanı amaçlı incelemeden hemen sonra PTA veya stent yerleştirilmesi gibi yaygın kabul gören kesin tedavi edici girişimlerin de uygulanabilmesidir (134,172). Ancak en önemli dezavantajı kateterizasyon tekniklerindeki tüm gelişmelere rağmen invazif olarak kabul edilmesi, ayrıca işlem sırasında kullanılan kontrast maddeye bağlı renal fonksiyonlarda bozulmaya yol açabilmesidir. (78,133). Öte yandan iyonize radyasyonun kullanılması ve nisbeten pahalı bir yöntem olması nedeniyle RAS'nun ilk aşamada araştırılması ve tarama için uygun bir yöntem değildir (133).

Bu aşamada daha az invazif testler tercih edilmektedir. Bunların başında renal sintigrafi gelmektedir. ACE inhibitörü kullanılmadan yapılan renal sintigrafinin duyarlılığı % 75 ve özgüllüğü % 80'dir (35,45,146). Bu rakamları ACE inhibitörü kullanarak % 90'lara çekmek mümkündür. Ancak böbrek yetmezliği varsa ya da çift taraflı darlıklarda renal sintigrafinin duyarlılığı azalmaktadır (133,100).

Renkli Doppler Ultrasonografi, noninvazif ve tekrarlanabilir olması nedeniyle RAS tanısında önemli bir yer tutmaktadır. Ancak bu yöntemde ana renal arterin görüntülenmesi uzun inceleme zamanı gerektirir (91). Ayrıca bağırsak gaz içeriğinin görüntülemeyi engellemesi, obez hastalarda yeterli ses penetrasyonunun sağlanamaması ve hastanın nefesini tutamaması bu yöntemin önemli dezavantajlarıdır. Bu faktörlere bağlı olarak uygulayıcının deneyimi ve becerisine göre başarı oranının değişmesi en önemli sınırlamadır. Yapılan çalışmalarda duyarlılık %87-100 ve özgüllük %91-95 arasında değişmektedir (109,119). Ayrıca hastaların % 14-24'ünde bildirilen aksesuar renal arterler çok düşük oranda görüntülenebilmektedir (15,43).

Manyetik Rezonans Anjiyografi'nin de noninvazif bir yöntem olarak kullanımı son yıllarda giderek artmaktadır. Time of flight (TOF), faz kontrast tekniklerin yanı sıra paramagnetik kontrast madde kullanılarak da MRA yapılmaktadır. Duyarlılık ve özgüllük faz kontrast tekniğe göre TOF 'da daha düşüktür ve renal arter distaline doğru gidildikçe bu oran azalmaktadır (48). Loubeyre ve arkadaşları faz kontrast teknik için duyarlılığı % 100 ve özgüllüğü % 65, pozitif prediktivite değerini % 28 olarak bildirmişlerdir (95). TOF MRA, faz kontrast ile kombine

edildiğinde duyarlılık % 90'a ve pozitif prediktivite değeri % 58'e çıkmaktadır. Gadolinyum kullanıldığında ana renal arter darlığı değişik yayınlarda duyarlılık % 93-100 ve özgüllük ise % 92-98 olarak bildirilmektedir (7,46,68,92)

Kontrastlı MRA'nın BTA ve DSA'ya göre üstünlüğü vardır. İyonizan radyasyonun olmaması, gadolinyumun nefrotoksitesinin iyot bileşiklerine göre çok daha düşük olması ve 0.2 mmol/kg'lık bolus enjeksiyonunun görüntüleme için yeterli olması bu yöntemin en önemli avantajlarıdır. Multipl projeksiyonların elde edilmesi DSA'ya göre üstünlüğüdür. Ayrıca MRA'de kontrast madde verildikten sonra uzun süre görüntülemenin yapılabilmesi BTA'ya göre üstünlüğüdür. Kontrastlı MRA'nın dezavantajları; yüksek zamansal rezolüsyon elde etmek için uzaysal rezolüsyon ve anatomik yapı feda edilmesidir. Ancak bu dezavantaj geliştirilmiş gradientlerle giderilebilir. Proksimal renal arter için MRA'nın özgüllüğü DSA ile benzerdir. Ancak intrarenal dallar, segmental arterler veya çapı 3 mm'den az olan aksesuar arterler için MRA rezolüsyonu yeterli değildir (133). Kontrastlı MRA renal arter stenozlarında bir tarama yöntemi olarak kullanıldığında duyarlılığı yeterlidir ve transplant renal arter stenozlarındaki sonuçları tatmin edicidir (56,63).

Spiral BT'nin gelişimi ile birlikte spiral BT Anjiyografi ile periferik kontrast madde enjeksiyonunu takiben arteriyel vasküler opasifikasyonun en üst düzeyinde solunum artefaktları olmaksızın volümetrik bilgiler elde edilmekte ve 2B, 3B'lu görüntüler oluşturulabilmektedir (133).

Helikal taramanın gelişiminden bu yana BT anjiyografi, vasküler uygulamaların bir çoğunda konvansiyonel anjiyografiden önce kullanılmaktadır (11).

Abdomen ve pelvisdeki spiral BT uygulamalarının çoğunda, kompleks anatomiye değerlendirmek amacıyla koronal ve sagittal projeksiyonlara ihtiyaç duyulur. Ancak 2B'lu ve 3B'lu sagittal ve koronal reformasyonlarda vasküler yapıların tanımlanmasında longitudinal rezolüsyonun artırılması önemli rol oynar. Longitudinal rezolüsyonun artırılması ise kolimasyon, masa hızı ve rekonstrüksiyon intervalinin azaltılması ile elde edilir (21).

Rekonstrüksiyon intervali kolimasyondan daha küçük seçildiğinde ve her rotasyonda üç görüntü rekonstrükte edildiğinde 3B'lu tanı için yeterli görüntüler oluşturulmaktadır. Intervalin azalması ile birlikte parsiyel volüm etkisi de azalır ve küçük damarların görüntülenmesi sağlanır (18,142,169). Yine rekonstrüksiyon intervalinin azaltılması tarama volümünü oluşturan görüntülerin sayısını, "post-processing" ve değerlendirme zamanını ve bu görüntülerin saklanması için gerekli

yer ihtiyacını artıracaktır. Bizim bu çalışmamızda tüm olgularda 1 mm'lik rekonstrüksiyon kullanılmıştır.

Dar kolimasyon hem aksiyel hem de longitudinal rezolüsyonda artış sağlar. Ancak beraberinde piksel gürültüsü artarken işlem süresi içindeki taranacak mesafe azalır. Vasküler görüntülemeye ilgili damar çapından daha ince kolimasyon kullanıldığında ve tarama mesafesini artırmaya yönelik pitch'in artırılması ile en iyi sonuç alınmaktadır (22,171). Longitudinal rezolüsyonda artış düşük kolimasyon ve yüksek "pitch" değerinde, yüksek kolimasyon ve düşük pitch değerine göre daha iyidir (21). Ancak ince kolimasyon/yüksek "pitch" kombinasyonunun dezavantajı ise düşük kontrast rezolüsyonuna neden olmasıdır (133). Damar ve geri plan arasındaki yumuşak doku kontrastı düşük olursa damar stenozları olduğundan daha ciddi olarak görülebilir. Eğer damar çapı, kesit kalınlığından daha ince olursa veya yetersiz vasküler opasifikasyon da aynı sonuca yol açabilir (133,20). Yapılan çalışmalar göstermiştir ki 2 mm kolimasyon ve "pitch" 1.5-2, renal arterlerin görüntülenmesinde ve optimal görüntü rezolüsyonunun sağlanmasında en uygun değerdir (20).

Bu çalışmada renal arterlerin ve stentlerin gösterilmesi amacıyla yönelik olarak 14 olguda 3 mm kolimasyon ,3 mm/sn masa hızı ve "pitch" 1/1, 1 olguda 3 mm kolimasyon, 4.5 mm/sn masa hızı "pitch" 1.5/1 (olgu 2) olarak uygulandı. Dolayısıyla 3 mm kolimasyon kullanılması ve pitch'in artırılmaması ile longitudinal rezolüsyonda bir miktar azalma meydana gelmiştir.

Spiral BT'de görüntü alırken hasta z ekseninde hareket ettiğinden (masa hareket yönü) volümetrik olarak elde edilen bilgiden aksiyel görüntü elde etmek için interpolasyon algoritmalarına ihtiyaç vardır. 360° lineer interpolasyon kullanıldığında longitudinal rezolüsyon azalır, parsiyel volüm artefaktları ortaya çıkar (17,130). 180° lineer interpolasyon tekniği kullanılarak yapılan rekonstrüksiyonda aralarında 180° fark olan iki açıdan gelen bilgiler rekonstrüksiyonda kullanılır. Bu sayede parsiyel volüm etkisinden kaynaklanan artefaktlar en aza indirgenir (120). Bu çalışmada sistemde kullanılan interpolasyon algoritmi 180° idi.

Spiral BT incelemelerinde diğer önemli bir nokta da kontrast madde uygulandırmasıdır. Başarılı bir spiral BT Anjiyografi için tercih edilen minimal venöz ve parankimal opaklaşmaya karşılık yeterli arteriyel kontrastlanmadır (19). Bu da uygun bir tarama gecikme zamanı kullanıldığında mümkün olabilmektedir.

Gecikme zamanı üç şekilde belirlenebilir. Birincisi kalp hızı, kan basıncı, hastanın dolaşım durumuna göre gecikme zamanının tahmin edilmesi, ikincisi küçük test enjeksiyonlarının kullanılması, üçüncüsü Smart Prep (General Electric Medical Systems) gibi ilgili vasküler alanda atenüasyon artışı görüldüğü an taramanın başlatıldığı tekniklerin kullanımıdır.

Kaatee ve arkadaşları (79) yaptıkları bir çalışmada renovasküler HT ve iskemik nefropati klinik bulguları taşıyan 70 kişiden oluşan hasta grubunda sabit gecikme zamanı ile test enjeksiyonu yaparak elde ettikleri gecikme zamanlarını, renal arterlerdeki maksimal opasifikasyonu sağlaması yönünden değerlendirmişlerdir. 1. grupta sabit bir gecikme zamanını, 2. grupta ise test enjeksiyonu (15 ml kontrast madde, 3ml/sn hızda) sonrası bulunan süreye 5,10,15 ve 20 saniye eklediklerinde elde edilen gecikme zamanlarını uygulamışlardır. İstatiksel analiz sonucu iki metod arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Yine Sheiman ve arkadaşları (151) da sabit ve test enjeksiyonu ile elde edilen gecikme zamanlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, farklı kontrast volümü ve enjeksiyon hızlarında iki metod arasında anlamlı fark saptamamışlardır. Kaatee ve arkadaşları bu çalışmada 140 ml kontrast madde ve 3 ml/sn enjeksiyon hızında kontrast madde uyguladıklarında renal arterlerdeki maksimum opasifikasyon için gecikme zamanını yaklaşık 40 saniye olarak belirtmişlerdir. Zaman ise 2.5 ml/sn enjeksiyon hızında ve 40 saniyelik gecikme zamanında renal arterlerdeki maksimum opaklaşmayı göstermiştir (180).

Bazı araştırmacılar 4-5 ml/sn enjeksiyon hızı kullandıklarında atenüasyon düzeyinin daha yüksek ve vasküler opaklaşmanın daha erken olduğunu göstermişlerdir (34,37). Fakat yüksek enjeksiyon hızının dezavantajı zirve opaklaşma süresinin kısalması ve bu yüzden maksimum opaklaşan ilgili vasküler yapıların görüntülenmesinde zorluk oluşmasıdır (79).

Çalışmamızda tüm olgularda renal arter ve stentleri görüntülemek için 1.5 cc/kg, 100 cc'den az olmayacak şekilde 100-130 cc kontrast madde, 2.5-3 ml/sn enjeksiyon hızında uygulandı. Olguların 7'sinde (olgu 2, 6, 8, 9, 10, 11, 12) gecikme zamanı 25 saniye, 4'ünde (olgu 3,4,5,13) 20 saniye ve 1'inde (olgu 7) 10 saniye olarak belirlendi. 4 olguda (olgu 1, 6, 14, 15) ise gecikme zamanı Smart Prep programı kullanılarak belirlendi. Gecikme zamanı 25 saniye olarak belirlenen 7 olgunun 4'ünde yeterli arteriyel kontrastlanmanın yanında renal vende de kontrastlanma saptandı. İki olguda yeterli arteriyel kontrastlanma mevcuttken

birinde renal vende kontrastlanma minimal saptandı, diğerinde ise kontrastlanma saptanmadı. Bir olguda ise bu sürenin geç olmasından dolayı arteriyel kontrastlanma optimal değildi. Gecikme zamanı 20 saniye olarak belirlenen 4 olgunun 2'sinde arteriyel kontrastlanmanın yanında renal vende minimal kontrastlanma saptandı. Bir olguda yeterli arteriyel kontrastlanma ile birlikte renal vende de kontrastlanma saptandı. Gecikme zamanı 20 saniye olan bir olguda ve 10 saniye olan diğer olguda ise bu sürenin erken olmasından dolayı renal arterler optimal kalitede görüntülenemedi.

Smart Prep programı kullanılan 4 olguda dansite değerleri sırasıyla 150,120,100 ve 60 (olgu 1, 6, 14, 15) olarak belirlendi. Tüm hastalarda dansite ölçümü SMA düzeyinde aortadan yapıldı. İstenilen dansite değerine ulaşıldığı andan itibaren taramanın başlaması için program tarafından 5 saniyelik gecikme süresi tüm olgularda uygulandı. İlk 2 olguda istenilen dansite değerinin yüksek olması, manuel olarak taramanın başlatılmasından itibaren 5 saniyelik gecikme süresinin (masanın pozisyonunun ve taramanın resetlenmesi için) bu süreye eklenmesi ve SMA düzeyinden renal arterler düzeyine gelinceye kadar belli bir sürenin geçmesi nedeniyle yeterli arteriyel kontrastlanmanın yanında bu olgularda renal venlerde görüntülendi. Bu yüzden son iki hastada dansite değerleri daha düşük seçildi. Ancak bu olgularda da yine aynı sebepten dolayı yeterli arteriyel kontrastlanma ile birlikte renal venler de görüntülendi.

Çalışmamızda "post-processing" uygulanan tüm olgularda MPR, MIP, SSD ve VIE görüntüleri oluşturuldu.

MPR, aksiyel kesitlerin üst üste bindirilmesiyle oluşan koronal, sagittal veya oblik tek voksel kalın düzlemlerdir. Herhangi bir yön boyunca değişen anatomik bağlantıların gösterilmesinde oldukça iyidir (19). Çalışmamızda tüm olgularda doğrusal olmayan planar reformasyonlar kullanılarak stent ve renal arter bütünlüğü görüntülendi. Stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen oblik MPR görüntülerde stent lümeni en iyi aksiyel düzlemde değerlendirildi. MPR'da X-ışını atenüasyon değerleri korunduğundan bu yöntem ile kalsifikasyon ve stentin, intralüminal kontrastdan ayırımı yapılabilir. Bu çalışmamızda olguların tümünde stent intralüminal kontrastdan ayrı olarak izlendi ancak stent, kalsifikasyon ve kemik yapılar dansite açısından benzer görünümde görüntülendi.

MPR görüntüler ile metalik stent ve vasküler yapıların ilişkisi, patensisi ve stentin pozisyonu değerlendirilebilir.

MIP, rekonstrükte edilmiş görüntü verisinin üç boyutlu matriksi arasına hayali ışınlar projekte ederek ve her ışın boyunca seçtiği maksimum atenüasyon değerini gri skala görüntüsüne işaretleyerek oluşturur. Her ışın tarafından karşılaşılan maksimum atenüasyon değeri iki boyutlu projeksiyonel görüntü içine kodlanır. MIP gri skalası relatif X-ışını atenüasyonunu yansıtır. Ayrıca MIP’de eşik değerin olmaması farklı atenüasyondaki yapıların değerlendirilmesini mümkün kılar (19).

MIP vasküler kalsifikasyonun intralüminal kontrasttan ayırımında oldukça sensitiftir. Kalsiyum MIP’de SSD’ye göre 5 kat daha fazla oranda görüntülenir (141). Ayrıca MIP, intravasküler metalik stentlerin intralüminal kontrasttan ayırımını da sağlar (21).

Biz bu çalışmamızda MIP ile tüm olgularda stent ve intralüminal kontrast ayırımını görüntüledik. Ancak tüm olgularda yüksek atenüasyona sahip olmalarından dolayı stent ile vasküler kalsifikasyon ve kemik yapılar dansite açısından benzer görünümde izlendi.

On dört olguda stent distalindeki renal arterin devamlılığı kalınlaştırılmış oblik MIP görüntülerinde izlendi. Bir olguda ise MIP görüntülerinde stent proksimalinde oklüzyon saptandı ve ancak kollateral akıma bağlı olarak stent distalindeki vasküler yapılar görüntülendi (olgu 1).

Tüm olgularda stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen kalınlaştırılmış oblik MIP ve tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde vasküler yapıları değerlendirmek için kullanılan pencerelemede, stent lümeni stentin yüksek atenüasyona sahip olmasından dolayı görüntülenemedi. Geniş pencerelemede lümen daha iyi görüntülendi.

Ayrıca tüm olgularda MIP ile böbrekler hem boyut olarak hem de kontrastlanma bakımından değerlendirildi.

MIP’in en önemli sınırlaması, arteriyel kontrastlanmanın derecesine bağlı olmasıdır. Bizim bu çalışmamızda, renal arterlerde optimal kontrastlanmanın sağlanamadığı olgularda stent distalinde kalan vasküler yapılar daha zayıf olarak izlendi.

MIP ile metalik stent ve vasküler yapıların ilişkisi, stentin pozisyonu değerlendirilebilir.

SSD görüntüleri herhangi bir kullanıcı tarafından eşik değeri seçilerek oluşturulur. Atenüasyon değeri, eşik değerinden büyük olan rekonstrükte edilmiş görüntü verisinin üç boyutlu matriksindeki vokseller beyaza ve atenüasyon değeri

eşik değerinden küçük olan vokseller de siyaha ayarlanır. Böylece digital görüntü oluşturulur (21,19).

Vasküler kalsifikasyon, intralüminal kontrast ve metalik stentin atenüasyonu seçilen eşik değer üzerinde olduğundan bu yapılar beyaz olarak görüntülenir. Stent lümeni ayırtedilemez.

Stent, SSD'de tipik olarak damarda kontur taşması şeklinde izlenir. Vasküler kalsifikasyonlar ise SSD'de kontur düzensizlikleri oluşturur (141,142).

SSD görüntüleri ile stent yerleştirilen segment darlık veya patensisini değerlendirmek olanaklı değildir.

Bizim çalışmamızda, tüm olgularda stent SSD görüntülerinde damarda kontur taşması şeklinde izlendi ve stent, kalsifikasyon ile intralüminal kontrast benzer görünümde izlendi. Ayrıca böbrekler sadece boyut yönünden değerlendirilebildi.

VIE, sanal fiberoptik endoskopinin üç boyutlu perspektifidir (113). VIE, cerrahi veya girişimsel tedavinin planlanmasında preoperatif değerlendirmeyi sağlar ve tedavi takibinde noninvaziv bir yöntemdir (113).

VIE ile renal arter stenozunda ostial veya lüminal daralma gösterilebilir. Ostial ve distal lümende bulunan ekzantrik ve kalsifiye plakların ayırımı yapılabilir. Greft veya stentleri detaylı olarak gösterir, pozisyonu ve aorta ve dalları ile ilişkisi değerlendirilebilir (113,11). Ayrıca metalik protezlerin aort lümeninden gösterilmesinde ve böylelikle patensi ve pozisyonu değerlendirilmesinde önemli bir rol oynar (139,177)

Biz de çalışmamızda tüm olgularda VIE görüntüleri oluşturuldu. 14 olguda stent lümeni patent olarak izlendi. Bir olguda ise stent proksimalindeki oklüzyon hem aort lümeninden hem de stent lümeninden görüntülendi (olgu 1).

Spiral BT Anjiografinin en önemli avantajı non invazif bir yöntem olmasıdır ve arteriyel enjeksiyona gerek duyulmamasıdır. Ayrıca hızlı bir tekniktir ve kullanılan radyasyon dozu daha düşüktür (78,133,145). Spiral BT'de hastanın aldığı doz konvansiyonel BT'de olduğu gibi kVp ve mAs' a bağlıdır. "Pitch" 1 olduğu zaman iki yöntem arasındaki doz birbirinin aynısıdır. Pitch'in 1'in üzerine çıktığı durumlarda ise spiral BT'de radyasyon dozu konvansiyonel BT'ye göre azalır. Uzun spiral taramalarda tüpün ısınması nedeniyle çok yüksek mAs'a izin verilmediğinden genel olarak spiral BT'de doz konvansiyonel BT'ye göre daha azdır (120). Diğer bir avantajı ise sadece damar lümeninin değil damar duvarında görüntülenmesine olanak verir. "Post-processing" yöntemlerle birlikte

plakları ve trombotik birikimleri sadece renal arterde değil bunların aorta ile ilişkisinde gösterir. Bu ise özellikle girişimsel tedavinin kararında rol oynar (78).

Ayrıca stent öncesi ana renal arterdeki stenozların saptanmasında duyarlı bir metoddur. Galanski'nin (59) yaptığı ilk çalışmalarda aksiyel görüntüler, MPR ve MIP kullanılarak duyarlılık % 95 ve % 50'nin üzerindeki stenozlar için duyarlılık % 100 ve özgüllük % 92 olarak bildirilmiştir. Aksiyel veriler ve MIP birlikteliğinde tanının doğruluğu artmaktadır. Hipertansif hastalarda yapılan bir çalışmada spiral BT Anjiyografi ve DSA karşılaştırılmış, spiral BT Anjiyografi için duyarlılık % 87.5, özgüllük % 98.2 olarak bildirilmiştir (53).

Spiral BT'nin en önemli dezavantajı ise kontrasta bağlı nefrotoksisite gelişimidir. Daha önceden varolan renal disfonksiyon durumlarında bu risk artmaktadır (110,128).

Sonuç olarak; Spiral BTA, tarama parametreleri ve "post-processing" birlikteliğinde renal arter stenozlarında intravasküler stent uygulaması sonrası, stent bütünlüğü, stent patensisi ve stent-renal arter ilişkisinin değerlendirilmesinde noninvazif bir yöntem olarak uygulanabilir.

VI. ÖZET

Amaç: Bu çalışmadaki amaç; renal artere stent yerleştirilmesini takiben yapılan spiral BT anjiografinin stent bütünlüğü, patensisi ve stent-renal arter ilişkisinin gösterilmesi yönünden yeterliliğini araştırmaktır

Gereç ve yöntem: Bu çalışmaya, Ağustos 1996-mart 2001 tarihleri arasında renal arter darlığı nedeniyle renal artere intravasküler metalik stent yerleştirilen ve yaşları 40-78 arasında olan (ortalama 58.4 ± 10.4) 12'si erkek, üçü kadın 15 olgu dahil edildi. Tüm olgular 1.gün–44.ay kontrollerinde spiral BTA ile incelendi.

Spiral BTA incelemesi veri toplanması ve toplanan verilere postprosesing uygulanması şeklinde iki aşamada yapıldı. Aksiyel görüntülere ek olarak elde edilen verilerden “post-processsing” ile MPR, MIP, SSD ve VIE görüntüleri oluşturuldu. Ayrıca tüm olgularda koronal düzlemde elde edilen oblik MPR görüntülerde stent uzunluğu ve 1mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntülerde stent çapı ölçüldü. Renal arter ve aort kontrastlanması ile stent patensisini değerlendirmek ve karşılaştırmak amacıyla tüm olgularda aorta, stent distalindeki renal arter kesiminden ve karşı renal arterden dansite ölçümleri yapıldı. Böbrekler boyutları, kontrastlanması ve kortikal kalınlıkları yönünden tüm olgularda değerlendirildi.

Bulgular: Tüm olgularda stent uzunlukları ile BT'de ölçülen stent serbestleştirildikten sonraki uzunluk değerleri karşılaştırıldığında aradaki farkın 0 ile 1 mm, çap ölçümlerinde ise 0 ile 0.7 mm arasında değiştiği izlendi. Üç olguda stentin yetersiz dilatasyonuna bağlı olarak stent çapında azalma izlendi. Stent lümeninin görülebilirliği bakımından MPR ve kalınlaştırılmış MIP görüntüleri karşılaştırıldı. Stent lümeni en iyi aksiyel düzlemde oblik MPR görüntülerde izlendi. Bir olguda ise stentin aorta ile yaptığı açıya bağlı olarak bu düzlem sagittal ve koronal olarak görüntülendi. Kesit kalınlığı artırılarak elde edilen MIP görüntülerinde 10 olguda stent lümeninin en iyi görüntülenebildiği düzlem 1.5 – 2.1 mm kalınlıklar arasındaki aksiyel düzlem idi. Bir olguda ise bu düzlemler stentin aort ile yaptığı açıya bağlı olarak 1.8 mm kalınlığındaki sagittal ve koronal idi.

Ondört olguda tüm elde edilen görüntüler ile yapılan değerlendirmede stent patent olarak izlendi. Bir olguda ise stent tarafındaki renal arter proksimalinde oklüzyon saptandı ve stent lümeninde kontrastlanma gösterilemedi. Diğer bir olguda aksiyel düzlemde oblik MPR görüntülerinde stent proksimalinde renal arterde anjiografide saptanan stenoz izlendi.

Tüm olgularda MPR ve MIP görüntülerinde, yüksek atenüasyona sahip olan stent dansite açısından intralüminal kontrast maddeden ayrı olarak izlendi. Ancak kalsifikasyondan ayırtedilemedi.

Olguların tümünde stent distalindeki vasküler yapıların devamlılığı en iyi 7.3-10.7 mm kalınlıklar arasındaki MIP görüntülerinde izlendi.

SSD ile stent, intraluminal kontrast madde ve vasküler duvar kalsifikasyonları dansite açısından birbirlerinden ayırtedilemedi. Stent, renal arterin çapına göre daha geniş ve konturda taşma şeklinde izlendi. Bir olguda stent-renal arter aksında bozulma ve sten-renal arter arasında açılanma görüntülendi.

VIE ile 14 olguda stent patent olarak izlendi. Bir olguda ise stent proksimalinde oklüzyon gösterildi.

Bir olguda anjiyografide saptanan bilateral aksesuar arterler hem MIP hem de SSD'de izlendi.

Stent oklüzyonu saptanan bir olguda stentin bulunduğu böbrek boyutunda küçülme saptandı. Bir olguda ise her iki böbrek boyutlarında küçülme izlendi.

İki olguda stentin bulunduğu böbrekte kortikal incelme izlendi.

Tüm hastalarda böbrek kontrastlanması izlenmiş olup incelemede böbrekler nefrogram fazına girdi.

Stent oklüzyonu mevcut olan 1 olguda stentin distal ucu komşuluğundan yapılan ölçümlerde, dansite değerinin belirgin olarak düşük olduğu izlendi.

Sonuç: Spiral BTA, tarama parametreleri ve “postprocesssing” birlikteliğinde, renal arter stenozlarında intravasküler stent uygulaması sonrası stent bütünlüğü, stent patensisi ve stent-renal arter ilişkisinin değerlendirilmesinde noninvazif bir yöntem olarak uygulanabilir.

VII. İNGİLİZCE ÖZET

Purpose: The purpose of this study is to explore the sufficiency of CTA in evaluating stent-renal artery relation, stent completeness and stent patency in cases where intravascular is applied because of narrow renal artery in controls after stent.

Materials and Methods: In this study 15 cases are included 12 of whom male and 3 of whom female and ages between 40-78 (average 58.4 ± 10.4) patients where metallic stent is applied dates between August 1996-March 2001 to renal artery because of narrow renal artery. All cases are explored with spiral CTA in 1. day – 44. month controls.

The spiral CTA exploration is done in two phases where first phase is data collection and second phase is application of post-processing to collected data. MPR, MIP, SSD and VIE images are constructed by post-processing. Furthermore for all cases stent length is measured in oblique MPR images obtained in coronal plane and stent diameter is measured in 1 mm reconstructed standard axial images. In order to evaluate and compare with renal artery and aorta contrasting stent patency in aorta, in renal artery section of stent distal and in opposite renal artery, density measurements have been carried out in all cases. Kidneys, in the scope of its dimensions, being contrasted, cortical width have been evaluated in all cases.

Results: In all cases when stent lengths and measured stent is made free are compared, the difference is found to be changing between 0 and 1 mm in diameter measurements the difference is found to be changing between 0 –0.7 mm. In three cases related with the insufficient dilatation of stent, stent diameter have been observed to be decreasing.

In the scope of visibility of stent lumen, MPR and thickened MIP images are compared. Stent lumen is best viewed in axial plane oblique MPR images. In one cases, related with the angle between stent and aorta this plane is imaged as sagittal or coronal. In ten cases where MIP images are obtained by increasing section width, the plane the stent lumen is best viewed is the axial plane that is lying between 1.5-2.1 mm widths. In one case this plane is the sagittal and coronal plane which is 1.8 mm width related with the angle between aorta and stent.

In 14 cases when evaluating all the images obtained stent is viewed as patent. In one case at the proximal of renal artery occlusion is identified and contrasting in stent lumen can not be showed. In one case we observed stenosis at the proximal of stent in MPR images.

In all cases in MPR and MIP images, because stent which had high attenuation have been observed differently from intraluminal contrast agent but calcification could not be identified.

In all cases the continuity of vascular structures in stent distal has been best viewed in MIP images of 7.3-10.7 mm width.

SSD and stent, intraluminal contrast agent and vascular wall calcification could not be identified when density is considered. Stent has been observed wider compared to diameter of renal artery and overflowing in the contour.

Stent has been observed as patent with VIE in 14 cases. In one case occlusion has been showed in stent proximal.

In one case, the bilateral accessory arteries detected in angiography have been observed both in MIP and SSD.

In one case where stent occlusion have been detected dimension of the kidney where stent exist observed to be diminishing.

In three cases in which their angiography stenosis at the opposite has been detected stenosis segment has been showed in MIP and SSD.

In all cases kidneys have been observed at the phase of nephrogram.

In one case where stent occlusion exists, density values have been observed clearly as low in the measurements of distal side neighbourhood.

Conclusion: Spiral CTA together with scanning parameters and postprocessing applications can be applied as an noninvasive method in stent completeness, stent patency and in evaluation relation between stent-renal artery.

VIII. KAYNAKLAR

1. Anderson, G.H.Jr., et al: The effect of age on prevalence of secondary forms of hypertension in 4429 consecutively referred patients. J. Hypertens. 12:609, 1994
2. Anders Christensson. Renovascular disease and renal insufficiency. Diagnosis and treatment. Scand J Urol Nephrol. 33:400-405, 1999
3. Arık. N.,Korkmaz M. Hipertansiyon. Nürol Arık, Mehmet Korkmaz (ed). 2. Basım. Format Matbaacılık Ltd. Şti. İstanbul 1999
4. Aubertin J, Koumare K. Variation of origin of renal artery. Eur Urol 1:189, 1975
5. Avasthi S, Greene E, Hodges J. Noninvasive Doppler assesment of renal artery stenosis and hemodynamics. J. Clin. Ultrasound 15: 653-659, 1987
6. Bacharach, J.M., Childs, M.B. and Olin, J.W. Preliminary patency experience with renal artery stents for atherosclerotic renal artery stenosis. In W.W. Parmley (ed.); Abstracts of the original contributions presented at the 43rd annual scientific session of the American Collage of Cardiology, March 13-17, 1994, Atlanta, GA. New York: Elsevier Science, 1994. Pp. 474 A Abstract 832-4.
7. Bakker J, Beek FJ, Beutler JJ, et al. Renal artery stenosis and accessory renal arteries: accuracy of detection and visualization with gadolinium-enhanced breath-hold MR angiography. Radiology 207:497-504, 1998
8. Barbara AG, Breger Lewis J. Atheromatous renovascular disease: Comprehensive Clinical Nephrology. Richar J. Johnson, John Feehally (ed). Mosby 2000: 65.1-65.13
9. Bass JC, et al. Effect of gadolinium on phase-contrast MR angiography of the renal arteries. Am J Roentgenol 168: 261-266, 1997
10. Barth KH, Virmani R, Strecker EP et al., Flexible Tantalum Stents Implanted in Aorta and Iliac Arteries: Effects in Normal Canines, Radiology 175: 91-96, 1990
11. Bartolozzi C, Neri E, Caramella D. CT in vascular pathologies. (Review). Syllabus. Non-invasive vascular imaging. March 7-12 1999 Vienna Austria.
12. Becker GJ. Intravascular stents: general principles and status of lower extremity arterial aplications. Circulation 83:122-136, 1991
13. Beek FJA, Kaatee R, Beutler JJ ve ark. Complications during renal artery stent placement for atherosclerotic ostial stenosis. Cardiovasc Intervent Radiol 20:184-190, 1997

14. Beregi JP, Mauroy B, Willoteaux S, et al. Anatomic variation in the origin of the main renal arteries: Spiral CTA evaluation. *Eur. Radiol* . 9:1330-1334, 1999
15. Berland L, Koslin B, Routh W, Keller F. Renal artery stenosis: Prospective evaluation of diagnosis with color Duplex US compared with angiography. *Radiology* 174:421-423, 1990
16. Boijesen E. Anatomic and physiologic consideration: Abrams angiography vascular and interventional radiology 3th.ed. Little, Brown and Company 1983:1107-1122
17. Brink JA, et al. Abdominal spiral CT of effect of interpolation algorithm, collimation and zoom on effective section thickness and noise. *Radiology* 185:126, 1992
18. Brink JA, Lim JT, Wang G, et al. Helical CT : principles and technical considerations. *Radiographics* 14:887-893, 1994
19. Brink JA. Technical aspect of helical CT. *Radiologic Clinics of North Am* 33:825-841, 1995
20. Brink JA, et al. Technical Optimization spiral CT for depiction of renal artery stenosis: In vitro analysis. *Radiology* 194:157-163, 1995
21. Brink J.A. Spiral CT angiography of the abdomen and pelvis: interventional applications. *Abdom Imaging* 22:365-372, 1997
22. Brink JA, McFarland EG, Heiken JP. Helical / spiral computed body tomography (review). *Clin Radiol* 52:489-503, 1997
23. Bruce J. Hilman: Imaging advances in the diagnosis of renovascular hypertension. *AJR* 153: 5-14, 1989
24. Brown, J.J., et al. Mechanism of renal hypertension. *Lancet* 1:1219, 1976
25. Brunner, H.R., Gavras, H. and Laragh, J.H. Specific inhibition of the renin-angiotensin system: A key to understanding blood pressure regulation. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 17:87, 1974
26. Brunner, H.R., et al. Hypertension of renal origin: Evidence for two different mechanism. *Science* 174:1344, 1971
27. Cambria RP, Brewster DC, L'italien GJ ve ark. The durability of different reconstructive technique for atherosclerotic renal artery disease. *J Vasc Surg* 20:76-87, 1994
28. Canzanella, V.J., and Textor, S.C. Noninvasive diagnosis of renovascular diseases. *Mayo Clin. Proc.* 69:1172, 1994

29. Castaneda-Zunigu WR, QIAN. Vascular stent: Interventional Radiology 3th edition, Williams and Wilkins. Baltimore 1997:681-763
30. Cikrit DF, Dalsing MC. Lower- extremity arterial endovascular stenting. Surg Clin North Am 78:617-629, 1998
31. Cleveland TJ, Guines P. Stenting in peripheral vascular disease. Hospital Medicine 60:630-632, 1999
32. Craag A, Lund G, Rysavy J et al., Nonsurgical Placement of Arterial Endoprostheses: A New Technique Using Nitinol Wire, Radiology 147: 261-263, 1983.
33. Cragg A, De Jong SC, Barnhart WH, et al. Preclinical evaluation of a nitinol intraluminal stent. Radiology 189:775-778, 1993
34. Chambers TP, Baron RL. Hepatic CT enhancement: part I. Alterations in the volume of contrast material within the same patients. Radiology 193:513-517, 1994
35. Chen CC, Hoffer PB, Vahjen G, et al. Patients at high risk for renal artery stenosis: a simple method of renal scintigraphic analysis with Tc-99m-DTPA and captopril. Radiology 176:365-370, 1990
36. Cicuto KP, Mclean GK, OleagaJA, et al: Renal artery stenosis: Anatomic classification for percutaneous transluminal angioplasty: AJR 137:599-601, 1981
37. Claussen CD, Banzer D, Pfretzchner C, Kalender WA, Schorner W. Bolus geometry and dynamics after intravenous contrast medium injection. Radiology 153:365-368, 1984
38. Crawford CR, et al. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. Med Phys 107:108, 1990
39. Danielson, M., Dammstrom, B. The prevalence of secondary and curable hypertension. Acta Med. Scand. 209:451, 1981
40. Dargie, H. J., Franklin, S.S., and Reid, J.L. Proceedings: The sympathetic nervous systems and renovascular hypertension in the rat. Br. J. Pharmacol. 56:365P, 1976
41. Dargie, H. J., Franklin, S.S., and Reid, J.L. Proceedings: The sympathetic nervous systems and renovascular hypertension in the rat. Clin. Sci. Molec. Med. 52:477, 1977
42. Debatin J.F., Hany Th.F. MR-based assessment of vascular morphology and function. Syllabus, Non-invasive vascular imaging. March 7-12, 1999 Vienna, Austria.

43. Desberg A, Pauster D, Lammert G, et al., Renal artery stenosis: Evaluation with color doppler flow imaging. *Radiology* 177:749-753, 1990
44. Davidson, A.J. Radiologic diagnosis of renal parenchymal Disease. Philadelphia : Saunders, 1977
45. Davidson RA, Wilcox CS. Newer tests for diagnosis of renovascular hypertension. *Am J Med* 268:3353-3358, 1992
46. De Cobelli F, Vanzulli A, Sironi S et al. Renal artery stenosis: evaluation with breath-hold three-dimensional, dynamic, gadolinium-enhanced versus three-dimensional, phase-contrast MR angiography. *Radiology* 205:689-695, 1997
47. Dotter CT, Buschman RW, McKinney MK, Rösch J. Transluminal Expandable Nitinol Coil Stent Grafting: Preliminary Report, *Radiology* 147:259-260, 1983.
48. Duda SH, Schick F, Teufl F et al. Phase-contrast MR angiography for detection of arteriosclerotic renal artery stenosis. *Acta Radiol* 38:287-291, 1997
49. Duprat G, Wright KC, Charnsangavej C et al. Flexible Balloon-expanded Stent for Small Vessels. *Radiology* 162: 276-278, 1987.
50. Dustan, H.P., et al, Normal arterial pressure in patients with renal arterial stenosis. *J.A.M.A* 187:1028, 1964
51. Dzau, V.J., et al. Sequential renal hemodynamics in experimental benign and malignant hypertension. *Hypertension* 3:163, 1981
52. Eldrup-Jorgensen J, Harvey HR, Sampson LN, et al. Should percutaneous transluminal renal artery angioplasty be applied to ostial renal artery atherosclerosis? *J Vasc Surg* 21:909-915, 1995
53. Elkohen M, Bergei JP, Deklunder G, et al: A prospective study of helical computed tomography angiography versus angiography for the detection of renal artery stenosis in hypertensive patients. *J Hypertens* 14:525-528, 1996
54. Elliott, W.J., Martin, W.B., and Murphy, M.B. Comparison of two noninvasive screening tests for renovascular hypertension. *Arch. Intern. Med.* 153:755, 1993
55. Erbslöh-Möller, B., et al. Furosemide-131I-Hippuran renography after angiotensin-converting enzyme inhibition for the diagnosis of renovascular hypertension. *Am. J. Med.* 90:23, 1991.

56. Ferreiros J, et al. Using gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography to assess arterial inflow stenosis after kidney transplantation. *Am J Roentgenol* 172:751-757, 1999
57. Frederickson, E.D., et al. A prospective evaluation of a simplified captopril test for the detection of renovascular hypertension. *Arch. Intern. Med.* 150:569, 1990
58. Fommei, E., et al. Captopril radionuclide test in renovascular hypertension: A European multicentre study. *Eur. J. Nucl. Med.* 20:617, 1993
59. Galanski M, Prokop M, Chavan A, et al. Renal arterial Stenoses: Spiral CT Angiography. *Radiology* 189:185-192, 1993
60. Gavras, H., et al Reciprocation of renin dependency with sodium volume dependency in renal hypertension. *Science* 188: 1316, 1975
61. Geykes, G.G., et al. Renography with captopril. Changes in a patient with unilateral renal artery stenosis. *Arch. Intern. Med.* 146:1705, 1986
62. Gifford, R.W., Jr. Evaluation for Renovascular Hypertension and Selection of Patients for Surgical Treatment. In A.C. Novick and R.A. Straffon (ed.); *Vascular problems in Urologic Surgery*. Philadelphia : Saunders, 1982, Pp. 139-154
63. Gilfeather M, et al. Renal artery stenosis: evaluation with conventional angiography versus gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology* 210:367-372, 1999
64. Gordon H. Williams. Hypertensive Vascular Disease., *Harrison's Principles of Internal Medicine*. Jean D. Wilson, Eugene Braunwald, Kurt J. Isselbacher, Rober G. Petersdoef, Joseph B. Martin, Anthony S. Fauci, Richard K. Rost (ed). 12th edition. Mc Graw Hill. 1991:1001-1026
65. Grist TM. Magnetic Resonance Anjiography of the aorta and renal arteries. *MRI Clin North Am* 1:253-269, 1993
66. Graor RA. New techniques for percutaneous renal revascularization: Atherectomy and stenting. *Urol Clin North Am* 21:245-253, 1994
67. Halphern E, Needleman L, Nack T, East S. Renal artery stenosis: Should we study the main renal artery or segmental vessels?. *Radiology* 195:799-804, 1995
68. Hany TF, Debatin JF, Leung DA et al. Evaluation of aortoiliac and renal arteries: comparison of breath-hold, contrast enhanced, three dimensional MR angiography with conventional catheter angiography. *Radiology* 204: 357-362, 1997

69. Harding MB, Smith LR, Himmelstein SI, et al. Renal artery stenosis: prevalence and associated risk factors in patient undergoing routine cardiac catheterization. *J Am Soc Nephrol* 2:1608-1616, 1992
70. Hausegger KA, Cragg A, Lafer M, et al. Iliac artery stenting – clinical experience with a nitinol stent. *Radiology* 190:199-202, 1994
71. Havey, R.J., et al. Screening for renovascular hypertension. Is renal digital-substraction angiography the preferred non invazive test? *J.A.M.A* 254:388, 1985
72. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral CT. *Radiology* 189:647-656, 1993
73. Hodson C.T. The logic of the blood supply to the kidney. In A.R. Margulis and C.A. Gooding (eds.), *Diagnostic Radiology*. San Francisco: Univercity of California Press, 1978
74. Hoffman U, Edwards J, Carters et al. Role of the duplex scanning for the detection of atherosclerotic renal artery disease. *Kidney International*, 39:1232-1239, 1991
75. Holley, K.E. et al., Renal artery stenosis. *Am. J.Med.* 34:14, 1964
76. Horowitz MB, Purdy PD, The use of stents in the manegement of neurovascular disease : A review of historical and present status. *Neurosurgery* 46:1335-1343, 2000
77. Ichikawa, I., et al. Relative contribution of vasopressin and angiotensin II to the altered renal microcirculatory dynamics in two kidney Goldblatt hypertension. *Circ.Res.* 53:592, 1983
78. Kaatee R., Beek F.J.A., Lange E.E., et al. Renal artery stenosis: Detection and quantification with spiral CT angiography versus optimized digital sustraction angiography. *Radiology* 205:121-127, 1997
79. Kaatee R, Maarten S, Leeuwen V, et al. Spiral CT angiography of the renal arteries: Should a scan delay based on a test bolus injection or a fixed scan delay be used to obtain maximum enhancement of the vessels? *Journal of Computed Tomography* 22: 541-547, 1998
80. Kalender WA, Sissler W, Vocj P. Single-breath-hold spiral volumetric CT by continous patient translation and scanner rotation. *Radiology* 173:414, 1989
81. Kalender WA, Sissler W, Klotz E, et al. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continous transport and continous scanner rotation. *Radiology* 176:181-183, 1990
82. Kalender WA, et al. Physical Performance Characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 18:910-915, 1991

83. Katholi, R.E., Winternitz, S.R., and Oparil, S., Decrease in peripheral sympathetic nervous system activity following renal denervation or unclipping in the one-kidney one clip Goldblatt Hypertensive rat. *J. Clin. Invest.* 69:55, 1982
84. Katholi, R.E., et al. Importance of the renal nerves in established two kidney, one clip Goldblatt hypertension. *Hypertension* 4:166, 1982
85. Kim D, Edelman R, Kent K and et al., Abdominal aorta and renal artery stenosis: evaluation with MR angiography. *Radiology* 174:727-731, 1990
86. King III SB, Vascular Stents and Atherosclerosis. *Circulation* 79: 460-462, 1989.
87. Kohler TR, Zierler RE, Martin RL et al. Noninvasive diagnosis of renal artery stenosis by ultrasonic duplex scanning . *J Vasc Surg* 4:450-456, 1986
88. Korosec FR, Mistretta CA. MR angiography *Mag Reson. Imag Clin North Am* 6:223-256, 1998
89. Kotval PS. Doppler waveform parvus and tardus: a sign of proximal flow obstruction. *J Ultrasound Med* 8:435-440, 1989
90. Lawrance DD, Charnsangavej C, Wright KC et al., Percutaneous Endovascular Grafting: Experimental Evaluation, *Radiology* 163: 357-360, 1987.
91. Leslie M, Scoutt M, Taylor KJW. The Kidney In: Taylor KJW, Burns PN, Wells PNT eds. *Clinical applications of doppler ultrasound*. 2nd ed. New York Raven Press. 1995:155-178
92. Leung DA, Pelkonen P, Hany TF et al. Breath hold 3-D gadolinium-enhanced MR angiography of the renal arteries: Value of image subtraction. In: *Proceedings of the international Society for Magnetic Resonance in Medicine*. Vancouver, 1997, P.815
93. Lewin, A., et al. Apparent prevalence of curable hypertension in the Hypertension Detection and Follow-up Program. *Ann. Intern. Med.* 145:424, 1985
94. Lindius B. Intrathoracic kidney. *AJR* 125:678, 1975
95. Loubeyre P, et al. MR angiography of renal artery stenosis: value of the combination of three-dimensional time of flight and three-dimensional phase contrast MR angiography sequences. *Am J Roentgenol* 166:971-981, 1996
96. Löfgren F. Das topographische system der malpighischen pyramiden der menscheniere. University of Lund (Malmö) Thesis, 1949

97. Maass D, Zollikofer CL, Largaider F, Senning A, Radiological Follow-up of Transluminally Inserted Vascular Endoprostheses: An Experimental Study Using Expanding Spirals, *Radiology* 152: 659-663, 1984.
98. Maki J, Prince M, Londy F et al. The effects of time varying intravascular signal intensity and k-space acquisition order on three dimensional MR angiography image quality. *J Magn Reson Imag* 6:642-651, 1996
99. Mann, S.J., and Pickering , T.G Detection of renovascular Hypertension. State of the art: *Ann. Intern . Med.* 117:845, 1992
100. Marc A. Pohl. Renal artery Stenosis, Renal Vascular Hypertension, and Ischemic Nephropathy: Diseases of the Kidney. Robert W. Schrier, Carl W. Gottschalk (ed). 6th edition. Little, Brown and Company 1997:1367-1423
101. Matsumoto AH. Renal artery stenosis: diagnosis and therapy. *RSNA Categorical Course In Vascular Imaging*, 1998; pp 229-242
102. Maxwell, M.H., Lupu, A.N., and Taplin, G.V. Radioisotope renogram in renal arterial hypertension. *J. Urol.* 100:376, 1968
103. McCann RL, Schwartz LB, Pieper KS. Vascular complications of cardiac catheterization. *J Vasc Surgery* 14:375-381, 1991
104. Meaney T, Dustan H, Mc Cormack L. Natural history of renal artery disease. *Radiology* 43:906-908, 1970
105. Meisel, P., and Apitzsch, D.E *Atlas der Nierenangiographie.* Berlin / Heidelberg / New York: Springer-Verlag, 1978
106. Messina LM, Brothers TE, Wakefield TW et al. Clinical characteristics and surgical management of vascular complications in patients undergoing cardiac catheterization : Interventional versus diagnostic procedures. *J Vasc Surg* 13:593-600, 1991
107. Middleton WD. Doppler US evaluation of renal artery stenosis: past, present, and future. *Radiology* 184:307-308, 1992
108. Miller, E.D, Jr., et al. Inhibition of angiotensin conversion and prevention of renal hypertension. *Am.J.Physiol.* 228:448, 1975
109. Miralles M, et al. Value of doppler parameters in the diagnosis of renal artery stenosis. *J Vas Surg* 23:428-435, 1996
110. Moore RD, Steiberg EP, Powe NP, et al. Nephrotoxicity of high-osmolality versus low-osmolality contrast media: randomized clinical trial. *Radiology* 182:649-655, 1992

111. Nabel, E.G., Gibbons, G.H., and Dzau, V.J. Pathophysiology of experimental renovascular hypertension. (Review). *Am.J.Kidney Dis.* 5:AIII, 1985
112. Nally, J.V., et al. Advances in noninvasive screening for renovascular disease. (Review.) *Cleve. Clin.J. Med.* 61:328, 1994
113. Neri E., Bonanomi G., Vignali C., et al. Spiral CT virtual endoscopy of abdominal arteries: clinical applications. *Abdom Imaging* 25:59-61, 2000
114. Nicholson T. Stents: an overview. *Hospital Medicine* 60:571-573, 1999
115. Norman. M. Kaplan. Systemic Hypertension: Mechanism and Diagnosis: Heart Disease. A textbook of Cardiovascular Medicine. Eugene Braunwald (ed). 5th edition. W.B. Saunders Company. 1997:807-839
116. Norris CS, Rittgers SE, Barnes RW. A new screening technique for renal artery occlusive disease. *Curr Surg* 41:83-86, 1984
117. Okamura, T., et al. Vascular renin-angiotensin system in two kidney, one clip hypertensive rats. *Hypertension* 8:560, 1986
118. Olin, J.W., et al. Preliminary patency experience with renal artery stents for atherosclerotic renal artery stenosis. (Abstract.) *J. Am. Coll. Cardiol.* 23:474A, 1994
119. Olin J, Predmento M, Young J et al., The utility of duplex Ultrasound scanning of the renal arteries for diagnosing significant renal artery stenosis: *Ann Intern Med*, 122:833-838, 1995
120. Oto A, Akman O. Spiral BT ve abdominal uygulamaları. *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji.* 5:173-184, 1999
121. Palmaz JC, Sibbitt RR, Reuter SR et al., Expandable Intraluminal Graft: A Preliminary Study, *Radiology* 156: 73-76, 1985.
122. Palmaz JC, Sibbitt RR, Reuter SR et al., Expandable Intrahepatic Portocaval Shunt Stents: Early Experience in the Dog. *AJR* 145: 821-825, 1985.
123. Palmaz JC, Sibbitt RR, Tio FO et al., Expandable Intraluminal Vascular Graft: A Feasibility Study. *Surgery* 99: 199-205, 1986.
124. Palmaz JC, et al. Normal and stenotic renal arteries: Experimental balloon expandable intraluminal stenting. *Radiology* 164:705-708, 1987
125. Palmaz JC. Balloon-expandable intravascular stents. *AJR* 150:1263-1269, 1988

126. Palmaz JC, Garcia OJ, Schatz RA et al., Placement of Balloon-expandable Intraluminal Stents in Iliac Arteries : First 171 Procedures, Radiology 174: 969-975, 1990.
127. Palmaz JC. Intravascular stenting: From basic research to clinical application. Cardiovas Intervent Radiol 15:279-284, 1992
128. Parfrey PS, Griffiths SM, Barreth BJ, et al: Contrast material-induced renal failure in patients with diabetes mellitus, renal insufficiency, or both: a prospective controlled study. N Engl J Med 320:143-149, 1989
129. Pickering TG, Laragh JH. Renovascular hypertension. In: Brenner BM. Rector FC. eds. The Kidney. 4th edition Philadelphia Saunders 1991: 1940-1967
130. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT . Radiology 185: 29-35, 1992
131. Postman, C.T., et al. The captopril test in detection of renovascular disease in hypertensive patients. Arch. Intern. Med. 150: 625, 1990
132. Prince MR. Contrast-enhanced MR angiography. Mag Reson. Imag Clin North Am 6:257-267, 1998
133. Rankin S.C., Saunders J.S., Cook G.J.R. Renovascular Hypertension. (Review.) Clinical Radiology 55:1-12, 2000
134. Raynaud AC, Beyssen BM, Turmel-Rodriguez LE et al. Renal artery stent placement: immediate and midterm technical and clinical results. J Vasc Intervent Radiol 5:849-858
135. Rees CR, Palmaz JC, Garcia O et al., Angioplasty and Stenting of Completely Occluded Iliac Arteries, Radiology 172: 953-959, 1989.
136. Rees CR, Palmaz JC, Becker GJ, et al. Palmaz stent in atherosclerotic stenoses involving the ostia of the renal arteries: Preliminary report of a multicenter study. Radiology 181: 507-514, 1991
137. Rees, E.R., Niblett, R., and Snead, D. United States multicenter study of Palmaz-Schatz stents in the renal arteries. Annual meeting and postgraduate course of the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe., Crete, June 1994
138. Rigauts H, Marchal G, Baert AL. Spiral scanning and the influence of the reconstruction algorithm on image quality. J Comp Asist Tomogr 14:675-682, 1990
139. Rodenwaldt J, Kopka L, Lofti S, Grabbe E. CT- supported intraarterial endoscopy after stent implantation: phantom studies and the initial clinical results. ROFO 166:180-184, 1997

140. Rollins N, Wright KC, Charnsangavej C et al. Self-Expanding Metallic Stents: Preliminary Evaluation in an Atherosclerotic Model, *Radiology* 163: 739-742, 1987.
141. Rubin GD, Dake MD, Napel S, et al. Spiral CT of renal artery stenosis: Comparison of three-dimensional rendering techniques. *Radiology* 190:181-189, 1994
142. Rubin GD, Dake MD, Semba CP. Current status of three-dimensional spiral CT scanning for imaging the vasculature. *Radiol Clin North Am* 33:51-70, 1995
143. Rubin GD, Silverman SG. Helical CT of the retroperitoneum. *Radiol Clin North Am* 33:5, 1995
144. Rudnick K.V., et al.: Hypertension in family practice. *Can. Med. Assoc. J.* 117:492, 1977
145. Ruiz-Cruces R, Perez-Martinez M, Martin Palanca A, et al: Patient dose in radiologically guided interventional vascular procedures:conventional versus digital systems. *Radiology* 205:385-393, 1997
146. Russel CD, Thorstad B, Yester MU et al. Comparison of technetium-99m MAG_3 with iodine-131 hippuran by simultaneous dual channel technique. *J Nuc Med* 29:1189-1193, 1988
147. Schatz RA. A view of vascular stents. *Circulation* 79:445-456, 1988
148. Schoen FC, Cotran RS: Blood Vessels, Robbins pathologic basis of diseases: Cotran RS, Kumar V, Collins T. WB Saunders Comp. 1999:493-542
149. Schreiber M, Pohl M. Novick A. The naturel history of atherosclerotic and fibrous renal artery disease. *Urol Clin North Am* 11:382-92, 1984
150. Sfakianakis, G.N., et al. Single- dose captopril scintigraphy in the diagnosis of renovascular hypertension. *J. Nucl. Med.* 28: 1383, 1987
151. Sheiman RG, Raptopoulos V, Caruso P, Vrachliotis T, Pearlman J. Comparison of tailored and empiric scan delays for CT angiography of the abdomen. *AJR* 167:725-729, 1996
152. Sigwart U, Puel J, Mirkovitch V et al. Intravascular Stents to Prevent Occlusions and Restenoses After Transluminal Angioplasty. *N Engl J Med* 316: 701-706, 1987.
153. Sinclair, A. M. et al.: Secondary hypertension in a blood pressure clinic. *Arch. Intern. Med.* 147:1289, 1987

154. Sos TA. Angiography for the treatment of azotemia and renovascular renal artery disease. *Circulation* 83:162-166, 1991
155. Stavros T, Harsfield D. Renal Doppler, renal artery stenosis and renovascular hypertension: Direct and indirect duplex sonographic abnormalities in patients with renal artery stenosis. *Ultrasound Quarterly* 4:217-263, 1994
156. Steffens JC, Link J, Grassner J et al. Contrast-enhanced, k-space centred, breath-hold MR angiography of the renal arteries and the abdominal aorta. *J. Magn. Reson. Imag.* 7:617-622, 1997
157. Strecker EP, Liermann D, Barth KH ve ark. Expandable tubular stents for treatment of arterial occlusive diseases: experimental and clinical results, *Radiology* 175:97-102, 1990
158. Suetkey L, Himmelstein S, Dunnick N and et al.: Prospective analysis of strategies for diagnosing renovascular hypertension. *Hypertension* 14:247-257, 1989
159. Swales, J.D., et al. Dual mechanism for experimental hypertension. *Lancet* 2:1181, 1971
160. Taylor Dc, Keller MD, Moneta GL et al., Duplex ultrasound scanning in the diagnosis of renal artery stenosis : a prospective evaluation. *J Vasc. Surg.* 7:363-369, 1988
161. Taylor A. ACE Inhibition Renography for the Detection of renovascular hypertension. *Turk J Nucl Med.* 9:69-77, 2000
162. Taquini, C.M., et al. Influence of sodium on experimental renovascular hypertension in rats. *Clin. Sci.* 59 (Suppl.6) :149s, 1980
163. Textor, S.C., et al. Responses of the stenosed and contralateral kidneys to (Sar I ,Thr 8) All in human renovascular hypertension. *Hypertension* 5:796, 1983
164. Thornbury, J.R., Stenley, J.C and Fryback, D.G. Hypertensive urogram: A nondiscriminatory test for renovascular hypertension. *A.J.R* 138:43, 1982
165. Thomsen HS, Sos TA, Nielsen SL. Renovascular hypertension: diagnosis and intervention. *Acta Radiol* 30:113-120, 1989
166. Thornton, J., Callaghan, J.O., Walshe, J. Comparison of digital subtraction angiography with gadolinium-enhanced magnetic resonance angiography in the diagnosis of renal artery stenosis. *Eur. Radiol.* 9:930-934, 1999
167. Toki Y, Rifu T, Aradate H, et al. New reconstruction algorithm in helical volume CT. *Radiology* 177:108, 1990

168. Tollefson DF, Ernst CB: Natural history of atherosclerotic renal artery stenosis associated with aortic disease. *J Vasc Surg* 14:327-331, 1991
169. Urban BA, Fisman EK, Kuhlman JE et al. Detection of focal hepatic lesions with spiral CT : comparison of 4 and 8 mm interscan spacing. *Am J Roentgenol* 160:783-785, 1993
170. Vorwerk D, Günther RW. Arterial stent placement: textbook of metallic stents. 1th ed. Adam A, Dondelinger RF, Mueller PR (ed.) Isis Medical Media Ltd, Oxford 1997, S:3-20
171. Wang G, Vannier MW. Maximum volume coverage in spiral computed tomography scanning. *Acad Radiol* 3:423-428, 1996
172. Weibull H, Berqvist D, Bergentz SE et al. Percutaneous transluminal renal angioplasty versus surgical reconstruction of atherosclerotic renal stenosis. A prospective study. *J Vasc Surg* 18:841-852, 1993
173. Wilcox, C.S. Use of angiotensin-converting enzyme inhibitors for diagnosing renovascular hypertension. (Clinical conference.) *Kidney Int.* 44:1379, 1993
174. Working Group on renovascular hypertension. Detection, evaluation, and treatment of renovascular hypertension. Final report. *Arch. Intern. Med.* 147:820, 1987
175. Wright KC, Wallace S, Charnsangavej C et al., Percutaneous Endovascular Stents: An Experimental Evaluation, *Radiology* 156:69-72, 1985.
176. Xue F, Bettmann MA, Langdon DR, et al. Outcome and cost comparison of percutaneous transluminal renal angioplasty, renal arterial stent placement, and renal arterial bypass grafting. *Radiology* 212:378-384, 1999
177. Yamaoka O, Ikegami K, Fujioka H et al. Detection of Palmaz Schatz stent by Ultrafast CT. *J Comp Asist Tomogr* 19:128-130, 1995
178. Yazıcı B, Tunacı A ve arkadaşları., Renal arter stenozylarında Spiral BT Anjiyografi: *TRD* 30:1 73-78, 1995.
179. Ying CY, Tiffet TP, Gavaras H, Chobanian AV. Renal revascularization in the azotemic hypertensive patient resistant to therapy. *N Engl J Med.* 311:1070-1075, 1984
180. Zeman RK. Vascular system and three-dimensional CT angiography. In: *Helical/spiral CT: a practical approach*. New York: Mc Graw Hill, 1995:265-269