T.C
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

142108

ATEROSKLEROTİK AORTA-İLİAK ARTER STENOZLARINDA İNTRAVASKÜLER STENT UYGULAMASI SONRASI SPİRAL BT ANJİOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRME

UZMANLIK TEZİ

DR. DAVUT ÜNSAL ÇAPKAN

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. ERHAN T. ILGIT

ANKARA- 2004

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca benden yardım ve desteklerini esirgemeyen başta sayın hocam Prof. Dr. Sedat Işık, sayın Prof. Dr. Erhan T. Ilgıt, sayın Prof. Dr. E. Turgut Talı'ya, sayın Prof. Dr. Hakan Özdemir'e, sayın Prof. Dr. Mehmet Araç'a, sayın Doç. Dr. Sergin Akpek'e, sayın Doç. Dr. Ayşegül Özdemir'e, sayın Doç. Dr. Öznur L. Boyunağa'ya, sayın Doç. Dr. Cem Yücel'e, sayın Yrd. Doç. Dr. Baran Önal'a, sayın Öğr. Gör. Dr. Gonca Erbaş'a, sayın Öğr. Gör. Dr. Nil Ercan'a, sayın Öğr. Gör. Dr. Suna Özhan'a, sayın Öğr. Gör. Dr. Yusuf Öner'e, sayın Öğr. Gör. Dr. Halil Çelik'e, sayın Öğr. Gör. Dr. Serap Gültekin'e, araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkür ederim. Tez çalışmalarımdaki destek ve ilgilerinden dolayı BT, anjiografi teknisyen ve hemşirelerine teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım sırasında yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Erhan T. Ilgıt'a, sayın Yrd. Doç. Dr. Baran Önal'a ve sayın Öğr. Gör. Dr. Gonca Erbaş'a ayrıca teşekkür ederim.

Beni her zaman destekleyen aileme ve eşime teşekkürler.

Dr. Davut Ünsal Çapkan

İÇİNDEKİLER

I. **GİRİŞ**.....1

II. **GENEL BİLGİLER**.....2

A-Alt Ekstremite Tıkayıcı Arter Hastalıkları.....2

B-Ateroskleroz ve Patogenezi.....4

C-İliak Arterlerin Anatomisi ve Arter Histolojisi.....9

D-İliak Arter Stenozunun Tanısında Kullanılan Testler.....11

E-Spiral BT'nin Teknik Özellikleri.....18

F-Spiral BT Anjiografi'de Radyasyon Dozları.....26

G-Aterosklerotik Alt Ekstremite Tıkayıcı Arter Hastalıklarında Tedavi.....30

H-İntravasküler Metalik Stentler.....32

III. **GEREÇ VE YÖNTEM**.....38

IV. **BULGULAR**.....47

OLGULARDAN ÖRNEKLER.....58

V. **TARTIŞMA**.....113

VI. **ÖZET**.....120

VII. **İNGİLİZCE ÖZET**.....121

VIII. **KAYNAKLAR**.....122

I- GİRİŞ

1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından X ışınlarının keşfinden sonra radyolojide elde edilen en büyük gelişmelerden birisi kesitsel görüntülemede çığır açan bilgisayarlı tomografidir. 1960'lı yılların başında Amerikalı fizik profesörü A.M. Cormak tarafından teorisi yazılan bu teknik 1967 yılında İngiliz fizikçi G.N. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastane şartlarında uygulamaya başlanmıştır (13, 60). İlk kez 1980 yılında Kalender ve arkadaşları tarafından klinik kullanıma giren spiral BT konvansiyonel BT'de aşılamayan pek çok problemin çözümünü sağlamıştır (60). Spiral BT'nin en önemli avantajı, solunum ve hasta hareketlerinden kaynaklanan artefaktları en aza indirgemesi 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 Reformation", "Maximum Intensity Projection", "Shaded Surface Display" ve "Virtual Intravascular Endoscopy" yi içeren görüntü işleme yöntemlerinin kullanımı sayesinde olmuştur. Tarama parametreleri ve görüntü işleme yöntemlerinin birlikte uygun değerler seçilerek kullanılması, torasik aorta ve abdominal aortanın anevrizma ve diseksiyonları, akut ve kronik pulmoner emboli, karotid, renal ve iliak arter stenozu gibi patolojilerin değerlendirilmesinde yaygın kullanım alanı bulmuştur.

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

II- GENEL BİLGİLER

A- ALT EKSTREMİTE TIKAYICI ARTER HASTALIKLARI

Perkütan transluminal girişimler ile tedavi edilebilen tıkayıcı damar hastalıkları ateroskleroz, fibromusküler displazi, Takayashu arteriti, Buerger hastalığı, konjenital aorta koarktasyonları ve operasyon veya kateterizasyon sırasında oluşabilecek iatrojenik darlık ve tıkanıklıklar ile greftlerde intimal hiperplazi nedeniyle oluşan anastomotik lezyonlardır (37).

Ateroskleroz, alt ekstremite tıkayıcı damar hastalıklarının en sık nedenidir. 65 yaş üzerindeki erkeklerin yaklaşık %10' unda damar sisteminde tedaviyi gerektirecek lezyonlara neden olmaktadır (28).

Aterosklerotik tıkayıcı damar hastalıklarında klinik bulgular aterosklerotik lezyonun damarda neden olduğu darlığın derecesine, gelişme süresine, kolleteral gelişimin durumuna ve darlığın lokalizasyonuna bağlıdır. Aterosklerotik lezyonun evresine göre değişen şiddetlerde ağrı, kramplar, klodikasyo, nabızsızlık ve nekroz gelişimi hastalarda görülebilen semptomlardır. Aterosklerotik değişikliklerin oluşumunu arttıran veya azaltan nedenler tablo-1' de özetlenmiştir (30, 137).

Tablo-1

Arttıran nedenler	Azaltan nedenler
• Yaş, cinsiyet (erkek) • Sigara • Diyabet • Hipertansiyon • Fibrinojen düzeyinde artma • Hiperlipidemi(Artmış LDL ve lipoprotein, azalmış HDL) • Homosistinemi	• Düzenli fiziksel aktivite • Hafif derecede alkol alımı

Alt ekstremite tıkayıcı arter hastalıklarında semptomlara göre olguların değerlendirilmesi, derecelendirilmesi ve tedavinin programlanması amacı ile "Fontaine Sınıflaması" kullanılmaktadır (71).

Bu sınıflamaya göre;

Evre I	Asemptomatik stenozlar
Evre IIA	Klodikasyo 200 m. yürüme mesafesinin üzerinde
Evre IIB	Klodikasyo 200 m. yürüme mesafesinin altında
Evre III	İstirahat ağrısı
Evre IV	Alt ekstremitede ülser, nekroz ve gangren gelişimidir.

Son yıllarda evrelemenin objektif kriterlere dayandırılması amacı ile geliştirilen "International Society for Cardiovascular Surgery" (ISCVS) standardartları da önem kazanmıştır (71, 125).

Fontaine (Evre)	**ISCVS (Sınıf)**	**Klinik bulgu**	**Objektif kriter**
I	0	Asemptomatik	Stres testi normal
II	1	Hafif klodikasyo	Stres testi tamamlandığında, ayakbileği indeksi 50 mmHg'dan yüksek
a	2	Orta klodikasyo	1-3 arası semptomlar mevcut
b	3	Şiddetli klodikasyo	Stres testi tamamlanamıyor, egzersiz sonrası ayakbileği indeksi 50 mmHg'dan az III
III	4	İstirahat ağrısı	Stres testi tamamlanamıyor, egzersiz sonrası ayakbileği indeksi 50 mmHg'dan az, istirahat ayakbileği indeksi 40 mmHg'ya eşit ya da az, metatarsal pletismografik izler düz ya da güçlükle pulsatil, parmak basıncı 30 mmHg'dan az
IV	5	Minör doku kaybı, iyileşmeyen ülser, fokal gangren	İstirahat ayakbileği indeksi 60 mmHg ya da daha az, metatarsal pletismografik izler düz yada güçlükle pulsatil, parmak basıncı 40 mmHg'dan az
	6	Metatars düzeyinde major doku kaybı	Sınıf 5'in aynısı

B- ATEROSKLEROZ VE PATOGENEZİ

Ateroskleroz kelimesi, intima yerleşimli yağlı-fibröz plakların oluşumu ile karakterize patolojik bir süreci tanımlar. Esas olarak intima tabakası etkilenmekle birlikte media ve adventisiyada dejeneratif değişiklikler izlenebilir. Plaklar büyük ölçüde fibröz yapıda veya lümende kısmen ya da tamamen tıkanmaya neden olan yumuşak yağlı yapıdadır. Genellikle bu plakların merkezinde kolesterol ve kolesteril esterleri içeren lipitten zengin bir artık bulunur. Lipitten zengin çekirdekleri daha büyük olan plaklara aterom adı verilir (116, 117).

Aterosklerotik lezyonlar, hastalığın ilerlemesi ile birlikte morfolojik özelliklerin de değişimler gösterirler (145). Erken yaşlarda başlayan yağlı çizgilenmelerin, intimal ödeme bağlı geliştiği düşünülen gri, jelatinöz lezyonların ve mikrotrombusların aterosklerozun patogenezine katkıda bulunduğu bilinmektedir (48). Bu lezyonlardan en iyi bilineni yağlı çizgilenmelerdir. Yağlı çizgilenmeler süt çocukluğu döneminden itibaren saptanabilen ortalama 2-10 mm. boyutlarında, sarı, hafif kabarık intima çizgileri biçiminde görülür. Genellikle aort kapağı halkası bölgesinde, torasik aortada ve abdominal aortada yerleşir. Histolojik olarak bu lezyonlar, monositlerden kaynaklanan ve 'köpük hücreleri' adı verilen lipidle yüklü hücrelerle, damar duvarının düz kas hücrelerini içerirler (145).

Yağlı çizgilenmelerde fibrozis ve nekroz yoktur, lipitin çoğu hücre içidir ve deneysel olarak bu lezyonlar kolaylıkla ve bütünüyle geri dönebilir. İlerleyici aterosklerotik plaklarla yağlı çizgilenmelerin dağılımlarında genel bir benzerlik söz konusudur. Ayrıca, yağlı çizgilenmelerle plaklar arasında geçiş özellikleri taşıyan lezyonların varlığı da saptanmıştır. Dolayısıyla bazı yağlı çizgilenmeler, yerleşim yerlerine ve risk etkenlerine maruz kalmalarına bağlı olarak ateromatöz plaklara dönüşebilirler (145).

Aterosklerotik plak, aterosklerozun ana lezyonudur. Plaklar, oval ya da düzensiz biçimli, yağlı-fibröz intima yerleşimli lezyonlardır. Mikroskopik olarak, plakların üç temel bileşeni vardır:

1. Damar duvarı düz kas hücreleriyle, kan kökenli monosit / makrofajları da içeren hücreler,
2. Bağ dokusu lifleri ve ara maddeleri,

3. Lipidler (145).

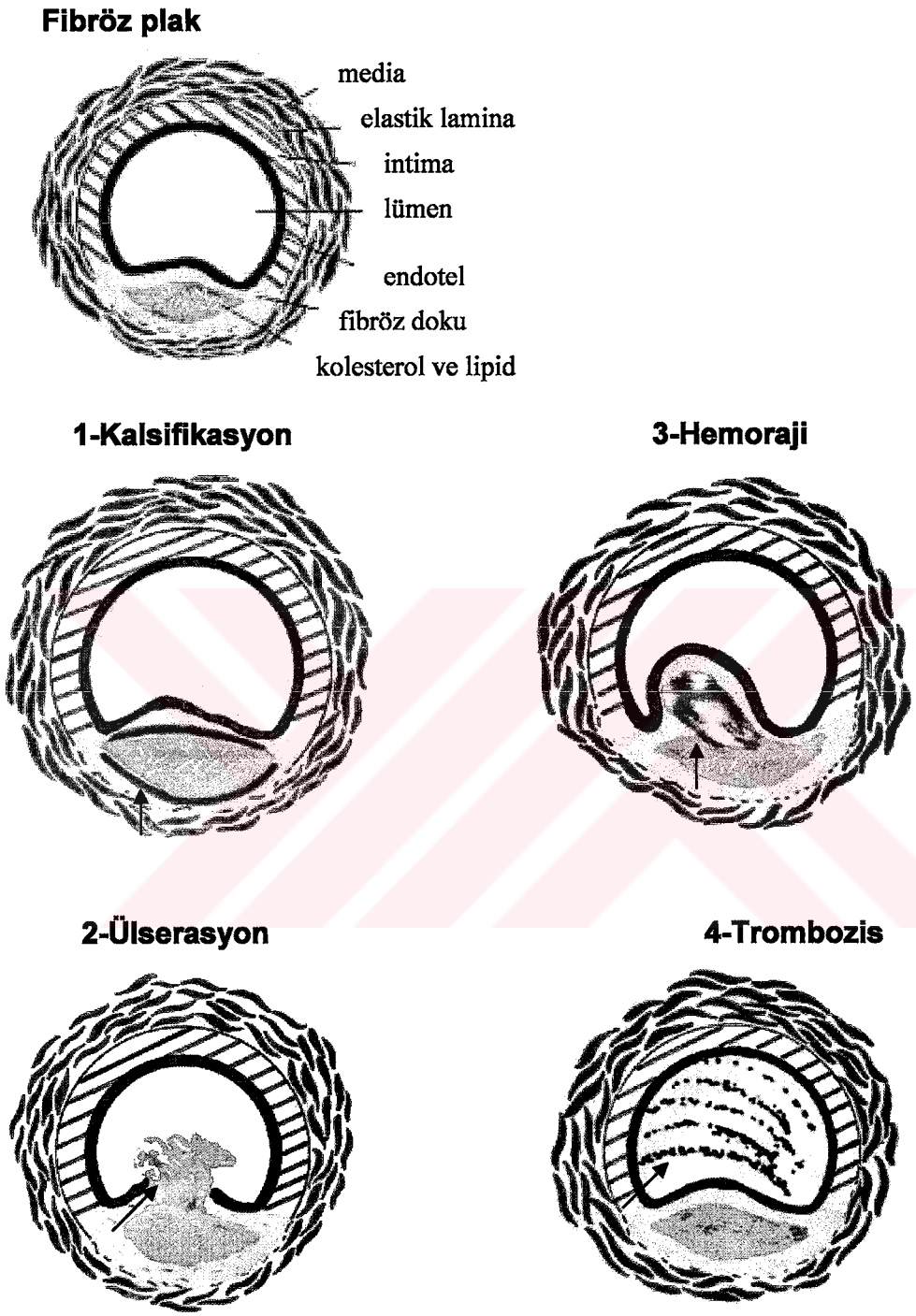
Plak yaşına bağlı olarak bu üç bileşen değişik oranlarda bulunur. Bazı lezyonlarda, kollajen ve elastik liflerle çok sayıda düz kas hücresi mevcuttur. Fibröz plak olarak isimlendirilen bu lezyonlar az oranda lipit içerirler. Bazı lezyonlarda ise, proteoglikanlar, hücresel artıklar, fibrin ve diğer plazma proteinleri ile kolesterol ve kolesteril esterlerinin karışımını içeren yumuşak, macunsu bir çekirdeğin üzerini örten lümene bakan fibröz bir ara doku bulunur. Yumuşak merkezin sınırlarında değişik miktarlarda lipitle yüklü köpük hücreleri vardır. Plaklardaki köpük hücreleri, arter duvarındaki makrofajlardan ya da plakta çoğalmış düz kas hücrelerinden kaynaklanabilirler. Plaktaki bağ dokusu elemanları damarın düz kas hücreleri tarafından sentezlenir. Plakların büyümesiyle mediada atrofi ve fibrozis, adventisyada plağın sınırları çevresinde vaskülarizasyon ve lenfositik infiltrasyon gelişir (27). Plakların damarlanması iki mekanizma ile olur.

1. Başlangıç evrelerinde vasa vasorumlardan kaynaklanan damarların plak içine doğru ilerlemesi,
2. Plaklar üzerinde mural trombüsün oluşumundan sonra organize trombus içinde kanalizasyonun oluşumudur.

Tipik bir plakta genelde kabul gören en erken lezyon, intimada düz kas hücreleri ve makrofajların hücre içi ve dışı lipid birikimi ile odaksal çoğalmalarıdır. İlerleyen dönemlerde plağı komplike hale getiren bazı değişiklikler meydana gelebilir. Bu değişiklikler aşağıda ve şekil 1'de özetlenmiştir;

1. Plaklarda yamasal ya da tümüyle kalsifikasyon izlenebilir ve arterler sonuçta kalsifiye kurşun borulara dönüşebilir,
2. Lümene bakan yüzeyde ülserleşme ya da plağın yırtılması plak kapsamının kana karışmasıyla kolesterol embolilerine neden olabilir,
3. Endotel bütünlüğünün kaybolması sonucu plak içi kanamalar görülebilir,
4. Ülsere lezyonların üzerinde trombus gelişebilir.

Plaklardaki bu komplikasyonlar değişik kombinasyonlarda izlenebilirler. Aort gibi büyük damarlarda bu komplikasyonlar alttaki mediada oluşan zedelenmeye bağlı olarak aterosklerotik anevrizmalara yol açabilirler (145).



Şekil- 1: Aterosklerotik plaklarda oluşabilen komplikasyonlar gösterilmektedir.

Aterosklerozun patogenezinde 'zedelenmeye yanıt ya da tepki' varsayımı başlığı altında birleştirilmiş iki yerleşik kuram bulunmaktadır. Birincisi 'insudasyon' ya da 'lipid infiltrasyonu' kuramı, ikincisi ise 'enkrustasyon' ya da 'trombojenik' kuramdır.

'Lipid infiltrasyonu' ya da 'insudasyon' kuramı, aterosklerotik plakların, damar duvarının plazma proteinleri ve lipitlerin kandan artmış filtrasyonuna gösterdiği tepki sonucu geliştiği hipotezine dayanmaktadır. Plazma proteinleri ve lipoproteinlerini de içeren plazma makromoleküllerinin intima içine girip çıktığı bilinmektedir. İntimada kan akımı yoktur. Besleyici damarlar adventisyal yüzeyden damar duvarına girer, dış mediada sonlanır. Bu yüzden intima ve medianın iç katlarının canlılığının sürmesi bu plazma akımıyla mümkündür. Bu kuram lipid birikiminden sorumlu olayları çok iyi açıklayamamakta, lipid birikiminin artmış girişe mi yoksa azalmış lipoprotein çıkışına mı bağlı olduğunu tam olarak yanıtlayamamaktadır (145).

'Enkrustasyon' ya da 'trombojenik" kurama göre aterogenez yineleyen tromboz ve organizasyon atakları sonucu oluşmaktadır. Ateromların lipid içeriğine trombosit, lökosit ve eritrositlerin parçalanması kaynak oluşturabilir. Ancak yapılan çalışmalara rağmen aterogenezdeki başlangıç lezyonlarının trombuslerden çıktığı kanıtlanamamıştır. Dolayısıyla trombus organizasyonunun, plağın oluşumundan çok gelişip büyümesinde rol alması kabul edilen mekanizmadır (116, 117).

Aterosklerozun 'zedelenmeye yanıt' varsayımı patogenezin açıklanmasında en uygun yaklaşım olarak kabul edilmektedir. Bu varsayıma göre ateroskleroz, arterial endotelin değişik tipteki zedelenmesine yanıt olarak başlar. Endotelde ki zedelenme monosit ve trombositlerin intima yüzeyine yapışmasına neden olur. Monositlerin içerisinde lipid birikir. Trombosit, endotel ve makrofajlarca salınan büyüme faktörlerine yanıt olarak düz kas hücreleri çoğalır. Daha sonra düz kas hücreleri endotel altı aralığa geçer ve bazılarında lipid damlacıkları birikir. Lipid içeren monositler ve düz kas hücrelerinden oluşan köpük hücre topluluklarının çoğalması devam eder. Köpük hücrelerinden çıkan lipid hücre dışı kolesterol kristalleri olarak birikir. Sonuç olarak endotel zedelenmesi ve bunu takip eden düz kas proliferasyonu aterom oluşumunda ki en önemli etkenlerdir (120).

Kan akımının yol açtığı lokal turbülans belirli noktalarda endotelde hasarlanma olasılığını arttırır. Bu nedenle aterosklerotik plakların seçici olarak yerleştiği bölgeler

vardır: Alt ekstremitelerde aterosklerotik lezyonlar % 24 aortoiliak, % 4 iliofemoral, % 50 femoropopliteal, % 5 popliteal ve % 17 infrapopliteal düzeyde yerleşir (139).

C- ARTER HİSTOLOJİSİ VE İLİAK ARTER ANATOMİSİ

Arter duvarı intima, media ve adventisya olarak adlandırılan üç tabakadan meydana gelir. Dıştaki tabaka olan adventisya, gevşek olarak yerleşmiş bağ dokusu, fibroblastlar, az miktarda düz kas hücreleri ve vasa vasorumlardan oluşur. Ortadaki tabaka media, kollajen lifler ve elastin ile sarılmış, çevresel yerleşimli düz kas hücrelerinden meydana gelir ve intimadan iç elastik lamina ile ayrılır. Mediadaki düz kas hücreleri elastin ile birlikte arterin kontraktil özelliklerinden sorumludur. Elastik olmayan kollajen lifler ise mekanik etkilere karşı koyarak arteri yırtılmaktan korur. Düz kas hücreleri elastin ve kollajen lifleri de sentezler. İntima tabakası, lümen etrafında yassı poligonal hücrelerden meydana gelen endotel ve altındaki longitudinal yönde uzanan elastin içeren subendotelden oluşur. Endotel, plazma içeriğinin arter duvarına geçmesi için seçici geçirgen tabaka olarak çalışır ve sadece subendoteli kaplayan nontrombojenik bir yüzey olmayıp aynı zamanda antitrombotiktir. Endotel iç yüzeyi heparine benzer proteoglikan ve antitrombin içerir. Ayrıca plazminojen aktivatörleri, prostasiklin ve adenozin difosfataz sentezleyip salgılar (37, 150).

Aorta ve iliak arterler çapı 7 mm.den geniş, elastik liflerden zengin elastik tip arterlerdir (36).

Abdominal aorta 12. torakal vertebra düzeyinde başlayıp 4. lomber vertebra seviyesinde sağ ve sol ana iliak arterlere ayrılır.

Ana iliak arterler, pelvis boşluğunun duvarlarını, boşlukta bulunan organları ve alt ekstremiteleri beslerler. Sakroiliak eklem yakınlarında iç ve dış iliak arterler olmak üzere ikiye ayrılırlar.

İç iliak arter küçük pelviste ön ve arka köklere ayrılır. Ön kökten süperior, orta ve inferior vesikal arterler, orta hemoraidal arter, obturator arter, internal pudental arter, inferior gluteal arter, uterin arter ve vajinal arter çıkar. Arka kökten ise iliolumbal, lateral sakral ve süperior gluteal arter çıkmaktadır.

Dış iliak arter iliopsoas kasının iç tarafında ilerler ve "lacuna vasorum" dan geçer. Dış iliak arterlerin yan dalı olan a. epigastrica inferior, a. thoracica interna'nın devamı olan a. epigastrica superior uç dalları ile anastomoz yapar.

Dış iliak arterin devamı, inguinal ligamentin altından başlayarak ana femoral arter adını alır. Ana femoral arter inguinal ligamentin 3-5 cm. altında derin femoral arterin ayrışım yerinden sonra yüzeyel femoral arter olarak devam eder (85).

D-İLİAK ARTER STENOZUNUN TANISINDA KULLANILAN TESTLER

Periferik arter hastalıklarının tanısında ve tedavinin yönlendirilmesinde ABI (Ayak bileği- kol indeksi) ölçümü, Segmental basınç ölçümleri, Nabız-volüm kayıtları, Tredmil egzersiz testleri, Ultrasonografi (US), Spiral BT anjiyografi, MR anjiografi (MRA) ve Arteriografi gibi birçok yöntem kullanılmaktadır.

Ayak bileği- kol indeksi (ABI);

Alt ekstremite tıkayıcı arter hastalıklarının tanısında rutin olarak kullanılan ayak bileğinden ve koldan ölçülen pik sistolik basınçların oranlanması esasına dayanan bir yöntemdir. Pik sistolik basınç ölçümleri ayakta tibialis posteriordan, kolda brakial arterden yapılır. Ölçümler sırasında renkli Doppler US kullanılmaktadır. Bu ölçüm sırasında ekstremitenin değişen çaplarına uygun olarak farklı manşon boyutları kullanılmalıdır. Klodikasyo hikayesi olmasına rağmen istirahat ABI değerleri normal sınırlarda olan hastalara egzersiz sonrası tekrar inceleme yapılmalıdır (101, 137).

ABI değerleri

>0,9	Normal
0,71-0,90	Hafif obstrüksiyon
0,41-0,70	Orta derecede obstrüksiyon
0,00-0,40	Şiddetli obstrüksiyon

ABI <0,9 da tıkayıcı arter hastalığı tanısında duyarlılık %95, özgüllük %100 dür (31, 149).

Segmental Basınç Ölçümü;

Ekstremitenin değişik bölgelerine yerleştirilen manşonlardan ölçülen pik sistolik basınçların karşılaştırılması esasına dayanan bir yöntemdir. Arteriyel lezyonun yaklaşık lokalizasyonunun tespitinde faydalıdır. Ölçüm için manşonlar diz üstüne, diz altına ve ayak bileğine bilateral olarak yerleştirilir. Her manşondan yapılan sistolik basınç ölçümü, karşı tarafın aynı seviyesi ile karşılaştırılır. İki ölçüm arasında 20 mmHg' dan fazla fark olması anlamlıdır ve basıncın düşük olduğu bölgede darlığa veya tıkanmaya işaret eder (101).

Nabız- Volüm Kayıtları;

Manşonların yerleşimi bakımından segmental basınç ölçümü yöntemine benzer. Bu yöntemde farklı olarak manşon bölgesindeki nabız sayısı veya her kalp siklisunda o bölgeden geçen kan volümü kaydedilir. Kaydedilen dalga formları keskin bir sistolik pik, dikrotik çentik ve inişten oluşur. Eğer arteriyel stenoz mevcut ise sistolik pik düzeyine ulaşma gecikir ve sistolik pik düşer.

Kullanılan bu yöntemlerin hepsinde bulunan sınırlamalar lezyonu tam lokalize edememeleri, şiddetli darlık ile tam tıkanma ayırıcı tanısını yapamamaları ve lezyonun doğası hakkında yeterli bilgi verememeleridir (101).

Renkli Dupleks Ultrasonografi;

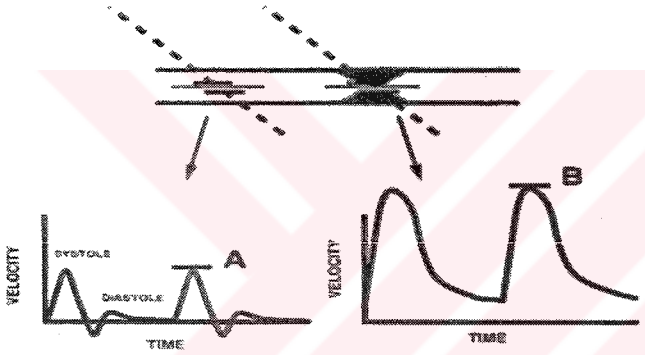
Girişimsel bir yöntem olmaması, tekrarlanabilir olması, yaygın olarak bulunması bu yöntemin en önemli avantajıdır. Damar sistemi hakkında fonksiyonel ve morfolojik bilgi verir (67, 112). En önemli dezavantajı tüm vasküler ağacı bir arada gösterememesidir. Periferik damar sistemi 5-10 MHz lineer prob ile değerlendirilir. İliak bölgenin ve aortanın değerlendirilmesinde 3,5-5 MHz sektör prob kullanılır. İnceleme longitüdinal ve transvers planda yapılmalıdır (137).

Gri skala US damarlar hakkında topografik ve morfolojik bilgi verir, bu modalite de fonksiyonel bilgi bulunmamaktadır. Devamlı dalga Doppler US (Continue Wave) vasküler sistem hakkında kalitatif ve kantitatif bilgi verir.

Gri skala ve renkli Doppler US'nin kombinasyonu renkli Dupleks US olarak isimlendirilir. Bu damar sistemi hakkında topografik, morfolojik ve fonksiyonel bilgi verir (112).

İnceleme sırasında öncelikle darlık lokalizasyonu belirlenir. Damar duvar değişiklikleri, plaklar, lümendeki daralma derecesi not edilir (61). Anjioplasti öncesi plak karakterizasyonu önemlidir. Plak morfolojisini ve lümeni daha iyi değerlendirebilmek için doku harmonik görüntüleme kullanılabilir. Kalsifiye plaklar lümen görülebilirliğini azaltır. Bunu önlemek için farklı görüntüleme pencerelemeleri kullanılmalıdır (137).

Renkli Doppler incelemede, darlık düzeyindeki artmış akımı gösteren parlak renk kodlaması ve darlık distalinde türbülan akımı gösteren 'mozaik görünüm' izlenir (137). Spektral incelemede normal periferik arter dalga formu üç fazlıdır. İlk faz ventrikül sistolünü yansıtan ve ileriye doğru akımı gösteren piktir. İkinci faz ventrikül diastolünü, geriye doğru akımı ve kapiller yatakta ki göllenmeyi gösteren iniştir. Üçüncü faz damar duvar esnekliğine bağlı oluşan ileri doğru akımdır. Ateroskleroz gibi damar duvar esnekliğinin kaybına neden olan durumlarda dalga formu bifazik olarak izlenebilir. Darlığın proksimalinde normal trifazik dalga formu ve pik sistolik akım hızı saptanır (Şekil-2). Pik sistolik akım hızı normalde 90-140 cm/sn arasındadır (61, 137).



Darlık proksimali Darlık düzeyi

Şekil- 2: Darlık düzeyinden ve 2, 3 cm proksimalinden alınan spektral örneklemeler görülmektedir (103)

Dalga form değişikliklerine göre lümende ki daralma 3 gruba ayrılır (53):

- Hafif daralma (%1-19): Dalga formu trifazik-bifazik özelliğini korumaktadır. Pik sistolik akım hızı proksimal kesimdeki normal bölgeye göre %30 oranında artmıştır.
- Orta derecede daralma (%20-49): Dalga formu trifazik-bifazik özelliğini korumaktadır. Pik sistolik akım hızı proksimal kesimdeki normal bölgeye göre %100 oranında artmıştır.
- Belirgin daralma (%50 ve üzerinde): Dalga formu monofaziktir. Spektral genişleme izlenir.

Bazı hastalarda dokuların US dalgalarını absobsiyonu nedeniyle iliak arterlerin ve distal femoral arterlerin görülmesi mümkün olmayabilir. Bu durumda ölçümlerin alınabildiği bölgeler proksimal kesimdeki olası bir darlığın gösterilmesinde indirek bir metot olarak kullanılabilir. Bazı hastaların şikayetleri hafiftir ve istirahatta yapılan inceleme tamamen normal olabilir. Bunun gibi şüpheli durumlarda egzersizi takiben yapılan incelemeler faydalı olabilir. Damarların tam tıkanmasının US ile tanımlaması kolaydır. Vasküler lümende trombusun izlenmesi ve renkli kodlamanın yapılamaması şeklinde tanımlanır (61).

İnceleme sırasında dikkat edilmesi gerekenler;

1. Uygun prob seçilmeli (Abdominal aorta ve iliak arterler için 3.5 MHz sektör prob, diğer arterler için 5.0 MHz lineer prob kullanılır),
2. İnceleme alanı longütüdinal ve transvers planda görüntülenmeli,
3. Doppler, spektral ve akım hızı örneklemeleri darlığın üzerinden proksimalinden ve distalinden yapılmalı,
4. Rutin bir incelemede distal iliak arter, proksimal ve distal yüzeyel femoral arter, derin femoral arter, popliteal arter, distal anterior ve posterior tibial arterler mutlaka değerlendirilmeli ve spektral inceleme yapılmalıdır (112).

US incelemelerinde kontrast ajan kullanımı oldukça yeni bir konudur. Damar patolojilerinin değerlendirilmesinde akımın çok yavaş olduğu birden fazla segmentteki darlıklı hastalıklarda ve derin yerleşimli damarların değerlendirilmesinde kullanılabilir. Yine inceleme alanında hematom veya cilt skarı bulunan hastalarda kontrast kullanımı için bir endikasyon oluşturur. US sistemlerindeki diğer gelişmeler, 3B ve B- (Brightness) flow tekniğidir. B- (Brightness) flow tekniğinin renkli Dupleks US ye göre uzaysal rezolusyonu daha yüksektir (3, 38, 124, 144).

Alt ekstremite arteriografi ile karşılaştırıldığında renkli Dupleks US'nin arter stenozlarını saptamadaki duyarlılığı %92' dir. Bu oran femoral arterde %95, femoropopliteal bölgede %100, iliak bölgede ise %89 olarak rapor edilmiştir (3, 4).

MR Anjiografi;

Kan akımını görüntülemeye yönelik çalışmalar ilk kez 1982 yılında başlamış, seksenli yılların ortalarına doğru hız kazanmış, 1985 yılında geliştirilen ve uygulanmaya başlayan hızlı görüntüleme sekansları ile de bu alanda önemli gelişmeler kaydedilmiştir (89).

Alt ekstremite arterlerinin MRA incelemelerinde amaç uzun arteriyel segmentlerin kısa sürede incelenmesini sağlamaktır. Abdominal aortanın ve iliak arterlerin incelenmesinde vücut sargısı, periferik damarların incelemesinde ise ekstremite sargısı kullanılmaktadır (112).

MRA'de "Time of flight" (TOF) ya da "Phase Contrast" (PC) tekniklerin yanısıra son yıllarda kısa tekrar zamanlarıyla ve paramagnetik kontrast madde ile yapılan 3B Gradient Eko görüntülemeyle inceleme süresi nefes tutulabilir düzeye inmiştir (29).

MRA'de temel inceleme sekansı GRE (Gradient eko) sekans olup 2 ya da 3 boyutlu (2B, 3B) TOF ve PC görüntüleme yöntemlerini içermektedir. Değişik MRA protokolleri arteriyel patolojilerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.

1. TOF (time of flight),

2B TOF, bu teknikte görüntü oluşturma süresi 3B TOF tekniğine göre daha kısa olduğundan solumu ve yutkunma gibi artefarklardan daha az etkilenmektedir. Ayrıca ince kesit kalınlığı kullanıldığından yavaş akımların görüntülenmesinde daha etkilidir. Bu nedenlerle abdominal vasküler yapılar, küçük damarlar bu yöntemle daha iyi gösterilir.

3B TOF, 2B TOF dan farklı olarak istenilen açıdan görüntü oluşturulabilir. Ayrıca S/N (sinyal, gürültü oranı) oranı yüksektir. Kesitler aralıksız olduğu için parsiyel volüm artefaktı izlenmez. Özellikle hızlı akımın bulunduğu intrakraniyal arterlerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda bu yöntemin alt ekstremite arteryel yapılarının değerlendirilmesinde özgüllüğü %43-98, duyarlılığı %74-89 olarak bulunmuştur (40, 73).

2. PC (Phase contrast) MRA, elde edilen görüntüler arteriyografi görüntülerine benzer. İnceleme süresi TOF' tan uzundur. Sürenin uzunluğu nedeniyle pulsasyon artefaktları sıklıkla izlenir. Yavaş akımlar TOF' tan daha iyi görülür, akım yönü ve hızı gibi fonksiyonel bilgiler elde edilebilir.

3. 3B CE (Kontrastlı) MRA, son yıllarda çok sık kullanım alanı bulan bu yöntemde hızlı gradiyent eko sekansları kullanılır (FISP, GRASS vb). 3B kontrastlı MRA anjiografi, uzun segmentlerin daha kısa sürede incelenmesini sağlar (89, 133).

Tüm inceleme de verilecek opak madde miktarı 0,3 mmol/kg geçmemelidir. Yöntemin duyarlılığı bazı çalışmalarda ana iliak arter için %96, eksternal ve internal iliak arter için %94 olarak bulunmuştur (46)

Kontrastlı MRA'de, kontrast madde T1 değerini kısalttığından kandan gelen sinyal artar (64, 106). Kontrastlanma derecesi; kontrast maddenin infüzyon oranına, kardiyak outputa ve kullanılan TR, TE ve sapma açısına bağlıdır (106). 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 (69).

Kontrastlı MRA incelemelerinde farklı segmentler için hastaya tekrar tekrar pozisyon ve opak madde verilmesinin gerekmektedir. Yeni çalışmalarda hareketli masalar üretilerek kullanılmış, bu da tek enjeksiyonda tüm vasküler segmentlerin değerlendirilmesini sağlamıştır (142).

MRA'de kullanılan gadoliniumun yan etkileri düşüktür. Özellikle iyotlu kontrast maddelerle karşılaştırıldığında nefrotoksik etkilerinin olmaması azotemik aterosklerotik hastalarda önemli avantaj sağlar (82, 105).

MR anjiografi ile stenozların çoğu gerçekte olduğundan daha ciddi veya az olarak görüntülenebilir. Darlığın gerçekte olduğundan daha ciddi görüntülenmesinin nedeni, darlık bölgesindeki türbülan akım nedeniyle sinyal kaybıdır. Darlığın gerçekte olduğundan daha az görüntülenmesinin nedeni ise yetersiz rezolüsyondur (42).

Alt Ekstremite Arteriografi;

Tıkayıcı arter hastalıklarının tanısında kullanılan altın standart yöntemdir. İnvaziv olması bu yöntemin en önemli dezavantajıdır. Girişim yerine bağlı bazı komplikasyonlar gelişebilir. Bu komplikasyonlar vaskuler girişim yerine, arterlerin

morfolojik durumuna, kullanılan kateter çapına ve anjiografiyi yapan ekibin tecrübelerine bağlı olarak %0,17-%7 arasında değişmektedir (1, 43). Avantajları ise darlığın lokalizasyonun tam olarak belirlenmesi, arter dallarının ve aksesuar arterlerin yüksek doğrulukta gösterilebilmesi, hemodinamiyi gösterebilmesi, inceleme sırasında veya sonrasında girişimsel yöntemlere olanak tanımasıdır. Yeni gelişmeler inceleme zamanını kısaltmış, maruz kalınan radyasyon dozu ve inceleme sırasında kullanılan opak madde miktarını azaltmıştır (112).

Güncel diğer bir inceleme yöntemi de intravenöz kontrastlı Spiral BT anjiografidir. Tek bir nefes tutulum süresinde, (15-50 sn), intravenöz kontrast materyali arteriyal fazda yakalayarak çok miktarda veri elde edilmesini sağlamaktadır (42). Spiral BT Anjiografi vasküler patolojilerin saptanmasında ve sınıflamasında, girişimsel uygulamaların değerlendirilmesinde kullanılabilen bir yöntemdir (148).

E- SPİRAL BT' NİN TEKNİK ÖZELLİKLERİ

Spiral BT hasta etrafında spiral bir dönüş hareketi ile devamlı olarak kesit bilgisi toplayan bir yöntemdir. Objenin taranması sırasında temel olarak belli bir hacim tarandığından o bölgeye ait bilgi kaybı olmaz. Ayrıca, her bir kesit yaklaşık 1 saniyede taranabildiğinden incelemenin solunum ve hasta hareketlerine bağlı artefaktlardan etkilenmesi en aza indirilebilmektedir.

Spiral BT'nin klinik kullanımı ilk kez Kalender ve arkadaşları tarafından 1980'lerin sonunda gerçekleştirilmiştir (57, 59). Geçtiğimiz son yirmi yılda da radyolojide yaygın bir kullanım alanı bulmuş ve vücudun hemen her alanının görüntülenmesinde başarıyla kullanılmıştır. Klinik uygulamaya girmesiyle beraber spiral BT, vücut BT taramasının performansını belirgin şekilde arttırmıştır. Solunum ve hasta hareketlerine bağlı artefaktların en aza indirgenmesi ve aksiyel kesitlerin üst üste gelmesiyle oluşan görüntülerin ek radyasyona maruz bırakılmadan elde edilmesi spiral BT'nin en önemli teknik üstünlükleridir (13). 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 anjiografi 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 (88).

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. Dördüncü jenerasyon 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. 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 (59, 115).

Spiral BT'de Tarama Özelikleri

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 (88). Tek bir helikal taramada taranacak alanı belirleyen parametreler:

- Kolimasyon,
- "Pitch" ve
- Taramanın süresidir.

İnceleme parametreleri belirlenirken yeterince anatomik alan kapsayacak, buna karşın lezyon saptanabilirliğine olanak sağlayacak görüntü kalitesi oluşturacak şekilde ayarlamalar yapılmalıdır (49).

İlgili yapının ya da organın istenilen kesit kalınlığı (kolimasyon) belirlenmelidir. Kolimasyon, genellikle tek bir nefes tutuşta 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 azaltsa da longitüdinal çözünürlüğün artışına sebep olur. Buna ek olarak tarama öncesi masa hızı ve dolayısıyla "pitch" de belirlenmelidir.

"Pitch", tüpün 360 derece dönüşü tamamladığı süre içinde masanın ilerleme mesafesinin kolimasyona bölünmesiyle elde edilir (88). Genellikle spiral taramada 360 derece tüp dönmesi için geçen zaman 1 saniye olduğundan masa hızı/kolimasyon olarak formüle edilir. Örneğin 20 mm/sn masa hızı ve 10 mm kolimasyonda (tarama zamanı 1 saniye olan sistemde) pitch 2:1 dir.

"Pitch" artırılarak rezolüsyon kaybı pahasına tarama alanı arttırılabilir (88). 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 alanınına izin verirken daha dar kolimasyonu mümkün kılmasıdır (13, 14).

Öncü görüntülerden ilgilenilen volüm ve tolere edilebilir tarama süresi belirlendikten sonra masa hızı ortaya çıkar (122):

Masa hızı= Tarama uzunluğu (mm) / Tolere edilebilir nefes tutumu süresi (sn)

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 (88).

Bir BT incelemesinde görüntü kalitesini tanımlayan en önemli iki terim geometrik rezolüsyon ve kontrast rezolüsyondur. Geometrik rezolüsyon, birbirine komşu iki yapının ayırdedilebilme gücünü gösteren bir parametredir ve piksel boyutu ile yakın ilişkilidir. Geometrik rezolusyon X ışın intensitesi ve dozundan bağımsızdır. Görüntüleme alanı (FOV), fokal spot boyut ve kesit kalınlığı ile de ters orantılıdır. Kontrast rezolusyonu film üzerindeki farklı yoğunlukları ayırdedebilme gücüdür. BT'nin kontrast rezolusyonu geometrik rezolusyonun aksine, konvansiyonel radyografiden daha yüksektir. Kontrast rezolusyonu başlıca X ışın intensitesi ve dozuna bağlı bir kavramdır (87, 90).

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 (13).

Spiral BT incelemesinde diğer önemli bir noktada intravenöz kontrast madde uygulanımıdır. Başarılı bir BT anjiografi için tercih edilen minimal venöz kontrastlanmaya karşılık yeterli arteriyel kontrastlanmadır (13). Bu da uygun bir tarama gecikme zamanı kullanıldığında mümkün olabilmektedir. Kalp hızı, kan basıncı gibi 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 (13, 56).

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.

Görüntüleme alanı, BT kesitini oluşturan görüntü alanını ifade eder. FOV büyütüldükçe sabit matriks içerisindeki piksel boyutları artacağından görüntünün geometrik rezolusyonu azalır.

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 ekseni 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 (26, 58, 136).

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 (26, 104).

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 (13). 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 (13).

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 bükümlü 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 lümenden, aort duvarındaki ekzantrik kalsifikasyonu komşu lüminal patensiden ayırt etmede ve metalik stentlerin iç kısımlarının değerlendirilmesinde kullanılabilir (13).

MIP (Maximum Intensity Projection)

MIP, rekonstrükte edilmiş görüntü verisinin 3-B 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. Işınların 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 atenüasyonunu yansıtır. SSD 'de olduğu gibi eşik değerli basamağın yokluğu farklı atenüasyondaki yapıların değerlendirilmesini mümkün kılar. Bu kalsifiye atherom plağı ile intralüminal kontrastı ayırmada çok büyük önem taşır.

MIP'in dezavantajları:

- Tek bir resimden derinlik ilişkilerinin dikkati çekmemesi. Bu kusur çoklu MIP'ler bir dönüş ekseni etrafında düzenli aralıklarla oluşturulduğunda önlenir. Sonuçta görüntüler derinlik ilişkisini mümkün kılmak için bir "cine" döngüsü olarak görülür.
- Kemik, metalik implant veya kuvvetli kontrastlanan parankim gibi yüksek atenüasyonlu yapıların ilgili anatomiyi baskılamasıdır.

MIP her ışın boyunca sadece en parlak pikseli seçtiğinden ışının yolu boyunca herhangi bir yerde olan yüksek atenüasyonlu yapı baskın çıkacak ve daha düşük atenüasyonlu 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 anjiografide kan damarlarının görünürlüğünü arttırmak için, genellikle arka plan atenüasyonunu azaltarak kemik ve gereksiz yumuşak dokular görüntüleme volümünden çıkarılır. Bu aynı zamanda üst üste gelen kemik ile kalsifikasyonu karıştırmayı önlemek içindir (13).

SSD (Shaded Surface Display)

SSD görüntüleri herhangi bir kullanıcı tarafından eşik değeri seçilerek oluşturulur. Atenüasyon değeri eşik değerinden büyük olan rekonstrükte edilmiş görüntü verisinin 3-D matrisindeki voxeller "beyaz" a ve atenüasyon değeri eşik değerinden küçük olan voxeller de "siyah"a ayarlanır (14).

İnterpole edilmiş görüntü verisinin eşik değerli 3-B matriksi daha sonra herhangi bir yere yerleştirilebilen hayali ışık kaynağının yarattığı gölgelendirme algısı

ile yapılır. MIP gibi SSD boşlukta dönebilir, böylece görüntü herhangi bir perspektifde 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 anjiografi 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.

Bu yöntemin avantajları:

- Herhangi bir eşik değer belirlemeden eldeki tüm veriden üç boyutlu görüntü elde edilip daha sonra değişik pencerelerde bu görüntüler incelenebilmesi,
- Derinlik, yüzey ve relatif X-ışını atenüasyonu volüm rendering ile taşınabilmesi,
- Volüm rendering'in veri kümesi içinde yaratılması ve gözlemciyi kan damarları, hava yolları ve gastrointestinal bölgede hayali yolculuğa çıkmasına olanak tanımasıdır. Virtual intravasküler endoskopi (VIE) denilen bu yöntem kompleks görüntü işleme yöntemlerini gerektirir. Bu yapıların iç duvarının aydınlatılması ve gölgelendirilmesi ile görüntü oluşturulur. VIE, aort lümeni, epi-aortik dalların ostiumları ve metalik protezlerin aort lümeninden gösterilmesinde ve böylelikle patensi ve pozisyonunun değerlendirilmesinde önemli bir rol oynar (6, 118, 148).

Rekonstrüksiyon yöntemleri damar duvarı ve lümen bilgisi, damar kontur bilgisi, damarsal yapılara komşu oluşumları gösterebilme, darlık derecesini gösterebilme yönünden tablo 2' de karşılaştırılmıştır (42).

Tablo-2:

	Damar duvarı ve lümen bilgisi	Damar kontur bilgisi	Komşu non vasküler yapı gösterebilme	Darlık derecesini gösterebilme
Aksiyel	+++	+	+++	++
MPR	+++	++	++	+++
MIP	+	++	+	++
SSD	+	+++	+	+
VR	++	+++	++	+

F- SPİRAL BT ANJİOGRAFİ'DE RADYASYON DOZLARI

Tanısal ve tedavi edici tıbbi yaklaşımlarda X ışınlarının kullanılmaya başlamasıyla radyasyon ölçüm birimlerine ihtiyaç duyulmuştur. Bu birimlerden ilk önce 1928 yılında Röntgen (R) tanımlanmıştır. 1986 yılında oluşturulan uluslararası birim sistemi (SI) ile radyasyon doz ölçüm birimleri güncelleştirilmiştir.

Radyoaktivite Şiddet Birimi:

Radyoaktivite şiddet birimleri Bekerel (Bq) ve Küri (Ci)'dir. Saniyede $3,7x10^{10}$ çekirdeğin parçalandığı bir maddenin radyoaktivite şiddet birimi 1 Ci'dir. Bq radyoaktivitenin SI'ye göre yeni birimidir. Saniyede 1 çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivite şiddeti 1 Bq'dir.

Radyasyon Enerjisi Birimi:

Radyasyon enerjisi, bir elektronun vakum içerisinde ve 1 voltluk potansiyel farkına sahip bir elektriksel alanın etkisi ile hızlandırdığında kazandığı kinetik enerji olup birimi elektronvolt (eV)'tur.

Kaynağın Radyasyon Şiddet Birimi:

X ışın kaynaklarının, 1 metre uzağında yarattıkları radyasyon şiddetine verilen isimdir. Bu cihazın yapısına ve o andaki miliamper ve kilovolt değerlerine bağlıdır. Birimi eski sisteme göre 1 metrede Röntgen (R)/saat (s), yeni sisteme (SI) göre ise 1 metrede Gray (Gy)/saniye (sn)'dir.

Işınlama Birimi:

Normal şartlar altında (0^{o} C, 760 mm Hg basınç altında) 1 cm^3 havada,1 elektrostatik yük birimi oluşturan X ışını miktarı 1 Röntgendir. SI ya göre normal şartlar altında, 1 kg hava içinde, 1 Coulomb'luk elektrik yüküne eşdeğer iyon çifti oluşturan X ışını miktarıdır.

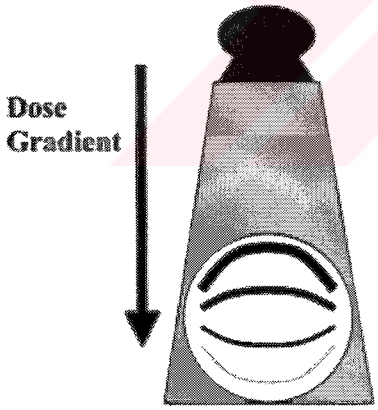
Fiziki Doz Birimi:

Soğurulan radyasyon dozu geleneksel birimi olan Rad ile tanımlanmıştır. Rad, bir ışınlama sırasında, ışınlanan maddenin 1 gramının absorbe ettiği enerji 100 erg olduğunda alınan dozdur. Rad'ın SI'ye göre yeni birimi Gray (Gy)'dir. Gray, bir ışınlama esnasında, ortama 1 Joule enerji aktaran radyasyon dozuna verilen isimdir. (1 Gy= 1J/kg= 10^7 erg= 100 rad)

Biyolojik Doz Birimi:

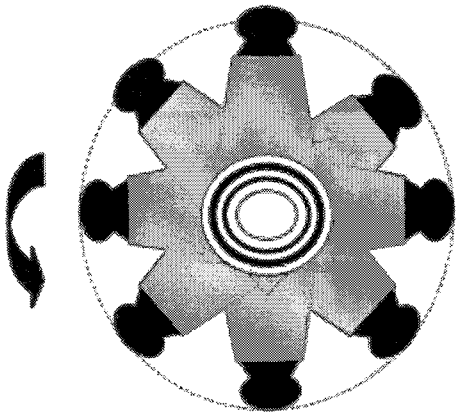
Biyolojik doz, radyasyonun canlı dokularda soğurulan miktarını ifade etmek için kullanılmaktadır. Soğurulan dozun biyolojik etkinliği hakkında bilgi vermez. Biyolojik etki sadece radyasyonun canlı dokulara aktardığı enerji miktarına değil, cinsine ve bazı faktörlere bağlıdır. Bu faktörler, kalite faktörü (KF) adı altında toplanmıştır. Biyolojik dozun geleneksel birimi "Roentgen equivalent of man" sözcüklerinin baş harflerinden oluşturulan Rem'dir. Rem, Rad ile KF'nün çarpımından oluşmaktadır. SI sistemdeki yeni birimi Sievert (Sv) olup Gray (Gy)'in KF ile çarpımından elde edilir. X ışınlarının KF 1 olarak kabul edilmiştir. Bu durumda X ışınları için biyolojik doz birimi, fiziksel doz birimi ile eşitlik göstermektedir. Yani Sv=Gy, Rem=Rad'dır (91).

Doz, etkilenen metaryalin (hasta dokusu, fantom, hava) soğurduğu X ışın miktarıdır ve mGy olarak ölçülür. Spiral BT de materyalin merkezinde ve çevresinde soğurduğu X ışın miktarı ve soğurulma özellikleri direk radyografik incelemelerden farklıdır. Bu durum şekil 3 ve şekil 4' te açıklanmaktadır (76);



Şekil- 3:

Direk radyografik inceleme modelinde cihazdan çıkan X ışınları materyale (fantom, hasta dokusu) giriş noktasında çıkış noktasından daha fazla radyasyon dozu oluşturmaktadır.



Şekil- 4:

Tek dedektörlü helikal BT modelinde, dedektörün 360^0 rotasyonu sonrasında cihazdan çıkan X ışınları materyalin her noktasında simetrik radyasyon dozu oluşturmakta ve doz gradiyenti merkeze doğru simetrik olarak azalmaktadır.

Bu durum tomografide hastanın aldığı dozun hesap edilmesinde kolaylık sağlamaktadır. Bilgisayarlı Tomografide cihazdan ortama verilen ve metaryalin (fantom, hasta dokusunun) soğurduğu X ışın miktarını saptamak amacıyla Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon (ICRP) tarafından bazı değerler tanımlanmıştır (54). Bu değerler ve matematiksel açılımları aşağıdaki gibidir.

CTDI (CT dose index)

Metaryaldeki (fantom, hasta dokusu) bir noktanın ve kendisine komşu inceleme alanının (± 7 mm) soğurduğu X ışını miktarıdır. Matematiksel açılımı aşağıdaki gibidir (Tablo 3).

Tablo- 3:

CTDI(CT dose index)= $1/n.T. \int_{-7}^{7} .D(z)dz$

n = incelemede kullanılan kesit sayısı

T= kesit kalınlığı

D(z)= Z aksı doz profili

$CTDI_{100}$, $CTDI_W$, $CTDI_{Vol}$

Metaryalde ki bir noktanın ve kendisine komşu bir alanın (±50 mm 'lik) soğurduğu X ışını miktarıdır. $CTDI_{100}$ indeksine bağlı olarak belirli oranlarda ki merkez ve perifer dozlarının toplanması ile oluşturulan $CTDI_W$ ve belirli bir volümde ki dozu saptayan $CTDI_{Vol}$ indeksleri tanımlanmıştır. Bu değerlerin matematiksel açılımları aşağıdaki gibidir (Tablo 4).

Tablo- 4:

$CTDI_{100}$= $1/n.T. \int_{-50}^{50} .Da(z)dz$

n = incelemede kullanılan kesit sayısı

T= kesit kalınlığı

Da(z)= Z aksı doz profili

$CTDI_W$= $(2/3)XCTDI_{100çevre} + (1/3)XCTDI_{100merkez}$ (mGy)

$CTDI_{Vol}$= $CTDI_w$/ Pitch

Not: Merkez metaryalin merkezi- Çevre yüzeyin 1 cm altını tanımlamaktadır.

DLP (The dose length product)

Birimi mGy.cm'dir. Helikal incelemelerde ki DLP aşağıdaki gibidir (Tablo 5).

Tablo- 5:

DLP= $CTDI_{vol}$ x tarama uzunluğu

BT' de radyasyon dozunun belirlenmesinde temel faktör olan $CTDI_W$'nun fantom üzerinde yapılan örneklemelerde kilovolta (X ışın enerjisi), miliampere (X ışın miktarı) ve "Pitch"e göre değişimi aşağıdaki gibidir (76) (Tablo 6, 7, 8).

Tablo- 6: Kilovolta göre değişim tablosu (300 mA, 1 sn, 10 mm).

Kilovolt (X ışın enerjisi)- Kv	$CTDI_W$ (mGy)
80	5,8
120	18

Tablo- 7: Miliampere göre değişim tablosu (120 kV, 1sn, 10mm).

Miliamper (X ışın miktarı)-mA	$CTDI_W$ (mGy)
100	5,7
200	12

Tablo- 8: "Pitch"'e göre değişim tablosu (120 kV, 300 mA, 1sn, 10 mm).

Pitch	$CTDI_W$(mGy)
1	18
2	9

Tablolardan da anlaşıldığı gibi $CTDI_w$ kilovolt ve miliamperle doğru, "Pitch" ile ters orantılı olarak değişim göstermektedir (76).

$CTDI_W$ ve DLP kullandığımız paremetreler dahilinde BT cihazı tarafından otomatik olarak ölçülmektedir. İncelemeler sonrasında elde edilen toplam DLP hastanın maruz kaldığı eşdeğer efektif dozun belirlenmesinde kullanılabilir (54).

G- ATEROSKLEROTİK TIKAYICI ARTER HASTALIKLARINDA TEDAVİ

Ateroskleroz zemininde gelişen periferik tıkayıcı damar hastalıklarında tedavi üç aşamalıdır (55, 107)

1. Risk faktörlerinin kontrol altına alınması

Ana risk faktörleri ve tedavinin amaçları (17)

Sigara	Mutlaka bırakılmalıdır (Gerektiğinde nikotin replasman tedavisi verilebilir).
Hipertansiyon	Kan basıncı <130/85 mmHg
Diyabet	Glikolize hemoglobin<%7
Dislipidemi	LDL<100 mg/dl

2. Düzenli egzersiz ve farmakolojik yöntemler,

Klodikasyonun farmakolojik tedavisinde yaygın olarak ksantin türevi olan Pentoksifilin (Pentoxifylline) ve fosfodiesteraz inhibitörü olan Silastazol (Cilostazol) kullanılmaktadır. Pentoksifilin kan viskositesini azaltarak etki gösterirken silastazol vazodilatatör etkilidir. Her iki ilacın uzun dönemli sonuçlarını 'plasebo' ilaçlarla karşılaştıran çalışmalar, klodikasyo tedavisinde bu üç yöntem arasında anlamlı fark saptamamıştır(17).

3. Girişimsel yöntemler.

Lezyonlara girişimsel olarak cerrahi yöntemler veya endovasküler tedavilerden biri uygulanır. Hastaların büyük çoğunluğu 45-65 yaş arasında olduğundan genelde kardiovasküler cerrahi için yüksek risk faktörleri taşımaktadırlar (Hipertansiyon, diyabet, eşlik eden koroner ve karotid aterosklerotik lezyonlar gibi). Bu sebeple hastaların çoğunda endovasküler tedavi yöntemleri seçilen tedavi yöntemidir. Endovasküler tedavinin ana avantajları mortalite ve morbiditenin düşük olması ve kısa iyileşme süresidir (39, 52).

Alt ekstremitenin tıkayıcı arter hastalıklarının endovasküler tedavisinde iki ana yöntem balon anjioplasti ve stent uygulamalarıdır. Hastaların dikkatli seçimi yöntemlerin başarısını etkilemektedir. Endovasküler tedavi endikasyonları yaşamı sınırlandıran klodikasyo (Fontaine evre IIB), istirahat ağrısı (Fontaine evre III),

iskemik ülser veya gangren gelişimidir (Fontaine IV) (126). Lezyonlarla ilgili aşağıdaki parametrelerde hasta seçiminde dikkate alınmalıdır.

- Stenozun derecesi (belirgin stenoz >%50, anlamsız stenoz <%50, tam tıkanıklık)
- Stenozun uzunluğu (anjioplasti <10 cm altındaki stenozların tedavisinde etkilidir.)
- Stenozun yerleştiği damar ve damara yerleşim şekli (İliak arter yerleşimli lezyonların endovasküler tedaviye yanıtları daha iyidir. Eksantrik yerleşimli lezyonlarda balon anjioplasti yetersiz kalabilmektedir.)
- Lezyonların kronisisitesi anjioplastinin sonuçlarını etkiler.

Proksimal yerleşimli (iliak) ve kısa segmentteki stenozların (<3 cm) anjiyoplastiye verdiği yanıt en iyidir (71, 102).

H- İNTRAVASKÜLER STENTLER

İntravasküler stentler, PTA'nın yetersizlik, sınırlama ve komplikasyonlarını ortadan kaldırma amacına yönelik uygulanan metalik desteklerdir (92). Vücut yapılarını desteklemek için bir materyal uygulaması ilk olarak 19. yüzyıl sonlarında diş hekimi Charles Stent tarafından gerçekleştirilmiştir (51, 84).

Charles Dotter, paslanmaz çelik sarmal stentleri 1969'da köpeklerin popliteal arterlerine yerleştirmiş ve etkilerini incelemiştir (32, 96). Ancak stentlerin klinik uygulamaya girmesi uzun bir süre gecikmiştir. Bu gecikmenin nedeni, PTA'nın sınırlama ve komplikasyonlarının bu süre içerisinde belirgin hale gelmesi ve yeni çözüm arayışlarının ortaya çıkmasıdır (50).

1983 yılında Cragg ve arkadaşları termal bellekli nikel-titanyum alaşımlarının (nitinol) spiral stent olarak kullanımını bildirmişlerdir (24, 32). Aynı yıllarda Maass, Zollikofer ve Senning genişleyebilir, çelik spiral ve çift heliks spiral stent uygulamalarını bildirmişlerdir (68). Rabkin ve arkadaşları nitinol spiral stentlerin ilk klinik kullanımını gerçekleştirmişlerdir (109).

Bu çalışmaları Palmaz'ın balonlu kateter aracılığı ile genişletilen, ince paslanmaz çelik tellerden yapılmış silindirik stentleri (92, 93, 94, 97, 111) ve Wright, Charnsangavej, Gianturco'nun kendiliğinden genişleyen zig- zag stentleri izlemiştir (65, 119).

1986'da ilk kez Sigwart ve arkadaşları tarafından Wallstent olarak bilinen, çelik monofilamanlardan dokunmuş, kendiliğinden genişleme özelliğine sahip silindirik ağ şeklindeki stentler insanda periferik ve koroner damarlara uygulanmıştır (131). Aynı yıllarda Strecker'in 0,1 mm. çapında tantalum telden örülmüş, balon kateter ile genişletilen tübüler stentleri (5), Roubin ve Gianturco'nun balon kateter ile genişletilen, cerrahi sütür telinin silindirik şekilde sarılmasından oluşan stentleri bildirilmiştir (34, 62).

1990 yılında, balonla genişletilebilir, açık heliks haline getirilmiş, sinusoidal şekilli paslanmaz çelik Wiktor stentin ilk preklinik sonuçları bildirilmiştir (16).

1994 yılında Cragg ve arkadaşları yeni bir tip kendiliğinden genişleyebilir termal bellekli nitinol stentin preklinik değerlendirmesini yapmış bir yıl sonra da iliak arterlere implantasyonu gerçekleştirilmiştir (25, 47).

Yine 1994 yılında kendiliğinden genişleyebilir, termal bellekli Memotherm nitinol stent klinik kullanma girmiştir (130).

Son yıllarda stent konusundaki gelişmelerden biri de kaplı "covered" stentlerdir. Heparin kaplı, anti-proliferatif madde içeren, balon ile açılan nitinol ve PTFE (polytetraflouroethylene) gibi sentetik materyaller ile kaplı metalik stentler geliştirilmiştir. Cypher stent (Cordis Corporation, ABD) kontrollü ve sürekli salınan sirolimus etken maddesi içeren bir stenttir. Sirolimus anti-proliferatif etki göstermekte ve neointimal hiperplaziyi önlenmektedir. Hücre çoğalma siklusunu iki basamakta etkileyerek sitositatik mekanizma ile endotel hücrelerini öldürmeden çoğalmayı önlemektedir. Böylece damarın normal iyileşmesine ve re-endotelizasyonuna izin vermektedir (23). Nitinolün elmas benzeri karbon (EBK) ile kaplanması ile elde edilen kendiliğinden genişleyen stentler de kullanım alanındadır. EBK inert, dens ve amorf hidrokarbon polimeridir (134). EBK kaplama ile metal iyonlarının stent yüzeyinden ayrılması ve trombüs oluşumunu tetikleyen mekanizma önlenmiş olur (2, 45, 134).

Stentler yapıldıkları maddelere, şekillerine ve serbestleştirilme mekanizmalarına bağlı olarak farklı üstünlüklere ve sınırlamalara sahiptirler (129). Serbestleştirilme şekline göre kendiliğinden genişleyebilenler ve balon ile genişletilebilenler olmak üzere iki grupta toplanabilirler. Kendiliğinden genişleyebilen stentlere Wallstent, Sinüs stent, balon ile genişletilen stentlere ise Palmaz, Strecker, Palmaz Corinthian, Bridge, Jostent, Saxx stent, Express, Perico stentler örnek olarak verilebilir.

Balonla genişletilen ya da kendiliğinden genişleyebilen stentler arasında serbestleştirilme mekanizmaları yönünden bir takım farklılıklar bulunsa da üç temel mekanizmadan birine sahiptirler. Bu mekanizmalar plastik deformasyon, yay hareketi ve termal bellektir (96, 128).

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

görülebilmeleri önemli bir sorundur. Stentlerin floroskopik olarak izlenebilmeleri, yerleştirilmesi sırasındaki kesinlik ve kontrollerdeki kolaylık açısından önemlidir (96).

Balon kateter ile veya kendiliğinden önceden belirlenen sınırlar içerisinde genişleyebilme özelliği de, stentin güvenirliğini 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 (84). Diğer bir olası komplikasyonda stent migrasyonudur.

İdeal bir stentte şu özellikler bulunmalıdır:

- 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 esnek, 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.
- Floroskopik olarak kolaylıkla izlenebilmelidir. Bu özellik girişim ve implantasyon sırasında kesin lokalizasyonun saptanması açısından önemlidir. Ayrıca, daha sonraki kontrollerde de kolaylık sağlamaktadır (129). Ancak, radyopasitenin aşırı artırılması da uygun değildir. Çünkü, artmış radyopasite özellikle küçük çaplı damarlarda restenozu maskeleyebilir (33).

Günümüzde kullanılan tüm intravasküler stentler metaliktir. Bunun nedeni, metallerin mümkün olan en küçük hacimle en yüksek radyal kuvveti sağlayabilmesidir.Ayrıca, metaller genellikle radyopak olduklarından manüpilasyonu ve kesin lokalizasyon tespitini kolaylaştırırlar (96). İntravasküler metalik stentler genişletildiklerinde multisentik açık yüzeylere sahip olurlar. Açık tasarımın amacı, mekanik özelliklerini bozmaksızın mümkün olan en düşük metal-açık yüzey oranını elde etmektir. Böylelikle, metal yüzeyden kaynaklanan trombojenite düşük seviyede tutulur. Ayrıca, mümkün olan en fazla miktardaki endotel korunarak, stentin metal

iskeleti arasında boş yüzeylerde multisentrik endotelizasyonun gelişmesi sağlanır. Tedavi edilen bölge yüzeyinin tamamen endotelle kaplanması vasküler endoprotezlerin en büyük amacıdır. Çünkü, endotel düşük akımın neden olduğu tromboza karşı korunma sağlar (96).

316L paslanmaz çelik ve nitinol stent üretiminde en çok kullanılan metallerdir. Metal seçimi metalin "biyofonksiyonalite" ve "biyouyumluluğu"na dayanır. Biyofonksiyonalite, metalin korozyona direncinin derecesidir. Biyouyumluluk ise stent yerleştirildikten sonra, yabancı cisim reaksiyonu oluşturmaksızın ve toksik iyon salmaksızın inert olarak kalabilmesinin ölçüsüdür (84).

Stent Uygulama Endikasyonları

Stentler PTA'nın komplikasyon ve sınırlamalarını aşabilmek için geliştirilmiş endoluminal desteklerdir. Dolayısıyla PTA'nın komplikasyon ve sınırlamaları stent endikasyonlarını oluşturur (95, 98). PTA tıkayıcı damar hastalıklarının tedavisinde etkin bir yöntem olmasına karşın bazı sınırlamaları vardır. Egzantrik, kalsifiye veya ülsere plaklar PTA'ya uygun değildir. Diğer sınırlamaları ise şunlardır:

- PTA'yı takiben gelişen elastik "recoil" (19)
- Erken restenoz (%15-82) (35, 41)
- PTA'dan hemen sonra başarısız sonuç
- Spontan veya kateterizasyona bağlı diseksiyon

PTA'nın komplikasyonları ise;

- Rezidüel stenozla birlikte ciddi diseksiyon
- PTA sonrası rezidüel düzensizlikler ve mural trombüs
- PTA'yı takiben akut tıkanıklıktır (20, 21)

Stent implantasyonu, böylelikle, komplike - kompleks plakların tedavisinde, anjioplasti sonrası yetersiz dilatasyon da ve balon anjioplasti sonrası komplikasyonlarda endikedir.

İntravasküler Stent Uygulamasına Bağlı Komplikasyonlar

Stent implantasyonu esnasında oluşabilecek komplikasyonlardan bazıları girişim yerine ait komplikasyonlardır. Bunlar hematomlar, psödoanevrizmalar, arteriovenöz fistüller ve diseksiyonlardır (9, 72, 75).

Stentin yerleştirilmesi esnasında, yeterince genişlememesi, stent migrasyonuna ve olası trombus gelişimine yol açabilirken (8), gereğinden fazla genişlemesi intima ve media tabakasında hasara yol açabilir. Stent kısalması önceden dikkate alınmazsa lezyonun tamamen kaplanamamasına yol açar (141). Kan akımının yeterli olmadığı durumlarda, küçük çaplı damarlarda stent oklüzyonları görülebilir.

Özellikle, iliak düzeyde, implantasyon sırasında plağın yerinden oynaması internal iliak arterin tıkanıklığına yol açabilmektedir (66).

İntravasküler Stent Yerleştirilmesinde Medikal Tedavi

Medikal tedavi, stent yerleştirilen bölgede trombosit birikiminin minimal olması ve kateterin yarattığı kan akımını azaltıcı etki nedeniyle oluşabilecek pıhtılaşmanın engellenmesi amacıyla uygulanan bütünleyici bir tedavi şeklidir (113). Değişik ilaç protokolleri bulunmakla beraber genellikle uygulanan protokol şöyledir. İşlem sırasında 2500- 5000 IU (70 iu/kg) heparin verilir. İşlem sonrasında ise günde 2x0,4 ml düşük molekül ağırlıklı heparin (Fraxiparine) üç gün, günde 1x75 mg klopidogrel dört hafta ve ASA 100- 300 mg/gün sürekli devam edilir (63, 132, 140, 147).

Kullanılan ilaçların özellikleri ve etki mekanizmaları önemlidir.

Heparin; düz zincirli iyonik olmayan mukopolisakaridlerin karışımından oluşur. Pıhtılaşmayı normal koagülasyon mekanizmasının çeşitli kademelerini etkileyerek inhibe eder. Düşük dozlarda, trombinin kompetetif inhibitörü antitrombin III'e bağlanır ve daha önceden aktive edilen Faktör IX ile faktör X üzerindeki antitrombin III'ün inaktive edici etkisini artırır, böylece protrombinin trombine dönüşümü engellenir. Daha yüksek dozlarda ise trombinin inaktivasyonunu da hızlandırarak fibrinojenden fibrin oluşumunu baskılar, ayrıca fibrin stabilizan faktör aktivasyonu da engellenir. Bu etkileri dışında heparinin trombosit birikimini azalttığı ve endotelial hasara bağlı olarak gelişen düz kas hücre proliferasyonunu da baskıladığı bilinmektedir.

Anjioplasti sırasında verilen 5000-10000 iü heparin pıhtılaşma zamanını 2-4 saat uzatır (7, 77, 81).

Asetil salisilik asit (ASA); düşük dozlarda araşidonik asitten siklik endoperoksit oluşumunu sağlayan siklooksijenaz enzimini inhibe eder ve vasoaktif prostaglandinlerin sentezi yapılamaz. Bunlar arasında özellikle trombosit birikimini ve vasokonstriksiyonu sağlayan, trombositlerde bulunan Tromboksan A (Tx A) ile trombosit birikimini engelleyen, vazodilatatör etkili, damar duvarında bulunan Prostasiklin (PG I) önemlidir. Tx A baskılanması PG I'ye göre daha dominant olduğundan net etki sonucu ASA düşük dozlarda (150-325 mg/gün) trombosit birikimini ve vasokonstriksiyonu engeller (7, 81).

Klopidogrel bir thienopiridin türevidir. Adenozin difosfat yolu ile indüklenen platelet agregasyonunu selektif olarak önleyen platelet antagonistidir.Tiklopidinden farklı olarak etkisi kısa sürede başlamaktadır. Platelet aggregasyonu adenozin difosfat, araşidonik asit ve kollajen yolu ile indüklenmektedir. Klopidogrelde asıl mekanizma adenozin difosfat yolu olmakla birlikte kollajen yolunu da az miktarda etkilemektedir. Ancak araşidonik asit yolunda belirgin etkisi bulunmamaktadır. ASA kollajen ve adenozin difosfat yollarını etkilememektedir ancak klopidogrel ile kullanıldığında klopidogrelin etkisini artırmaktadır (70). Sonuçta tek başına ASA yerine kombine tedavinin stent implantasyonu sonrası trombüsü önlemede daha etkili olduğu gösterilmiştir (10, 22, 44, 79, 80, 99, 108).

İşlem sonrası ağrı ya da ateş varlığında ise 3-5 gün süreyle 100 mg indometazin antiinflamatuar olarak önerilir (74).

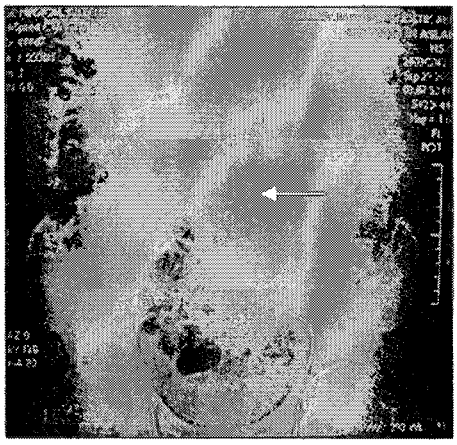
III. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmaya, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Anjiografi ve Girişimsel Radyoloji Biriminde Haziran 94- Şubat 04 tarihleri arasında aorta- iliak arter darlığı nedeniyle intravasküler metalik stent uygulamasına gidilen 20 olgu dahil edildi. Yaşları 46- 80 arasında olan (ortalama 63 ± 17) 19 erkek, 1 kadın olgu, stent yerleştirilmesi sonrası 1. ay- 10. yıl kontrollerinde Spiral BT Anjiografi ile incelendi. Stent sonrası kontroller bir hastaya iki kez olmak üzere Spiral BT Anjiografi ve ayrıca DSA incelemesi ile yapıldı.

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

Aorta- iliak arter stentlerinin 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 sınırlı kesit sayısıyla en iyi görüntüyü elde etmek amacıyla L4 vertebra düzeyinden başlanarak stentin 2-3 cm distali, 120 kV, 50 mA X-ışını parametreleri ile 10 mm kolimasyon, 30 mm/sn masa hızı, "pitch" 3/1 olarak incelendi. İnceleme süresi 2,9- 5,9 sn, ortalama 4,4 saniye idi.

Resim I'de bir olguda elde edilen öncü görüntü gösterilmiştir. L5 vertebra düzeyinde sol ana iliak arter yerleşimli intravasküler stent izlenmektedir (ok).



Resim I

Lokalizasyon belirlendikten sonra antekubital ven yoluyla, 20 G intravenöz kanül aracılığı ile otomatik enjektörden (MedRad OP 100, ABD) 120 cc (1,5-2 cc/ kg) olacak şekilde noniyonik kontrast madde (Iopamiro-Ultravist veya Visipaque 300 mgI/ml) 4 cc/ sn hızla verildi.

Gecikme zamanı (enjeksiyonun başlaması ile terminal aortada ve iliak arter ayrışım düzeyinde maksimum kontrast yoğunluğunun oluşması arasında geçen süre) 19 olguda 25 sn, bir olguda (olgu 20) 15 sn olarak belirlendi. İncelemelerde 120 kV, 200 mA , 3 mm kolimasyon, 6 mm/sn masa hızı, "pitch" 2/1 olarak uygulandı. Gecikme zamanının sonunda hastalara nefeslerini tutmaları söylenerek spiral taramaya başlandı. İnceleme 11,6-22,4 saniye, ortalama 17 saniyede sona erdi.

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 II.a'da bir olguda 3 mm kolimasyon, 6 mm/sn masa hızı ve "pitch" 2/1 parametreleri ile elde edilen standart aksiyel görüntü ve II.b'de 1 mm'lik rekonstrükste edilmiş standart aksiyel görüntülerden koronal düzlemde oluşturulan multiplanar reformat görüntüsü gösterilmiştir. Her iki iliak arter ve terminal aorta kontrastlanması bu görüntüler ile değerlendirilmiştir.



Resim II

1 mm'lik rekonstrükte edilmiş standart aksiyel görüntüler, konsoldan Advantage Windows 3.1 ULTRA 1 (Sun Microsystems, Fransa) bilgisayara

aktarılarak özel yazılım eşliğinde görüntü işleme yöntemleri 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 terminal aorta, iliak arter ve stent referans alınarak koronal, sagittal ve gerektiğinde oblik reformat görüntüler oluşturuldu. Böylelikle her açıdan terminal aorta, iliak arterler ve stentler görüntülenebildi. Olgu örneklemelerinde stent lümeninin ve stent terminal aorta- iliak arter ilişkisinin en iyi izlendiği görüntüler kullanıldı.

Resim III.a'da aynı olguda 0.5 mm kesit kalınlığındaki aksiyel reformat görüntüde stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen, stentin ve iliak arterin koronal düzlemde bütünüyle değerlendirilebilmesini sağlayan 0.5 mm kalınlığındaki 50^0 sol oblik reformat görüntüler b ve c'de gösterilmiştir. Resim III.b'de vasküler yapılar, III.c'de ise stent görüntülenecek şekilde pencereleme kullanılmıştır.



Resim III

Yukarıdaki olguda olduğu gibi stentlerin bütünlüğü 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 terminal aorta- iliak arterler ve stent referans alınarak elde edildi. Farklı açılardan vasküler yapılar ve stentler değerlendirildi.

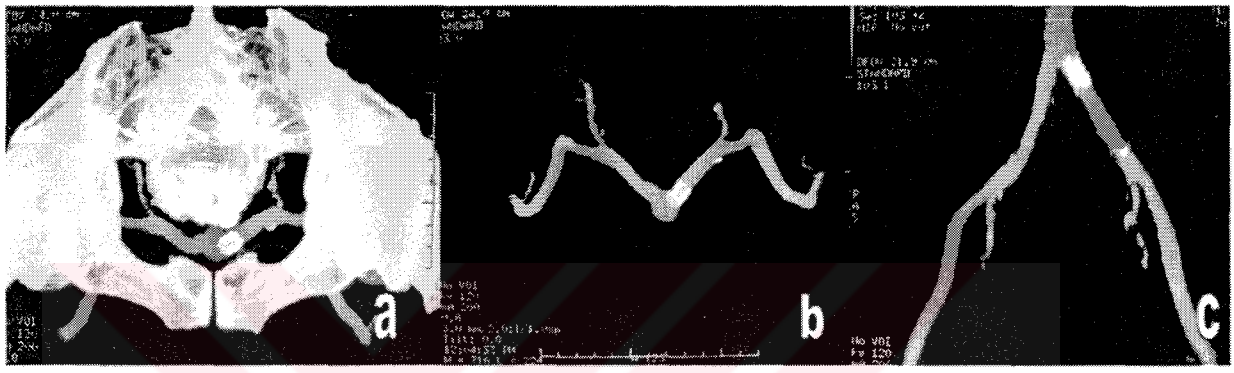
Resim IV.a'da aynı olgunun aksiyel reformat görüntüde stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen stentin ve iliak arterin aksiyel düzlemde bütünüyle değerlendirilmesini sağlayan kesit kalınlığı artırılmış oblik MIP görüntüleri izlenmektedir (b ve c). Kesit kalınlığı yazılımın belirlediği değerler arasında olup her olgu için farklılık gösterebilmektedir. Bu olguda kesit kalınlığı, ana iliak arter çapı kadar seçilmiş olup 7 mm'dir. Resim IV.b'de vasküler yapılar, IV.c'de ise stent ve lümeni görüntülenecek şekilde pencereleme kullanılmıştır.



Resim IV

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 görüntülendiğinden, ilgili iliak vasküler anatominin superpozisyonunu önlemek amacıyla yüksek atenüasyona sahip diğer yapılar olan kemikler selektif olarak

görüntüden çıkarılarak iliak vasküler yapılar ve stent görüntülendi. Resim Va'da ilk oluşturulan tüm tarama volümünü içeren MIP görüntüsü izlenmektedir. b ve c'de ise kemik yapılar görüntüden çıkarıldıktan sonra elde edilen sırasıyla süperior ve anteriordan izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntüleri gösterilmektedir. Resimlerde vasküler yapıları görüntüleyecek şekilde pencereleme kullanılmıştır. Bu olguda sol ana iliak arterde stent izlenmektedir.

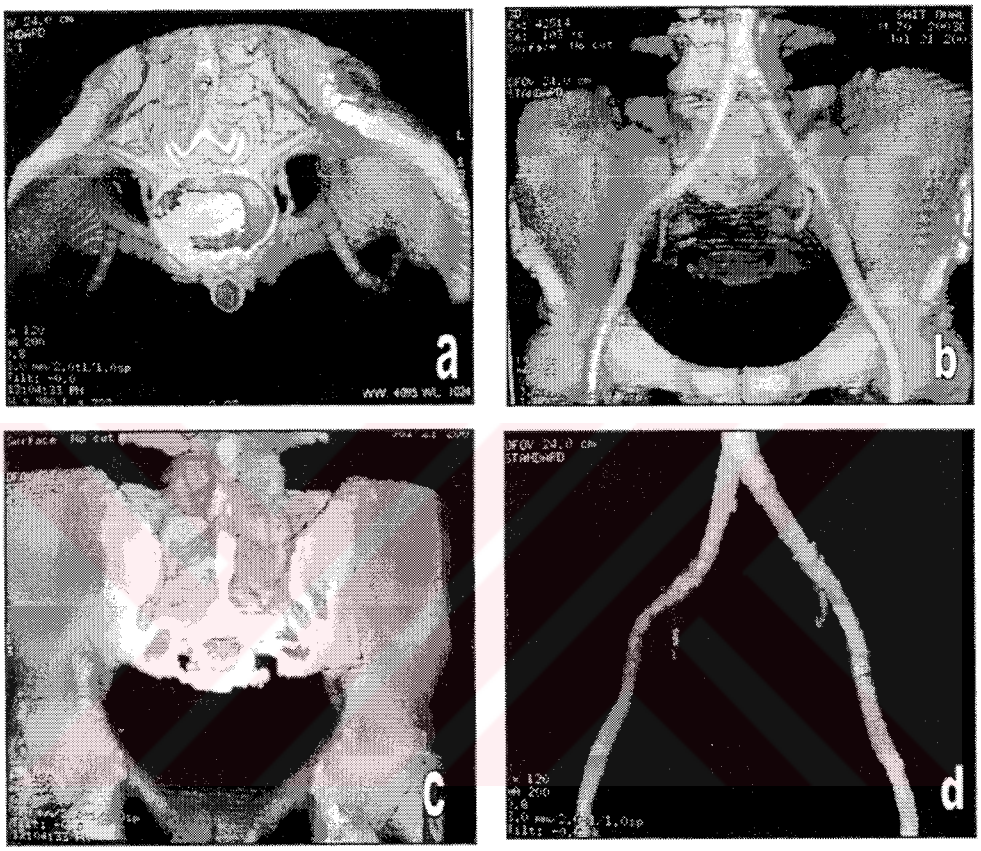


Resim V

Advantage Windows 3D Analysis Package yazılımı ile rekonstrükte edilmiş 1 mm'lik kesit kalınlığındaki standart aksiyel görüntülerden 160-200 HU eşik değer olarak alınarak SSD görüntüleri oluşturuldu. Vasküler kontrastlanmanın derecesine bağlı olarak bu değerler her hastada farklılık göstermektedir. Seçilen eşik değerin altındaki yapılar (bağırsak gibi çevre yapılar) görüntüye girmemekte bu değerin üzerindeki 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 iliak arter dalları ve stent görüntülendi. Resim VI'da bir olguda SSD görüntülerinin oluşumu gösterilmiştir.

Resim VI a,b,c'de ilk anda oluşturulan SSD görüntülerini sırasıyla süperior, anterior ve posteriordan izlenmektedir. Burada eşik değer 160 HU olarak alınmıştır. Bu görüntülerde eşik değerin altında kalan yapılar (bağırsak gibi organlar) görüntülenmemiştir ve geriye sadece bu değerin 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 iliak vasküler yapılar ve stentin izlendiği en son görüntü anteriordan gösterilmektedir.



Resim VI

Virtual intravasküler endoskopi (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 iliak arter endolüminal olarak görüntülendi. Koronal ve sagittal reformat ile standart aksiyel görüntüler üzerinde aorta- iliak arter 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 iliak arter ostiumları ve lümeni, stentlerin içi ya da iliak arterler ve stent içerisinden aort lümeni görüntülendi.

Resim VII'de 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 iliak arter ve stent aort lümeninden görüntülenmektedir. Resim a'da sol iliak arter içerisinde izlenen nokta b,c,d resimlerinde sol iliak artere ve stente karşılık gelmektedir.



Resim VII

Terminal aorta- iliak arter 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. Stent proksimalinden, stent distalindeki terminal aorta- iliak arter kesiminden ve diğer iliak arterden 5 mm^2'lik bir alanda HU olarak dansiteler ölçüldü.

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 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 9' da stent tipi, yerleştirilmeden önceki stent boyutları verilmiştir. Spiral BT Anjiografi ile değerlendirilen iliak 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.

Spiral BT anjiografide hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunun değerlendirilmesi amacıyla on beş olguda cihaz konsolundan inceleme sırasında kullanılan kesit sayıları, ışınlama süreleri, "pitch", interval, mA, kV ve toplam DLP değerleri kaydedilmiştir.

Ayrıca aterosklerotik aorta iliak damar darlıklarının değerlendirilmesinde altın standart yöntem olan intraarteriyel anjiografiye göre, spiral BT anjiografi yönteminin duyarlılık ve özgüllük değerleri hesaplanmıştır.

n	STENT TİPİ	UZUNLUK
1. SÖ	Express	8x17 mm
2. HD	Perico	7x28 mm
3. EY	Cordis P204	7x17 mm
4. MT	Cordis P204	6x17 mm
	Express	7x17 mm
5. MP	Cordis P204 (Sağ)	*4-9 (6 mm**)x28 mm
	Cordis P204 (Sol)	7x28 mm
6. GK	Perico (Sağ)	7x35 mm
	Perico (Sol)	7x25 mm
7. SA	Perico	6x25 mm
8. KE	Express	7x17 mm
9. ŞC	Express	6x17 mm
10.TE	Jostent	8x28 mm
11.NE	Jostent	6x28 mm
12.CE	Jostent	6x28 mm
13.HŞ	Jostent	7x17 mm
14.BA	Perico	8x25 mm
15.YÇ	Perico	6x80 mm
16.ÇA	Palmaz	7X32 mm
17.HA	Express	7x17 mm
18.YA	Perico	7x16 mm
19.SÇ	Perico	7x18 mm
20.ŞS	Palmaz	10x20 mm

Tablo 9

* Stentin en kısa ve en geniş olabileceği uzunluk

** Balon ile genişletildiği çap

IV. BULGULAR

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı Anjiografi ve Girişimsel Radyoloji Biriminde Haziran 94- Şubat 04 tarihleri arasında aorta- iliak arter darlığı nedeniyle intravasküler metalik stent yerleştirilen, yaşları 46 - 80 arasında (ortalama 63 ± 17) değişen 19 erkek, 1 kadın hastanın stent öncesi ve sonrası Fontaine evreleri, ateroskleroz risk faktörleri (Diyabet, hipertansiyon, sigara, hiperlipidemi) tablo 10' da gösterilmektedir.

N	Yaş/ cinsiyet	Fontaine İ.Ö	İ.S	DM	HT	Sigara	HL
1. SÖ	71- E	IIB	I	+	-	32 yıl 1paket/gün	Yüksek (211)
2. HD	54- E	IIB	I	-	-	30 yıl 1 paket/gün	N
3. EY	71- E	IIB	I	-	-	40 yıl 1paket/gün	N
4. MT	50- E	IIB	I	-	-	40 yıl 1paket/gün	Yüksek (270)
5. MP	54- E	IIB	I	+	+	25 yıl 10 adet/gün	Yüksek (251)
6. GK	48- E	IIB	I	+	-	33 yıl 1 paket/gün	N
7. SA	58- E	IIB	I	+	-	30 yıl 1 paket/gün	N
8. KE	56- E	IIB	I	-	-	40 yıl 1 paket/gün	N
9. ŞC	60- E	IIB	I	+	+	30 yıl 1 paket/gün	N
10.TE	57- E	IIB	I	-	-	-	N

11.NE	46- E	IIB	I	-	-	28 yıl 1 paket/gün	N
12.CE	59- E	IIB	I	+	+	30 yıl 1 paket/gün	N
13.HŞ	70- E	IIB	I	+	+	46 yıl 1.5paket/gün	N
14.BA	57- E	IIB	I	-	-	30 yıl 1 paket/gün	N
15.YÇ	71- E	IIB	I	-	+	30 yıl 1 paket/gün	N
16.ÇA	47- E	IIB	I	-	-	6 yıl 1 paket/gün	N
17.HA	80- E	IIB	I	+	+	-	N
18.YA	56- E	IIB	I	-	-	40 yıl 1 paket/gün	N
19.SÇ	56- E	IIB	I	-	-	-	N
20.ŞS	64- K	IIB	I	-	+	-	N

Tablo 10 :

İ.Ö: İşlem öncesi (stent uygulamasından önce), İ.S:İşlem sonrası (kontrol anjiografi sırasında), DM: Diyabet, HT: Hipertansiyon, HL: Hiperlipidemi (Total kolesterol düzeyi >200mg/dl)

Olguların tümünün böbrek fonksiyonları spiral BT anjiografi öncesi retrospektif olarak değerlendirilmiş olup normal sınırlardadır.

Yirmi olgunun on altısında bir iliak artere tek stent, iki olguda (Olgu 5, 6) sağ ve sol iliak arterdeki lezyonlara yönelik iki stent, iki olguda (Olgu 4, 5) stent stenozu sonrası stent içi stent ve bir olguda (Olgu 20) terminal aortaya tek stent yerleştirilmiştir. Tablo 11'de tüm olgular için stent lokalizasyonu, işlem öncesi ve sonrası darlık yüzdeleri, stent endikasyonu, stent sonrası spiral BT anjiografi (BTA) kontrol dönemleri, kullanılan stent tipi ve boyutları, BTA incelemesinde elde edilen stentlerin serbestleştirildikten sonraki uzunluk ve çapları gösterilmiştir.

	Stent Lok.	Darlık% İ.Ö İ.S	Endikasyon	Kontrol BTA	Stent tipi	Uzunluk/ çap	BTA Uzunl./çap
;Ö	L AİA	70 <10	Primer	1.5 ay	Express	8x17 mm	8,2x17 mm
ıD	R AİA	90 <10	Primer*	10 ay	Perico	7x28 mm	7,1x28 mm
:Y	L AİA	95 0	Primer	3 yıl	Cordis	7x17 mm	7x16,7 mm
MT	R AİA İnstent	95 <70** 70 <30	Primer Sekonder Restenoz	2.5 yıl	Cordis Express	6x17 mm 7x17 mm	6,6x17mm
MP	R AİA İnstent L AİA	95 60** 60 0 80 <10	Primer Sekonder Restenoz Primer	3.5 yıl 2 yıl	Cordis Cordis Cordis	6x28 mm 6x28 mm 7x28 mm	5,8x28mm 7x27,5 mm
;K	R AİA L AİA	95 0 90 0	Primer Primer	5 ay	Perico Perico	7x35 mm 7x25 mm	6,8x35mm 6,7x25mm
;A	L AİA	95 <30	Primer	6 ay	Perico	6x25 mm	6,2x25mm
<E	R AİA	70 0	Primer	1 ay	Express	7x17 mm	7x16,6mm
şC	R EİA	90 <10	Primer	6 ay	Express	6x17 mm	6x16,9mm
TE	L AİA	95 0	Primer	1,5 yıl	Jostent	8x28 mm	8,1x28mm
NE	L AİA	70 0	Primer	9 ay	Jostent	6x28 mm	6,3x28mm
CE	L AİA	70 <10	Primer	6 ay	Jostent	6x28 mm	6x27,7mm
HŞ	R EİA	90 <10	Primer	6.5 ay	Jostent	7x17 mm	6,7x17mm
BA	R AİA	95 0	Primer	1,5 yıl	Perico	8x25 mm	8x25mm
.YÇ	R EİA	60 0	Primer	1,5 yıl	Perico	6x80 mm	6,2x80mm
.ÇA	L AİA	95 0	Primer	8,5 yıl	Palmaz	7x32 mm	6,8x32mm
.HA	R AİA	70 <10	Sekonder Diseksiyon	4 ay	Express	7x17 mm	7,4x17mm
.YA	R AİA	70 <20	Primer	1,5 yıl	Perico	7x16 mm	7x16mm
.SÇ	LAİA	70 0	Primer	1ay	ESS	7x18 mm	7x17,7mm
.ŞS	TA	95 0	Primer	10 yıl	Palmaz	10x20 mm	9,1x20 mm

Tablo 11

Tablo 11' de kullanılan kısaltmalar:

L AİA : Sol ana iliak arter

R AİA : Sağ ana iliak arter

EİA : Dış iliak arter

TA : Terminal aorta

İ.Ö : İşlem öncesi (stent uygulamasından önce), İ.S: İşlem sonrası (kontrol anjiografi sırasında),

* Kontrol anjiografilerinde stent proksimalinde anlamlı stenoz saptanan ve balon anjioplasti yapılan olgu. (Balon anjioplasti sonrası darlık <%10)

** Kontrol anjiografileri sırasında (4. olgu 2.yıl, 5.olgu 1.yıl) stentte belirgin darlık saptanan ve stent içi stent uygulanan olgular.

Stent uygulaması yapılan darlıkların 9'u sol ana iliak arter, 7'si sağ ana iliak arter, 3'ü sağ dış iliak arter, 1'i terminal aorta yerleşimliydi. Kullanılan stentlerin tümü balonla genişletilen tipte olup 4'ü Jostent, 2'si Palmaz, 7'si Perico, 5'i Express ve 4'ü ise Cordis stentlerdi. 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. Burada tüm olgularda stent uzunlukları ile BT 'de ölçülen uzunluk değerleri karşılaştırıldığında aradaki farkın 0 ile 0,5 mm, çap ölçümlerinde ise 0 ile 0,9 mm arasında değiştiği izlenmiştir. Spiral BT incelemesi, tüm olgularda intravenöz kontrast madde öncesi ve sonrası olmak üzere iki aşamada yapıldı. Kontrast madde öncesi ilk aşama stentin lokalizasyonunu belirlemek için yapıldı. İnceleme süresi teknik parametreler 10 mm kolimasyon, 30 mm/sn masa hızı, "pitch" 3/1 olarak seçildiğinde, ortalama 4,4 saniye idi.

İkinci aşama olan intravenöz kontrast madde verilerek yapılan spiral BT incelemesinde tarama parametreleri 3 mm kolimasyon, 6 mm/sn masa hızı, "pitch" 2/1 olarak seçildiğinde inceleme süresi ortalama 17 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. Olguların tümünde stent düzleminden stent referans alınarak stentin, iliak arterin ve bir olguda terminal aortanın bütünüyle değerlendirilmesini sağlayan koronal düzlemdeki oblik reformat ve kesit kalınlığı artırılmış MIP görüntüleri oluşturuldu.

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

On yedi olguda stentin iliak arter ile yaptığı açı ve iliak arterin pelvis içindeki seyri nedeniyle stent bütünlüğü koronal düzlemde 5^0– 50^0 arasındaki sagittal oblik görüntülerde izlendiğinden stent lümeni en iyi bu düzlemlerde gösterilmiştir. İki olguda (Olgu 8,13) stentin iliak arter ile yaptığı açıya bağlı olarak stent bütünlüğü koronal düzlemde aksiyel oblik görüntülerde izlenmiştir. Bir olguda stent terminal aortada yerleşimli olup stent bütünlüğü ve lümeni en iyi sagittal görüntülerde değerlendirilmiştir.

Kesit kalınlığı artırılarak elde edilen MIP görüntülerinde 18 olguda stent lümeninin en iyi görüntülenebildiği düzlem 4,1- 7 mm kalınlıklar arasındaki sagittal düzlemdir. İki olguda ise stentin iliak arter ile yaptığı açıya bağlı olarak stent bütünlüğü aksiyel düzlemde izlenebildiğinden lümen en iyi 4,2- 6,1 mm kalınlığındaki aksiyel düzlemlerde gösterilebilmiştir (Olgu 8, 13).

Sonuç olarak stent lümeni en iyi koronal düzlemdeki sagittal 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 dokuz olguda iliak arter ve stent düzeyi, bir olguda terminal aorta ve stent düzeyi patent olarak izlendi. Bir olguda koronal düzlemde elde edilen sagittal oblik MPR görüntülerde, stentin hemen proksimalinde iliak arterde anjiografi ile uyumlu darlık saptandı. Balon anjioplasti sonrası yapılan BTA kontrolünde stentte %10'un altında rezüdü darlık izlendi (Olgu 2). İki olguda (Olgu 4, 7) stent proksimal kesiminde iliak arter lümeninde daralmaya neden olan plak ve bir olguda (Olgu 18) lümende daralmaya neden olan

stent içi intimal hiperplaziye ve bir olguda (Olgu 20) terminal aorta posterior duvarında plağa bağlı görünüm izlendi. Ayrıca altı olguda stent lümeninde anlamlı daralmaya neden olmayan (<%10) minimal intimal hiperplazi izlendi (Olgu 1, 5, 9, 12, 13, 17).

Tüm olgularda MPR ve MIP görüntülerinde stent kontrast maddeden ayrı olarak izlendi. MPR ve MIP ile 20 olguda vasküler duvar kalsifiyonları kontrast maddeden ayrı olarak saptandı. 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 4,1- 7 mm kalınlıklar arasındaki MIP görüntülerinde izlendi.

SSD görüntülerde 11 olguda lokalizasyon bölgesinde stent aorta- iliak arterin çapına göre daha geniş olarak izlendi. Diğer olgularda ise stent ve intralüminal kontrast dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından ayırt edilemedi (Olgu 1, 3, 4, 9, 10, 12, 14, 18, 19).

VIE görüntülerinde eşik değer 90-150 arasında seçildi. Olguların hepsinde stent proksimal vasküler lümenden görüntülendi, stent lümeni ve stent distali değerlendirildi. Tüm olgularda stent patent olarak izlendi. Olguların tümünde stent lümeni kontur düzensizliği şeklinde izlendi. İki olguda (Olgu 4, 7) stent proksimal kesiminde iliak arter lümeninde daralmaya neden olan plak ve bir olguda (Olgu 18) lümende daralmaya neden olan stent içi intimal hiperplazi ve bir olguda (Olgu 20) terminal aorta posterior duvarındaki plak konturda taşma olarak izlendi.

Aorta- iliak arter 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. Stent proksimalindeki, distalindeki iliak arter kesiminden, diğer iliak arterden ve bir olguda terminal aortadan tüm olgular için 5 mm^2'lik bir alanda HU olarak dansiteler ölçüldü. Dansite ölçümleri sonucu elde edilen değerler Tablo 12' de gösterilmiştir.

N	Stent proksimali	Stent distali	Karşı iliak Arter.
1. SÖ	258	279	282
2. HD	340	362	367
3. EY	352	457	463
4. MT	324	342	346
5. MP	269 (Sağ) 272 (Sol)	281 285	284 292
6. GK	372 (Sağ) 370 (Sol)	371 367	374 372
7. SA	319	325	331
8. KE	310	344	350
9. ŞC	342	360	363
10.TE	354	356	357
11.NE	276	288	291
12.CE	225	222	228
13.HŞ	353	358	357
14.BA	246	251	256
15.YÇ	268	267	271
16.ÇA	277	282	283
17.HA	314	322	325
18.YA	336	346	349
19.SÇ	250	258	261
20.ŞS*	310	340	

Tablo 12

* Stent terminal aortadadır.

Tüm olgularda dansite değerleri arasında belirgin farklılık saptanmamıştır.

Olguların on beşinde spiral BT anjiografide maruz kaldıkları radyasyon dozunun değerlendirilmesi amacıyla inceleme sırasında kullanılan bazı paremetreler kaydedildi (kesit sayıları, ışınlama süreleri, "pitch", interval, mA, kV ve toplam DLP).

Kontrastsız inceleme sırasında kullanılan paremetreler ve bunlara karşılık gelen DLP değeri tablo 13' de gösterilmiştir.

Hasta no	Kesit sayısı-	Işınlama süresi	DLP (mGy.cm)
5	1-14	4.3 sn	15,83
6	1-20	5.9 sn	21,77
7	1-17	5.1 sn	18,80
8	1-15	4.5 sn	16,82
9	1-10	3.2 sn	11,87
10	1-13	4 sn	14,84
11	1-9	2,9 sn	10,88
12	1-9	2,9 sn	10,88
13*	1-10 1-9	3,2 sn 2,9 sn	11,87 10,88
14	1-11	3,5 sn	12,86
15	1-18	5,3 sn	19,79
16	1-17	5,1 sn	18,80
17	1-16	4,8 sn	12,86
18	1-10	3,2 sn	11,87
19	1-9	2,9 sn	10,88
20	1-20	5,9 sn	21,77

Tablo- 13: Pitch-3, interval-10, kalınlık-10, mA 50, kV 120

* BTA incelemesi iki kere yapılan olgu(HD)

Kontrastlı inceleme sırasında kullanılan paremetreler ve bunlara karşılık gelen DLP değeri tablo 14' de gösterilmektedir.

Hasta no	Kesit sayısı-	Işınlama süresi	DLP (mGy.cm)
5	1-34	14 sn	66,69
6	1-41	16.8 sn	80,03
7	1-38	15.6 sn	74,31
8	1-31	12.8 sn	60,97
9	1-31	12.8 sn	60,97
10	1-28	11,6 sn	55,26
11	1-31	12,8 sn	60,97
12	1-34	14 sn	66,69
13*	1-30 1-31	12,4 sn 12,8 sn	59,07 60,97
14	1-34	14 sn	66,69
15	1-55	22,4 sn	106,71
16	1-28	11,6 sn	55,26
17	1-37	15,2 sn	72,44
18	1-31	12,8 sn	60,97
19	1-34	14 sn	66,69
20	1-37	15,2 sn	72,44

Tablo- 14: Pitch-2, interval-3, kalınlık-3,mA 200, kV 120

* BTA incelemesi iki kere yapılan olgu(HD)

BT incelemesi yapılan hastalarda DLP, tam olarak spesifik organ dozlarını belirtmemekle birlikte, "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography"'nin her anatomik bölgeye göre özel olarak saptadığı "dönüştürme" faktörlerinin kullanılması ile eş değer efektif dozun hesaplanmasında kullanılan basit bir yöntemdir. Bu dönüştürme faktörleri baş için 0,0023 mSv/mGy.cm, göğüs için

0,017 mSv/mGy.cm, pelvik bölge için 0,019 mSv/mGy.cm dir (76). Hastalarımızdaki DLP ve bunlara karşılık gelen efektif dozlar bu bilgiler doğrultusunda tablo 15' te gösterilmektedir (Dönüştürme faktörü=0,019 mSv/mGy.cm).

Hasta no	Toplam DLP(mGy.cm)	Efektif doz(mSv)
5	82,52	1,5
6	101,80	1,9
7	93,11	1,7
8	77,79	1,4
9	72,84	1,3
10	70,10	1,3
11	71,85	1,3
12	77,57	1,4
13*	142,79	2,7
14	79,55	1,5
15	126,5	2,4
16	74,06	1,4
17	85,30	1,6
18	72,84	1,3
19	77,57	1,4
20	94,21	1,7

Tablo- 15

* BTA incelemesi iki kere yapılan olgu(HD)

Örnek eşdeğer doz hesaplaması;

Hesaplama öğeleri 5. hasta dikkate alınarak değerlendirilmiştir. Pelvik bölge için dönüştürme faktörü mSv/mGy.cm=0,019'dur. Hastadan elde edilen toplam DLP= 82,52 mGy.cm, mSv= 0,019x mGy.cm, mSv=0,019x 82,52= 1,5 mSv.

Olguların maruz kaldığı eş değer efektif radyasyon dozu 1,3- 2,7 mSv değerleri arasında belirlenmiş olup normal populasyon için kabul edilen yıllık radyasyon dozu miktarının 5 mSv belirgin şekilde altındadır (89).

BT anjiografinin aorta- iliak arterlerde anlamlı darlıkları (%30) gösterebilmede ki duyarlılık ve özgüllüğü, damar hastalıklarının teşhisinde altın standart yöntem olan arteriyel anjiografi (DSA) ile değerlendirildi. Buna göre spiral BT anjiografide bir yanlış negatif (FN), sıfır yanlış pozitif (FP), beş doğru pozitif (TP), on altı doğru negatif (TN) sonuç saptandı. Bu sonuçlara göre yöntemin duyarlılığı %83,3, özgüllüğü %100 olarak hesaplandı (Tablo 16).

Duyarlılık= TP/ (TP+FN)X100= 5/ (5+1)X100= %83,3
Özgüllük= TN/ (TN+FP)X100= 16/ (16+0)X100= %100

Tablo- 16

OLGULARDAN ÖRNEKLER:

Olgu örnekleri sunulurken aşağıdaki kısaltmalar kullanılmıştır:

Sol AİA : Sol ana iliak arter

Sağ AİA : Sağ ana iliak arter

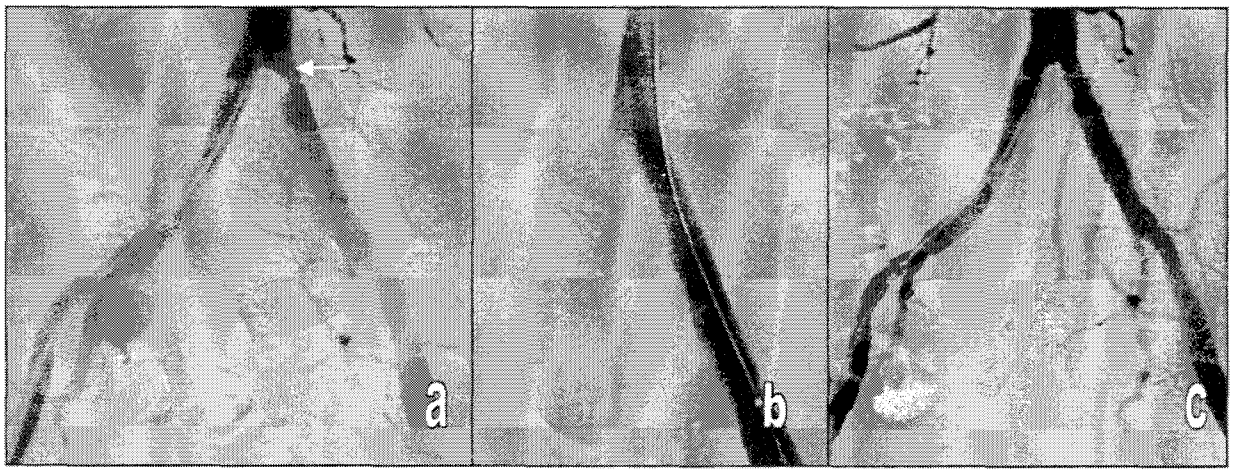
EİA : Dış iliak arter

TA : Terminal aorta

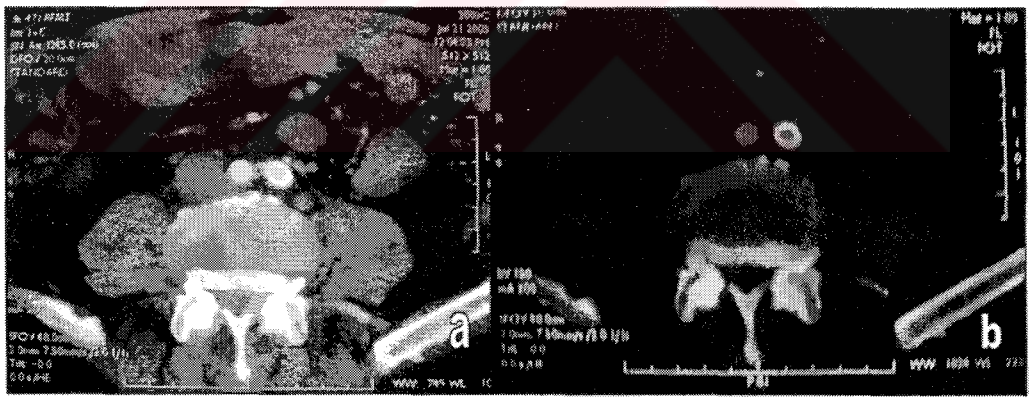
Sol İİA : Sol iç iliak arter

BTA : Spiral BT anjiografi

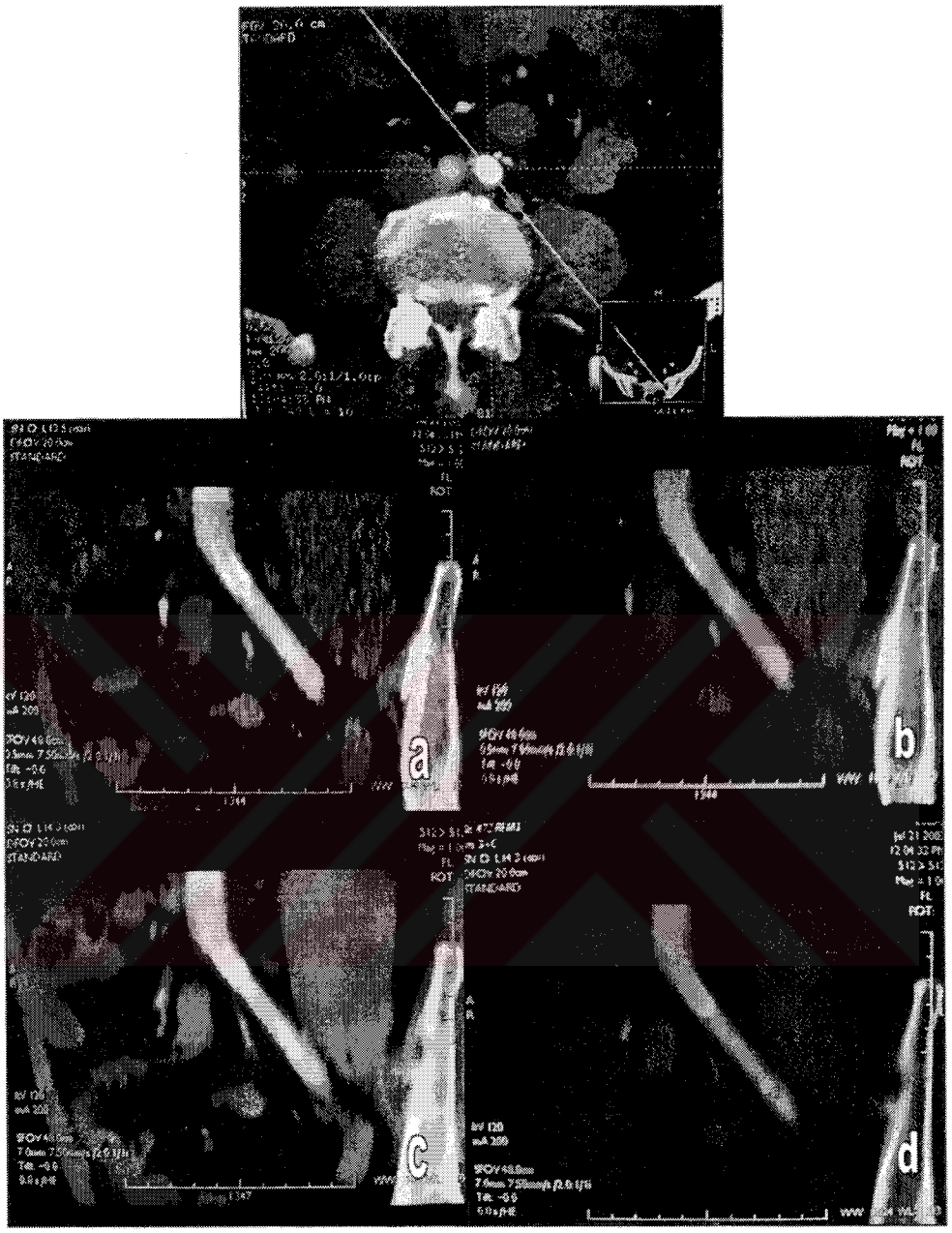
1. OLGU : 71y/ E



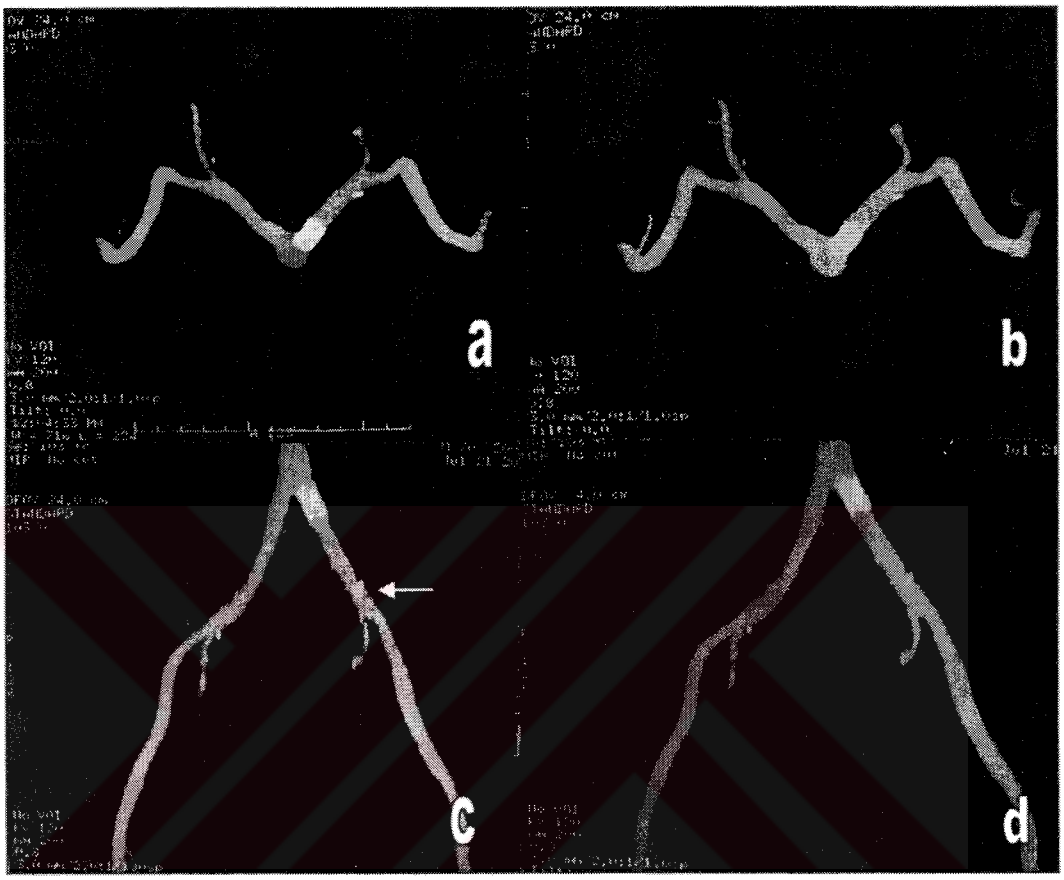
Resim I: Sol Aİ arterdeki % 70'lik stenotik segmente (ok) **(a)** stent yerleştirilmiştir **(b)**. Takiben yapılan 1,5 ay sonra ki kontrolünde **(c)** %10'un altında darlık mevcuttur.



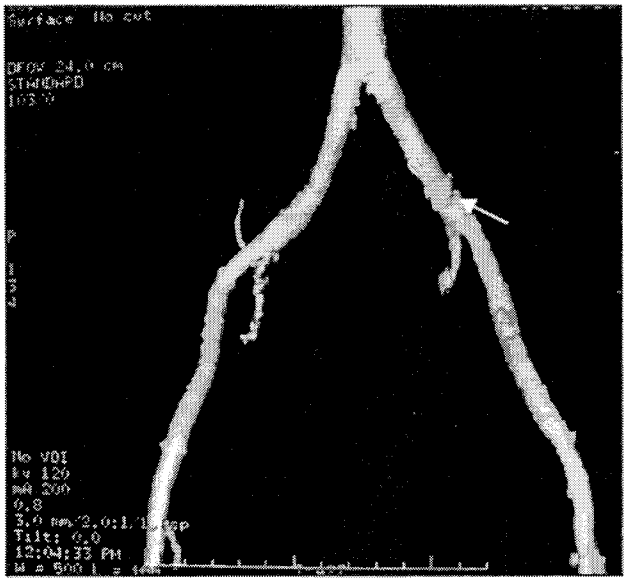
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin değerlendirilmesinde stent lümeninde plak ya da intimal hiperplazi ile uyumlu olabilecek görünüm izlenmemiştir (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim III: Aynı olgunun, stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen, koronal düzlemde, 0.5 mm kalınlığındaki 50° sol oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Ayrıca, stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen, koronal düzlemde, 7 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Stent yüksek atenüasyon gösterdiğinden dolayı intralüminal kontrast maddeden ayrı olarak izlenmektedir. Stent distalinde kalsifiye plak mevcuttur (ok) **(c)** (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

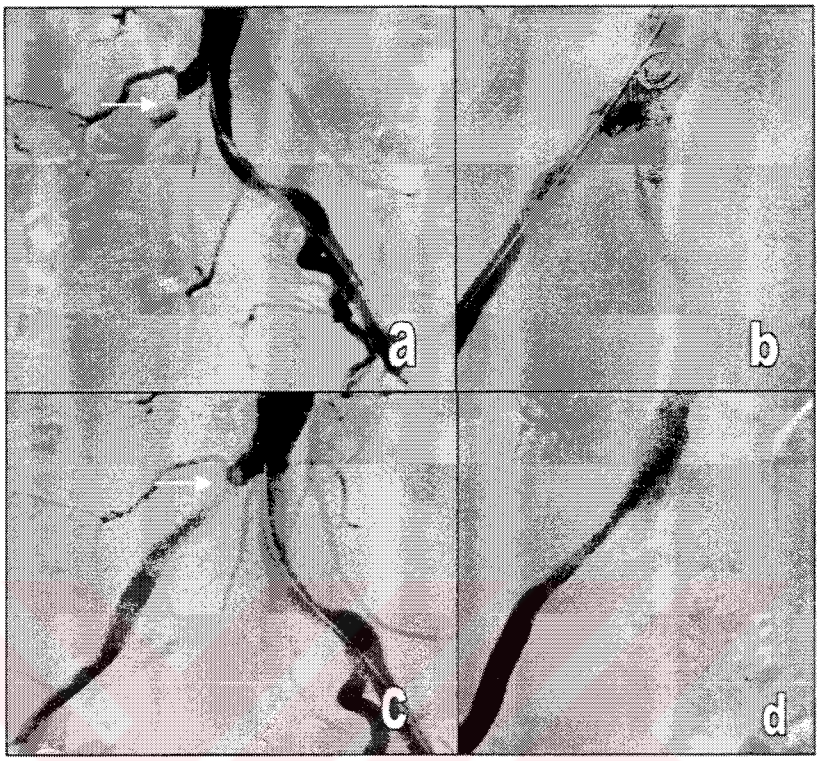


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sol Aİ arterdeki stent ve intralüminal kontrast dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından ayırt edilememektedirler. Stent distalinde kalsifiye plak konturda taşma şeklinde izlenmektedir (ok).



Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; aort lümeninden sol Aİ arter ostiumu ve stent lümeni izlenmektedir. Sol Aİ arter ostiumunda kalsifikasyon (ok) mevcuttur.

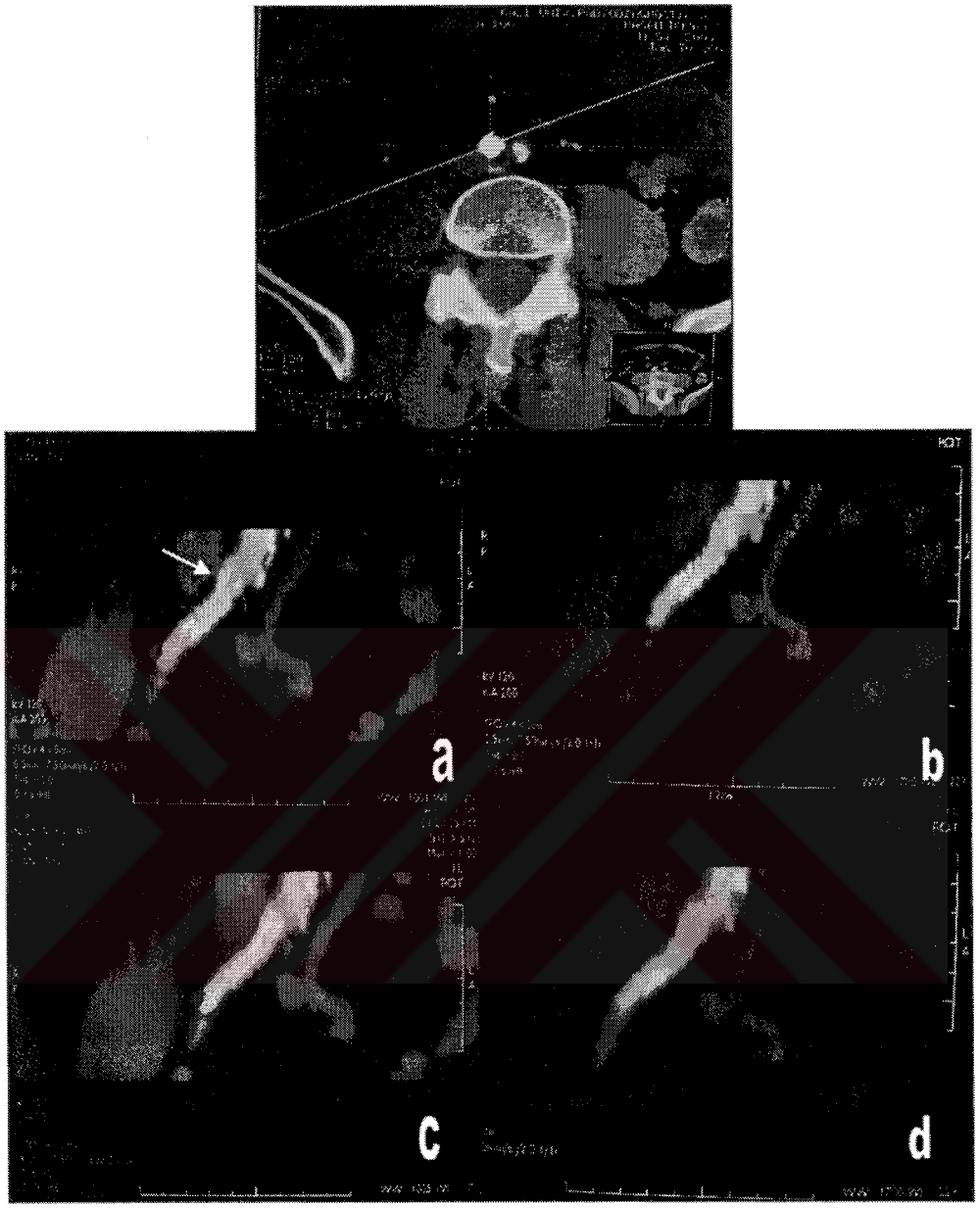
2. OLGU: 54y/ E



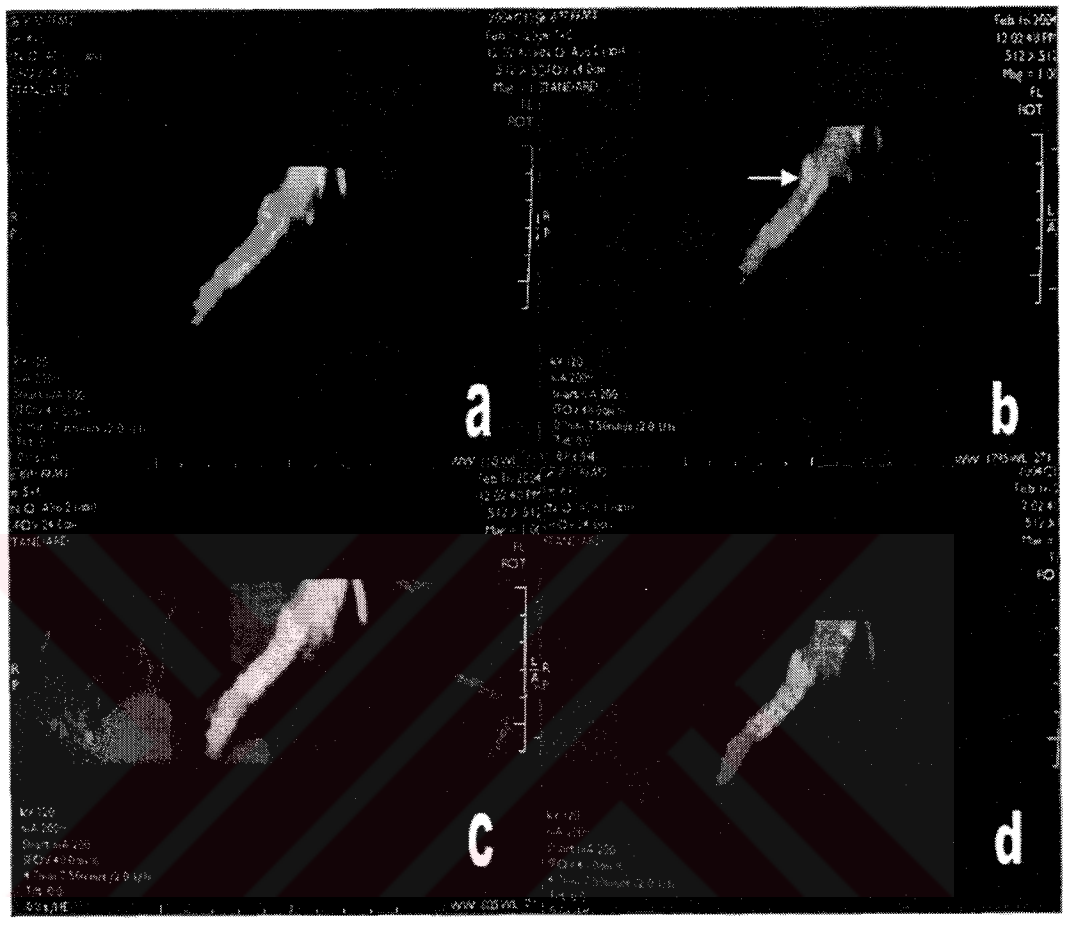
Resim I: Sağ Aİ arter proksimalinde % 90'nın üzerinde darlık saptanan olguya (ok) **(a)** stent yerleştirilmiştir **(b)**. Takiben 10. ay'da yapılan kontrol anjiografilerinde stent proksimal kesiminde intimal hiperplaziye bağlı olarak (ok) %30'un altında darlık izlenmiştir **(c)**. Bu alana uygulanan balon anjioplasti sonrası % 10'un altında minimal rezidü darlık mevcuttur **(d)**.



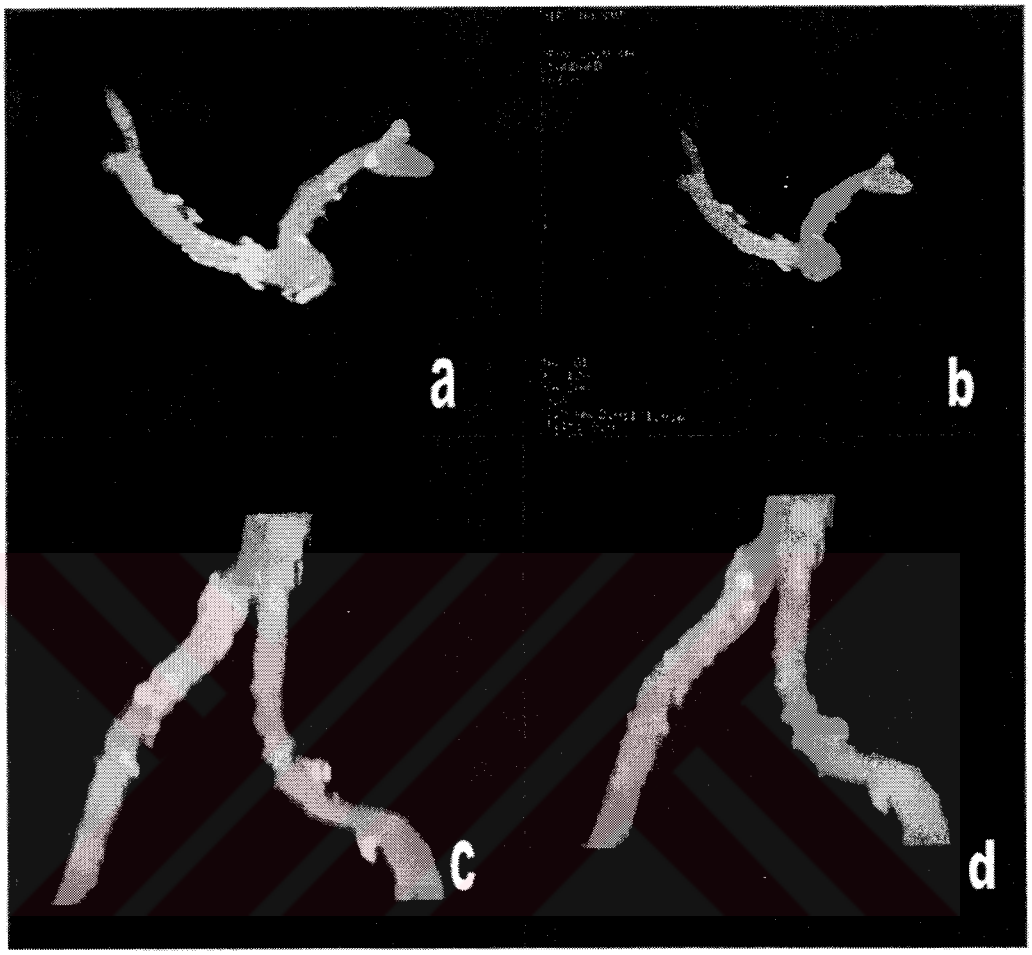
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin değerlendirilmesinde stent proksimal kesiminde minimal intimal hiperplazi ile uyumlu görünüm izlenmiştir (ok) **(a)** (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



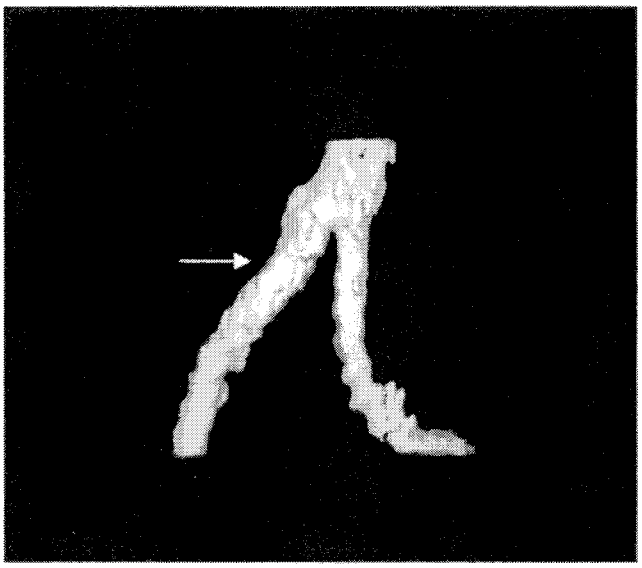
Resim III: Aynı olgunun balon anjioplasti öncesinde, stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen, koronal düzlemde, 0.5 mm kalınlığındaki 42° sağ oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Stent proksimalinde intimal hiperplaziye bağlı %30'un altında darlık mevcuttur (ok) **(a)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 4,2 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Balon anjioplasti sonrası stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 42° sağ oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir (ok). Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 4,2 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir. Rezüdü darlık izlenmemiştir. (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim V: Aynı olgunun balon anjioplasti öncesinde süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Abdominal aortada, iliak arterlerde yoğun kalsifikasyonlar mevcuttur. Stentin proksimalinde anjiografi ve MPR görüntülerinde izlenen darlık lehine görünüm bu görüntülerde izlenmemektedir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

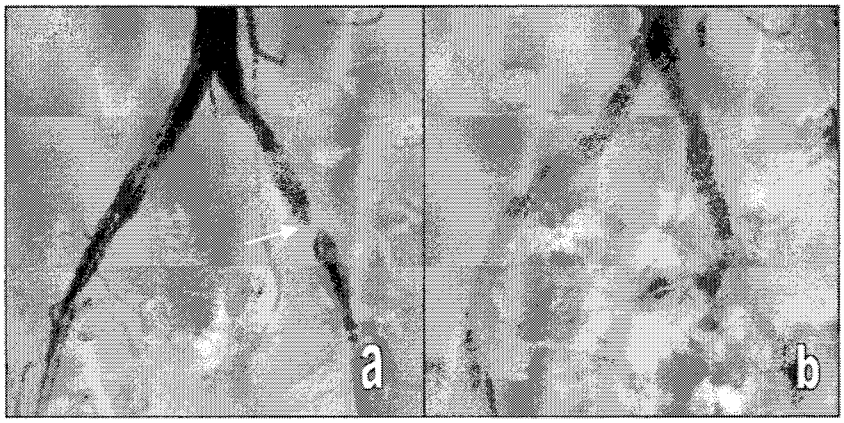


Resim VI: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sağ Aİ arter proksimalinde stent konturda taşma şeklinde izlenmektedir (ok). Abdominal aortada ve iliak arterlerde ki kalsifikasyonlar konturda taşma şeklinde görülmektedir.

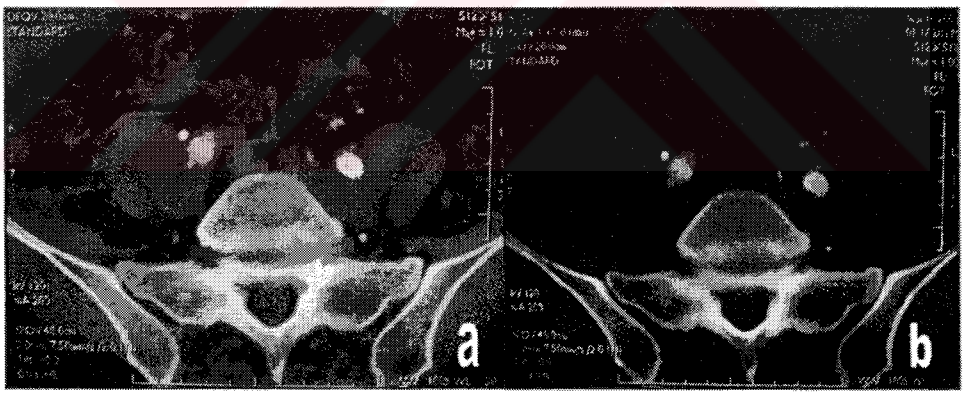


Resim VII: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; aort bifurkasyonu, sağ Aİ arter ostiumu ve stent lümeni okla gösterilmektedir.

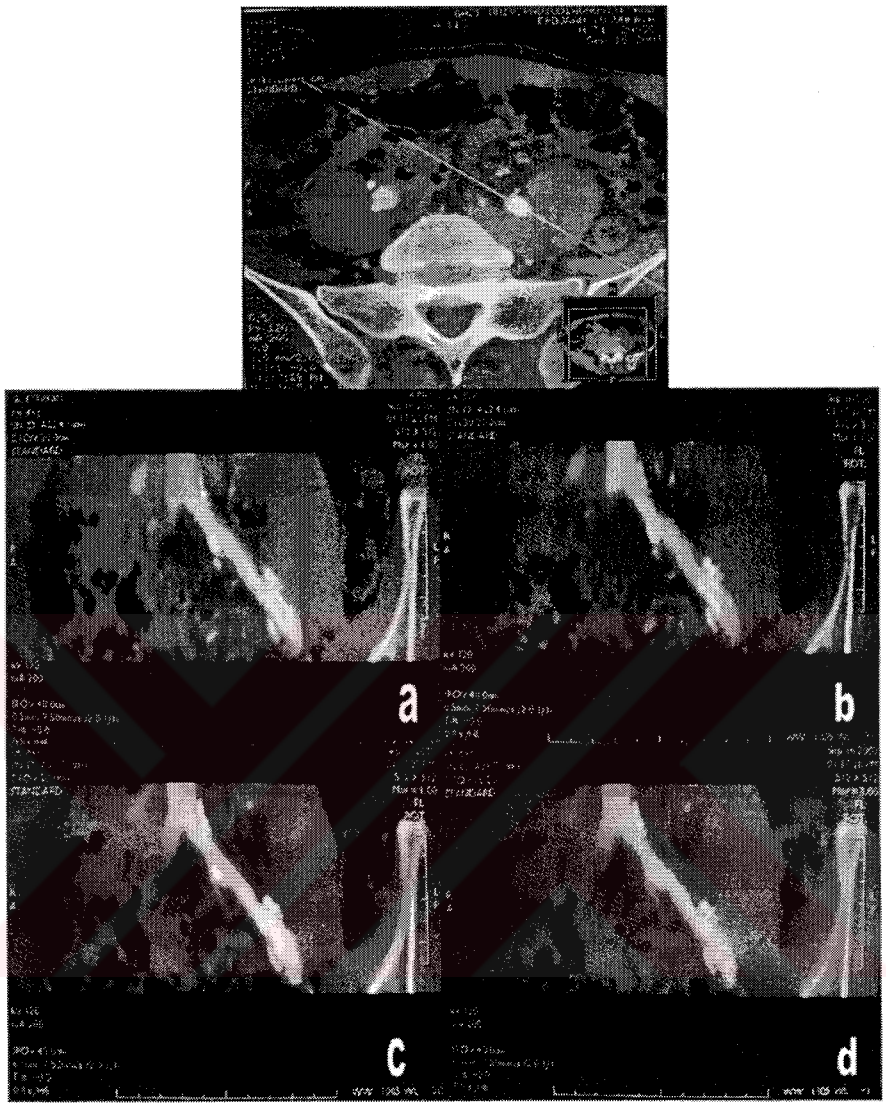
3. OLGU: 71y/ E



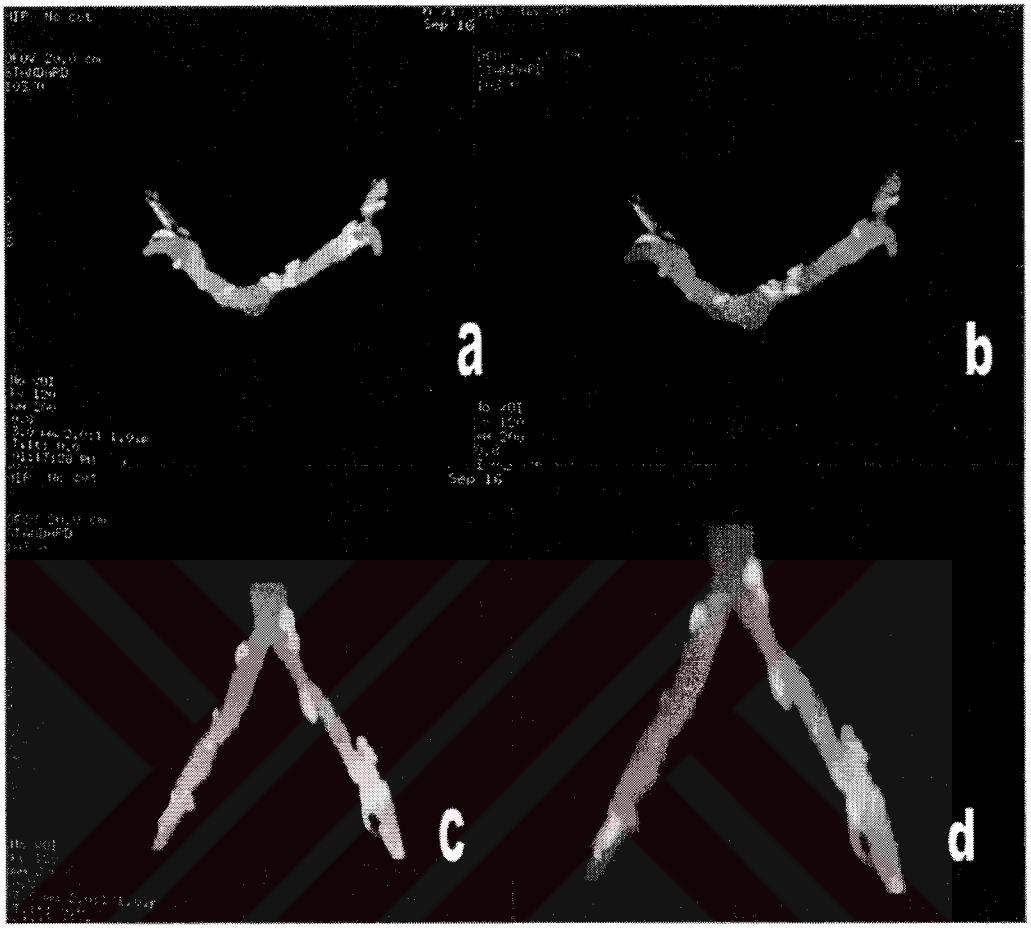
Resim I: Sol ana iliak arter distalinde >% 95' deki stenotik segmente (ok) **(a)** stent uygulamasını takiben yapılan 3. yıl kontrol anjiografisinde stent patent olarak izlenmektedir **(b)**.



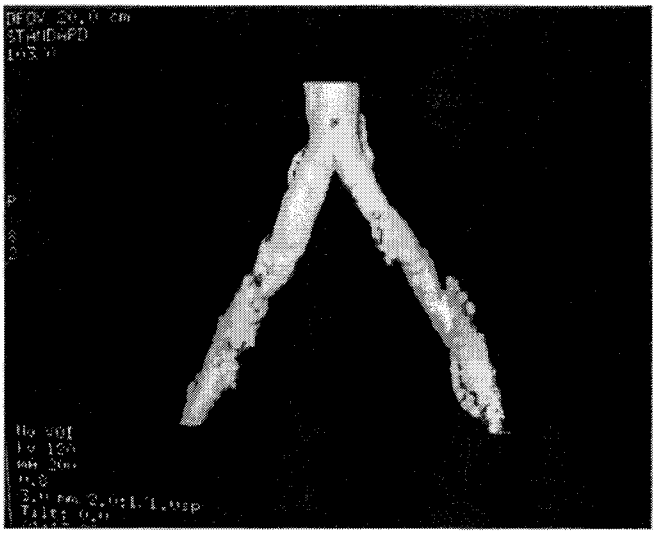
Resim II: Aynı olgunun spiral BTA kontrolünde **(a, b)**; 1 mm'lik standart aksiyel görüntülerinin değerlendirilmesinde stent lümeninde plak ya da intimal hiperplazi ile uyumlu olabilecek görünüm izlenmemiştir (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



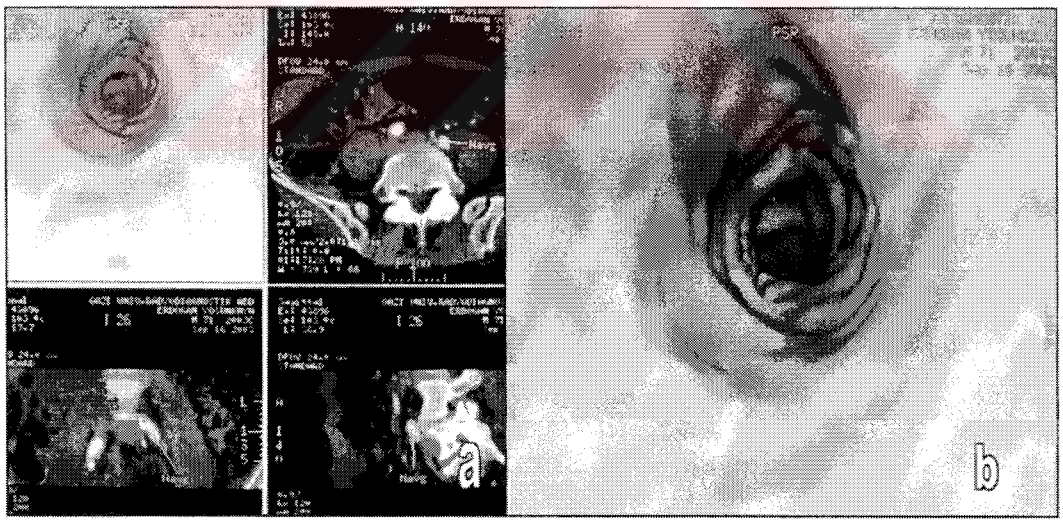
Resim III: Aynı olgunun, stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen, koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 30° sol oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 6,1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Abdominal aortada ve iliak arterlerde yoğun kalsifikasyonlar mevcuttur. Stent lümeni en iyi süperiordan izlenmekte olup patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

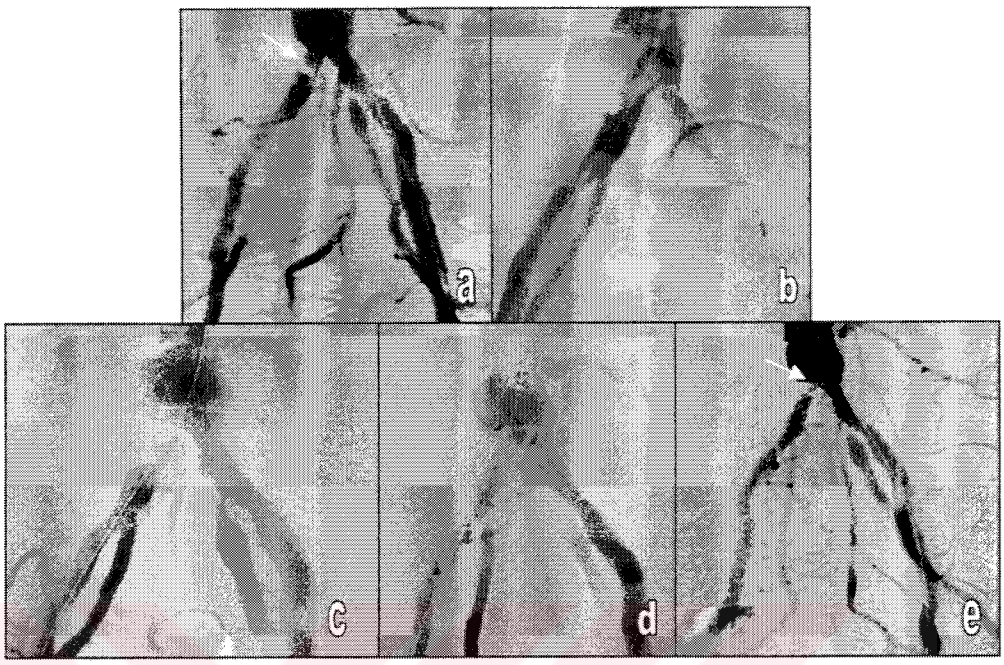


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sol Aİ arter distalindeki stent ve intralüminal kontrast dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından ayırtedilememektedirler. Aortada ve iliak arterlerde kalsifikasyonlar konturda taşma şeklinde izlenmektedir.

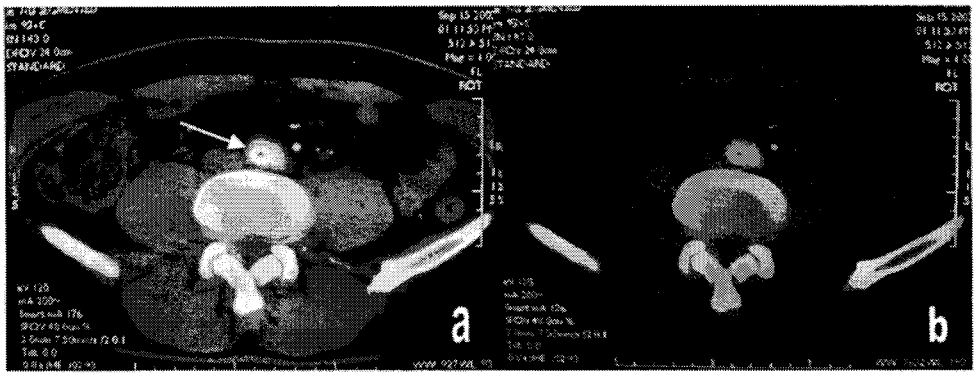


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; sol Aİ arter lümeninden stent lümeni patent olarak izlenmektedir.

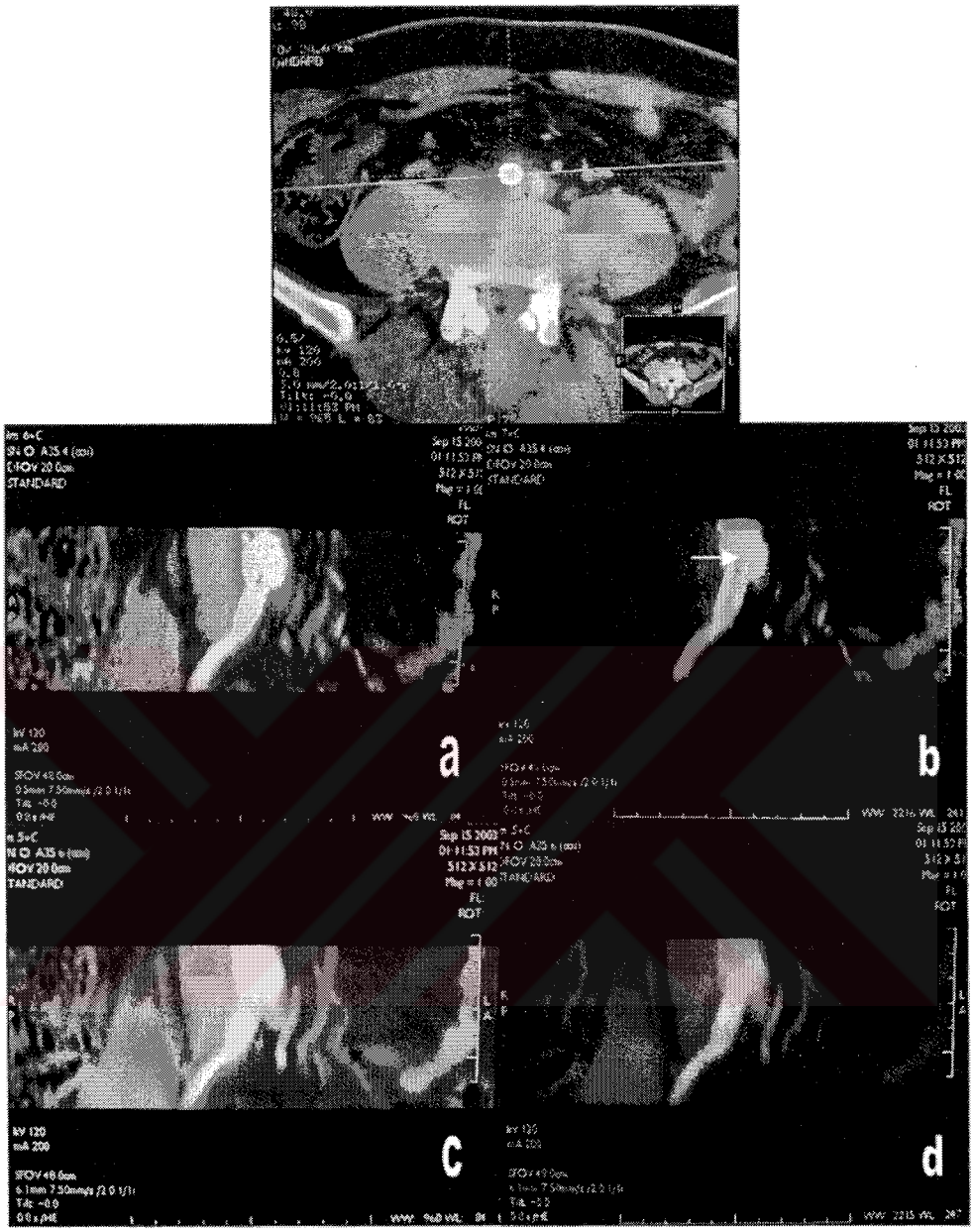
4. OLGU: 55y/ E



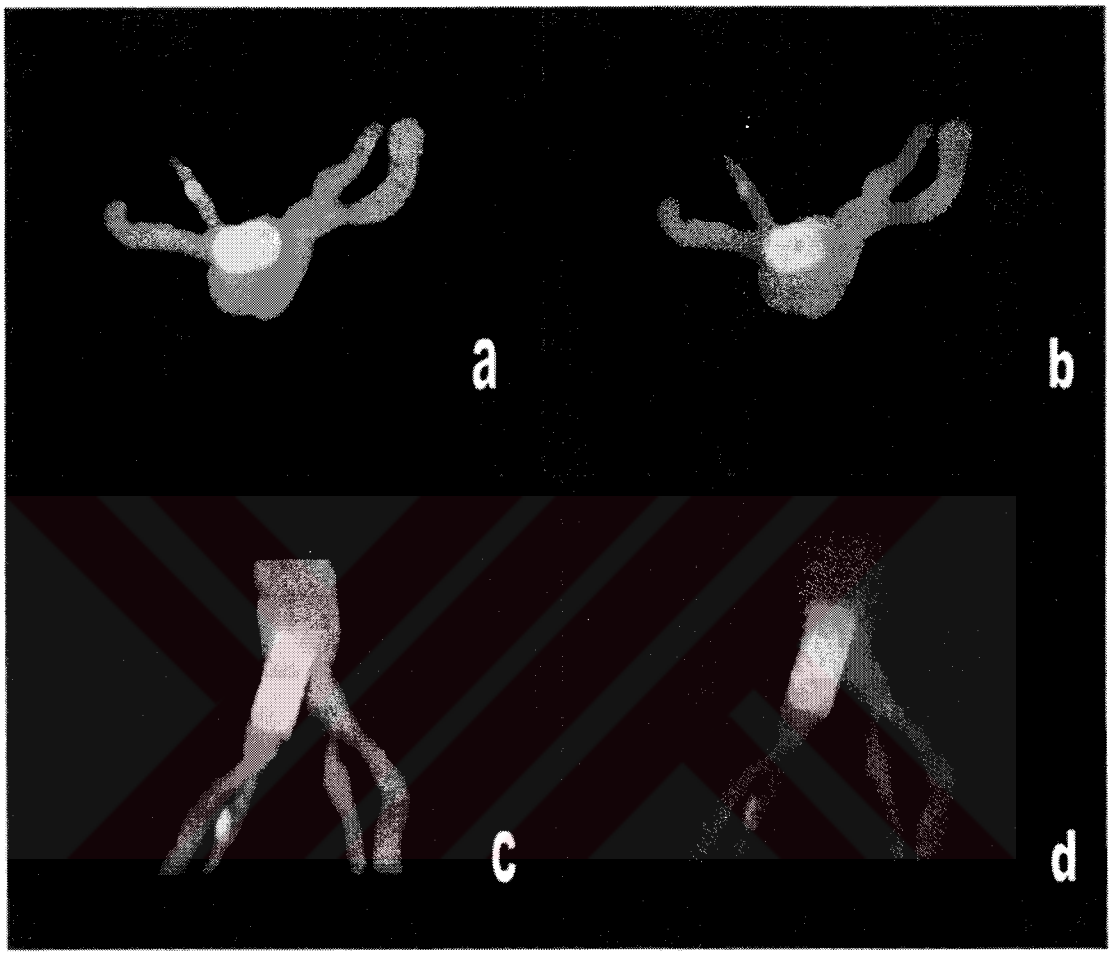
Resim I: Sağ Aİ arter proksimalinde % 95'in üzerindeki stenotik segmente (ok) **(a)** stent uygulanmıştır **(b).** Takiben yapılan ikinci yıl kontrolünde % 70'in üzerinde darlık izlenmiştir **(c)**. Stent içine yeni stent uygulanması sonrası stent patenttir **(d)**. Restent uygulama sonrasında yapılan 7.ay kontrolünde stent proksimalinde plağa bağlı %30'un altında darlık mevcuttur (ok) **(e)**. Ayrıca terminal aortada en geniş yerinde 3 cm olarak ölçülen anevrizmatik dilatasyon izlenmektedir.



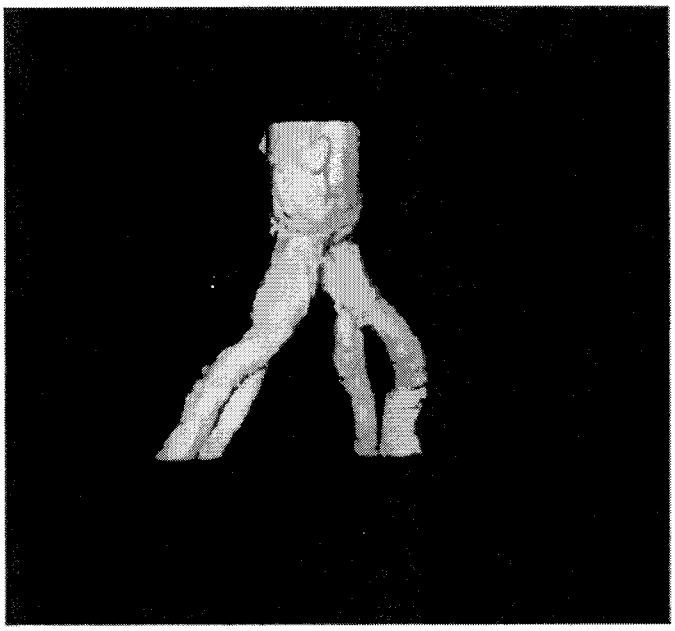
Resim II: Aynı olgunun restent uygulama sonrası 7. ay kontrol BT anjiografisinin 1 mm'lik standart aksiyel görüntülerinin değerlendirilmesinde **(a, b)** stent lümeninin proksimalinde plak ile uyumlu görünüm izlenmiştir (ok) **(a)** (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



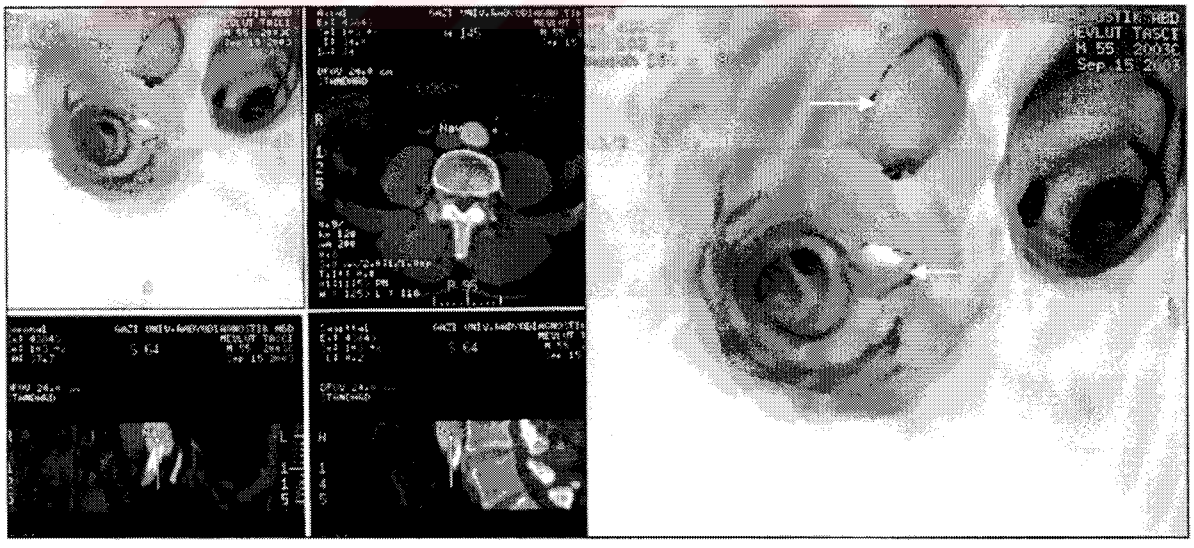
Resim III: Aynı olgunun, stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 8° sağ oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Stent proksimalinde plağa bağlı %30' un altında darlık (ok) mevcuttur **(b)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 4,2 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Stentin proksimalinde anjiografi ve MPR görüntülerinde izlenen darlık lehine görünüm bu görüntülerde izlenmemektedir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

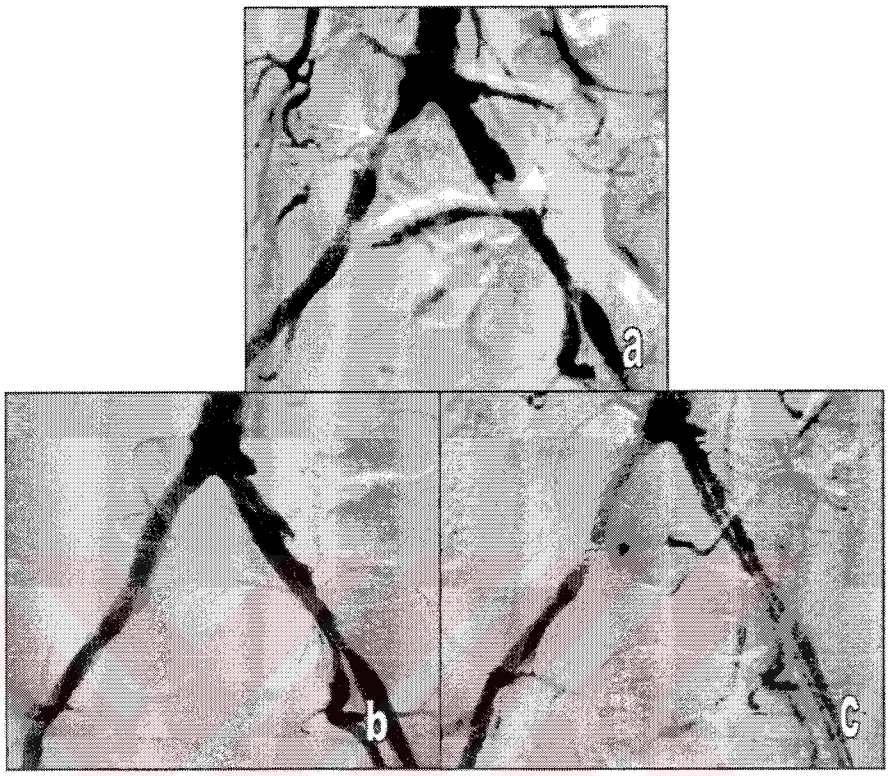


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sağ Aİ arterdeki stent, aort duvar kalsifikasyonları ve intralüminal kontrast madde dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından benzer özelliklerde izlenmektedirler.

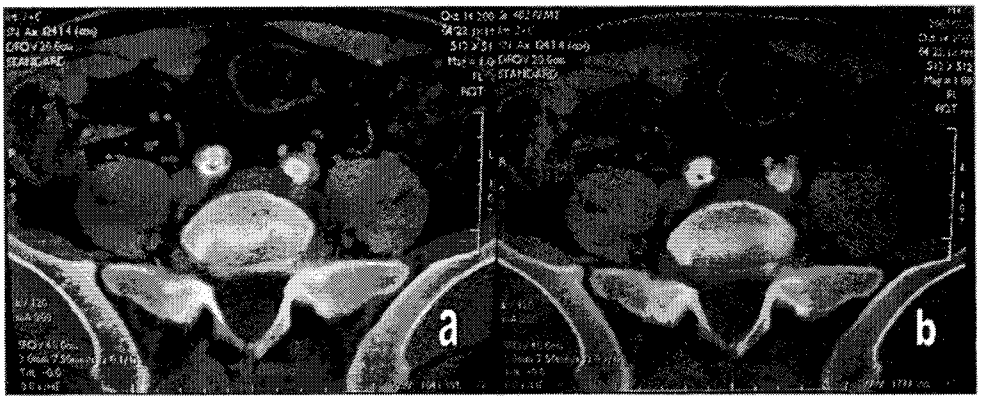


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; aort lümeninden, sağ Aİ arter ostiumunda stent lümenini daraltan plaklara ait görünümler oklarla gösterilmektedir.

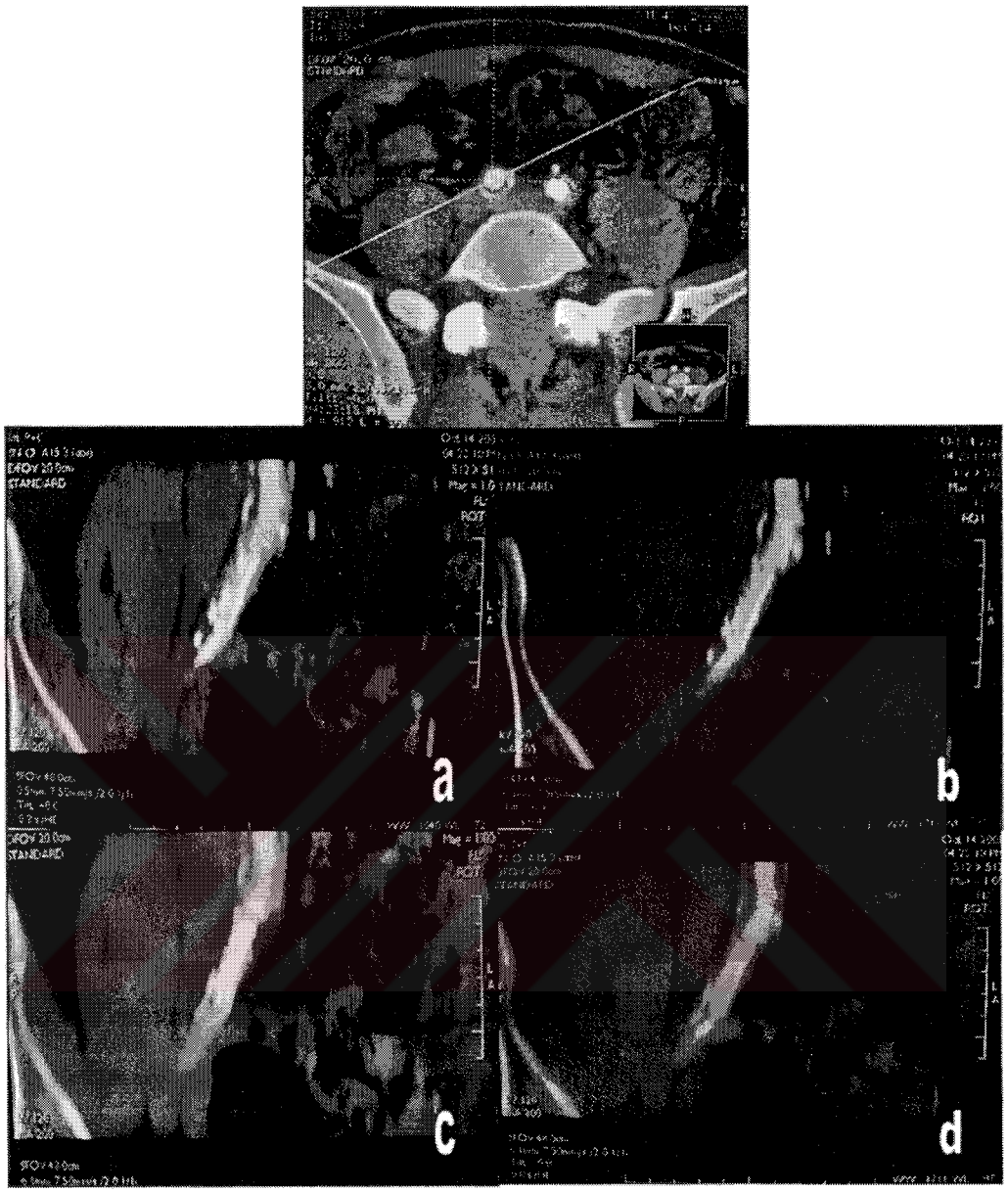
6. OLGU: 48y/ E



Resim I: Sağ Aİ arterdeki % 95'lik (ok) ve sol Aİ arterdeki %90'lık (ok başı) stenotik lezyonlara **(a)** yönelik stent uygulamaları sonrasında **(b)** ve takiben yapılan 5.ay kontrollerinde stentler patent olarak izlenmektedirler **(c)**.



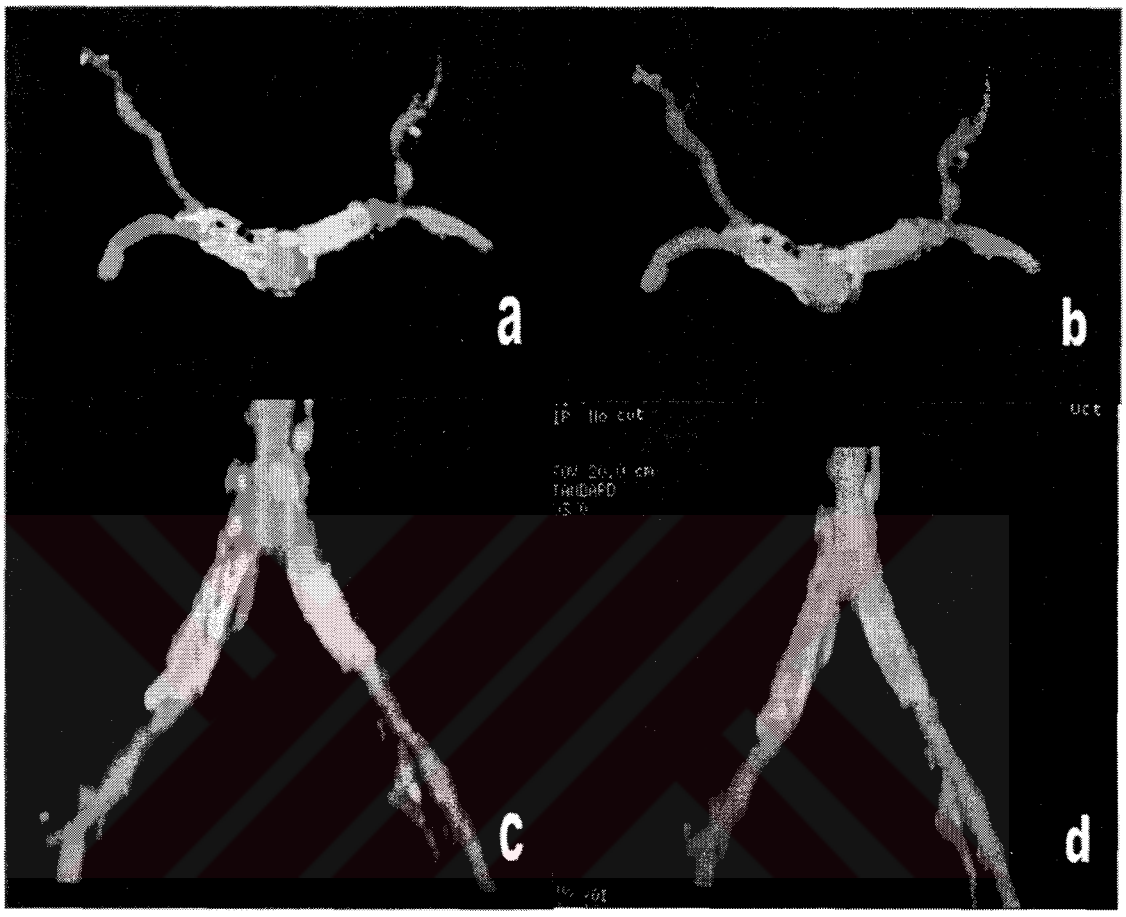
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin değerlendirilmesinde stent lümenlerinde plak ya da intimal hiperplazi ile uyumlu olabilecek görünüm izlenmemiştir (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



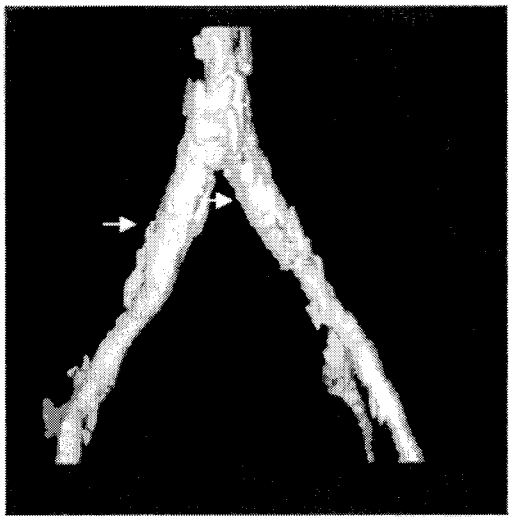
Resim III: Aynı olgunun sağ Aİ arterdeki stent düzleminden stent referans alınarak oluşturulan, koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 40° sağ oblik MPR görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Aynı olgunun, stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen, koronal düzlemde 6,1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



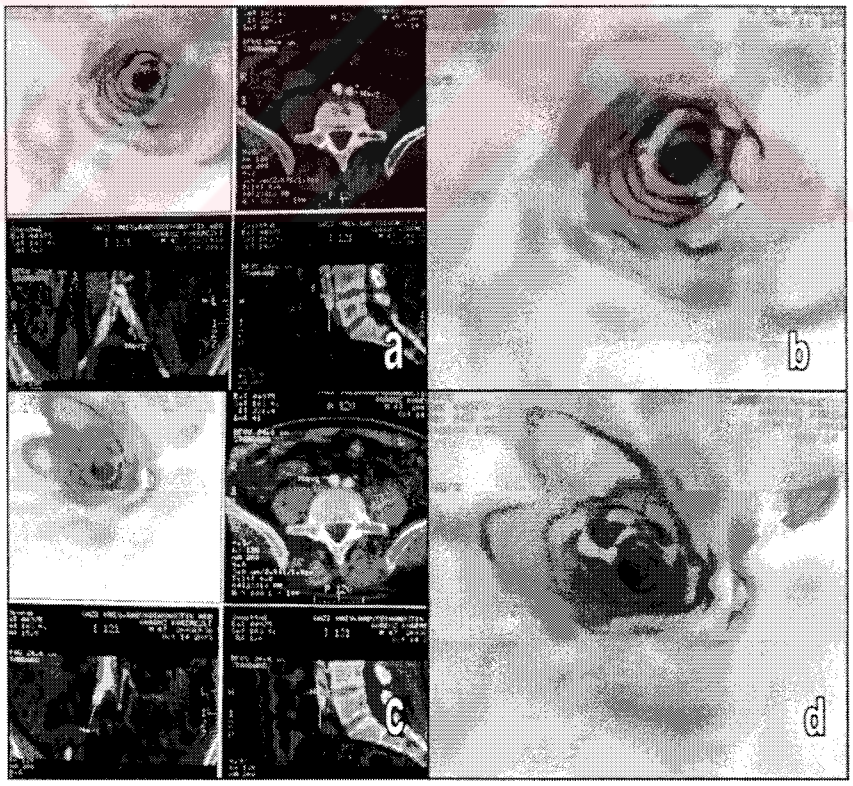
Resim IV: Aynı olgunun sol Aİ arterdeki stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 30° sol oblik MPR görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent **(b)** olduğu izlenmektedir. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 6,1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim V: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılıkları izlenmektedir. Abdominal aortada ve iliak arterlerde yoğun kalsifikasyonlar mevcuttur (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

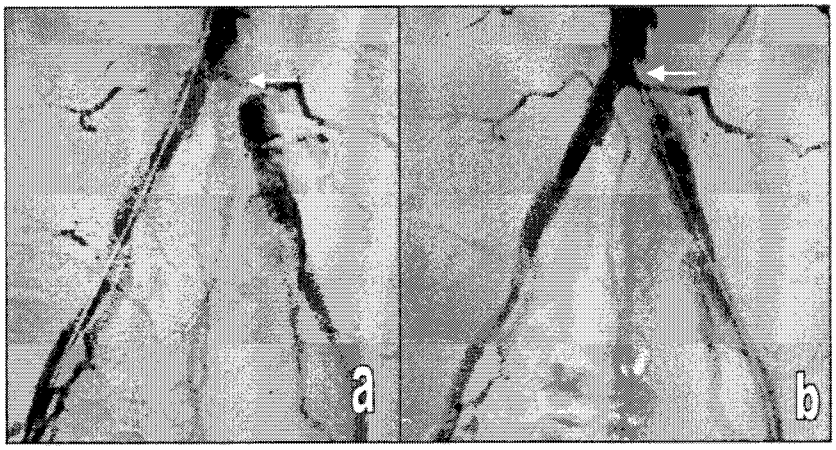


Resim VI: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sağ ve sol Aİ arterdeki stentler konturda taşma şeklinde izlenmektedir (oklar). Abdominal aortada ve iliak arterlerdeki kalsifikasyonlar kontur düzensizliği şeklinde görülmektedir.

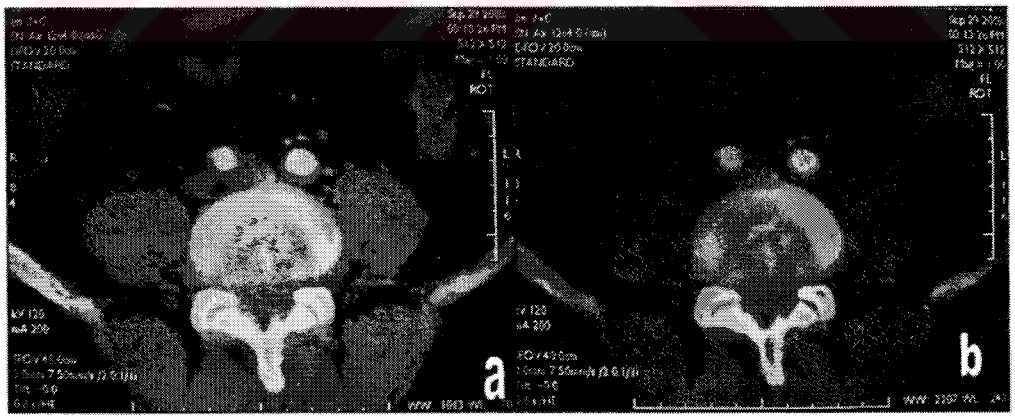


Resim VII: Aynı olgunun VIE görüntülerinde; sağ **(a, b)** ve sol **(c, d)** Aİ arter lümenlerinden stent lümenleri patent olarak izlenmektedir.

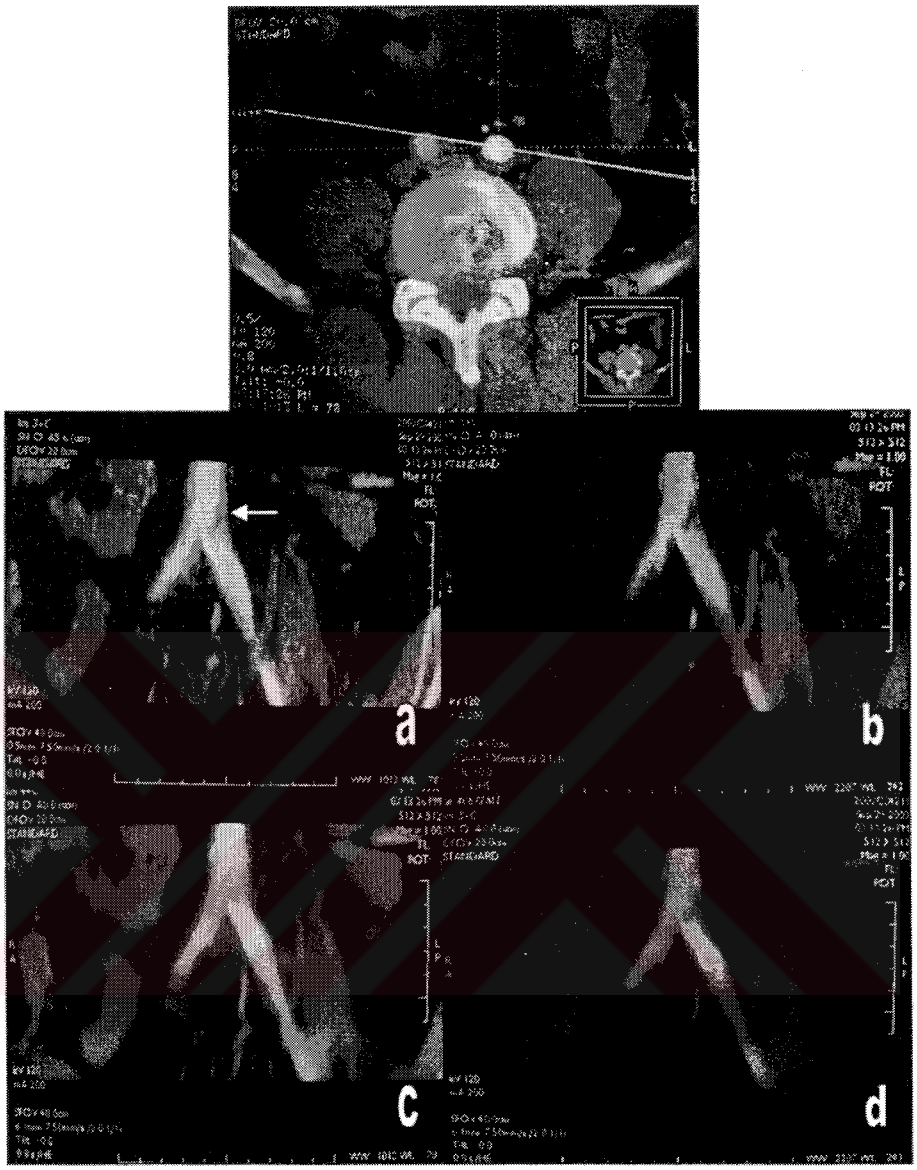
7. OLGU: 58y/ E



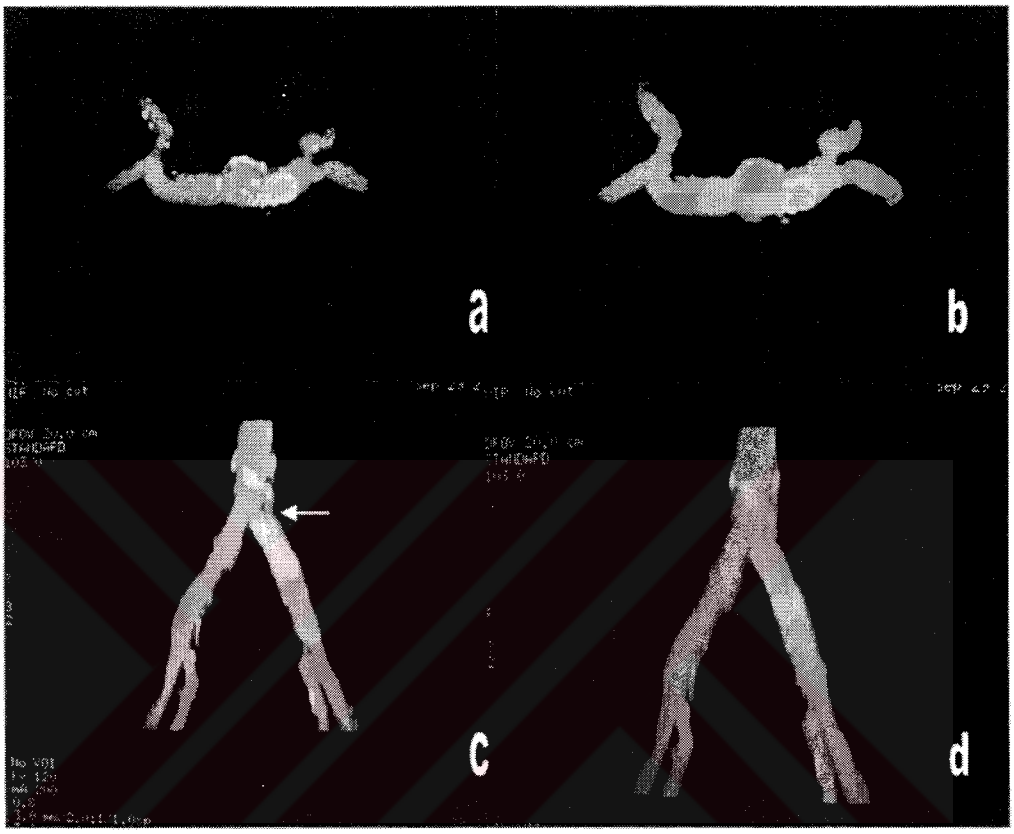
Resim I: Sol Aİ arter proksimalindeki % 95'lik stenotik segmente (ok) **(a)** stent uygulamasını takiben yapılan 6.ay kontrolünde plağa bağlı olarak % 30'un altında darlık mevcuttur (ok) **(b).**



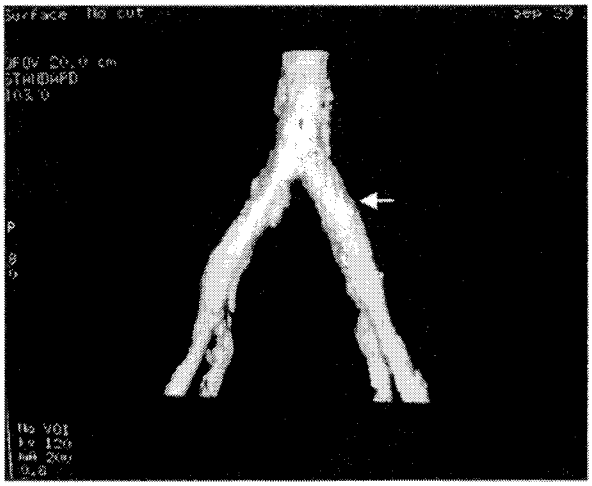
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin değerlendirilmesinde; stent lümeninde plak veya intimal hiperplazi izlenmemiştir. (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



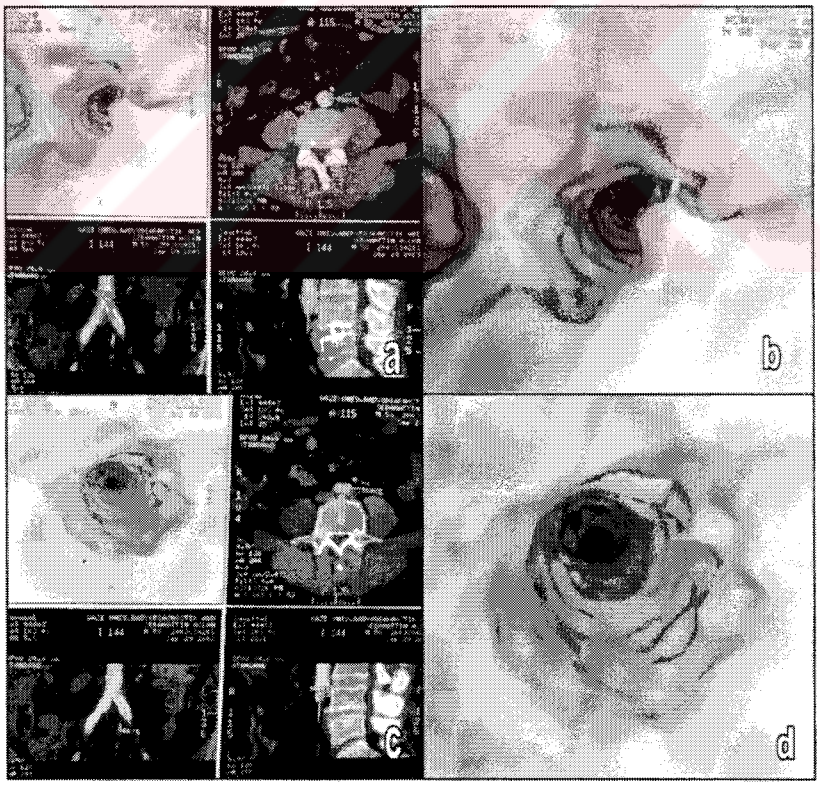
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 10° sol oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Sol Aİ arter ostiumunda plağa bağlı olarak %30'un altında darlık mevcuttur (ok) **(b)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 6,1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir. Sol AİA ostiumunda yerleşen plak bu görüntülerde de izlenmektedir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılıkları izlenmektedir. Sol Aİ arter ostiumundaki plak MIP görüntülerinde de görülmektedir (ok) **(c)**. Abdominal aortada yoğun kalsifikasyonlar mevcuttur (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

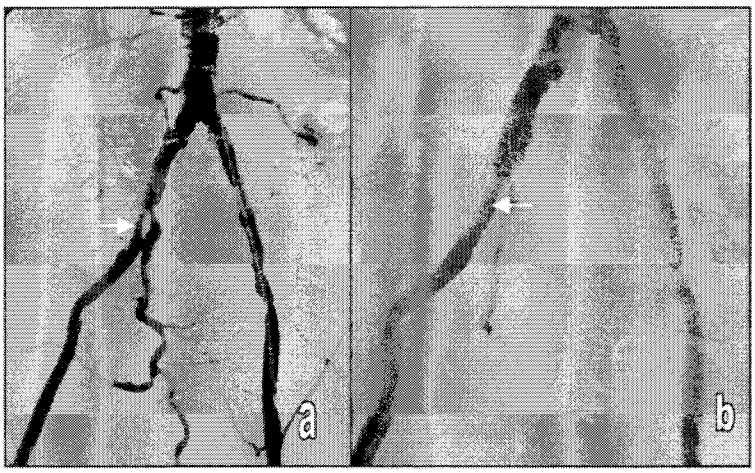


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sol Aİ arterdeki stent konturda taşma şeklinde izlenmektedir (ok). Aortadaki kalsifikasyonlar kontur düzensizliği şeklinde görülmektedir.

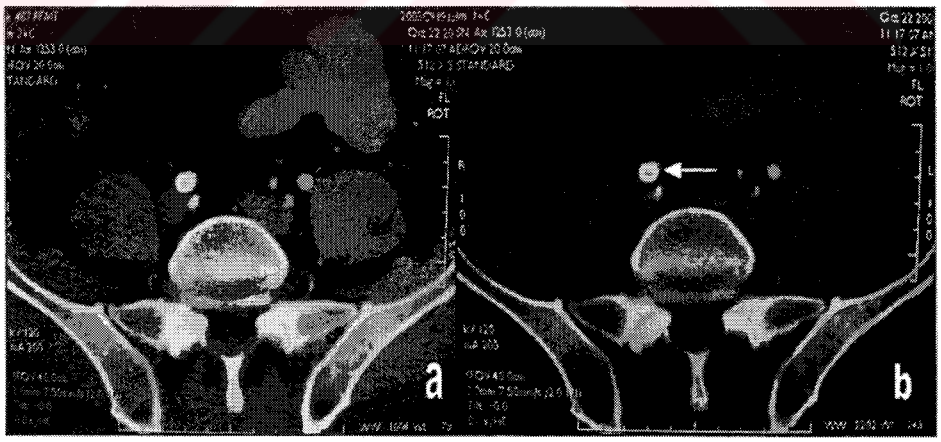


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde; aort lümeninden **(a)** sol Aİ arter ostiumunda ki plak okla gösterilmektedir **(b)**. Sol Aİ arter lümeninden stent lümeni patent olarak izlenmiştir **(c, d)**.

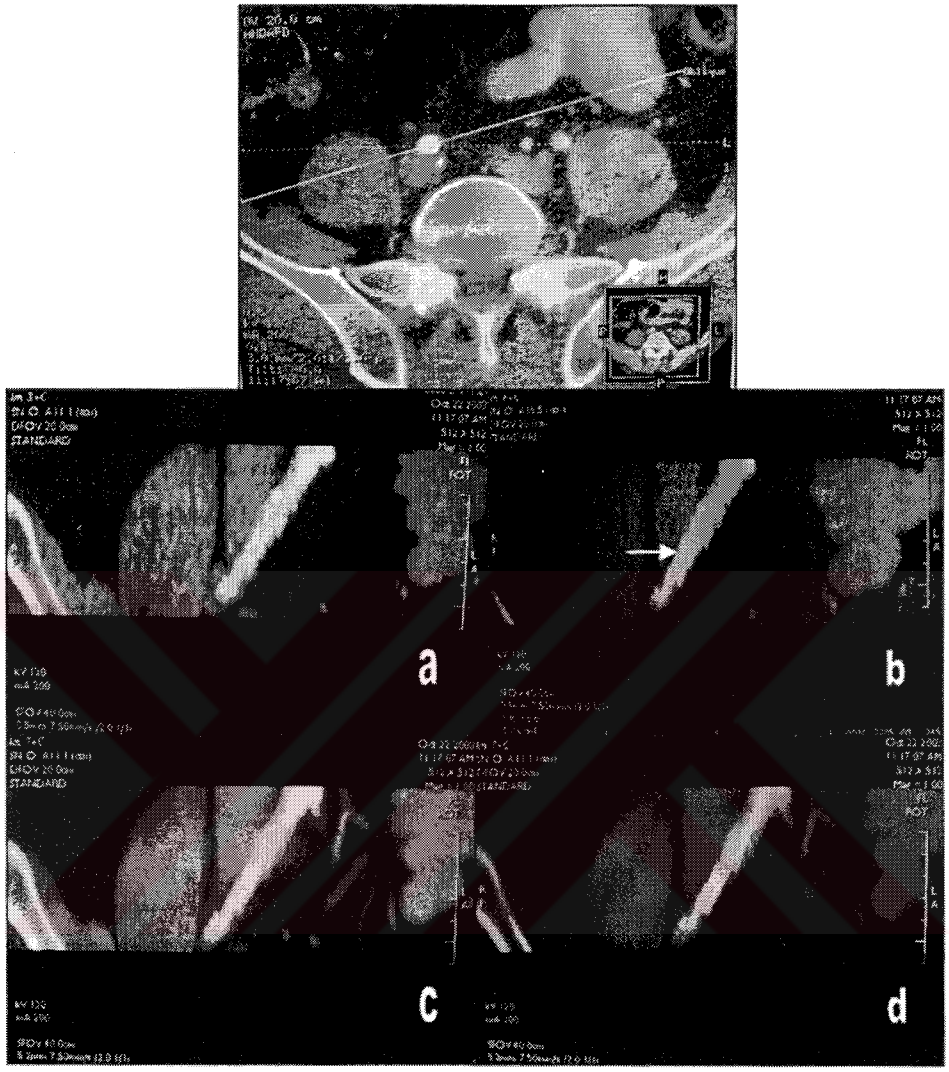
9. OLGU: 60y/ E



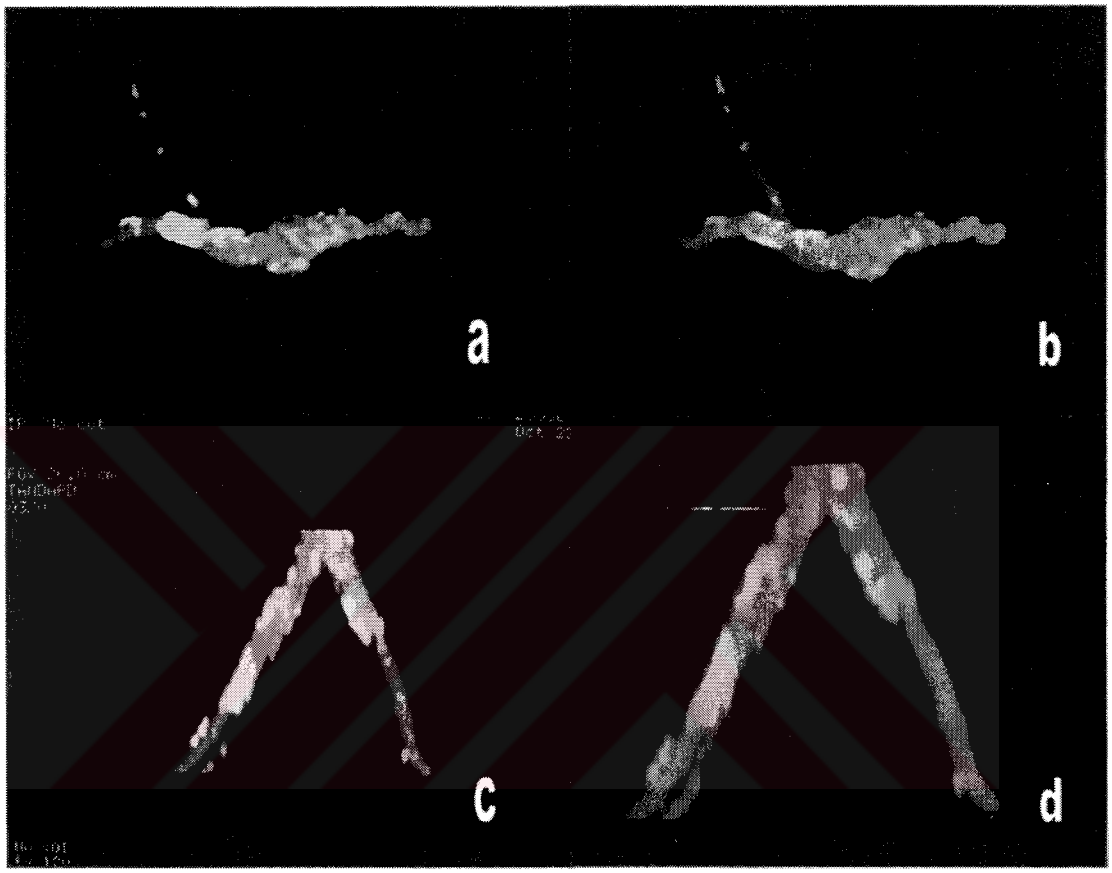
Resim I: Sağ Eİ arterdeki % 90'lık stenotik segmente (ok) **(a)** stent yerleştirilmesini takiben 6. ay'da yapılan kontrol anjiografisinde minimal intimal hiperplaziye bağlı olarak % 10'un altında darlık izlenmektedir (ok) **(b)**. Sol iç iliak arter başlangıcından itibaren tıkalı görünümdedir.



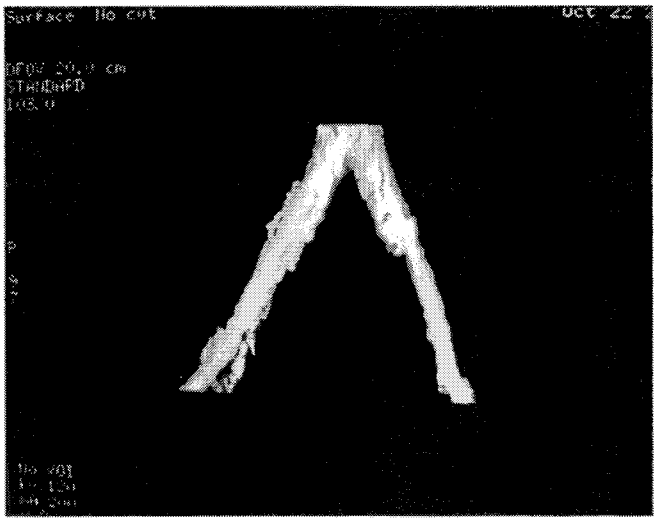
Resim II: Aynı olgunun spiral BTA kontrolünde **(a, b)**; 1 mm'lik standart aksiyel görüntülerde minimal intimal hiperplazi ile uyumlu görünüm izlenmiştir (ok) **(b)** (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



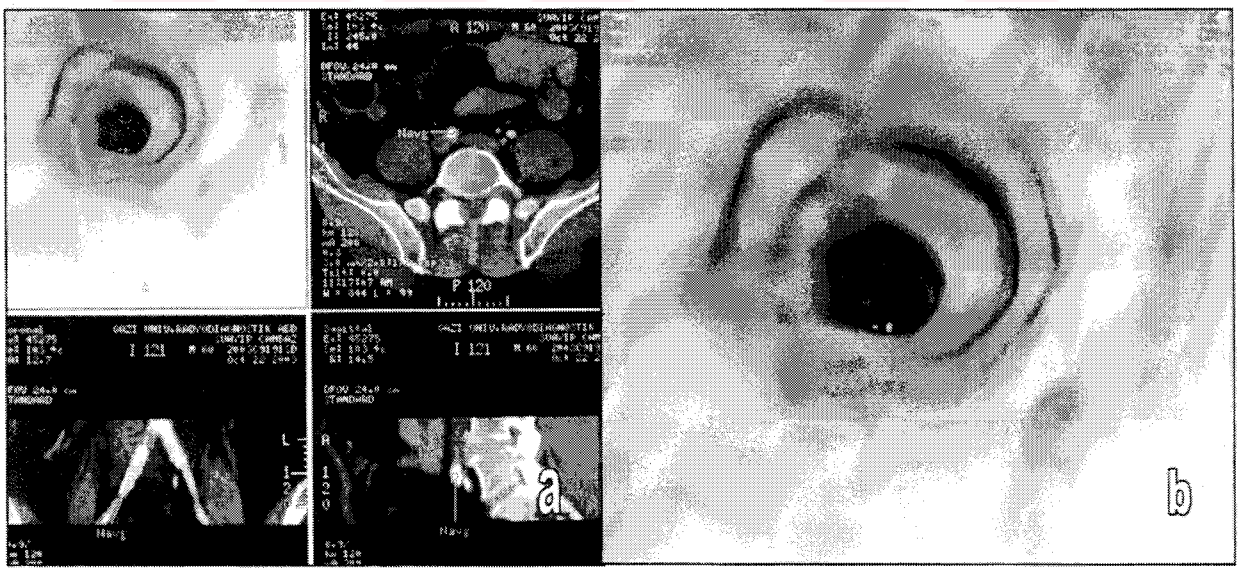
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 25° sağ oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Stent lümeninde minimal intimal hiperplaziye bağlı %10'un altında darlık mevcuttur (ok) **(b)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 6,1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent-iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılıkları izlenmektedir. Abdominal aortada ve iliak arterlerde yoğun kalsifikasyonlar mevcuttur. Anjiografi ile uyumlu olarak sol İİA başlangıcından itibaren tıkalı olarak izlenmektedir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

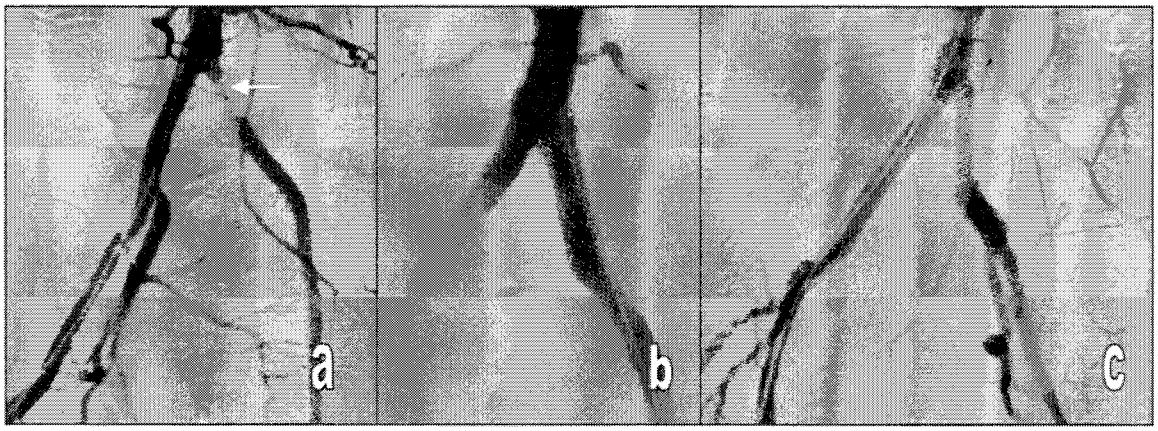


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sağ Eİ arterdeki stent, aort duvar kalsifikasyonları ve intralüminal kontrast madde dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından benzer özellikte izlenmektedir. Vasküler kalsifikasyonlar kontur düzensizliği şeklinde izlenmektedir. Sol İİA başlangıcından itibaren tıkalı görünümdedir.

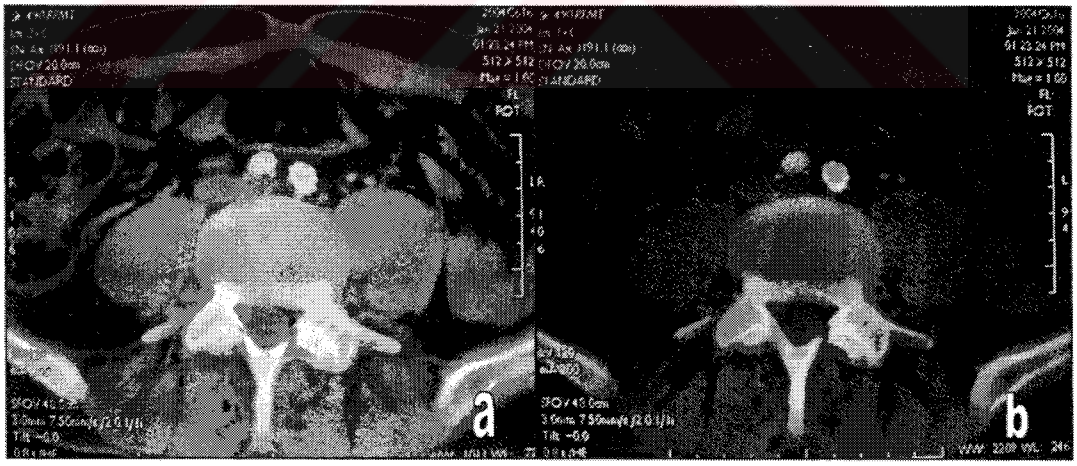


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**: Sağ Aİ arter lümeninden sağ Eİ arter ostiumu ve stent lümeni patent olarak izlenmektedir.

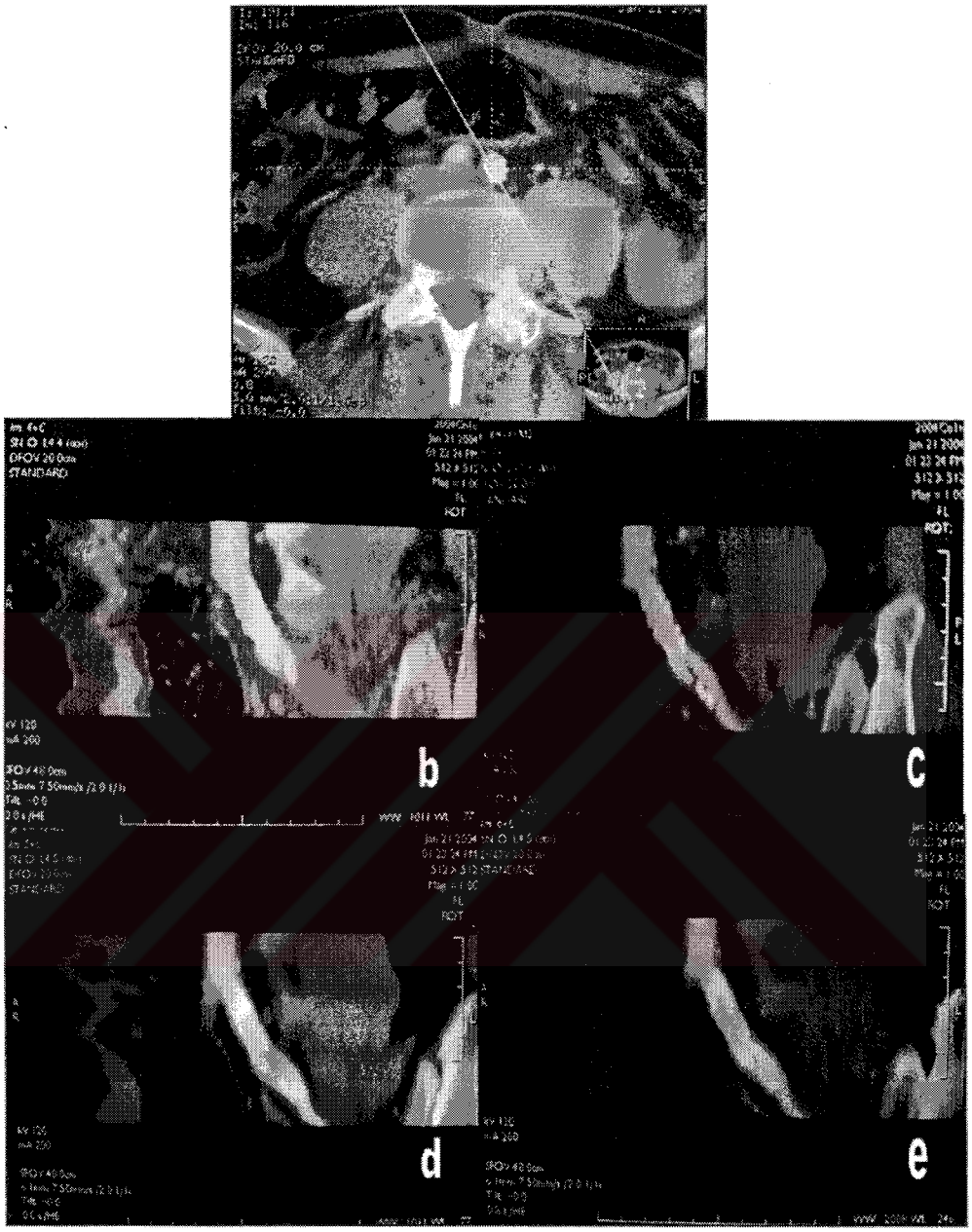
10. OLGU: 57y/ E



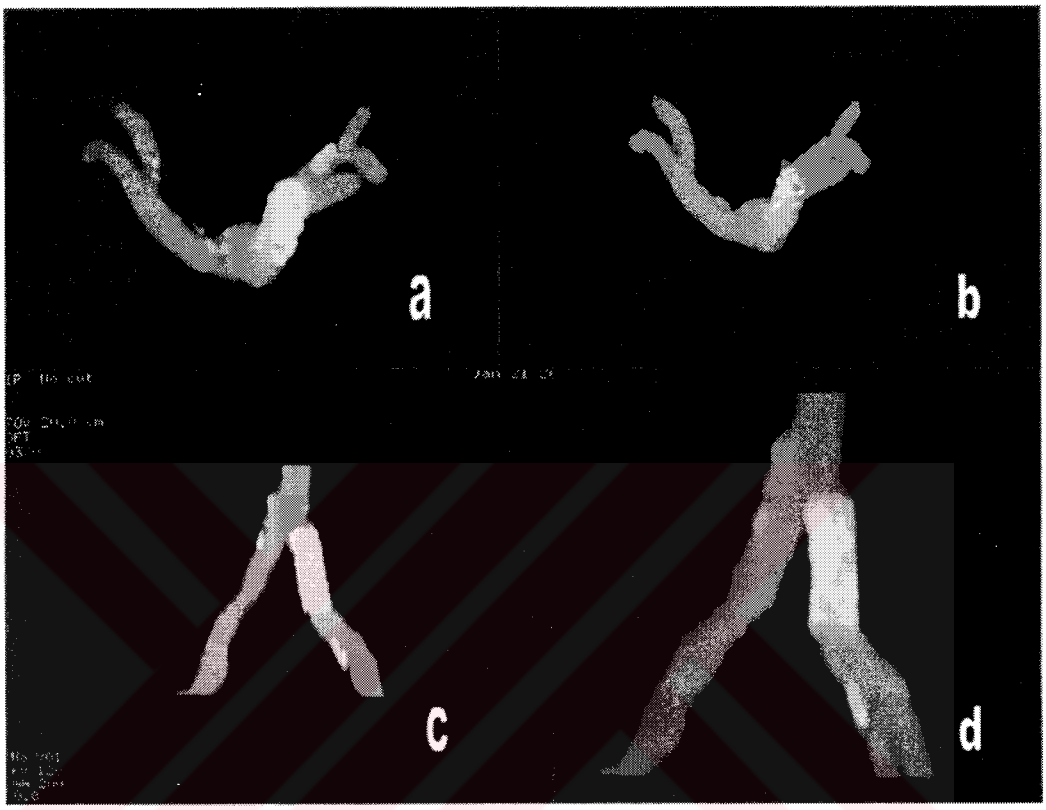
Resim I: Sol Aİ arterde proksimalindeki >% 95'lik stenoze lezyona (ok) **(a)** stent uygulaması sonrasında **(b)** ve takiben yapılan 1,5. yıl kontrol anjiografisinde **(c)** stent patent olarak izlenmektedir.



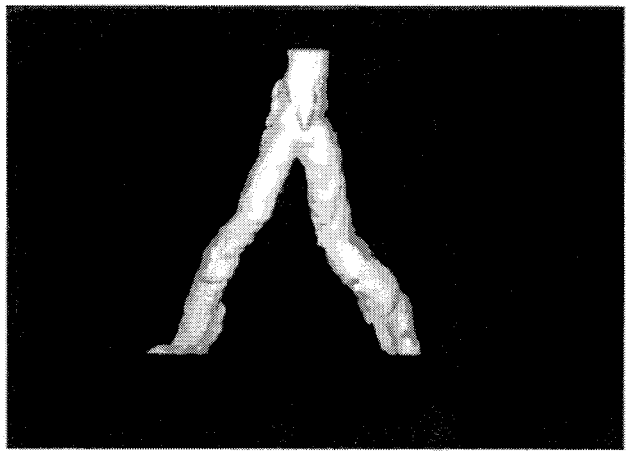
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin değerlendirilmesinde stent lümeninde plak ya da intimal hiperplazi ile uyumlu olabilecek görünüm izlenmemiştir (a'da vasküler yapılara, b'de ise stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 60° sol oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 6,1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Stent yüksek atenüasyon gösterdiğinden dolayı intralüminal kontrast maddeden ayrı olarak izlenmektedir. Stent lümeni en iyi süperiordan izlenmekte olup patenttir. Aorta ve iliak arterlerde kalsifikasyonlar mevcuttur (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

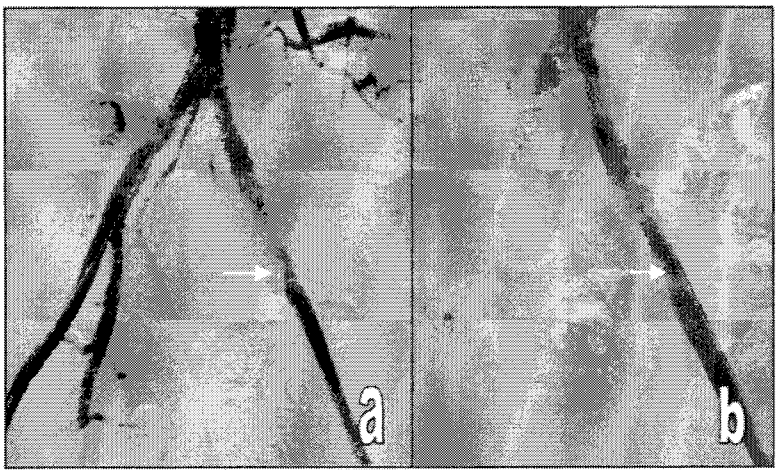


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sağ Aİ arterdeki stent aort duvar kalsifikasyonları ve intralüminal kontrast madde dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından benzer özellikte izlenmektedir. Aorta ve iliak arterlerde ki kalsifikasyonlar kontur düzensizliği şeklinde izlenmektedir.

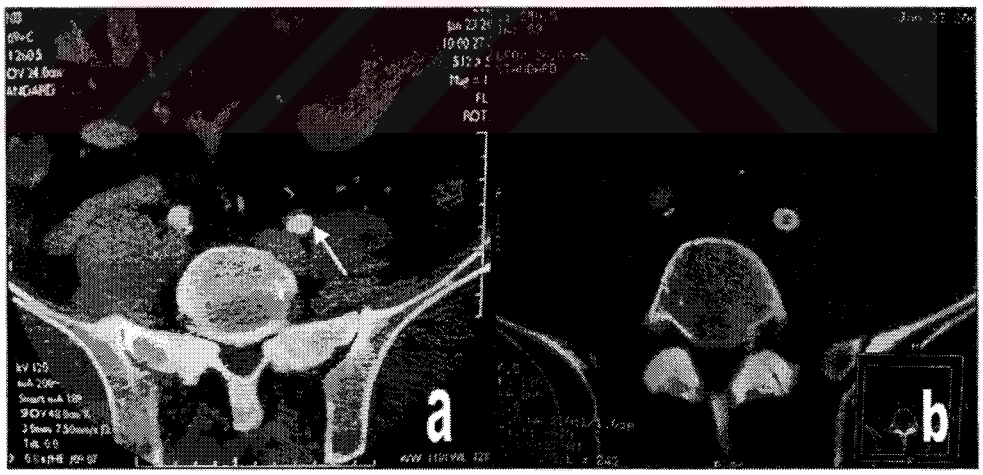


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)** aort lümeninden sol Aİ arter ostiumu ve stent lümeni gösterilmektedir. Stent patenttir.

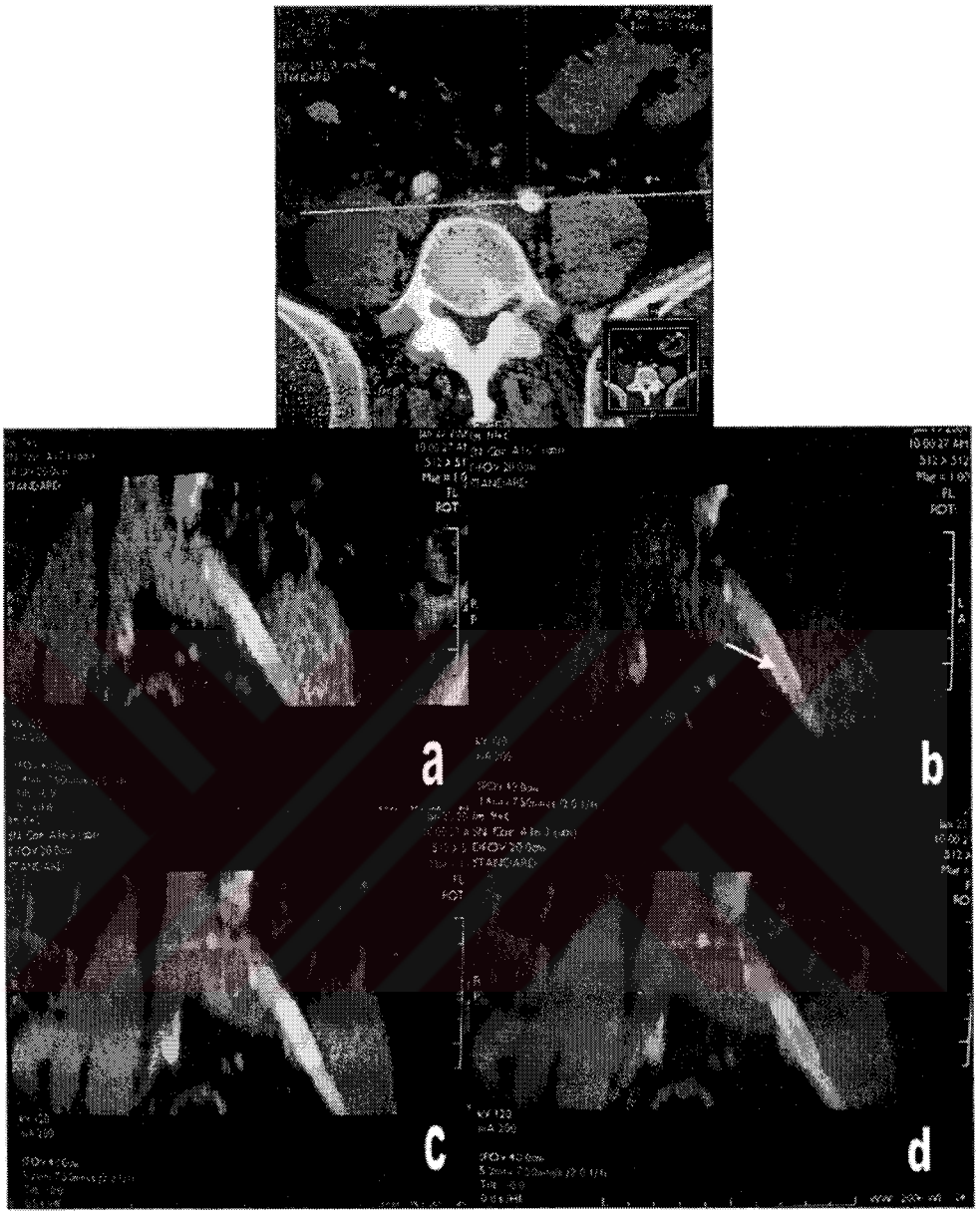
12. OLGU: 59/ E



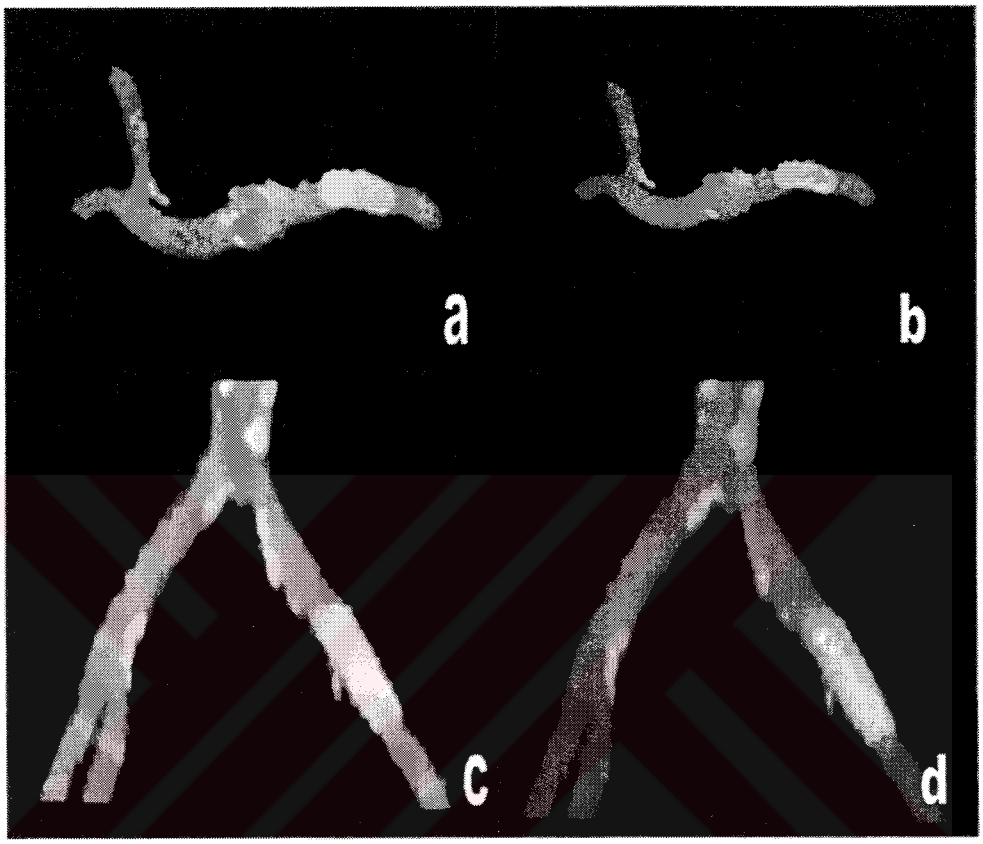
Resim I: Sol AİA distalindeki % 70'lik stenotik segmente (ok) **(a)** stent uygulamasını takiben 6. ay'da yapılan kontrol anjiografisinde minimal intimal hiperplaziye bağlı olarak % 10'un altında darlık izlenmektedir (ok) **(b)**. Sol İİA başlangıcından itibaren tıkalı görünümdedir.



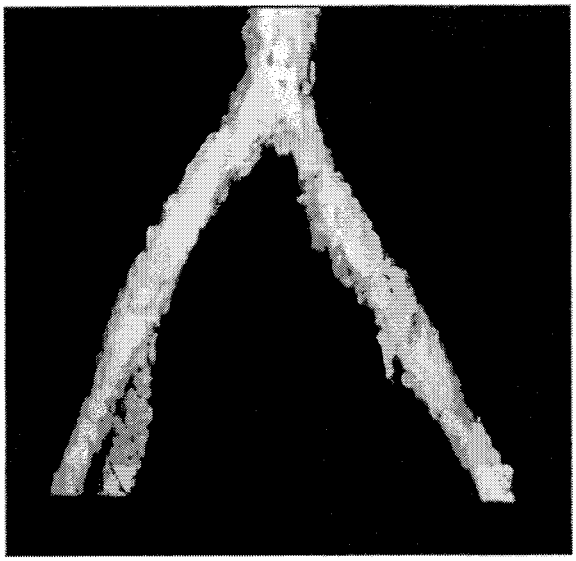
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin **(a, b)** değerlendirilmesinde stent lümeninde minimal intimal hiperplazi ile uyumlu görünüm izlenmiştir (ok) **(a)** (a'da vasküler yapıya, b'de stent lümenine yönelik pencereleme kullanılmıştır).



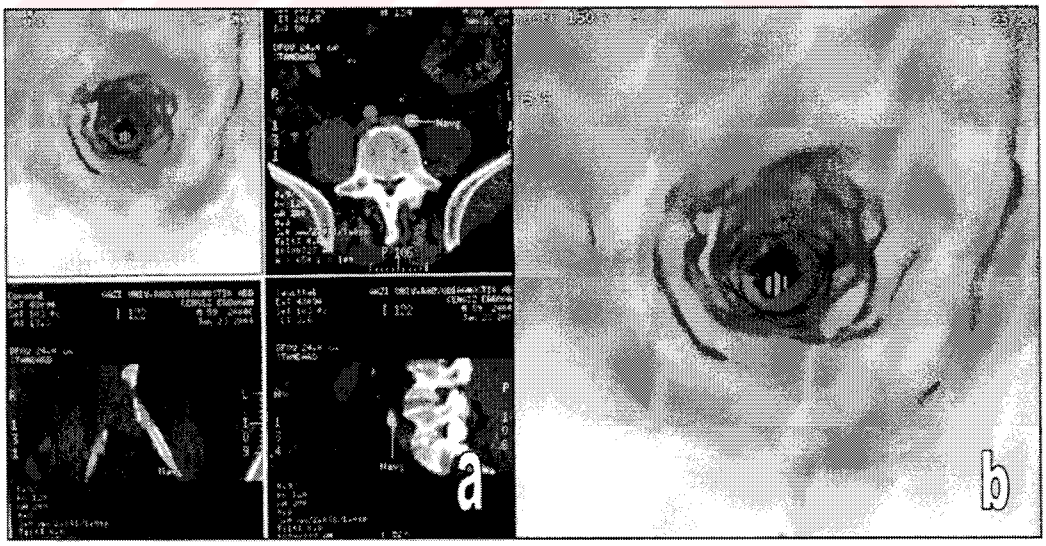
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 5° sol oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Stent lümeninde minimal intimal hiperplaziye bağlı %10'un altında darlık mevcuttur(ok) **(b)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 5.2 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Abdominal aortada ve iliak arterlerde yoğun kalsifikasyonlar izlenmektedir. Stent lümeninde anjiografi ve MPR görüntülerde izlenen darlık lehine görünüm bu görüntülerde izlenmemektedir. Sol İİA başlangıcından itibaren tıkalı görünümdedir. (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

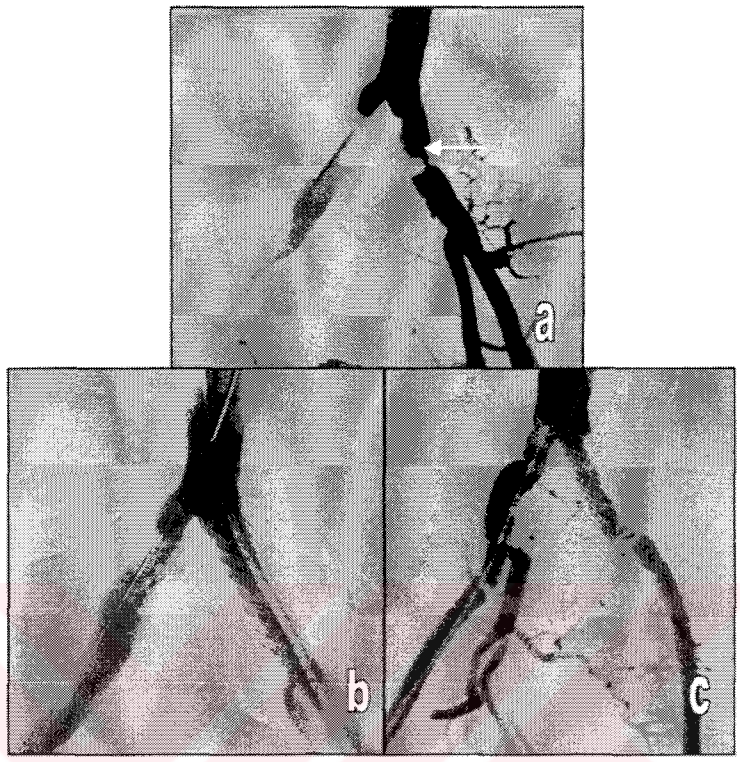


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sağ Aİ arterdeki stent aort duvar kalsifikasyonları ve intralüminal kontrast madde dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından benzer özellikte izlenmektedir. Aorta ve iliak arterlerde ki kalsifikasyonlar konturda taşma şeklinde izlenmektedir. Sol İİA başlangıcından itibaren tıkalı görünümdedir.

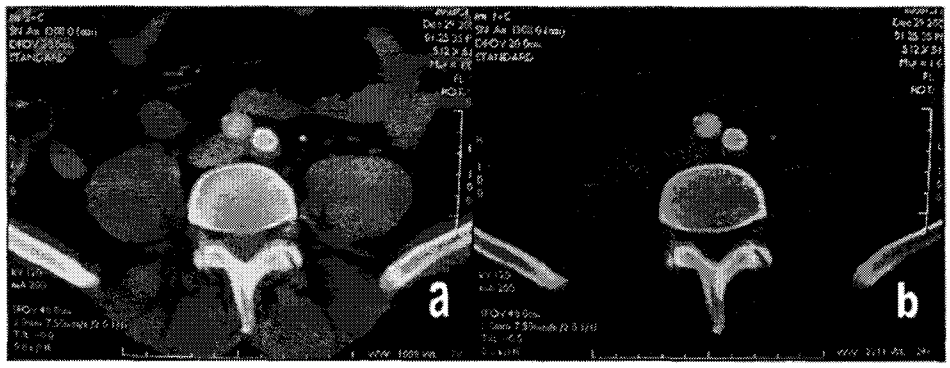


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; sol Aİ arter lümeninden stent lümeni patent olarak gösterilmektedir.

16. OLGU: 47y/ E



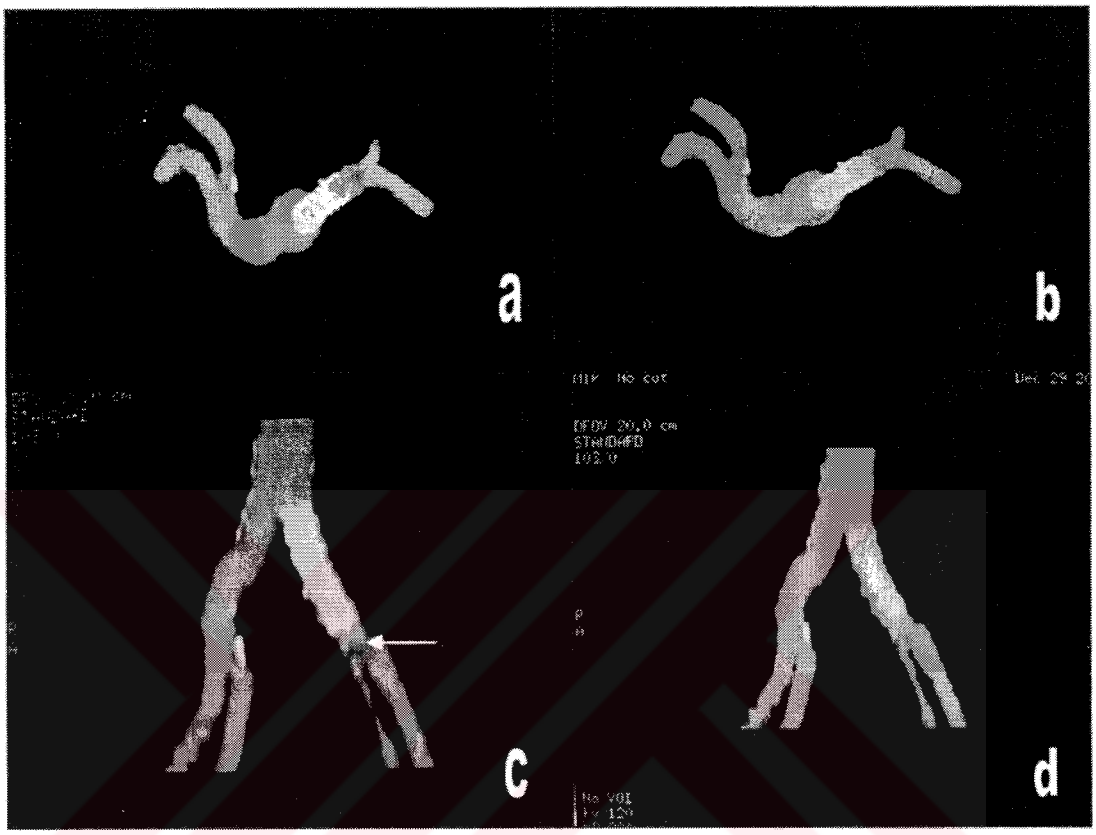
Resim I: Sol Aİ arter proksimalindeki % 95'lik stenotik segmente (ok) **(a)** stent uygulaması sonrasında **(b)** ve takiben yapılan 8,5. yıl kontrol anjiografisinde stentin patent olduğu izlenmektedir **(c)**. Sağ proksimal Aİ arterdeki >%95'lik stenotik segmentin **(a)** balon anjioplasti uygulaması sonrasında patent olduğu görülmektedir (c).



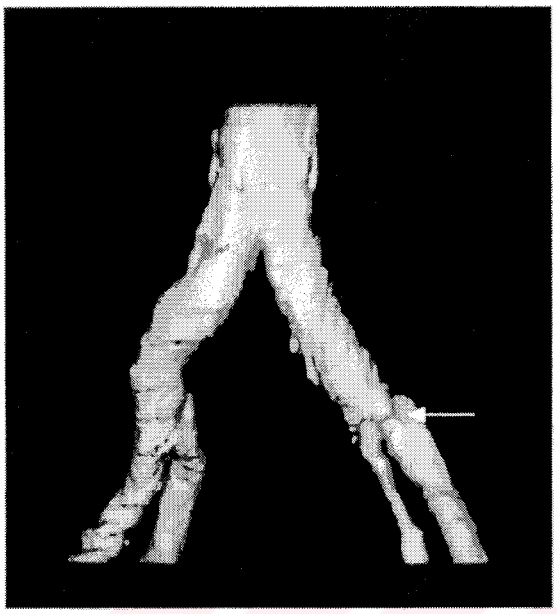
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin değerlendirilmesinde stent lümeninde plak ya da intimal hiperplazi ile uyumlu olabilecek görünüm izlenmemiştir (a'da vasküler yapıya, b'de stent lümenine yönelik pencereleme kullanılmıştır).



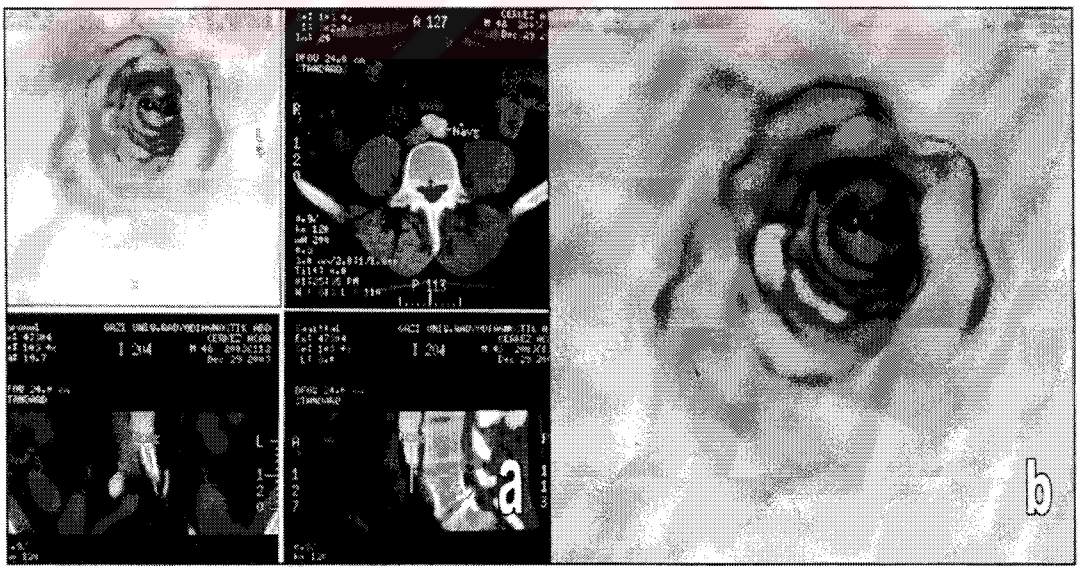
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 40° sol oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Sol Aİ arter distalinde internal- eksternal iliak arter ayrışım yeri düzeyinde lümende belirgin daralmaya neden olan plak mevcuttur (ok) **(a)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 6,1 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Stent yüksek atenüasyon gösterdiğinden dolayı intralüminal kontrast maddeden ayrı olarak izlenmektedir. Stent lümeni en iyi anteriordan izlenmekte olup patenttir. Sol Aİ arter distalinde internal- eksternal iliak arter ayrışım yeri düzeyinde lümende belirgin daralmaya neden olan plak mevcuttur (ok) **(c)** (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

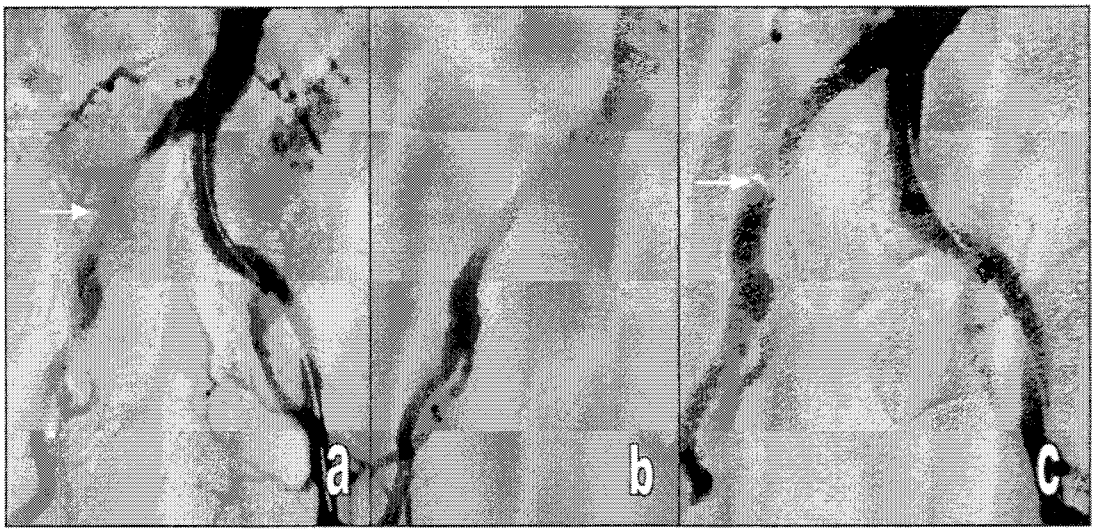


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sol Aİ arterdeki stent konturda taşma şeklinde izlenmektedir. Sol Aİ arter distalinde iç- dış iliak arter ayrışım yeri düzeyinde anjiografi ile uyumlu olarak lümende belirgin daralmaya neden olan plak izlenmektedir (ok).

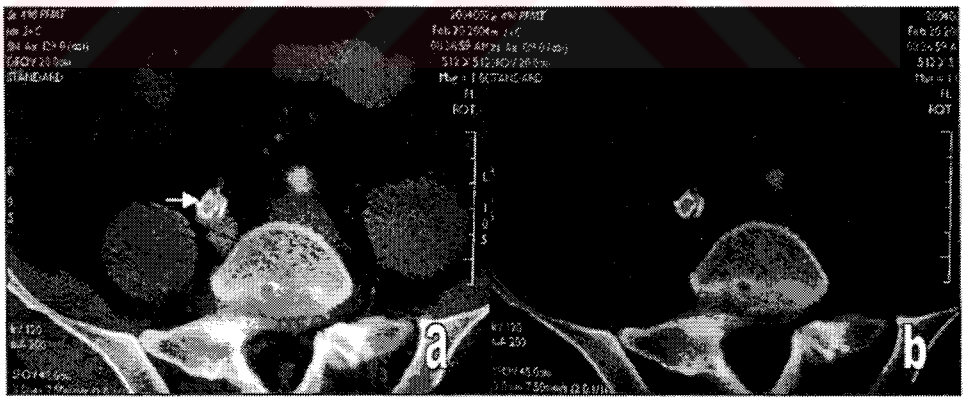


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; aort lümeninden sol Aİ arter ostiumu ve stent lümeni patent olarak izlenmektedir.

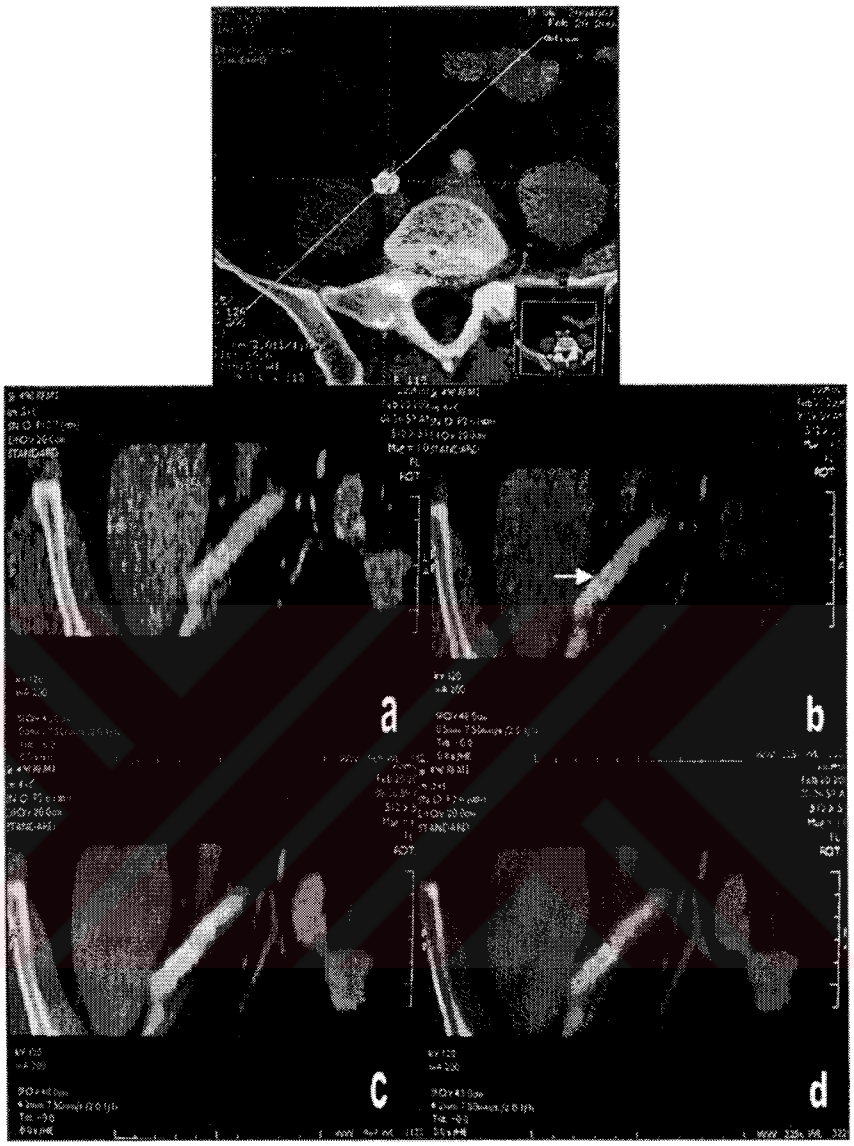
18. OLGU: 56y/ E



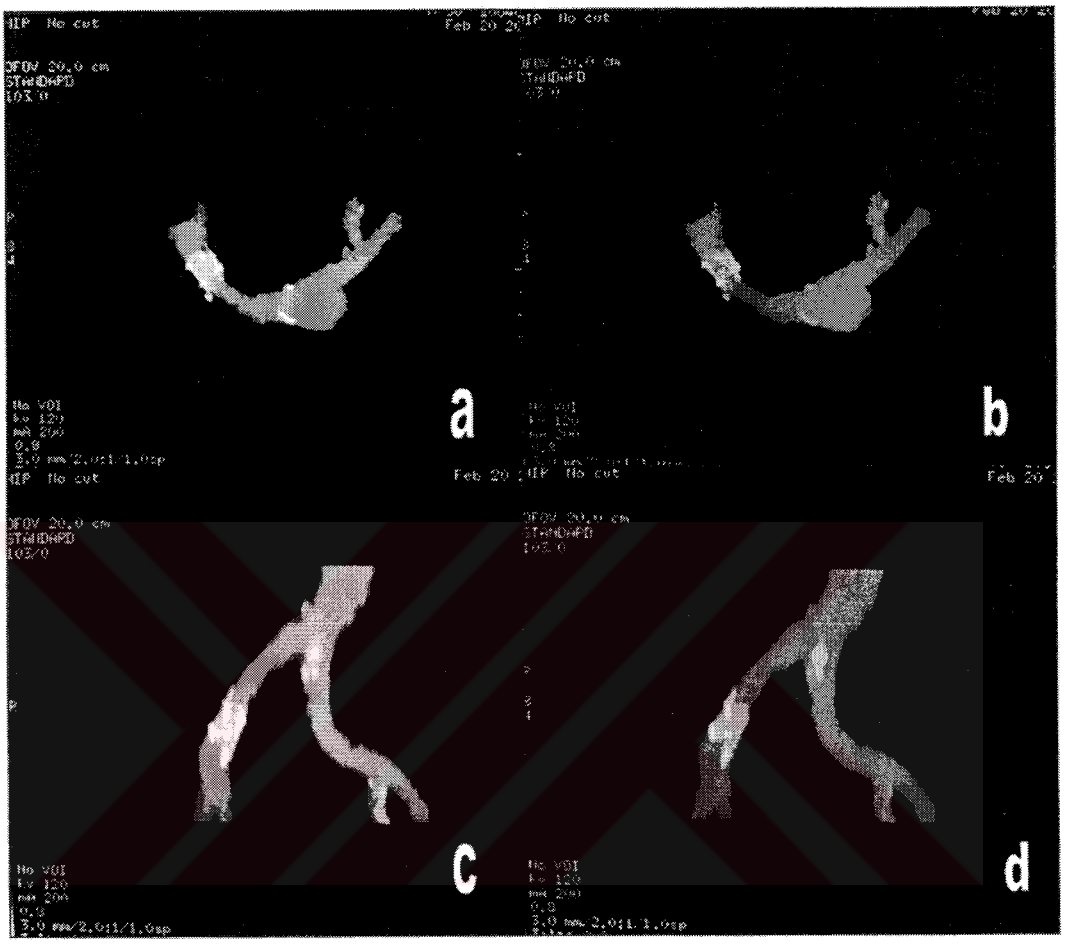
Resim I: Sağ Aİ arter distalindeki % 70'lik stenotik segmente (ok) **(a)** stent yerleştirilmesi sonrasında **(b)** ve takiben yapılan 1,5.yıl anjiografi kontrollerinde intimal hiperplaziye bağlı olarak %20'nin altında darlık izlenmektedir (ok) **(c)**.



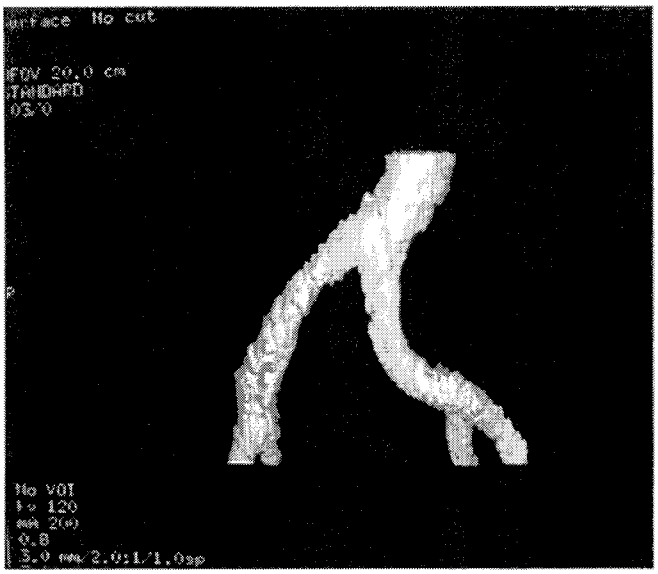
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin **(a, b)** değerlendirilmesinde stent lümeninde minimal intimal hiperplazi ile uyumlu görünüm izlenmiştir (ok) **(a)** (a'da vasküler yapıya, b'de stent lümenine yönelik pencereleme kullanılmıştır).



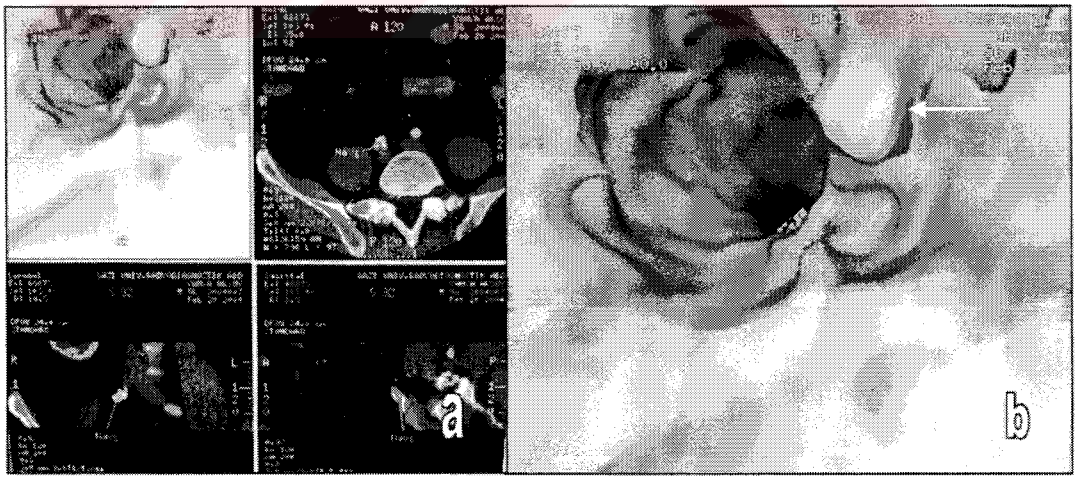
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 45° sağ oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Stent lümeninde minimal intimal hiperplaziye bağlı %20'nin altında darlık mevcuttur (ok) **(b)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 4,2 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent-iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Stent lümeninde anjiografi ve MPR görüntülerde izlenen darlık lehine görünüm bu görüntülerde izlenememektedir. İliak arterlerde kalsifikasyonlar mevcuttur. (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

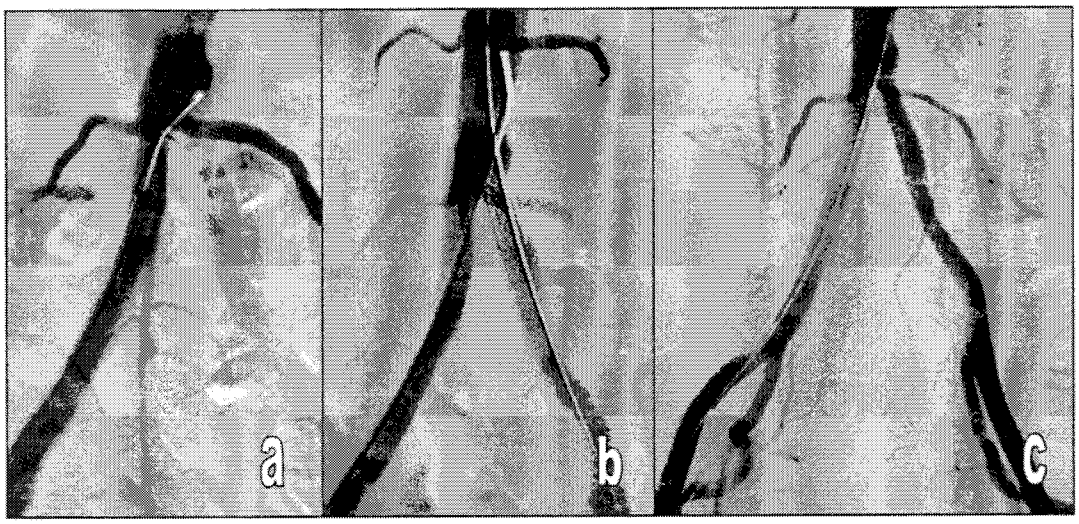


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sağ Aİ arterdeki stent aort duvar kalsifikasyonları ve intralüminal kontrast madde dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından benzer özellikte izlenmektedir. Aorta ve iliak arterlerde ki kalsifikasyonlar konturda taşma şeklinde izlenmektedir.

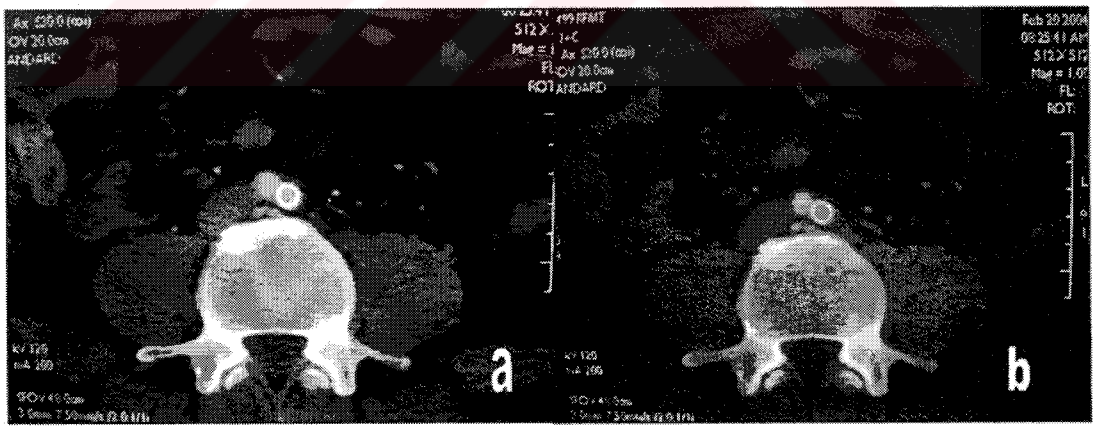


Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; stent lümenindeki intimal hiperplazi konturda taşma şeklinde izlenmektedir (ok) **(b)**.

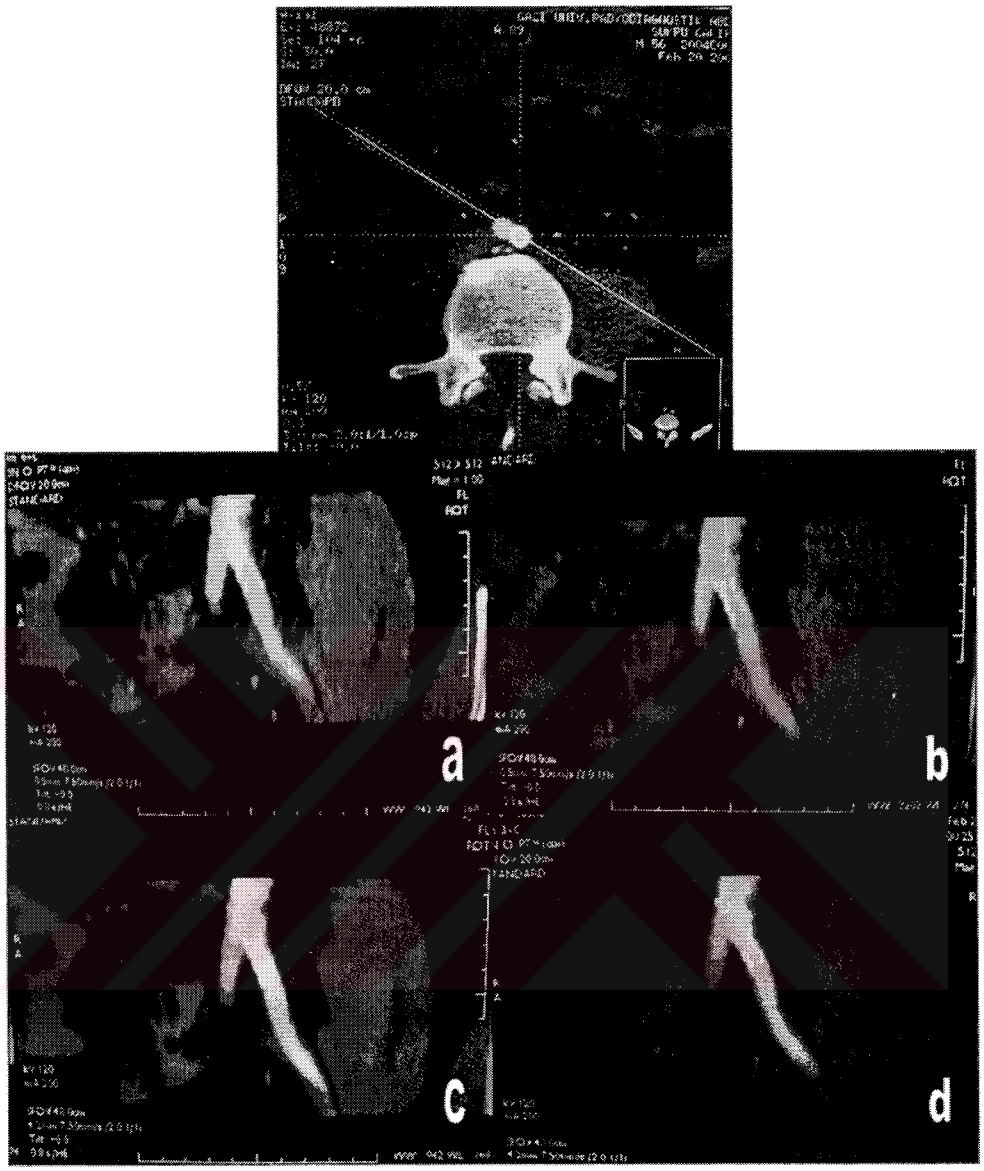
19. OLGU: 56y/ E



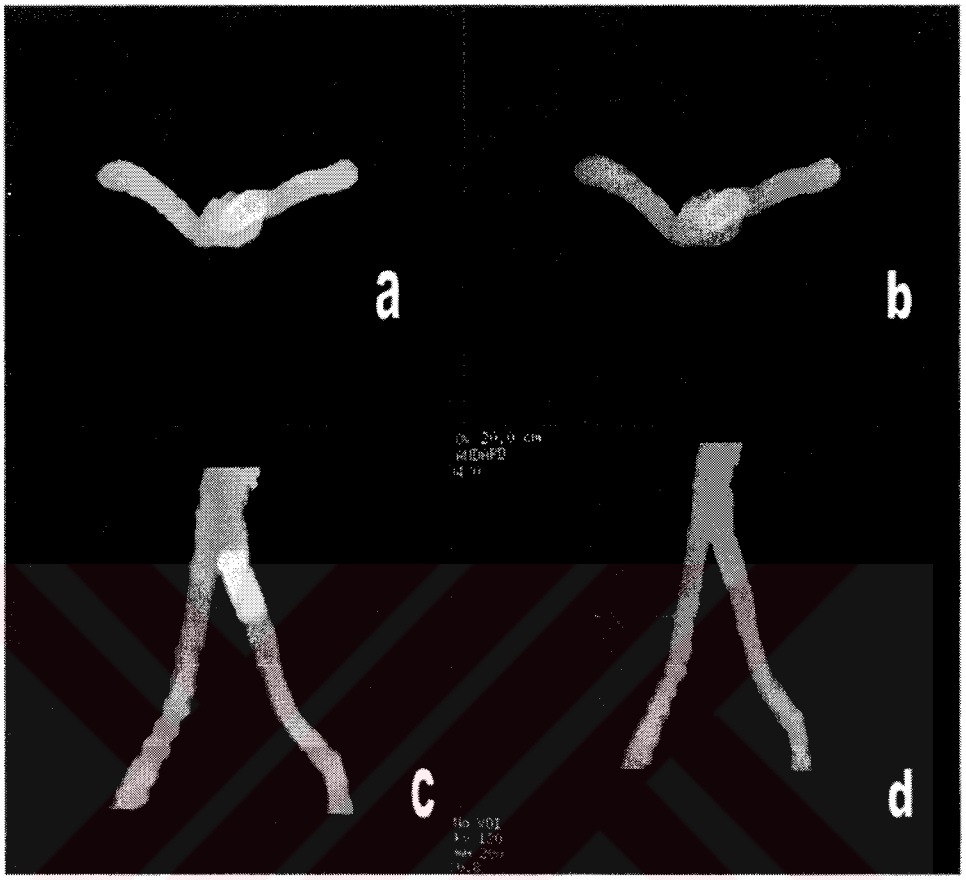
Resim I: Sol Aİ arter proksimalindeki % 70'lik stenotik segmente **(a)** stent uygulaması sonrasında **(b)** ve takiben yapılan 1,5 ay sonraki anjiografi kontrolünde stent patent olarak izlenmiştir **(c)**.



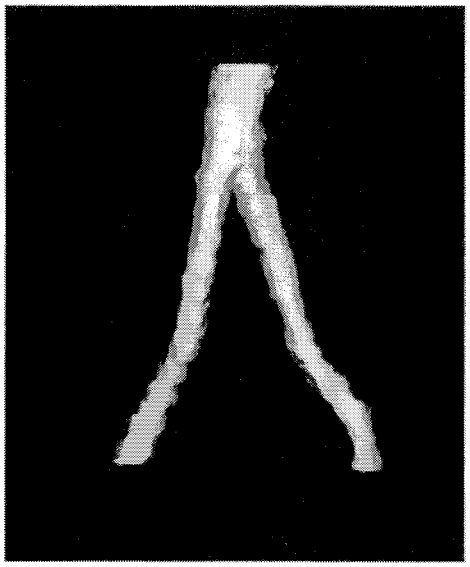
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel BT anjiografi görüntülerinin değerlendirilmesinde stent lümeninde plak ya da intimal hiperplazi ile uyumlu olabilecek görünüm izlenmemiştir (a'da vasküler yapıya, b'de stent lümenine yönelik pencereleme kullanılmıştır).



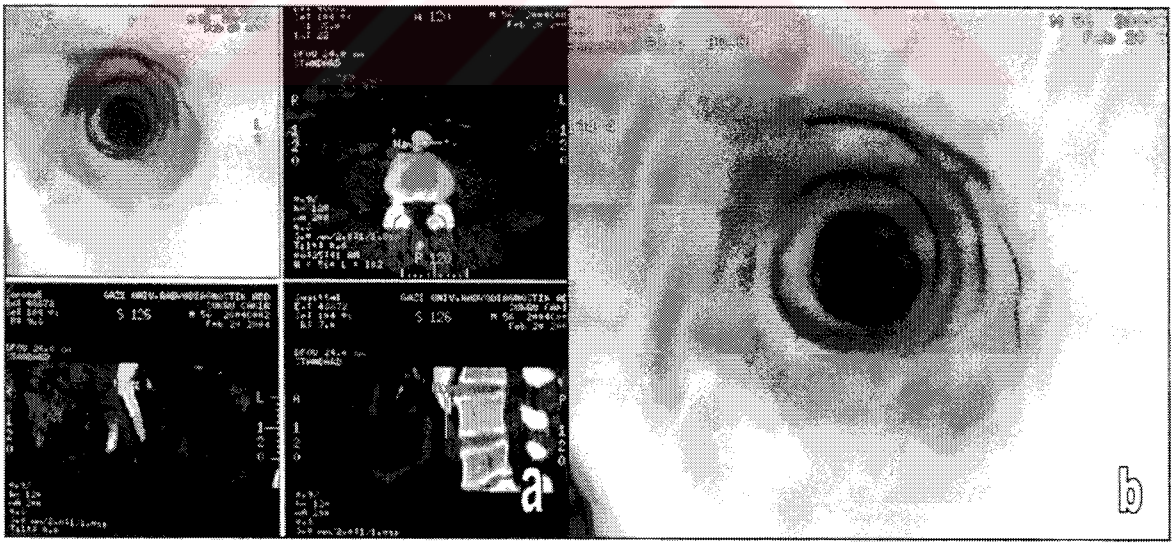
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki 40° sol oblik MPR görüntülerinde; stent-iliak arter devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 4,2 mm kalınlığındaki oblik MIP görüntülerinde stent-iliak arter devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- iliak arter devamlılığı izlenmektedir. Stent yüksek atenüasyon gösterdiğinden dolayı intralüminal kontrast maddeden ayrı olarak izlenmektedir. Stent lümeni en iyi süperiordan izlenmekte olup patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).

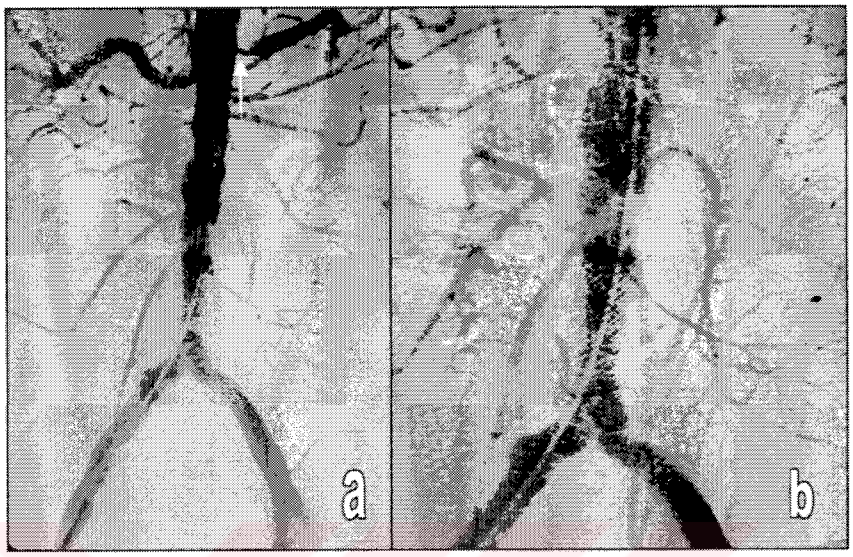


Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; sol Aİ arterdeki stent ve intralüminal kontrast dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından ayırt edilememektedirler.



Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; aort lümeninden sol Aİ arter ostiumu ve stent lümeni patent olarak gösterilmektedir.

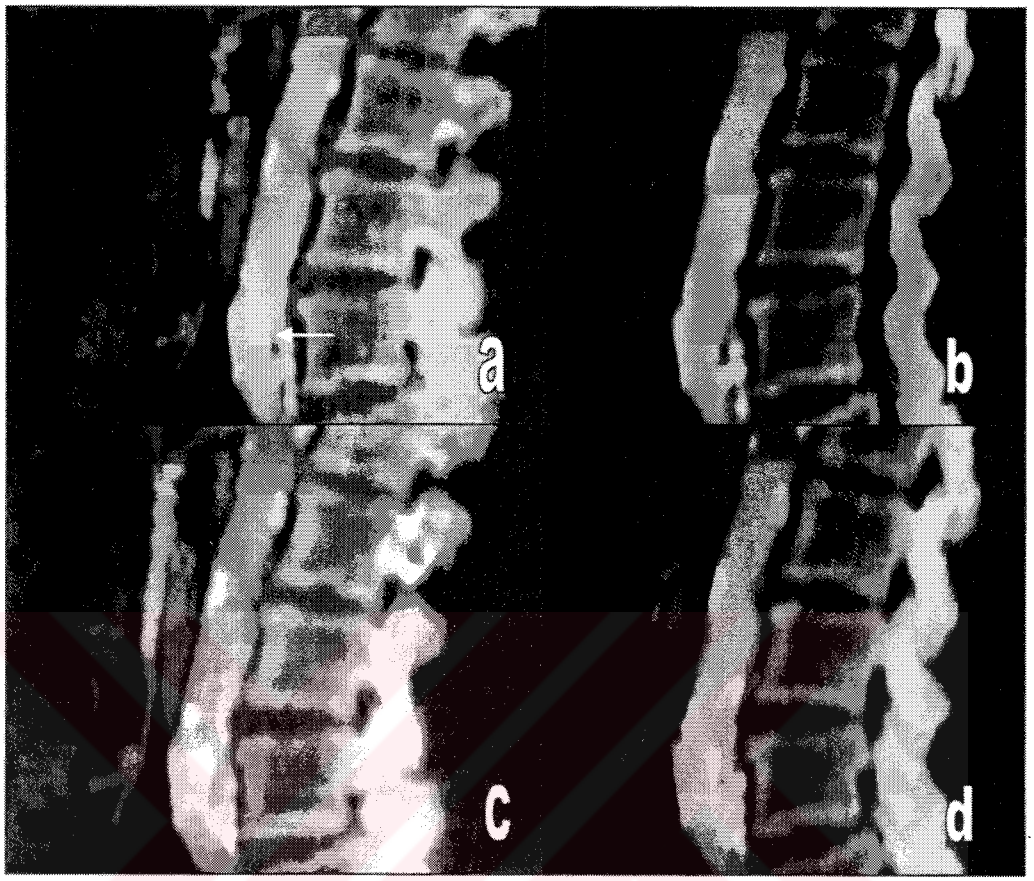
20. OLGU: 64y/ K



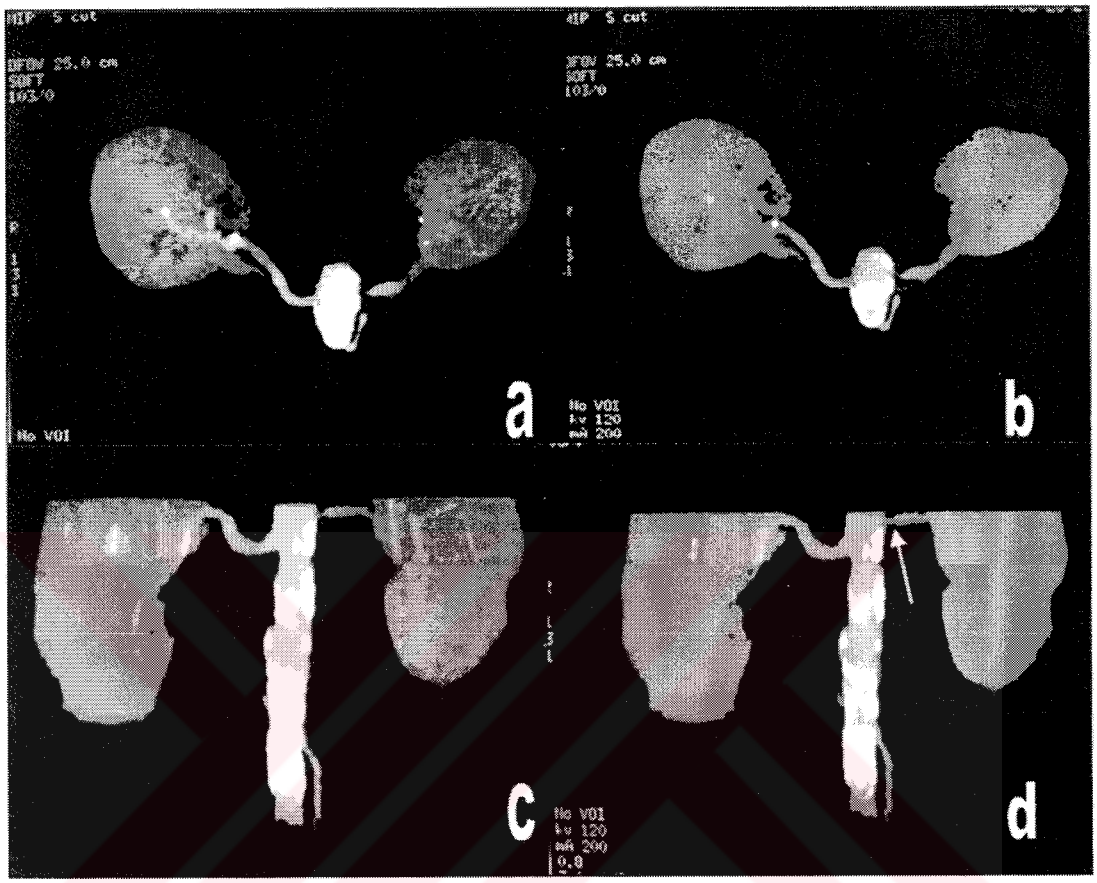
Resim I: Terminal aortadaki %95'lik stenotik segmente stent uygulamasını takiben yapılan 10.yıl anjiografi kontrolünde stent patent olarak izlenmektedir **(a, b)**. Sol renal arter başlangıcında %90'lık darlık mevcuttur (ok) **(a)**.



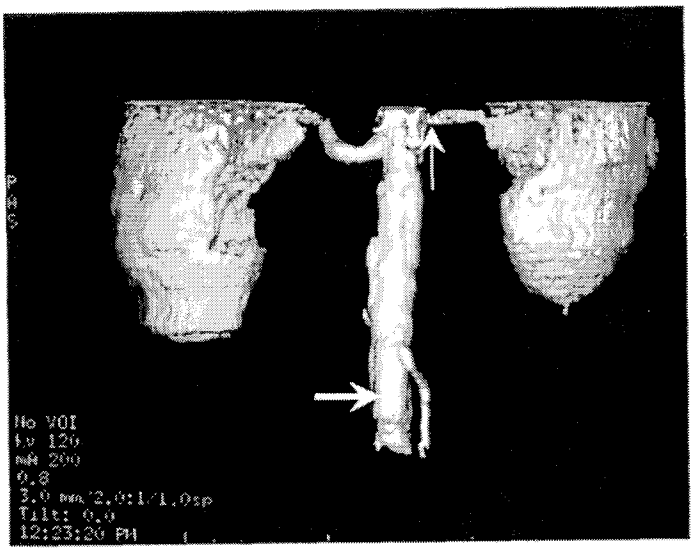
Resim II: Aynı olgunun 1 mm'lik standart aksiyel görüntülerinin değerlendirilmesinde stent lümeni patenttir. Aorta arka duvarında belirgin plak formasyonu izlenmektedir (ok).



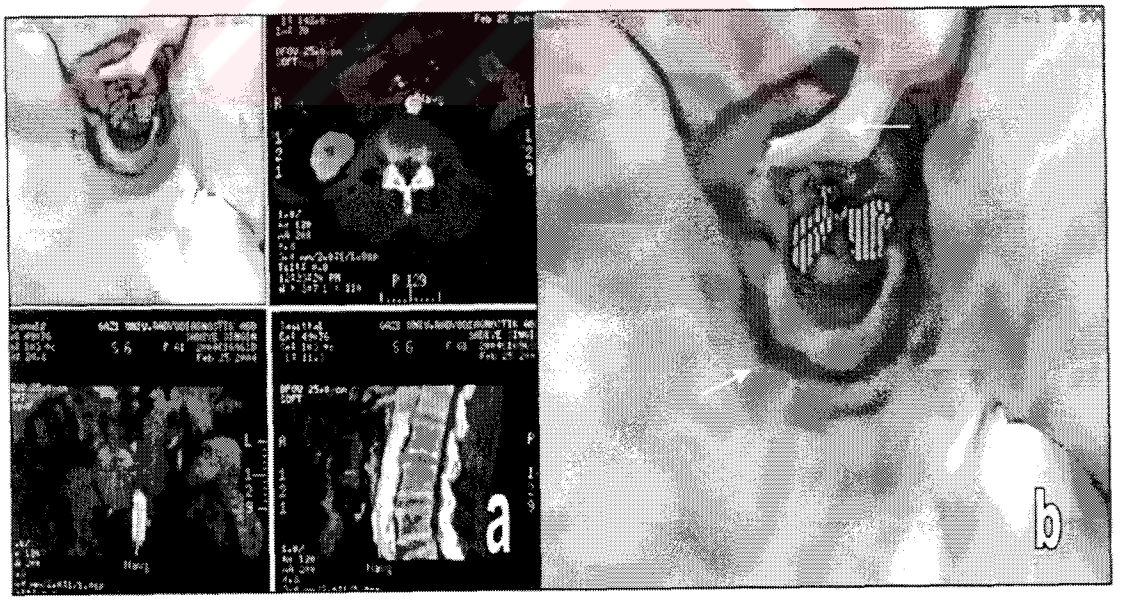
Resim III: Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 0.5 mm kalınlığındaki sagittal MPR görüntülerinde; abdominal aorta devamlılığı **(a)** ve stente yönelik pencerelemede stentin patent olduğu **(b)** izlenmektedir. Aorta arka duvarında geniş plak formasyonu izlenmektedir (ok) **(a)**. Aynı olgunun stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen koronal düzlemde 6,8 mm kalınlığında sagittal MIP görüntülerinde stent-aorta devamlılığı izlenmektedir **(c, d)**. Stent patenttir (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim IV: Aynı olgunun süperiordan **(a, b)** ve anteriordan **(c, d)** izlenen tüm tarama volümünü içeren MIP görüntülerinde; stent- aorta devamlılığı izlenmektedir. Stent yüksek atenüasyon gösterdiğinden dolayı intralüminal kontrast maddeden ayrı olarak izlenmektedir. Abdominal aortada yoğun kalsifiye plaklar mevcuttur. Sol renal arter başlangıcında anjiografide izlenen darlık okla gösterilmektedir **(d)** (a ve c'de vasküler yapılara, b ve d'de stente yönelik pencereleme kullanılmıştır).



Resim V: Aynı olgunun anteriordan izlenen SSD görüntüsünde; Terminal aortadaki stent, konturda taşma şeklinde izlenmektedir (kalın ok). Sol renal arterde anjiografide izlenen darlık okla gösterilmektedir.



Resim VI: Aynı olgunun VIE görüntülerinde **(a, b)**; aorta arka duvarındaki plak ve stent lümeni oklarla gösterilmektedir **(b)**. Stent patenttir.

V. TARTIŞMA

Aterosklerosis, birden fazla gelişim evresinin bulunduğu ve etiyolojisinde bir çok etkenin rol aldığı inflamatuar bir süreçtir (146). Tedavi gerektiren aterosklerotik damar hastalıkları 65 yaş üzerindeki erkeklerin yaklaşık %10' unu etkilemektedir (28). Tanıda selektif anjiografi altın standarttır. En büyük avantajı tanı amaçlı incelemeden hemen sonra PTA veya stent yerleştirilmesi gibi işlemlerinde uygulanabilmesidir. En önemli dezavantajı ise kateterizasyon tekniklerindeki tüm gelişmelere rağmen invaziv olarak kabul edilmesidir. Girişim yerine bağlı komplikasyon oranı %0,17- %7 arasında değişmektedir (1, 43). İşlem sırasında kullanılan kontrast maddeye bağlı renal fonksiyonlarda bozulmaya yol açabilmesi, lezyon bölgesi rutin olarak iki planda değerlendirilmezse stenozların gözden kaçabilmesi ve teknik nedenlerinden dolayı sadece damar lümeninin gösterilebilmesi yöntemin diğer önemli dezavantajlarıdır (110, 135).

Periferik arter hastalıklarının tanısında ve tedavinin yönlendirilmesinde invaziv olmayan ABI (Ayak bileği- kol indeksi) ölçümü, segmental basınç ölçümleri, nabız-volüm kayıtları, tredmil egzersiz testleri kullanılabilmektedir. Bu yöntemlerin hepsinde karşılaşılan sınırlamalar lezyonu tam lokalize edememeleri, şiddetli stenoz ile oklüzyonu ayırt edememeleri, lezyonun doğası hakkında yeterli bilgi verememeleridir (101).

Renkli Doppler Ultrasonografi, invaziv olmaması nedeniyle aorta- iliak arter darlıklarının tanısında önemli bir yer tutmaktadır. Çok yaygın kullanımda olması ve kolay ulaşılabilirliği, tekrarlayan incelemelerle yapısal ve fonksiyonel bilgilerin kolayca elde edilmesi en önemli avantajlarıdır (137). Bağırsak gaz içeriğinin görüntülemeyi engellemesi, obez hastalarda yeterli ses penetrasyonunun sağlanamaması ve bu faktörlere bağlı olarak uygulayıcının deneyimi ve becerisine göre başarı oranının değişmesi en önemli sınırlamadır. Renkli doppler ultrasonografinin arter stenozlarını saptamadaki sensitivitesi %92'dir. Bu oran iliak bölgede %89 olarak rapor edilmiştir (3, 4).

Manyetik Rezonans Anjiografi'nin de noninvaziv bir yöntem olarak kullanımı son yıllarda giderek artmaktadır. "Time of flight" (TOF), faz kontrast tekniklerin yanı sıra paramagnetik kontrast madde kullanılarak da MRA yapılmaktadır. Yapılan

çalışmalarda, TOF yönteminin hemodinamik olarak anlamlı darlıkları (>%50) tanımlamada ki özgüllüğü %98, duyarlılığı % 89 olarak rapor edilmiştir. "Phase contrast" (PC) yönteminin DSA ile karşılaştırıldığında anlamlı darlıkları tanımlamada ki duyarlılığı ve özgüllüğü >%90'dir (112, 133). İyonizan radyasyonun olmaması, gadolinyumun nefrotoksisitesinin iyot bileşiklerine göre çok daha düşük olması ve 0.2 mmol/ kg'lık bolus enjeksiyonunun görüntüleme için yeterli olması yöntemin en önemli avantajlarıdır. Farklı projeksiyonlarda görüntü elde edilmesi, kontrast madde verildikten sonra uzun süre görüntülemenin yapılabilmesi diğer önemli avantajlardır. Kontrastlı MRA'nin dezavantajları; yüksek rezolüsyon elde etmek için uzaysal rezolüsyonun ve anatomik yapının feda edilmesidir (6, 42, 133). Bu yöntemin DSA ile karşılaştırıldığında anlamlı darlıkları (>% 50) tanımlamadaki duyarlılığı ve özgüllüğü %96' dır (106, 112, 133).

Spiral BT'nin gelişimi ile birlikte spiral BT Anjiografi ile periferal kontrast madde enjeksiyonunu takiben arteriyel vasküler opasifikasyonun en üst düzeyinde solunum artefaktları olmaksızın volümetrik bilgiler elde edilmekte ve 2B, 3B'li görüntüler oluşturulabilmektedir (110, 135).

Abdomen ve pelvisdeki spiral BT uygulamalarının çoğunda, kompleks anatomiyi değerlendirmek amacıyla koronal ve sagittal projeksiyonlara ihtiyaç duyulur. Ancak 2B'li ve 3B'li 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 (14).

Rekonstrüksiyon intervali kolimasyondan daha küçük seçildiğinde ve her rotasyonda üç görüntü rekonstrükte edildiğinde 3B'li tanı için yeterli görüntüler oluşturulmaktadır. İntervalin azalması ile birlikte parsiyel volüm etkisi de azalır ve küçük damarların görüntülenmesi sağlanır (12, 123, 138). Yine rekonstrüksiyon intervalinin azaltılması tarama volümünü oluşturan görüntülerin sayısını, görüntü işleme 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 longitüdinal rezolüsyonda artış sağlar. Ancak beraberinde piksel gürültüsü artarken işlem süresi içindeki taranacak mesafe azalır. Vasküler görüntülemede ilgili damar çapından daha ince kolimasyon kullanıldığında ve tarama mesafesini artırmaya yönelik pitch'in artırılması ile en iyi sonuç alınmaktadır (15, 143). Longitudinal rezolüsyonda artış düşük kolimasyon ve yüksek "pitch" değerinde, yüksek kolimasyon ve düşük pitch değerine göre daha iyidir (14). Ancak ince kolimasyon/yüksek "pitch" kombinasyonunun dezavantajı düşük kontrast rezolüsyonuna neden olmasıdır (110). 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 (143). Yapılan çalışmalar göstermiştir ki 3 mm kolimasyon ve "pitch" 2, iliak arterlerin görüntülenmesinde ve optimal görüntü rezolüsyonunun sağlanmasında en uygun değerdir (86).

Bu çalışmada aorta- iliak arterlerin ve stentlerin gösterilmesi amacına yönelik olarak 20 olguda 3 mm kolimasyon, 6 mm/sn masa hızı ve "pitch" 2/1 olarak uygulandı.

Spiral BT'de görüntü alırken hasta z ekseni yönünde hareket ettiğinden (masa hareket yönü) volümetrik olarak elde edilen bilgiden aksiyel görüntü elde etmek için interpolasyon algoritmalarına ihtiyaç vardır. 360^0 lineer interpolasyon kullanıldığında longitudinal rezolüsyon azalır, parsiyel volüm artefaktları ortaya çıkar (11, 104). 180^0 lineer interpolasyon tekniği kullanılarak yapılan rekonstrüksiyonda aralarında 180^0 fark olan iki açıdan gelen bilgiler rekonstrüksiyonda kullanılır. Bu sayede parsiyel volüm etkisinden kaynaklanan artefaktlar en aza indirgenir (88). Bu çalışmada sistemde kullanılan interpolasyon algoritmi 180^0 idi.

Spiral BT incelemelerinde diğer önemli bir nokta da kontrast madde uygulanımıdır. Başarılı bir spiral BT Anjiografi için tercih edilen minimal venöz ve parankimal opaklaşmaya karşılık yeterli arteriyel kontrastlanmadır (13). 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.

Çalışmamızda tüm olgularda aorta- iliak arter ve stentleri görüntülemek için 1.5 cc/kg, 100 cc'den az olmayacak şekilde 100-120 cc kontrast madde, 4 ml/sn enjeksiyon hızında uygulandı. Olguların 19' unda gecikme zamanı 25 saniye, 1'inde (olgu 20) 15 saniye olarak belirlendi. Gecikme zamanı 25 saniye olarak belirlenen 18 olgunun tümünde yeterli arteriyel kontrastlanma saptandı. Bir olguda ise bu sürenin erken olmasından dolayı arteriyel kontrastlanma optimal değildi (Olgu 17). Gecikme zamanı 15 saniye olarak belirlenen 1 olguda yeterli arteriyel kontrastlanma saptandı (Olgu 20).

Çalışmamızda görüntü işleme yöntemleri 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 (13). Çalışmamızda tüm olgularda doğrusal olmayan planar reformasyonlar kullanılarak stent ve aorta- iliak arter bütünlüğü görüntülendi. Stent düzleminden stent referans alınarak elde edilen oblik MPR görüntülerde her olguda stentin aorta- iliak arter ile yaptığı açıya bağlı olarak stent lümeni 18 olguda en iyi 5^0- 50^0 arasındaki sagittal oblik, iki olguda ise aksiyel oblik görürüntülerde değerlendirildi. MPR görüntülerde 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 (13).

MIP vasküler kalsifikasyonun intralüminal kontasttan ayırımında oldukça sensitiftir. Ayrıca MIP, intravasküler metalik stentlerin intralüminal kontrastdan ayırımını da sağlar (14).

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 dokuz olguda stent distalindeki iliak arterin ve bir olguda stent distalindeki terminal aortanın devamlılığı kalınlaştırılmış oblik MIP görüntülerinde izlendi.

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.

MIP'in en önemli sınırlaması, arteriyel kontrastlanmanın derecesine bağlı olmasıdır. Bizim çalışmamızda, iliak arterde optimal kontrastlanmanın sağlanamadığı bir olguda (Olgu 17) 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 değer 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 dijital görüntü oluşturulur (13, 14).

Vasküler kalsifikasyon, intralüminal kontrast ve metalik stentin atenüasyonu seçilen eşik değerin 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 (123).

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

Bizim çalışmamızda, 11 olguda stent SSD görüntülerinde damarda kontur taşması şeklinde izlendi ve stent, kalsifikasyon ile intralüminal kontrast benzer görünümde izlendi. Diğer olgularda ise stent ve intralüminal kontrast dansite açısından seçilen eşik değerin üzerinde olduklarından ayırt edilemedi (Olgu 1, 3, 4, 9, 10, 12, 14, 18, 19).

VIE, sanal fiberoptik endoskopinin üç boyutlu perspektifidir (83). VIE, cerrahi veya girişimsel tedavinin planlanmasında preoperatif değerlendirmeyi sağlar ve tedavi takibinde noninvaziv bir yöntemdir (83).

VIE ile aorta- iliak arter stenozunda ostial veya lüminal daralma gösterilebilir. Stentlerin pozisyonu ve vasküler yapı ile ilişkisi değerlendirilebilir (6, 83). Ayrıca metalik protezlerin vasküler lümenden gösterilmesinde ve böylelikle patensi ve pozisyonu değerlendirilmesinde önemli bir rol oynar (118, 148).

Bizim çalışmamızda, tüm olgularda VIE görüntüleri oluşturuldu. Olguların tümünde stent lümeni patent olarak izlendi. İki olguda (Olgu 4, 7) stent proksimal kesiminde iliak arter lümeninde daralmaya neden olan plak, bir olguda (Olgu 18) lümende daralmaya neden olan stent içi intimal hiperplazi ve bir olguda (Olgu 20) terminal aorta posterior duvarındaki plak konturda taşma olarak izlendi.

Spiral BT Anjiografinin en önemli avantajları non- invaziv bir yöntem olması, arteriyel enjeksiyonlara gerek duyulmaması, sadece damar lümeninin değil damar duvarınında görüntülenmesine olanak tanımasıdır. Ayrıca hızlı bir teknik olup toplam inceleme süresi yaklaşık 10 dk' dır. Görüntü işleme yöntemleri ek olarak yaklaşık 10-30 dk sürmektedir (135).

Spiral BT'de hastanın aldığı doz konvansiyonel BT'de olduğu gibi kVp ve mAs' a bağlıdır. "Pitch" 1 olduğu zaman iki yöntem arasındaki doz biribirinin aynısıdır. "Pitch" 1'in üzerine çıktığı durumlarda ise spiral BT'de radyasyon dozu konvansiyonel BT'ye göre azalır. Bilgisayarlı Tomografide cihazdan ortama verilen ve metaryalin (fantom, hasta dokusunun) soğurduğu X ışın miktarını saptamak amacıyla Radyolojik Korunmada Uluslararası Komisyon (ICRP) tarafından bazı değerler tanımlanmıştır (54). Bu değerlerden radyasyon dozunun belirlenmesinde temel faktör olan $CTDI_W$' ın

fantom üzerinde yapılan örneklemelerde kilovolt (X ışın enerjisi) ve miliamperle (X ışın miktarı) doğru, "Pitch" ile ters orantılı olarak değiştiği görülmüştür (76). BT incelemesi yapılan hastalarda temelde $CTDI_W$' a bağlı olan DLP, tam olarak spesifik organ dozlarını belirtmemekle birlikte, "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography"'nin her anatomik bölgeye göre özel olarak saptadığı "dönüştürme" faktörlerinin kullanılması ile eşdeğer efektif dozun hesaplanmasında kullanılan basit bir yöntemdir. Bu dönüştürme faktörleri pelvik bölge için 0,019 mSv/mGy.cm dir (76). Hastalarımızdaki toplam DLP ve bunlara karşılık gelen efektif dozlar 1,3- 2,7 mSv arasında değişmektedir. Bu normal bireylerde tüm vücut için kabul edilen yıllık güvenli radyasyon dozu miktarı olan 5 mSv'in belirgin şekilde altındadır (89).

BTA'nin anlamlı stenozları (>%50) saptamadaki duyarlılık ve özgüllük değerleri birçok çalışmada değerlendirilmiş olup popliteal arter için duyarlılık %73, özgüllük %100, yüzeyel femoral arter için duyarlılık %88, özgüllük %94, iliak arterler için duyarlılık %93, özgüllük %99 olarak bulunmuştur (114, 121). Bizim çalışmamızda iliak arterler için BTA yönteminin duyarlılığı %83,3, özgüllüğü %100' dür.

Stenozun derecelendirilmesinde sadece MIP'in sensitivitesi %36-58 olup oldukça düşüktür. Bu nedenle aksiyel ve MPR görüntüleriyle kombine edilmelidir (112).

Spiral BT'nin en önemli dezavantajı ise kontrasta bağlı nefrotoksisite gelişimidir. Önceden varolan renal disfonksiyon durumlarında bu risk artmaktadır (78, 100). Kalsifiye plakların incelenen alanın değerlendirilmesini güçleştirmesi karşılaşılan önemli sorunlardandır. Vaskuler kalsifikasyonlar ile intravasküler kontrast madde arasındaki ayırıcı tanı görüntü işleme yöntemlerin de uygun açıların ve pencereleme yöntemlerinin seçimi ile mümkün olmaktadır (112).

Sonuç olarak; Spiral BTA, tarama parametreleri ve görüntü işleme yöntemlerinin birlikteliğinde aorta, iliak arter stenozlarında intravasküler stent uygulaması sonrası, stent bütünlüğü, stent patensisi, stent- aorta, iliak arter ilişkisinin değerlendirilmesinde noninvaziv bir yöntem olarak uygulanabilir.

VI. ÖZET

Amaç:

Aorta- iliak artere stent yerleştirilmesini takiben yapılan spiral BT anjiografinin stent bütünlüğü, patensisi ve stent- aorta, iliak arter ilişkisinin gösterilmesi yönünden yeterliliğini araştırmaktır.

Gereç ve yöntem:

Haziran94– Şubat 04 tarihleri arasında aorta- iliak arter darlığı nedeniyle intravasküler metalik stent yerleştirilen 20 olgu, spiral BT anjiografi ve arteriografi (DSA) ile incelendi.

Spiral BTA incelemesinde aksiyel görüntülere ek olarak elde edilen verilerden MPR, MIP, SSD ve VIE görüntüleri oluşturuldu. Tüm olgularda stent uzunluğu ve stent çapı ölçüldü. Terminal aorta- iliak arter kontrastlanması ile stent patensisini değerlendirmek amacıyla dansite ölçümleri yapıldı. Damar hastalıklarının teşhisinde altın standart yöntem olan intraarteriyel anjiografiye göre spiral BT anjiografi yönteminin duyarlılık ve özgüllük değerleri hesaplandı.

Bulgular:

Tüm olgularda optimum stent uzunlukları ve çapları ile BT'de ölçülen stent serbestleştirildikten sonraki uzunluk ve çap değerleri karşılaştırıldığında anlamlı farklılık saptanmadı. Stent patensilerini saptamak için yapılan dansite ölçümlerinde olguların tümünde stent patent olarak değerlendirildi. Stent lümeninin görülebilirliği bakımından MPR görüntülerin diğer görüntülere göre (MIP, SSD, VIE) stent lümeninin değerlendirilmesinde daha etkin olduğu görüldü. İntraarteriyel anjiografiye göre spiral BT anjiografinin anlamlı darlıkları (%30) gösterebilmedeki duyarlılığı %83,3, özgüllüğü %100 olarak hesaplandı.

Sonuç:

Spiral BTA, tarama parametreleri ve görüntü işleme yöntemleri birlikteliğinde, aorta- iliak arter stenozlarında intravasküler stent uygulaması sonrası stent bütünlüğü, patensisi ve stent- aorta, iliak arter ilişkisinin değerlendirilmesinde böbrek fonksiyonları normal olan hastalarda non-invaziv bir yöntem olarak uygulanabilir.

VII. İNGİLİZCE ÖZET

Purpose:

The purpose of this study is to explore the adequacy of CTA in evaluating stent-aorta, stent- iliac artery relation, stent completeness and patency in cases which intravascular stents were applied due to stenosis of the iliac artery or aorta.

Materials and Methods:

In this study 20 cases with either iliac artery or terminal aorta stenosis treated with metallic stents between July 1994- February were included. All cases were evaluated with spiral CTA and arteriography (DSA).

The spiral CTA examination was performed in two phases, the first phase was data collection (axial images) and the second phase was post-processing of collected data. MPR, MIP, SSD and VIE images were reconstructed by post-processing. In all cases stent length and stent diameter were measured. Sensitivity and specificity values of the spiral CTA were measured in respect to intraarteriel angiography, which is the gold standart in diagnosis of vascular diseases.

Results:

In all cases no significant difference was found between stent length and diameter in CTA with actual stent diameter and length. According to density measurements, all stents were found to be patent.

MPR images were found more effective than other images (MIP, SSD, VIE) in evaluation of the stent lumen.

In respect of angiography, sensitivity and specificity of spiral CTA for the detection of significant stenosis (30%) were 88,3% and 100%, respectively.

Conclusion:

Spiral CTA together with scanning parameters and postprocessing applications can be applied as a noninvasive method in patients who has normal renal functions in evaluating stent completeness, patency and the relation between stent-aorta and stent- iliac arteries.

VIII. KAYNAKLAR:

1. Abu Rahma AF, Robinson PA, Boland JP: Complications of arteriography in a recent series of 707 cases: factors affecting outcome. Ann Vasc Surg 7:122, 1993
2. Alanazi A, Chisato N, Kido T, Noguchi T, Ohgoe Y, Matsuda T, Hirakuri K, Funakubo A, Sakai K, Fukui Y. Engineering analysis of diomand-like carbon coated polimeric materials for biomediacal applications. Artif Organs 2 (8): 624-627, 2000
3. Aly S, Jenkins MP, Zaidi FH, Bishop CC: Duplex scanning and effect of multisegmental arterial disease on its accuracy in lower limb arteries. Eur. J. Vasc. Endovasc. surg. 16:345-349, 1998
4. Aly S, Sommerville K, Raphael M, Bishop CC: Comparison of duplex imaging and arteriography in the evaluation of lower limb arteries. Br. J. Surg. 85:1099-1102, 1998
5. Barth KH, Virmani R, Strecker EP: Flexible Tantalum Stents Implanted in Aortas and Iliac Arteries: Effects in Normal Canines. Radiology 175: 91-96, 1990
6. Bartolozzi C, Neri E, Caramella D. CT in vascular pathologies (Review). Syylabus. Non-invasive vascular imaging. March 7-12 1999 Vienna Austria
7. Becker GJ, Katzen BT, Dake MD: Noncoronary Angioplasty. Radiology 170: 921-940, 1989
8. Becker GJ. Intravascular stents: general principles and status of lower extremity arterial aplications. Circulation 83:122-136, 1991
9. 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
10. Bossavy J P, Thalamas C, Sagnard L, Barret A, Sakariassen K, Boneu, Cadroy. A double-blind randomized comparison of combined aspirin and ticlopidine therapy versus aspirin or ticlopidine alone on experimental arterial thrombogenesis in humans. Blood 92: 1518-1525, 1998

11. BrinkJA, et al. Abdominal spiral CT of effect of interpolation algorithm, collimation and zoom on effective section thickness and noise. Radiology 185:126, 1992
12. Brink JA, Lim JT, Wang G, et al. Helical CT: principles and technical considerations. Radiographics 14:887-893, 1994
13. Brink JA. Technical aspect of helical CT. Radiologic Clinics of North Am 33:825-841, 1995
14. Brink J.A. Spiral CT angiography of the abdomen and pelvis: interventional applications. Abdom Imaging 22:365-372, 1997
15. Brink JA, McFarland EG, Heiken JP. Helical / spiral computed body tomography (review). Clin Radiol 52:489-503, 1997
16. Castaneda - Zuniga WR, Tadavarthy SM: Medtronic - Wiktor Stent: Interventional Radiology. 2nd Ed. Castaneda - Zuniga WR, Tadavarthy SM (ed) Williams & Wilkins, Baltimore, S: 594-595, 1992
17. Chin K, Carsten M: Pharmacological Treatment of Patients with Peripheral Arterial Disease. Drugs 63:637- 647, 2003
18. Chung JW, Park JH, Im JG: Spiral CT angiography of the thoracic aorta. Radiographics 16:811- 824, 1996
19. Cicuto KP, Mclean GK, Oleaga JA, et al: Renal artery stenosis: Anatomic classification for percutaneous transluminal angioplasty: AJR 137:599-601, 1981
20. Cikrit DF, Dalsing MC. Lower- extremity arterial endovasculer stenting. Surg Clin North Am 78:617-629, 1998
21. Cleveland TJ, Guines P. Stenting in peripheral vascular disease. Hospital Medicine 60:630-632, 1999
22. Connolly DL, Lip GYH, Chin BSP. ABC of antithrombotic therapy Antithrombotic strategies in acute coronary syndromes and percutaneous coronary interventions. BMJ 325:1404–7, 2002
23. Cordis , Jhonsan & Jhonsan Company, USA
24. Cragg A, Lund G, Rysavy J: Nonsurgical Placement of Arterial Endoprostheses: A New Technique Using Nitinol Wire. Radiology 147: 261-263, 1983

25. Cragg AH, De Jong SC, Barnhart WH, Landas SK, Smith TP: Preclinical Evaluation of a Nitinol Intraluminal Stent. Radiology 189: 775-778, 1993
26. Crawford CR, et al. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. Med Phys 107:108, 1990
27. Crawford T: Morphological Aspects in the Pathogenesis of Atherosclerosis. Atheroscl Res 1: 3, 1961
28. Criqui MH, Fronek A, Connor E, Klauber MR: The prevalence of peripheral arterial disease in a defined population. Circulation 71:510-515, 1985
29. Debatin J.F., Hany Th.F. MR-based assessment of vascular morphology and function. Syllabus, Non-invazive vascular imaging. March 7-12, 1999 Vienna, Austria.
30. Djousse L, Levy D, Murabito JM, Cupples LA, Ellison RC: Alcohol consumption and risk of intermittent claudication in Framingham Heart Study. Circulation 102:3092-3097, 2000
31. Dormandy JA, Murray GD: The fate of the claudicant- a prospective study of 1969 claudicants. Eur J Vasc Surg 5:131-133, 1991
32. Dotter CT, Buschman RW, McKinney MK, Rösch J. Transluminal Expandable Nitinol Coil Stent Grafting: Preliminary Report, Radiology 147:259-260, 1983.
33. Duda SH, Wiskirchen J, Tepe G, Bitzer M, Kaulich TW, Stoeckel D, Claussen CD: Physical Properties of Endovascular Stents: An Experimental Comparison. JVIR 11:645-654, 2000
34. Duprat G, Wright KC, Charnsangavej C: Flexible Balloon-expanded Stent for Small Vessels. Radiology 162: 276-278, 1987
35. 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
36. Erkoçak A: Özel Histoloji. 4. Baskı. AÜTF Yayınları, Ankara S: 45-48, 1982
37. Fallon JT: Pathology of Arterial Lesions Amenable to PTA. AJR 135: 913-916, 1980

38. Fobbe F, Ohnesorge I, Reichel M: Color-coded duplex sonography and ultrasound contrast medium in the study of peripheral arteries: initial clinical experiences. Ultraschall Med 13:193, 1992
39. Gardner A, Poehlman E: Exercise rehabilitation programs for the treatment of claudication pain. A meta-analysis. JAMA 174:975- 980, 1995
40. Glickereman DJ, Obregon RG, Scmiedl UP: Cardiac- gated MR angiography of the entire lower extremity: a prospective comparison with conventional angiography. AJR 167:445, 1996
41. Graor RA. New techniques for percutaneous renal revascularization Atherectomy and stenting. Urol Clin North Am 21:245-253, 1994
42. Grist TM. Magnetic Rezonance Anjiography of the aorta and renal arteries. MRI Clin North Am 1:253-269, 1993
43. Grollman JH, Marcus R Transbrachial arteriography tecniques and complications. Cardiovasc Intervent Radiol 11:32, 1988
44. Gruberg L. CREDO: Clopidogrel for Reduction of Events During Observation. Transcatheter Cardiovascular Therapeutics (TCT) 2002
45. Gutensohn K, Beythien C, Bau J, Fenner T, Grewe P, Koester R, Padmanaban K, Kuehnl P. In vitro analyses of diamond-like carbon coated stents. Reduction of metalion release, platelet activation, and thrombogenicity. Thromb Res 99(6):577-85, 2000
46. Hany TF, Debatin JF, Leung DA: Evaluation of the aortoiliac and renal arteries: comparison of beath-hold, contrast-enhanced, three-dimensional MR angiography with conventional catheter angiograph. Radiology 204:357, 1997
47. Hausegger KA, Cragg AH, Lammer J, Lafer M, Flückiger F, Klein GE, Sternthal MH, Pilger E: Iliac Artery Stenting- Clinical Experience With a Nitinol Stent. Radiology 190: 199-202, 1994
48. Haust MD: The Morphogenesis and Fate of Potential and Early Atherosclerotic Lesions in Man. Hum Pathol 2:1, 1971

49. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral CT. Radiology 189:647-656, 1993

50. Holmes DR, Vliestra RE, Smith HC: Restenosis After Percuteneous Transluminal Coronary Angioplasty (PTCA): A Report From The PTCA Registry of The National Heart, Lung, and Blood Institute. Am J Cardiol 53: 77-81, 1984

51. 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

52. Insner J, Rosenfield K: Redining the treatment of peripheral artery disease. Role of percutaneous revascularization. Circulation 88:1534-1537, 1993

53. Jager KA, Phillips DJ, Martin RL: Noninvasive mapping of lower limb arterial lesions. Ultrasound Med Biol 11:515- 521, 1985

54. Jessen K, Shrimpton P, Panzer W, Tosi G: Dosimetry for optimisation of patient protection in CT. Applied Radiation and Isotopes 50:165- 172, 1999

55. Jonason T, Bergstrom R: Cessation of smoking in patients with intermittent claudication. Effect on the risk of peripheral vascular complications, mocardial infarction and mortality. Acta Med Scand 221:253-260, 1987

56. 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

57. Kalender WA, Sissler W, Vocj P. Single-breath-hold spiral volumetric CT by continous patient translation and scanner rotation. Radiology 173:414, 1989

58. 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

59. Kalender WA, et al. Physical Performance Characteristics of spiral CT scanning. Med Phys 18:910-915, 1991

60. Kalender WA. Technical foundations of spiral computed tomography. Seminars in Ultrasound, CT and MRI. Philadelphia: Saunders, vol. 5, no. 2, S: 81-89, 1994

61. Karasch T, Rieser R, Grun B. Determination of the length of the occlusion in extremity arteries: color duplex ultrasound versus angiography. Ultraschall Med 14:247, 1993

62. King III SB: Vascular Stents and Atherosclerosis. Circulation 79: 460-462, 1989

63. Kirsch EC, Khangure MS, van Schie GP, Lawrence-Brown MM, Stewart-Wynne EG, McAuliffe W. Carotid A rterial Stent Placement: Results and Follow-up in 53 Patients. Radiology. 220:737-744, 2001

64. Korosec FR, Mistretta CA. MR angiography Mag Reson. Imag Clin North Am 6:223-256, 1998

65. Lawrence DD, Charnsangavej C, Wrigt KC:Percutaneous Endovascular Grafting: Experimental Evaluation. Radiology 163: 357-360, 1987

66. Long AL, Page PE, Raynaud AC, Beyssen BM, Fiessinger JN, Ducimetiere P, Relland JY, Gaux JC: Percutaneous Iliac Artery Stent: Angiographic Long - term Follow - up. Radiology 180: 771-778, 1991

67. Lunt MJ: Rewiew of duplex and colour Doppler imaging of lower limb arteries and veins. J. Tissue Viability 9:45-54, 1999

68. Maass D, Zollikofer CE, Largaider F, Senning A: Radiological Follow-up of Transluminally Inserted Vascular Endoprostheses: An Experimental Study Using Expanding Spirals. Radiology 152: 659-663, 1984

69. 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

70. Makkar RR, Eigler NL, Kaul S, Frimerman A, Nakamura M, Shah PK, Forrester JS, Herbert JM , Litvack F. Effects of clopidogrel, aspirin and combined therapy in a porcine ex vivo model of high-shear induced stent thrombosis. European Heart Journal 19:1538–1546, 1998

71. Martinez R, Ferral H: Endovasculer treatment of athero-occlusive disease of iliac arteries. La Revista de Investigacion Clinica 53: 543-551, 2001

72. McCann RL, Schwartz LB, Pieper KS. Vasculer complications of cardiac catheterization. J Vasc Surgery 14:375-381, 1991

73. McCauley TR, Dickey K: Peripheralvascular occlusive disease: accuracy and reliability of time of flight MR angiography. Radiologo 192:351, 1994

74. Meissner O, Prettner R, Kellner W, Szeimies U, Spengel FA, Kueffer G. Endoluminal repair of peripheral endoluminal aneurysms: 4 year experience with the Cragg EndoPro System 1. JVIR 11:593-600, 2000

75. Messina LM, Brothers TE, Wakefield TW ve ark. Clinical characteristics and surgical management of vascular complications in patients undergoing cardiac catheterzation: Interventional versus diagnostic procedures. J Vasc Surg 13:593-600, 1991

76. Michael F, McNitt G: AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. RadioGraphichs 22:1541- 1553, 2002

77. Miller DL: Heparin in Angiography: Current Patterns of Use. Radiology 172: 1007-1011, 1989

78. 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

79. Moshfegh K, Redondo M, Julmy F, Wuillemin WA, Gebauer MU, Haeberli A, Meyer BJ. Antiplatelet effects of clopidogrel compared with aspirin after myocardial infarction: Enhanced inhibitory effects of combination therapy. J Am Coll Cardiol 36:699 –705, 2000

80. Moussa I, Oetgen M, Roubin G, Colombo A, Wang X, Iyer S, Maida R, Collins M, Kreps E, Moses J.W. Effectiveness of clopidogrel and aspirin versus ticlopidine and aspirin in preventing stent thrombosis after coronary stent implantation. Circulation . 99 (18): 2364-2366, 1999

81. Murray PD, Garnic JD, Bettmann MA: Pharmacology of Angioplasty And Intravascular Trombolysis. AJR 139: 795-803, 1982

82. Nelson KL, Gifford LM, Gross CA: Clinical safety of gadopentetate dimeglumine. Radiology 196:439- 443, 1995

83. Neri E. Bonanomi G.Vignali C. et al. Spiral CT virtual endoscopy of abdominal arteries: clinical applications. Abdom Imaging 25:59-61, 2000

84. Nicholson T. Stents: an overview. Hospital Medicine 60:571-573, 1999

85. Odar IV: Anatomi Ders Kitabı. Hacettepe-Taş Kitapçılık, Ankara 1986. S: 417-423

86. Olaf R, Christoph D, Achim Neufang. CT Angiography Versus Intraarterial Digital Subtraction Angiography for Assessment of Aortoiliac Occlusive Disease. AJR 169:1133-1138, 1997

87. Oliver R. Radiation physics in radiology. Birinci Baskı. Blackwell Scientific, Oxford, 1973. S: 41-59

88. Oto A, Akman O. Spiral BT ve abdominal uygulamaları. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji. 5:173-184, 1999

89. Oyar O: MR fiziği. Radyolojide temel fizik kavramlar. Birinci Baskı. Nobel, İzmir S:151- 210 , 1998

90. Oyar O. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği. Radyolojide temel fizik kavramlar. Birinci Baskı. Nobel, İzmir S: 119-148, 1998

91. Oyar O: Radyolojide temel fizik kavramlar. Birinci Baskı. Nobel, İzmir S: 5-9, 1998

92. Palmaz JC, Sibbitt RR, Reuter SR: Expandable Intraluminal Graft: A Preliminary Study. Radiology 156: 73-76, 1985

93. Palmaz JC, Sibbitt RR, Reuter SR: Expandable Intrahepatic Portocaval Shunt Stents: Early Experience In The Dog, AJR 145: 821-825, 1985

94. Palmaz JC, Sibbitt RR, Tio FO: Expandable Intraluminal Vascular Graft: A Feasibility Study. Surgery 99: 199-205, 1986

95. Palmaz JC, et al. Normal and stenotic renal arteries: Experimental balloon expandable intraluminal stenting. Radiology 164:705-708, 1987

96. Palmaz JC. Balloon-expandable intravascular stents. AJR 150:1263-1269, 1988

97. Palmaz JC, Garcia OJ, Schatz RA: Placement of Balloon-expandable Intraluminal Stents In Iliac Arteries: First 171 Procedures. Radiology 174: 969-975, 1990

98. Palmaz JC. Intravascular stenting: From basic research to clinical application. Cardiovas Intervent Radiol 15:279-284, 1992

99. Paradiso- Hardy FL, Angelo CM, Lanctôt KL, Cohen EA. Hematologic dyscrasia associated with ticlopidine therapy: evidence for causality CMAJ 163 (11):1441-1448, 2000

100. 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

101. Pellerito J: Current approach to peripheral arterial sonography. Radiologic Clinics of North America 39:553- 567, 2001

102. Pentecost MJ, Dorros G: Guidelines for peripheral percutaneous transluminal angioplasti of the abdominal aorta and lower extremity vessels. Circulation 89:511- 531, 1994

103. Polak J: Arterial sonography: efficacy for the diagnosis of arterial disease of the lower extremity. AJR 161:235- 243, 1993

104. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT . Radiology 185: 29-35, 1992

105. Prince MR, Arnoldus C, Frisoli JK: Nefrotoxicity of high dose gadolinium compared with iodinated contrast. J Magn Reson Imaging 6:162- 166, 1996

106. Prince MR. Contrast-enhanced MR angiography. Mag Reson. Imag Clin North Am 6:257-267, 1998

107. Quick CR, Cotton LT: The measured effect of stopping smoking on intermittent claudication. Br J Surg 69:24-26, 1982

108. Quinn MJ, Fitzgerald DJ. Ticlopidine and Clopidogrel. *Circulation*. 100:1667-1672, 1999

109. Rabkin JE, Germashev VG: The Rabkin Nitinol Coil Stent: A Five-Year Experience: Interventional Radiology 2nd Ed Castaneda- Zuniga WR, Tadavarthy SM (ed) Williams & Wilkins, Baltimore S: 576-581, 1992

110. Rankin S.C., Saunders J.S., Cook G.J.R. Renovascular Hypertension. (Review.) Clinical Radiology 55:1-12, 2000

111. Rees CR, Palmaz JC, Garcia OJ: Angioplasty and Stenting of Completely Occluded Iliac Arteries. Radiology 172: 953-959, 1989

112. Reimer P, Landwehr P: Non-invasive vascular imaging of peripheral vessels. Eur. Radiol. 8:858-872, 1998

113. Richter EI, Zeitler E: Percutaneous Transluminal Angioplasty: Adjunct Drug Therapy: Percutaneous Transluminal Angioplasty. Dotter CT, Grüntzig A, Schoop W, Zeitler E (ed) Springer-Verlag, Berlin, S: 84-90, 1983

114. Rieker O, Düber C, Schweden F, Thelen M. Prospective comparison of CT angiography of the legs with intraarterial digital subtraction angiography. AJR 166:269, 1996

115. 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

116. Robins SL, Kumar V: Basic Pathology. 4. Baskı. W.B. Saunders Company, Philadelphia S: 365-400, 1987

117. Robins SL, Kumar V: Basic Pathology. 4. Baskı. W.B. Saunders Company, Philadelphia S: 277- 286, 1995

118. Rodenwald 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

119. Rollins N, Charnsangavej C: Self-expanding Metallic Stents: Preliminary Evaluation in an Aterosclerotic Model. Radiology 163: 739-742, 1987

120. Ross R: The Pathogenesis of Atherosclerosis- An Update. N Engl J Med 314: 488, 1986

121. Rsen MP, Lawrence JA, Kim D, Kent KC, Rosen MP. Lower extremity spiral CT angiography versus catheter angiography. Radiology 194:903, 1995

122. Rubin GD, Silverman SG. Helical CT of the retroperitoneum. Radiol Clin North Am 33:5, 1995

123. 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

124. Rubin JM, Bude RO, Carson PL: Power doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color doppler US. Radiology 190:853-856, 1994

125. Rutherford BR, Becker GJ: Standrarts for Evaluating and Reporting the Results of Surgical and Percutaneous Therapy for Peripheral Arterial Disease. JVIR 2: 169-174, 1991

126. Rutherford RB, Flanigan DP, Gupta SK: Suggested standards for reports dealing with lower extremity ischemia. J Vasc Surg 4:80- 84, 1986

127. 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

128. Schatz RA, Palmaz JC, Tio FO, Garcia FJ, Reuter SR: Balloon-expandable Intracoronary Stents in the Adult Dog. Circulation 76: 450-457, 1987

129. Schatz RA. A view of vascular stents. Circulation 79:445-456, 1988

130. Shaw JW. Management of Aorto-iliac Occlusive Vascular Disease with the Memotherm Self-expanding Nitinol Stent. J Intervent Radiol 44: 119-127, 1996

131. Sigwart U, Puel J, Mirkovitch V: Intravasculer Stents to Prevent Occlusions and Restenosis After Transluminal Angioplasty. N Engl J Med 316: 701-706, 1987

132. Silva JA, White CJ. Adjunctive pharmacologic treatment for elective stenting of the extracranial carotid arteries. Int J Cardiovasc Intervent 4(3):141-144, 2001

133. Sueyoshi E, Sakamoto I, Ogawa Y, Hayashi K: Aortoiliac and lower extremity arteries: comparison of three- dimensional dynamic contrast- enhanced substraction MR angiography and conventional angiography. Radiology 210:683-688, 1999

134.Thomson LA, Law FC, Rushton N, Franks J. Biocompatibility of diamond-like carbon coating. Biomaterials. 12(1):37-40, 1991

135. Tıns B, Oxtoby J, Patel S. Comparison of CT angiography with conventional arterial angiography in aortoiliac occlusive disease. The British Journal of Radiology 74:219-225, 2001

136. Toki Y, Rifu T, Aradate H, et al. New reconstruction algorithm in helical volume CT. Radiology 177:108, 1990

137. Trusen A, Beıssert M, Hahn D: Color doppler US findings in the diagnosis of arterial occlusive disease of the lower limb. Acta Radiologica 44: 411-418, 2003

138. 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

139. Valdoni P, Venturi A: Distribution of the Incidence of Occlusive Arteriosclerotic Lesions of the Lower Extremities. Journal of Cardiovascular Surgery 5: 109, 1964

140. Vitek JJ, Roubin GS, Al-Mubarek N, New G, Iyer SS. Carotid Artery Stenting: Technical Considerations. AJNR 21:1736-1743, 2000

141. Vorwerk D, Günther RW. Arterial stent placement: textbook of metalic stents. 1th ed. Adam A, Dondelinger RF, Mueller PR (ed.) Isis Medical Media Ltd, Oxford, S:3-20, 1997

142. Vosshenrich R, Castillo E: Kontrastmittelgestütze 3D- MR- Angiographie der peripheren Gefasse in Schrittverschiebe-Technik: Erste Ergebnisse. Fortschr Röntgenstr 168:90, 1998

143. Wang G, Vannier MW. Maximum volume coverage in spiral computed tomography scanning. Acad Radiol 3:423-428, 1996

144. Wescott HP: B- flow- a new method for detecting blood flow. Ultraschall Med 21:59-65, 2000

145. Wissler RW: Principles of the Pathogenesis of Atherosclerosis: A Textbook of Cardiovascular Medicine. 2nd ed. Braunwald (ed) W.B. Saunders Co, Philadelphia, S: 1183, 1984

146. Worthley SG, Helft G, Fuster V. Atherosclerosis and the vulnerable plaque-pathogenesis: Part 1. Aust NZJ. Med 2000, 30:600-607, 2000

147. Yadav JS. Management practices in carotid stenting. Cerebrovasc Dis 11 Suppl 2:18-22, 2001

148. Yamaoka O, Ikeona K, Fujioka H et al. Detection of Palmaz Schatz stent by Ultrafast CT. J Comp Asist Tomogr 19:128-130, 1995

149. Yao ST, Hobbs JT: Ankle systolic pressure measurements in arterial disease affecting the lower extremities. Br J Surg 56:676- 679, 1969

150. Zarins CK, Glagov S: Pathophysiology of Human Atherosclerosis: Vascular Surgery Principles and Practice. Wilson SE, Veith FJ, Hobson RW, Williams RA (ed) Mc Graw Hill Comp, S: 23-41, 1987